



**HAL**  
open science

# Troubles associés de la locomotion et du contrôle postural des segments axiaux chez les enfants atteints de paralysie cérébrale : impact d'une rééducation centrée sur le tronc

Jonathan Pierret

## ► To cite this version:

Jonathan Pierret. Troubles associés de la locomotion et du contrôle postural des segments axiaux chez les enfants atteints de paralysie cérébrale : impact d'une rééducation centrée sur le tronc. Médecine humaine et pathologie. Université de Lorraine, 2020. Français. NNT : 2020LORR0079 . tel-02962810

**HAL Id: tel-02962810**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-02962810v1>**

Submitted on 9 Oct 2020

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



## AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : [ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr)

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

## Ecole Doctorale BioSE (Biologie-Santé-Environnement)

### Thèse

Présentée et soutenue publiquement pour l'obtention du titre de

**DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LORRAINE**

Mention : « Sciences de la Vie et de la Santé »

par **Jonathan Pierret**

## Troubles associés de la locomotion et du contrôle postural des segments axiaux chez les enfants atteints de paralysie cérébrale : impact d'une rééducation centrée sur le tronc.

Le 16 juin 2020

### Membres du jury :

#### Rapporteurs :

- |                              |  |
|------------------------------|--|
| <b>Mme. Isabelle Olivier</b> | Professeure des Universités, Laboratoire TIMC-IMAG, Université Grenoble Alpes, Grenoble. |
| <b>M. Stéphane Armand</b>    | Ingénieur de Recherche, Université de Genève, Hôpitaux Universitaires de Genève, Genève. |

#### Examineurs :

- |                                 |   |
|---------------------------------|---|
| <b>Mme. Christine Assaiante</b> | Directrice de Recherche, Laboratoire de Neurosciences Cognitives, CNRS, Marseille.                        |
| <b>M. Alain Hamaoui</b>         | Professeur des Universités, Laboratoire CIAMS, Université Paris-Saclay, Orsay.                            |
| <b>Mme. Laura Wallard</b>       | Maître de Conférence des Universités, Laboratoire LAMIH UMR CNRS 8201, UPHF, Valenciennes.                |
| <b>M. Christian Beyaert</b>     | Professeur des Universités EA 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy, Directeur de thèse.              |
| <b>M. Sébastien Caudron</b>     | Maître de Conférence des Universités EA 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy, co-directeur de thèse. |

#### Membres invités :

- |                           |  |
|---------------------------|--|
| <b>Mme Nathalie Genès</b> | Médecin, Conseil Scientifique de la Fondation Paralysie Cérébrale, France  |
| <b>M. Jean Paysant</b>    | Professeur des Universités, Directeur Médical de l'Institut Régional de Réadaptation de Nancy, EA 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy. |



*« [...] ceux qui aiment marcher en rangs sur une musique : ce ne peut être que par erreur qu'ils ont reçu un cerveau, une moelle épinière leur suffirait amplement »*

*Albert Einstein*

## **Financements**

La présente thèse a reçu le soutien financier de la **Fondation Paralysie Cérébrale** (appel à projet #2015/6 et 2018/2) et de la **Fondation de l'Avenir** (appel à projet #AP-RMA-2015-033).

Ce travail a également bénéficié du soutien de l'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation de Nancy (UGECAM Nord-Est).

*Pour l'ensemble de leur aide, nous exprimons notre profonde gratitude à leur égard.*

## Remerciements

*Ce travail de thèse représente une partie importante de ma vie, faite d'essais, d'erreurs, d'échecs, de doutes, mais surtout de rencontres, d'expériences et d'accomplissements qui m'ont fait grandir et me rendent fier du travail accompli. Par ces quelques lignes, je tiens à remercier toutes les merveilleuses personnes qui de près ou de loin ont contribué à ce que ce travail arrive à terme.*

*Je tiens en premier lieu à remercier les membres de mon jury de thèse, qui ont accepté de participer à ma soutenance, malgré un report initial et surtout malgré la situation sanitaire exceptionnelle que nous traversons actuellement. Aux **Pr Isabelle Olivier** et **Dr Stéphane Armand**, qui me font l'honneur d'expertiser ce manuscrit, soyez assurés de ma profonde reconnaissance pour l'enrichissement de ce travail. Aux **Pr Christine Assaïante**, **Dr Laura Wallard** et **Pr Alain Hamaoui** qui ont accepté d'être les examinateurs lors de ma soutenance, soyez assurés de ma profonde gratitude. Je suis d'ores et déjà persuadé que nos échanges et discussions lors de la soutenance enrichiront ce travail et m'apporteront beaucoup. Au **Pr Jean Paysant** et au **Dr Nathalie Genès**, représentant respectivement l'Institut Régional de Réadaptation et la Fondation Paralysie Cérébrale, qui me font l'honneur d'avoir accepté notre invitation à participer à ce jury.*

*Ce travail a bénéficié des conseils avisés des **Pr Christine Assaïante** et **Pr Alain Yelnik** qui ont spontanément accepté de faire partie de mon comité de suivi de thèse. Vos conseils et remarques lors de nos échanges ont permis à ce travail de grandir et pour cela je vous suis extrêmement reconnaissant.*

*Un travail de thèse ne peut grandir sans un laboratoire d'accueil offrant les meilleures conditions possibles. J'ai eu la chance de recevoir tout le support nécessaire de la part de mon laboratoire, **l'équipe d'accueil EA3450 DevAH**, dirigé par le **Pr Philippe Perrin**. Je remercie sincèrement l'EA pour tout le soutien que j'ai reçu, matériel et humain. J'ai eu la chance de faire de nombreux congrès, lieux de rencontres et d'échanges scientifiques capitaux dans ma carrière de jeune chercheur. J'ai également eu la chance de bénéficier, pour chacune des publications, d'un travail de relecture de l'anglais de qualité. Pour l'ensemble du soutien que j'ai reçu, soyez assurés de ma gratitude.*

*D'ordinaire, je doute beaucoup de mon travail et ai souvent l'impression de ne pas être à la hauteur. Cependant, si aujourd'hui je suis fier de ce qui a été accompli, je le dois entièrement aux deux personnes les plus importantes, sans qui ce travail ne saurait exister et n'aurait pu arriver à bout, **Pr Christian Bevaert** et **Dr Sébastien Caudron**. Vous m'avez accompagné et soutenu à chacune des étapes de cette thèse, et vos mots ont toujours su me motiver, m'encourager et me rassurer lorsque cela était nécessaire. **Christian**, il est difficile pour moi aujourd'hui de trouver les mots pour exprimer ma reconnaissance. Dès le départ, vous m'avez accordé votre confiance et mis dans les meilleures dispositions en m'accueillant à l'IRR. Avec la grande gentillesse qui vous caractérise, vous m'avez guidé pendant ces années de thèse et soutenu en toute circonstance. Nos échanges quotidiens où vous avez partagé vos savoirs et votre expérience m'ont permis de m'enrichir. Chacune de vos interventions ont rendu mon travail bien plus pertinent et intéressant ! Enfin, nos nombreux déplacements en congrès*

ont pour moi été l'occasion, en plus de découvrir des sociétés savantes, de rencontrer des personnes merveilleuses avec qui je partage les souvenirs de nombreux échanges passionnants. Merci pour tout. **Sébastien**, fort heureusement nous n'avons découvert que tardivement que l'un de nous deux jouait d'un merveilleux instrument quand l'autre se contentait d'être claviériste. J'ai pu aisément passer outre ton adoration des clubs de foot du nord (un fan d'Arsenal est forcément habitué à tolérer beaucoup de choses), mais le clavier, ça aurait été trop dur au départ. J'ai eu la chance de travailler avec toi dès le M1, et lorsque je repense au chemin parcouru il ne me vient à l'esprit que des bons moments. De tous les conseils que tu as pu me donner, dans tous les domaines, à nos conversations sur le sport, en passant par les préparations de congrès ou encore l'ACAPS. Si je pense aujourd'hui avoir beaucoup progressé, c'est évidemment grâce à l'ensemble de tes interventions, depuis le mémoire de M1 à ce mémoire de thèse, en passant par les publications, le traitement de données, sans oublier les stats ! La rigueur et le recul dont tu fais preuve à chaque fois qu'il faut aborder un problème sont un exemple à suivre pour moi. A tous les deux, je sais que nous aurons encore l'occasion de travailler ensemble et je m'en réjouis d'avance.

Je tiens également à remercier **Hadrien Ceyte** pour m'avoir donné, dès ma deuxième année à la faculté des sciences du sport de Nancy, l'envie de me lancer dans la recherche. En plus d'un ami, tu as toujours été un exemple à suivre. J'ai hâte d'être présent à ton HDR le lendemain de cette soutenance de thèse !

Merci également à l'ensemble des enseignants du Master EPAMP et en particulier à **Guillaume Mornieux** et **Julien Frère**, qui viennent compléter un quatuor magique avec Sébastien et Hadrien.

Merci à l'ensemble des parents et enfants qui ont participé aux différentes études de cette thèse. Je remercie tous particulièrement les enfants et les parents qui se sont tellement investis dans l'étude portant sur la rééducation axiale. Vous vous êtes engagés dans un protocole de 6 mois et avez tous participé à cette étude avec un enthousiasme débordant. Cette expérience n'aurait pas non plus été possible sans l'implication des kinésithérapeutes des enfants inclus dans cette étude, merci à tous pour votre investissement et votre sérieux. Je tiens également à remercier **Pascal Gouilly**, pour la mise à disposition des locaux de l'ILFMK de Nancy pour accueillir les kinésithérapeutes de l'étude et leur présenter le contenu du protocole de rééducation, avec le soutien de **Camille Ridet**, **Nadir Fenek** et **Marie Bolleyn**.

J'ai eu la chance d'enrichir mes expériences de thèse en intégrant le conseil scientifique de l'école doctorale BioSE et en découvrant le fonctionnement. Je tiens à remercier l'ensemble des membres du conseil et en particulier le directeur, monsieur **Patrick Menu**, pour sa bienveillance constante à l'égard des doctorants.

Ces années de thèse n'auraient pas été aussi joyeuses sans mes collègues du labo du mouvement de l'IRR, **Nathalie** et **Marie Agnès**, sans oublier **Constance**, qui m'accueillent toutes les trois toujours aussi bien malgré le changement de bureau ! J'ai également une pensée pour ceux que j'ai rencontrés à l'IRR et qui sont aujourd'hui mes collègues, **Isabelle**, **Amélie**, **Noël**, **Christophe**. Je n'oublie bien évidemment pas **Christelle**, qui aura marqué son passage à l'IRR par sa rigueur, mais surtout sa bonne humeur et sa gentillesse ! Je te souhaite le meilleur



*pour ta thèse à Paris, et j'ai hâte de te recroiser ! Enfin, merci à **Jean** de m'avoir donné l'opportunité de poursuivre le chemin entamé au sein de l'IRR et de l'UGECAM.*

*Merci également à mes amis qui ont toujours été là pour moi, dans les bons moments et les périodes plus difficiles. Merci à **Dimitri**, premier compagnon d'arme dans le doctorat ! Rejoint ensuite par **Fred**, ma bourgeoise. Un grand merci à **Youri**, **Arthur** et **Joelle** pour leur aide précieuse dans ces derniers instants, tout comme **Audrey**, **Delphine**, **Fiona**, **Maude**, **Sandra** et **Cynthia**. J'ai également une énorme pensée pour **John** et **Mélusine**. Enfin toutes ces aventures depuis mon entrée à la fac n'auraient pas été aussi drôles sans mon meilleur ami **Clément** !*

***Marjorie**, tu connais ce travail mieux que quiconque, ton soutien inébranlable et ta présence à chacune des étapes ont constitué une pierre essentielle à ma réussite. Je t'en serai à jamais reconnaissant.*

*Pour terminer, merci à mes parents qui m'ont toujours soutenu depuis le début de mes études et dans tout ce que j'ai pu entreprendre dans ma vie. J'espère que ce travail vous rendra fier. À mon grand frère, **Sébastien**, qui est sans cesse là pour moi.*

## Liste des abréviations

APA : Ajustement Postural Anticipé

CdM : Centre de Masse

CdP : Centre de Pression

Ddl : degrés de liberté

DT : Développement typique

EMG : Electromyographie de surface

GMFCS : Gross Motor Function Classification System

GMFM : Gross Motor Function Measure

IA : Indice d’Ancrage

PC : Paralysie cérébrale

RMS : Root Mean Square

SNC : Système Nerveux Central

Surface : Surface de l’ellipse de confiance à 95% des déplacements du centre de pression

TCMS : Trunk Control Measurement Scale

TFR : Trunk Focused Rehabilitation

TIS : Trunk Impairment Scale

UR : Usual Rehabilitation

VCOP : Vitesse de déplacement du centre de pression

# Table des matières

## Table des matières

|  |    |
|--|----|
| Financements .....   | I  |
| Remerciements.....   | II |
| Liste des abréviations.....  | V  |
| Table des matières.....  | VI |
| Introduction Générale .....  | 1  |
| Revue de Littérature.....  | 5  |
| 1. Chapitre 1 : Du contrôle postural à la locomotion, activités fondamentales de l'être humain.....                    | 5  |
| 1.1. La posture, une régulation active de la position, de l'orientation et de la stabilité des segments corporels<br>6 |    |
| 1.2. Le contrôle postural : élément central des interactions avec l'environnement .....                                | 9  |
| 1.3. Les modes de contrôle de la posture .....   | 11 |
| 1.4. Les entrées du contrôle postural : les modalités sensorielles au service de la posture.....                       | 13 |
| 1.4.1. Contributions des afférences visuelles .....  | 14 |
| 1.4.2. Contributions des afférences vestibulaires.....   | 16 |
| 1.4.3. Contributions des afférences somatosensorielles .....   | 18 |
| 1.4.4. Quel poids donner aux informations sensorielles ?.....  | 20 |
| 1.5. Les sorties du contrôle postural .....  | 23 |
| 1.5.1. Le tonus musculaire et le tonus postural .....  | 23 |
| 1.5.2. Le centre de masse : la variable de référence pour la régulation des oscillations posturales ? ...              | 25 |
| 1.5.3. Le modèle du pendule inversé pour la régulation des trajectoires du CdM .....                                   | 26 |
| 1.5.4. Les réactions posturales .....  | 29 |
| 1.5.5. Les ajustements posturaux anticipés .....   | 33 |
| 1.5.6. L'analyse des déplacements du centre de pression comme évaluation du contrôle postural .....                    | 34 |
| 1.6. Organisation modulaire de la posture .....  | 36 |
| 1.6.1. Fonction antigravitaire de la posture.....  | 37 |
| 1.6.2. Fonction d'orientation et d'interfaçage avec le monde .....   | 38 |
| 1.6.3. Le schéma corporel .....  | 38 |
| 1.7. Gestion d'un équilibre dynamique : le cas de la marche .....  | 40 |
| 1.7.1. Aspects périodiques de la marche .....  | 41 |
| 1.7.2. La marche, activité complexe nécessitant la gestion d'un déséquilibre dynamique .....                           | 44 |
| 1.7.3. Phase de mise en charge et rôle des fléchisseurs plantaires .....   | 46 |

|        |   |    |
|--------|---|----|
| 2.     | Chapitre 2 : Ontogénèse du contrôle postural et de la marche chez l'enfant à développement typique .....            | 50 |
| 2.1.   | Le développement du contrôle postural en station assise et en station debout .....                                  | 50 |
| 2.1.1. | Les synergies posturales en station assise .....  | 50 |
| 2.1.2. | L'émergence de la station debout autonome.....  | 53 |
| 2.1.3. | Les oscillations posturales reflètent la maturation du système postural.....  | 54 |
| 2.2.   | Le développement d'un équilibre dynamique : le cas de la locomotion.....  | 57 |
| 2.2.1. | Marcher, c'est d'abord chuter, puis se propulser .....  | 57 |
| 2.2.2. | L'enfant arrive sur la pointe des pieds ! De la marche digitigrade à la marche plantigrade .....                    | 60 |
| 2.2.3. | La phase de mise en charge : marqueur du développement locomoteur .....   | 61 |
| 2.2.4. | L'équilibre locomoteur : organisation modulaire et degrés de liberté .....  | 62 |
| 2.2.5. | Ontogénèse des stratégies de stabilisation segmentaire au cours de la marche.....                                   | 63 |
| 3.     | Chapitre 3 : Contribution des segments axiaux au contrôle postural statique et dynamique .....                      | 67 |
| 3.1.   | Rôle des segments axiaux dans le maintien de l'équilibre statique et dynamique.....                                 | 68 |
| 3.2.   | Les segments axiaux : passagers actifs de la locomotion .....   | 70 |
| 3.2.1. | Le tronc, acteur de l'équilibre locomoteur.....   | 70 |
| 3.2.2. | Segments axiaux et membres inférieurs, une influence bidirectionnelle .....   | 72 |
| 3.3.   | Contribution du contrôle postural des segments axiaux au développement des capacités posturocinétiques.....         | 73 |
| 3.3.1. | Le développement du contrôle des segments axiaux contribue au développement moteur de l'enfant                      | 73 |
| 3.3.2. | Stabilisation et coordination des segments axiaux, éléments clés de l'équilibre locomoteur .....                    | 74 |
| 3.4.   | Un intérêt grandissant pour les segments axiaux.....  | 75 |
| 3.4.1. | Contrôle du tronc et pathologie.....  | 75 |
| 3.4.2. | Outils d'évaluation du contrôle du tronc.....   | 78 |
| 4.     | Chapitre 4 : Développement postural et locomoteur perturbé : le cas de la paralysie cérébrale.....                  | 83 |
| 4.1.   | Troubles posturaux dans la paralysie cérébrale .....  | 85 |
| 4.1.1. | Troubles des synergies posturales en station assise .....   | 85 |
| 4.1.2. | Troubles des synergies posturales en station debout.....  | 87 |
| 4.1.3. | L'analyse des oscillations corporelles reflète un déficit du contrôle postural chez les enfants atteints de PC..... | 88 |
| 4.2.   | Troubles de la marche dans la paralysie cérébrale.....  | 89 |
| 4.2.1. | Classifications et troubles fréquemment observés dans la marche des enfants atteints de PC....                      | 90 |

|        |  |     |
|--------|--|-----|
| 4.2.2. | Marche digitigrade et absence de premier pivot : une origine discutée, la question d'un rôle fonctionnel abordée. ....           | 92  |
| 4.3.   | Troubles du contrôle postural des segments axiaux dans la paralysie cérébrale.....   | 101 |
| 4.3.1. | De la station assise à la locomotion : des indices des troubles du contrôle axial à tous les niveaux. ....                       | 101 |
| 4.3.2. | Le contrôle des segments axiaux : instabilité et propulsion, un cercle vicieux dangereux pour l'équilibre locomoteur .....       | 108 |
|        | Problématiques, objectifs, méthodologies.....  | 112 |
| 5.     | Problématique et objectifs de la thèse .....   | 112 |
| 5.1.   | Contribution des segments axiaux au développement du contrôle postural chez l'enfant à développement typique .....               | 112 |
| 5.2.   | Troubles de la stabilisation axiale dans la paralysie cérébrale, quelles conséquences sur les activités posturocinétiques ?..... | 114 |
| 5.2.1. | Un trouble spécifique de la stabilisation axiale dans la PC.....   | 114 |
| 5.2.2. | Liens entre troubles du contrôle axial et déviations à la marche chez les enfants atteints de PC. ....                           | 115 |
| 6.     | Méthodologie.....  | 118 |
| 6.1.   | Populations .....  | 118 |
| 6.2.   | Evaluation du contrôle postural .....  | 119 |
| 6.2.1. | Les tâches de stabilisation.....   | 119 |
| 6.3.   | Le Trunk Control Measurement Scale : une évaluation fonctionnelle du tronc. ....   | 126 |
| 6.4.   | Les analyses quantifiées de la marche .....  | 127 |
| 6.4.1. | Variables d'intérêt des études et traitement du signal.....  | 128 |
|        | Chapitres expérimentaux.....   | 131 |
| 7.     | Etude 1 : Développement de la stabilisation des segments axiaux chez les enfants à développement typique âgés de 6 à 12 ans..... | 131 |
| 7.1.   | Introduction .....   | 135 |
| 7.2.   | Experimental Procedures .....  | 136 |
| 7.2.1. | Participants .....   | 136 |
| 7.2.2. | The unstable sitting device.....   | 137 |
| 7.2.3. | Tasks and data acquisition .....   | 138 |
| 7.2.4. | Data recording and processing.....   | 138 |
| 7.2.5. | Statistical analyses .....   | 139 |
| 7.3.   | Results .....  | 140 |

|        |  |     |
|--------|--|-----|
| 7.3.1. | Postural sway analyzed with the CoP area, CoP velocity and CoP RMS .....   | 140 |
| 7.3.2. | Stabilization strategies .....   | 141 |
| 7.4.   | Discussion .....   | 144 |
| 7.4.1. | A progressive improvement in axial segment stabilization between 6 and 11 years of age .....                                     | 145 |
| 7.4.2. | The shift from reactive axial segment control to proactive axial segment control, and its contribution to postural control ..... | 145 |
| 7.4.3. | The development of postural control of axial segments continues from 11 years old to adulthood. 146                              |     |
| 7.4.4. | Limitations: the age effect was studied with a cross-sectional design, without assessing gender differences. ....                | 147 |
| 7.5.   | Conclusion.....  | 147 |
| 7.6.   | Données complémentaires .....  | 148 |
| 7.6.1. | Analyse des oscillations posturales en posture debout et assise statique .....   | 148 |
| 7.6.2. | Interprétations .....  | 151 |
| 7.7.   | Conclusion de l'étude 1 .....  | 153 |
| 8.     | Etude 2 : Déficiences de la stabilisation des segments axiaux chez les enfants atteints de PC .....                              | 154 |
| 8.1.   | Introduction .....   | 157 |
| 8.2.   | Method.....  | 157 |
| 8.2.1. | Participants .....   | 157 |
| 8.2.2. | Tasks and data acquisition .....   | 158 |
| 8.2.3. | Data recording and processing.....   | 159 |
| 8.2.4. | Statistical analyses .....   | 160 |
| 8.3.   | Results .....  | 160 |
| 8.3.1. | The stable sitting postural task.....  | 160 |
| 8.3.2. | The unstable sitting postural task.....  | 160 |
| 8.3.3. | The quiet standing postural task .....   | 160 |
| 8.3.4. | The TCMS scores .....  | 162 |
| 8.1.   | Discussion .....   | 163 |
| 8.1.1. | Impaired postural control of axial segments in children with CP .....  | 163 |
| 8.1.2. | Does the impaired control of the trunk affect the standing postural control in CP children? ...                                  | 163 |
| 8.1.3. | The effect of visual deprivation on postural control is more pronounced in CP children when the task is difficult .....          | 164 |
| 8.2.   | Conclusion.....  | 164 |

|         |  |     |
|---------|--|-----|
| 8.3.    | Conclusion de l'étude 2 .....  | 165 |
| 9.      | Etude 3 : La marche digitigrade, un rôle adaptatif permettant un freinage de l'articulation de cheville pendant la mise en charge ?..... | 167 |
| 9.1.    | Introduction .....   | 171 |
| 9.2.    | Method.....  | 172 |
| 9.2.1.  | Participants .....   | 172 |
| 9.2.2.  | Experimental procedures. ....  | 172 |
| 9.2.3.  | Shoes used in the study .....  | 172 |
| 9.2.4.  | Functional scores, and evaluation of soleus spasticity .....   | 173 |
| 9.2.5.  | Three-dimensional kinetic and kinematic gait analyses.....   | 173 |
| 9.2.6.  | Electromyographic recordings .....   | 174 |
| 9.2.7.  | Variables of interest .....  | 174 |
| 9.2.8.  | Statistical analyses .....   | 174 |
| 9.3.    | Results .....  | 175 |
| 9.4.    | Discussion .....   | 183 |
| 9.5.    | Conclusion de l'étude 3 .....  | 187 |
| 10.     | Etude 4 : Troubles des segments axiaux, troubles de la marche et rééducation chez les enfants atteints de PC                             | 188 |
| 10.1.   | La rééducation axiale accentuée – Trunk Focused Rehabilitation .....   | 190 |
| 10.2.   | Introduction .....   | 196 |
| 10.3.   | Method .....   | 197 |
| 10.3.1. | Participants .....   | 197 |
| 10.3.2. | Evaluation.....  | 199 |
| 10.3.3. | Rehabilitation procedures .....  | 200 |
| 10.3.4. | Statistical analysis .....   | 201 |
| 10.4.   | Results .....  | 201 |
| 10.4.1. | Data recorded at M0 for the children with CP vs. the TD children .....   | 201 |
| 10.4.2. | Correlation between kinetic ankle and trunk variables in the children with CP .....  | 202 |
| 10.4.3. | Effects of TFR and UR in the children with CP .....  | 202 |
| 10.5.   | Discussion .....   | 206 |
| 10.5.1. | Trunk impairment is strongly involved in poor postural control in children with CP .....   | 206 |
| 10.5.2. | Are trunk and ankle kinetics coupled during WA in children with CP?.....   | 207 |

|   |  |     |
|---|--|-----|
| 10.5.3.                                   | Beneficial effects of the trunk-focused rehabilitation.....  | 208 |
| 10.6.                                     | Conclusion .....   | 209 |
| 10.7.                                     | Conclusion de l'étude 4.....   | 211 |
| Discussion générale et perspectives ..... |  | 213 |
| 11.                                       | L'impact du développement de la stabilisation axiale chez l'enfant DT et l'enfant atteint de PC .....                              | 217 |
| 11.1.                                     | Le développement de la stabilisation axiale se poursuit jusqu'à l'adolescence. ....  | 217 |
| 11.2.                                     | La paralysie cérébrale : impact des troubles du développement de la stabilisation axiale sur les activités posturocinétiques. .... | 218 |
| 11.3.                                     | Perturbations des mécanismes de contrôle proactifs nécessaires à la stabilisation axiale chez les enfants atteints de PC. ....     | 218 |
| 11.3.1.                                   | L'intégration sensorielle également responsable des troubles du contrôle axial ? .....   | 220 |
| 11.3.2.                                   | Le développement du contrôle axial au cours de la marche également perturbés chez les enfants atteints de PC ? .....               | 221 |
| 12.                                       | Apport clinique : le tronc doit être une cible prioritaire de la prise en charge thérapeutique de la PC .....                      | 222 |
| 12.1.                                     | Cibler le tronc permet d'améliorer la marche chez les enfants atteints de PC .....   | 223 |
| 12.2.                                     | Quelles suites pour la rééducation des segments axiaux chez les enfants atteints de PC ? .....                                     | 227 |
| 12.2.1.                                   | Des perspectives d'amélioration.....   | 227 |
| 12.2.2.                                   | Des investigations supplémentaires.....  | 229 |
| Conclusion générale.....                  |  | 231 |
| Bibliographie.....                        |  | 232 |
| Légendes des figures et tableaux.....     |  | 260 |
| Annexe .....                              |  | 267 |
| 1.  | Valorisation de la thèse .....   | 267 |
| 1.1.                                      | Publications .....   | 267 |
| 1.2.                                      | Communications orales .....  | 267 |
| 1.3.                                      | Communications affichées .....   | 268 |
| 2.  | Annexe 1 : Trunk Control Measurement Scale .....   | 269 |
| 3.  | Annexe 2 : Livret des exercices de rééducation du tronc pour les kinésithérapeutes .....   | 275 |
| 4.  | Annexe 3 : Tableau de suivi des exercices .....  | 280 |



# Introduction Générale

---

La paralysie cérébrale (PC) est la cause de déficits moteurs la plus répandue chez l'enfant dans le monde. Chaque année en France, elle va concerner 1500 nouveaux nés et on recense à ce jour 125 000 cas sur le territoire français. Le terme de paralysie cérébrale désigne un ensemble de troubles de la posture et du mouvement ayant pour origine des atteintes cérébrales non évolutives survenant au cours du développement périnatal. Les origines possibles de ces atteintes sont vastes, même si certains facteurs de risque sont clairement identifiés. Ainsi, les enfants nés prématurément sont par exemple plus susceptibles d'être sujet à une lésion cérébrale, tout comme ceux ayant subi une hypoxie prolongée lors de l'accouchement. Des infections bactériennes et virales contractées par la mère pendant la grossesse (telles que la rubéole) ou par l'enfant peu de temps après sa naissance peuvent également favoriser la survenue d'une lésion. La gravité et la nature des troubles vont être plus ou moins importantes en fonction de la localisation et de l'étendue de la lésion, ce qui explique la grande hétérogénéité des profils rencontrés. Les troubles les plus communément observés sont ceux du contrôle musculaire, avec, selon les cas, une hypotonie ou une hypertonie prononcée. Une des principales manifestations des troubles musculaires est la spasticité, que l'on retrouve dans la majeure partie des cas. On peut la définir comme une hyperexcitabilité du réflexe d'étirement avec une augmentation vitesse dépendante de la contraction musculaire s'opposant à l'étirement du muscle. Même si la lésion à l'origine des dysfonctionnements neuromusculaires est non évolutive, il n'empêche que les troubles musculaires comportant une activité de repos musculaire anormalement élevée, vont entraîner la survenue de troubles secondaires, tels que des contractures, des rétractions musculaires et des déformations osseuses, qui vont évoluer au cours de la croissance. L'ensemble de ces troubles va nécessiter une prise en charge thérapeutique importante des enfants atteints de PC qui va les suivre tout au long de leur développement. Cette prise en charge fait intervenir plusieurs corps de santé (médecine physique et de réadaptation, kinésithérapie, ergothérapie, orthophonie, psychomotricité) qui auront chacun pour objectif de limiter au maximum l'apparition de troubles secondaires. Les deux tiers des enfants atteints de PC étant dans la capacité de marcher (avec ou sans aide de marche), un des objectifs majeurs de leur prise en charge thérapeutique visera à réduire toute affection pouvant entraver leur mobilité, afin de limiter au maximum la perte d'autonomie et de favoriser la participation aux activités sociales. Le maintien et l'amélioration des capacités de marche tiennent donc une place centrale chez les enfants atteints de PC étant capables de se déplacer de manière autonome, avec ou sans aide de marche. Les dysfonctionnements d'ordre

neuromusculaire sont les principaux freins à la marche des enfants atteints de PC et un des troubles les plus fréquemment rencontrés est l'absence de premier pivot. Ce comportement se caractérise par un contact initial (CI) du pied à plat avec le sol ou par la pointe, accompagné d'une flexion plantaire exagérée en phase d'appui. Parce qu'elle est susceptible d'engendrer une hyperactivité des fléchisseurs plantaires, la spasticité est souvent mise en avant comme étant la principale cause de ce pattern de l'ensemble pied-cheville. Ainsi les stratégies thérapeutiques mises en place visent souvent à la diminution de la spasticité au niveau des fléchisseurs plantaires, afin d'atténuer ces troubles et de préserver les enfants d'une aggravation de ce trouble.

Néanmoins, des études récentes tendent à remettre en question la présence d'une activité exagérée des fléchisseurs plantaires causée par une hyperactivité réflexe, remettant en cause, par voie de conséquence, l'explication par la spasticité de la pose du pied en équin. Cette pose du pied en équin, si elle ne découle pas d'un dysfonctionnement neuromusculaire, pourrait alors, plus qu'un symptôme, constituer une adaptation fonctionnelle consécutive des troubles posturaux. En effet si l'analyse de la marche, à l'instar de l'analyse du mouvement en général, s'est dans un premier temps principalement intéressée aux membres effecteurs du mouvement, il est pourtant largement admis depuis la fin du XIX<sup>ème</sup> siècle et les travaux de Babinski (1899), que la posture et son contrôle jouent un rôle primordial pour la réalisation efficace d'un acte moteur. En s'intéressant aux liens qu'entretiennent la pose du pied en équin et la dynamique de l'articulation de cheville, un questionnement sur le rôle fonctionnel de la marche digitigrade et du pied équin apparaît. Chez l'enfant à développement typique (DT) et l'adulte sain, lorsque le pied se retrouve à plat, en milieu de phase d'appui, il y a une action frénatrice qui contribue à l'équilibre locomoteur. Les muscles du triceps sural vont d'une part ralentir la progression du tronc vers l'avant et accélérer le centre de masse vers le haut, action complémentaire à leur fonction de support antigravitaire, qui contribue à l'équilibre locomoteur et préserve les membres inférieurs d'un effondrement articulaire dû au poids du corps. Chez les enfants atteints de PC qui posent le pied à plat, on observe une action frénatrice précoce du triceps sural en tout début d'appui. Cette action frénatrice est grandement exagérée, et a pour conséquence de freiner d'avantage la progression du corps, notamment en ralentissant l'avancée des segments axiaux, particulièrement le tronc et la tête. Récemment, la littérature scientifique s'est penchée sur le comportement du tronc et de la tête au cours de la marche des enfants atteints de PC. Ces études ont permis de mettre en avant de larges déviations cinématiques et cinétiques dans les trois plans de l'espace en comparaison aux enfants DT et de mettre en lumière les difficultés qu'ont les enfants atteints de PC à stabiliser leurs segments

axiaux lors de la marche. Si ces déviations peuvent en partie être imputables à des compensations des troubles neuromusculaires présents au niveau des membres inférieurs, les difficultés de stabilisation pourraient également être consécutives à des troubles sous-jacents du contrôle postural du tronc et de la tête. En effet, même en posture assise non perturbée où les membres inférieurs ne peuvent pas contribuer au contrôle postural, on observe chez les enfants atteints de PC des oscillations plus importantes du tronc et de la tête. Ces difficultés de la stabilisation axiale du corps, observées en station assise, pourraient refléter un déficit sous-jacent du contrôle des segments axiaux chez les enfants atteints de PC, qui se répercuterait donc lors de la locomotion. Par conséquent, la pose du pied en équin et le freinage associé de l'avancée du haut du corps pourraient être en réalité la manifestation d'une fonction adaptative permettant un meilleur contrôle des segments axiaux au cours de la locomotion, afin de réduire les déséquilibres consécutifs aux difficultés de stabilisation de ces segments.

Ainsi, ce travail s'inscrit dans le cadre de l'analyse des interactions entre la posture et le mouvement. Plus particulièrement, nous souhaitons apporter des éléments clés soutenant l'importance des segments axiaux pour le développement du contrôle postural dans les activités statiques et dynamiques, chez l'enfant à développement typique et l'enfant atteint de PC. La revue de littérature de ce manuscrit s'attellera dans un premier chapitre à présenter les deux activités fondamentales que sont le contrôle postural et la marche. Le deuxième chapitre décrira le développement du contrôle postural, de la marche et de l'équilibre locomoteur chez des enfants à développement typique. Un troisième chapitre tentera ensuite de souligner l'importance des segments axiaux pour la posture, la marche et leur ontogénèse. Enfin, le dernier chapitre présentera les déficits posturaux et locomoteurs présents dans la PC et aboutira sur la question de la contribution des troubles du contrôle postural axial sur les troubles rencontrés lors de la marche des enfants atteints de PC. La seconde partie de ce manuscrit, présentera 4 expérimentations dont trois ont été réalisées et une a été complétée dans le cadre de ce travail de thèse. La première visait à évaluer, à l'aide d'un dispositif original d'assise instable spécialement développé pour cette thèse, la contribution du contrôle postural des segments axiaux au développement des oscillations posturales chez l'enfant à développement typique. Dans la suite de ces travaux, une seconde étude avait pour objectif de mettre en évidence des troubles de la stabilisation dynamique des segments axiaux chez les enfants atteints de PC en comparaison aux enfants DT, ainsi que de faire le lien entre ces troubles et les déficits posturaux observés en station debout. La troisième étude, complétée dans le cadre de ce travail de thèse, proposait de revisiter la physiopathologie de la marche digitigrade et la pose

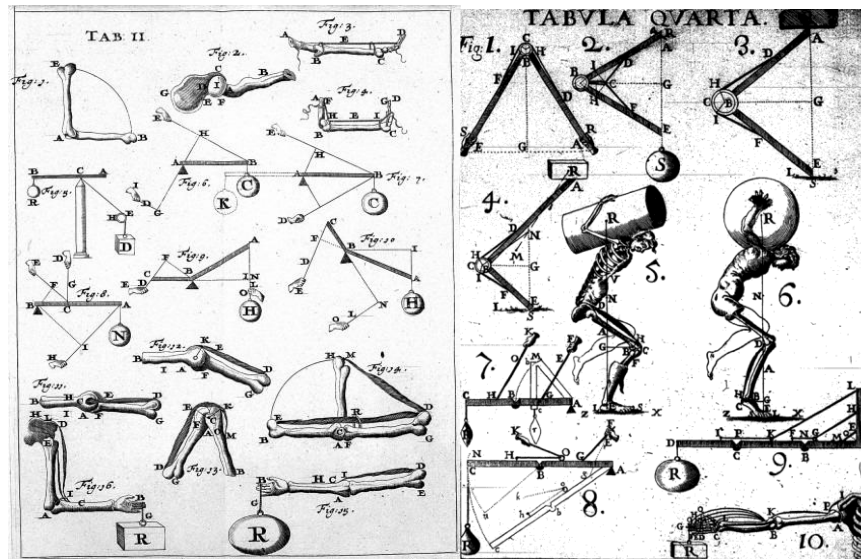
du pied en équin chez les enfants atteints de PC. Plus particulièrement, l'objectif était de montrer que ce comportement, plus que le résultat d'une dysfonction neuromusculaire, est en fait une adaptation fonctionnelle permettant la production d'un freinage mécanique en début d'appui. Enfin, la dernière étude avait deux objectifs. Le premier était d'établir un lien entre le freinage mécanique associé à la marche digitigrade et les troubles de la stabilité dynamique des segments axiaux au cours de la marche. Nous souhaitons en effet mettre en avant une relation significative entre la dynamique de l'articulation de cheville et la dynamique du tronc et du centre de masse, au cours de la marche chez les enfants atteints de PC. Le second objectif était de tester les effets d'une rééducation axiale accentuée (*TFR* pour *Trunk Focused Rehabilitation*), proposant des exercices visant à améliorer le contrôle postural des segments axiaux, sur le contrôle postural statique et dynamique, ainsi que sur la marche des enfants atteints de PC.

Nous souhaitons attirer l'attention du lecteur sur deux points clés pour la compréhension de cette revue bibliographique. Premièrement, bien qu'une partie du manuscrit soit spécifiquement dédiée à la question de la contribution des segments axiaux au contrôle postural statique et dynamique, il est à noter qu'ils font partie intégrante du système postural et seront donc régulièrement mis en avant dans l'ensemble de cette revue de littérature, de manière explicite ou implicite. Secondement, suivons les conseils de Blaise Pascal, qui dans *L'Art de Persuader*, souligne l'importance d'une définition des termes préalables à toute argumentation. Ainsi, le lecteur doit garder à l'esprit que nous définissons ici un segment axial au sens anatomique du terme, c'est-à-dire faisant partie du squelette axial, du pelvis à la tête, en opposition au squelette appendiculaire. Il existe en fait deux acceptions du mot tronc. La première représente le bloc anatomique central allant du pelvis au thorax, auquel sont reliés les 4 membres et le cou. La seconde est constituée du thorax et de l'étage lombaire sous-jacent, faisant ressortir l'aspect fonctionnel moteur de celui-ci par rapport au référentiel que représente le pelvis. D'autre part, la tête et le cou sont deux parties anatomiques bien distinctes, le cou assurant la posture de la tête rapport au tronc.

## **1. Chapitre 1 : Du contrôle postural à la locomotion, activités fondamentales de l'être humain**

L'être humain dispose de la capacité à réaliser une multitude d'activités complexes au sein d'un environnement qui va constamment évoluer autour de lui. Se mouvoir dans cet espace nécessite la mise en jeu du système musculosquelettique, sous le contrôle du système nerveux, qui va être capable de détecter et d'intégrer un ensemble de contraintes face auxquelles il va mobiliser un ensemble de moyens dans le but de réaliser un acte moteur efficace. De tous temps, la compréhension de la motricité humaine a attisé la curiosité des scientifiques. Dès l'antiquité, on peut retrouver des traces de réflexions de savants visant à comprendre comment l'être humain se déplace et agit dans son environnement. La première référence connue de l'histoire à l'analyse de la marche est attribuée à Aristote (384-322 av. J-C) (Baker, 2007), qui fut le premier à décrire les déplacements de la tête dans le plan sagittal, remarquant qu'elle réalisait une succession d'élévations et d'abaissements le long de l'axe vertical. Au cours de l'histoire, l'intérêt pour la compréhension de la façon dont l'être humain réalise des mouvements dans son environnement n'a cessé de croître. Bien qu'une multitude de sciences de référence ait été utilisée pour décrire le mouvement, la physique et la mécanique tiennent une place toute particulière. Pour Léonard De Vinci (1452-1519) « la science de la mécanique est en cela si noble et utile en comparaison à toutes les autres sciences, qu'il se peut que tous les organismes vivants ayant la possibilité de se mouvoir soient régis selon ses lois ». C'est pourquoi nombre de savants ayant décrit le mouvement humain se sont appuyés en grande partie sur la physique, mais également l'anatomie. Par exemple, Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) fut le premier à comprendre que les forces musculaires et tendineuses d'un humain qui se tient debout et se déplace dans son environnement sont supérieures aux forces externes qui s'appliquent sur son corps. Il est également le premier à s'intéresser à la ligne de gravité de l'être humain et à comprendre que la position de la projection du centre de masse au sol est déterminante pour le maintien de l'équilibre. En ce sens, il est le pionnier des analyses biomécaniques du mouvement humain (Figure 1). Deux siècles plus tard, l'amélioration des techniques d'analyse du mouvement sous l'impulsion de savants tels que Marey (1830-1904), Carlet (1845-1904) ou encore Muybridge (1830-1904) a considérablement dynamisé l'analyse du mouvement humain et engendré une grande quantité de connaissances. La compréhension de la motricité humaine et de la façon dont l'être humain interagit avec son environnement a grandement contribué à améliorer nos compétences dans de nombreux domaines, tel que le diagnostic et la prise en

charge thérapeutique, l'entraînement sportif et le perfectionnement du geste ou encore l'ergonomie.



**Figure 1.** Planche tirée de *Motus Animalium*, œuvre dans laquelle Borelli compare les articulations du corps humain à des leviers

L'être humain devant en toute situation maintenir son équilibre, l'étude de la posture et de la façon dont un individu se stabilise et s'oriente dans son environnement fait partie intégrante de l'analyse du mouvement. Bien que le maintien d'une position et l'exécution du mouvement sont deux états de l'activité motrice qui ont souvent été opposés l'un à l'autre, ils sont pourtant intimement liés (Massion, 1997). En effet, la posture et son contrôle constituent la base sur laquelle la motricité humaine va se construire et toute activité réalisée quotidiennement, telle que le fait de marcher, de courir ou d'attraper un objet, va nécessiter une posture stable (Massion, 1994). Ainsi, la compréhension de la façon dont l'humain contrôle sa posture et son équilibre est un prérequis nécessaire à la compréhension de l'organisation de sa motricité, en particulier celle de la locomotion. Cette première partie visera donc à proposer une définition de la posture et de son contrôle ainsi qu'à aborder une approche théorique permettant de la placer au centre des interactions entre l'individu, la tâche qu'il souhaite réaliser et l'environnement dans lequel cette tâche est effectuée.

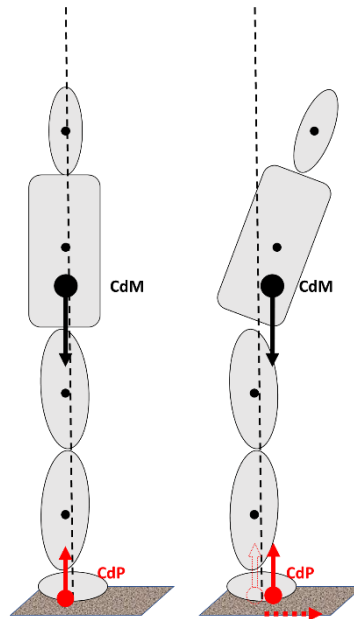
### **1.1. La posture, une régulation active de la position, de l'orientation et de la stabilité des segments corporels**

La posture se définit comme la configuration des segments corporels les uns par rapport aux autres et par rapport à l'environnement à un instant donné, définissant une attitude

d'ensemble et correspondant à un état d'équilibre du corps (André-Thomas et Ajuriaguerra, 1948; Bouisset et Maton, 1995). Chaque espèce animale dispose d'une posture de référence, que l'on observe fréquemment dans la mise en place de ses comportements. Chez l'être humain, cette posture est la station érigée ou posture debout (Paillard, 1971). Le contrôle postural quant à lui va se définir comme la capacité à maintenir, de manière active, une configuration corporelle sur la base des informations sensorielles disponibles ainsi qu'à rétablir la configuration initiale lorsque cette dernière est perturbée (Paillard, 1971). Le contrôle postural constitue donc un processus dynamique qui doit sans cesse s'adapter aux contraintes, qu'elles soient liées à l'environnement ou à l'individu. Il va impliquer deux notions : l'orientation et la stabilisation (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). L'orientation posturale se définit comme la capacité à maintenir une configuration appropriée des segments corporels les uns par rapport aux autres mais également du corps par rapport à l'environnement (Horak & Macpherson, 1996). Du fait de sa bipédie, l'être humain va principalement s'orienter de manière à être aligné au vecteur gravitaire. La stabilité posturale est considérée comme la capacité à contrôler les trajectoires du centre de masse (CdM). Au cours d'activités statiques ou dynamiques n'impliquant pas de déplacements de l'ensemble du corps, la notion de stabilité fait référence à la relation entre le CdM et la base d'appui, également appelée polygone de sustentation. Au cours d'activités dynamiques impliquant un déplacement, telles que la marche, la stabilité fera plutôt référence au maintien de la trajectoire du CdM et à la capacité de rétablir les trajectoires de ce dernier même en présence de perturbations. Le CdM est un point équivalent à la masse corporelle totale dans le système de référence global et représente la moyenne pondérée du CdM de chaque segment du corps dans l'espace en 3 dimensions (Winter, 1995). En biomécanique, lorsque l'on considère le corps dans son ensemble, il représente le point d'application des résultantes des forces et des moments de force. Le polygone de sustentation de l'individu est la surface déterminée par les appuis sur le support, il définit les limites de stabilité, c'est-à-dire la zone à l'intérieur de laquelle le CdM va pouvoir se déplacer sans entraîner de déséquilibre et sans nécessiter d'élargir la base d'appui (McCollum et Leen 1989).

Chez l'homme, le maintien de la stabilité en posture debout est rendu difficile en raison de la position élevée du CdM au-dessus d'une base d'appui relativement réduite, conséquence directe de la bipédie et le tronc, représentant 50% de la masse corporelle, contribue fortement à élever cette position (Winter, 1995). Le cas de la posture debout orthostatique (c'est-à-dire non perturbée) est néanmoins le plus simple à analyser. D'un point de vue strictement mécanique, un corps en station debout orthostatique est à l'équilibre lorsque la somme des

forces et des moments de force qui s'appliquent sur son CdM est nulle. Cela nécessite que la projection verticale du CdM dans la base d'appui soit alignée avec le centre de pression (CdP) qui se définit comme le barycentre des forces de réaction au sol qui s'appliquent sur l'individu (Winter, 1995). Ainsi, lors d'une modification de la position des segments corporels les uns par rapport aux autres, les déplacements du CdM entraînent des déplacements du CdP afin que ces deux points soient à nouveau alignés de manière à remplir les conditions d'équilibre (Figure 2).



**Figure 2.** Représentation schématique de la posture et des différents segments qui la composent, avec leurs CdM respectifs (points noirs) ainsi que le CdM corporel. À gauche, le CdM est aligné avec le CdP afin de remplir les conditions mécaniques de l'équilibre. Lorsque le corps s'incline vers l'avant (image de droite), la répartition des masses est modifiée et le CdM corporel est décalé vers l'avant. Le CdP va alors être déplacé vers l'avant afin d'être réaligné avec le CdM, permettant à nouveau de remplir les conditions d'équilibre.

Même lorsque l'individu paraît parfaitement immobile, le CdP va constamment se déplacer afin de maintenir la projection du CdM à l'intérieur de la base d'appui. De ce fait, de faibles oscillations posturales sont toujours présentes (Benda et al., 1994; Winter et al., 1990). L'être humain est constamment soumis à forces externes, dont la principale est la pesanteur, qui constituent des perturbations à l'équilibre. À ces contraintes environnementales vont s'ajouter également des perturbations internes, par exemple des forces d'origines musculaires, qui vont devoir être contrôlées. Cet ensemble de contraintes va nécessiter la mise en place, par le système nerveux central (SNC), de mécanismes de contrôle de l'équilibre. L'étude du contrôle postural doit alors prendre en compte les interactions entre l'individu et son environnement d'une part et les contraintes individuelles et environnementales qui vont présenter une menace à l'équilibre d'autre part.

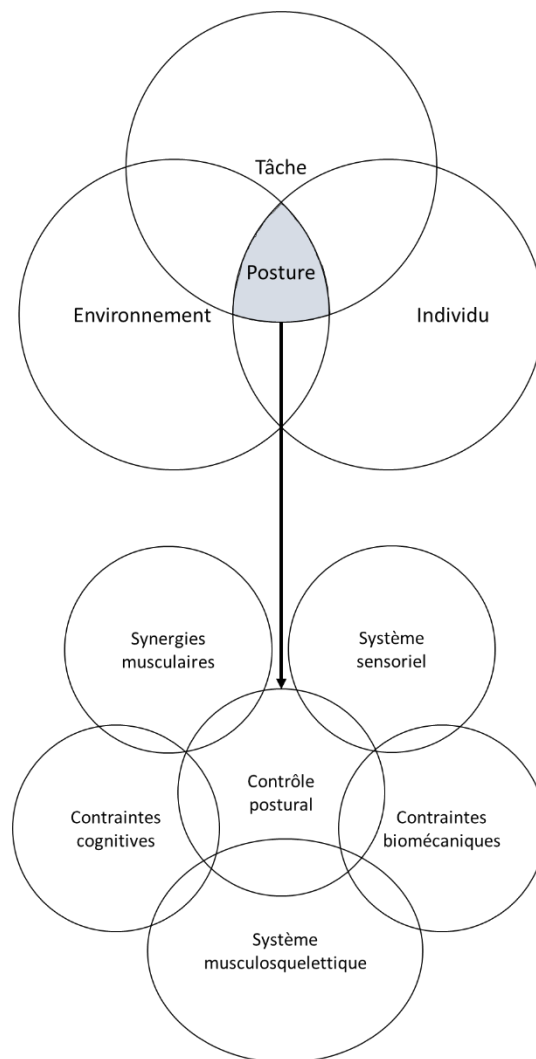


## **1.2. Le contrôle postural : élément central des interactions avec l'environnement**

Historiquement, l'étude du contrôle postural a d'abord été consacrée à la compréhension de la façon dont le corps était maintenu dans sa position anatomique de référence, la posture debout. Dans un premier temps, le maintien de la posture orthostatique était considéré comme la résultante d'une activité réflexe. En effet, pour Sherrington (1906), ou encore Magnus (1926) l'activité posturale résulterait du déclenchement successif d'un ensemble de réflexes, chaque réflexe étant le déclencheur du suivant, ou de la sommation de plusieurs réflexes permettant de définir une attitude globale. Ces théories réflexes trouvaient soutien dans le fait que dans des conditions expérimentales où l'on sectionnait les connexions entre les structures corticales et sous-corticales sur des modèles animaux, les réflexes posturaux persistaient. On observait notamment le déclenchement des réflexes d'extension des membres inférieurs à la suite d'un stimulus extérieur, ce qui suggérait que l'arc réflexe spinal fournissait les composantes essentielles au maintien de la posture. Cependant, ces théories réflexes ne permettaient pas d'expliquer le fait que les réactions posturales n'étaient pas rigides et pouvaient s'adapter aux perturbations. La présence des ajustements posturaux anticipés, observables avant le début du mouvement et dont la fonction est d'anticiper les déséquilibres dus à la production de l'acte moteur, n'est également pas compatible avec ces théories réflexes.

Le contrôle postural est en fait une activité complexe qui fait intervenir un ensemble de structures supra spinales et spinales ainsi que des interactions complexes entre ces structures et les informations sensorimotrices. Dès 1933, Bard montrait que des chats cérébrésés expérimentalement avaient des réponses et des positionnements posturaux anormaux, contrairement à leur coordination locomotrice qui était relativement typique lorsque provoquée par des stimuli extérieurs (Bard, 1933). Ainsi le contrôle postural ne serait pas limité à un contrôle réflexe via la moelle spinale. Les troubles posturaux retrouvés dans des pathologies où surviennent des dégénérescences des structures supra spinales, telles que la maladie de Parkinson (avec une dégénérescence des ganglions de la base) (Mitchell et al., 1995) confirment que des structures de haut niveau sont impliquées dans le contrôle postural. Enfin, les expérimentations en double tâche où une évaluation des performances posturales est réalisée pendant que le sujet effectue des tâches qui impliquent des fonctions cognitives contrôlées par des structures corticales confirment que des facteurs cognitifs peuvent aussi interagir avec le contrôle postural. Limiter l'activité posturale à un contrôle réflexe est donc désormais exclu. En fait, la régulation posturale va dépendre de l'interaction de facteurs de nature biomécanique,

cognitive, sensorielle et motrice. Elle va faire intervenir un ensemble de réseaux neuronaux utilisant les différentes entrées sensorielles afin de mettre en place des ajustements posturaux en réaction aux perturbations ou en prévision des perturbations qui seront provoquées par la réalisation d'un mouvement. Ces perturbations pourront avoir comme origine l'environnement (perturbations externes) ou l'individu (internes) et être inhérentes à la tâche que l'individu va réaliser. Ainsi, le contrôle postural doit être placé au cœur des interactions entre l'individu, la tâche et l'environnement (Figure 3). On parlera alors d'organisation systémique du contrôle postural.



**Figure 3.** Organisation systémique du contrôle postural. Le contrôle postural est placé au cœur des interactions entre la tâche, l'individu et l'environnement dans lequel il évolue. Afin de maintenir une posture efficace, le système postural va disposer d'entrées et de sorties, lui permettant d'organiser la posture en prenant en compte l'ensemble des contraintes qui s'appliquent sur cette dernière. D'après Shumway-Cook et Woollacott (2007).

Le maintien de la posture orthostatique, nécessite d'aligner la projection verticale du CdM avec le CdP à l'intérieur de la base d'appui. Néanmoins, d'un point de vue écologique,

nous ne rencontrons que très rarement des situations qui se limitent au maintien de la posture orthostatique. La posture va plus souvent être un support à l'action, pour la réalisation de tâches orientées, qu'elles impliquent des mouvements des membres inférieurs ou supérieurs, un déplacement de l'ensemble du corps ou les deux. Le contrôle de l'équilibre fera partie intégrante du contrôle moteur. Le système de contrôle postural va intégrer les forces de réaction internes et externes provoquées par la réalisation du mouvement et en minimiser les conséquences par la mise en place d'ajustements posturaux (Bouisset & Zattara, 1981; Massion, 1994; Zattara & Bouisset, 1986). L'environnement et les contraintes qu'il impose sur l'individu vont également influencer les ajustements posturaux. Les modifications de l'environnement pouvant entraîner des adaptations ou des réponses posturales sont multiples et ont été largement étudiées dans la littérature. Une modification des informations visuelles, en imposant l'absence de vision ou le déplacement du champ visuel (Crémeux & Mesure, 1994; Dijkstra et al., 1992; Isableu et al., 2003) ou encore une modification des conditions de support (Chiang & Wu, 1997; Lord & Menz, 2000; Nashner, 1979) vont entraîner des réponses posturales différentes et dans certains cas augmenter les oscillations posturales. De même, l'augmentation de la charge cognitive (Andersson et al., 2002; Pellecchia, 2003) ou la perception d'une menace posturale (Adkin et al., 2002; Davis et al., 2009) vont également avoir un impact sur le contrôle de la posture et les ajustements posturaux. Les caractéristiques propres à l'individu, telles que l'intégrité de son système neuro-musculo-squelettique vont avoir un impact sur sa capacité à produire des ajustements posturaux. Aussi, des troubles neurologiques touchant les structures impliquées dans la régulation posturale, tels que la PC ou la maladie de Parkinson, et les atteintes de l'appareil locomoteur, par exemple pour les patients amputés au niveau des membres inférieurs, vont perturber la régulation des oscillations posturales (Donker et al., 2008; Fernie & Holliday, 1978; Mancini et al., 2012; Singh et al., 2009; Vittas et al., 1986). L'âge va également être un facteur important dans le contrôle postural et va affecter non seulement le contrôle postural spontané (F. Horak et al., 1989; Prieto et al., 1996; Riach & Hayes, 1987; Riach & Starkes, 1993; Rival et al., 2005) mais également la façon dont l'individu répond à des contraintes environnementales impactant les modalités sensorielles (Cuisinier et al., 2011; Ferber-Viart et al., 2007; Peterson et al., 2006) ou augmentant la charge cognitive (Melzer et al., 2001; Olivier et al., 2007, 2010).

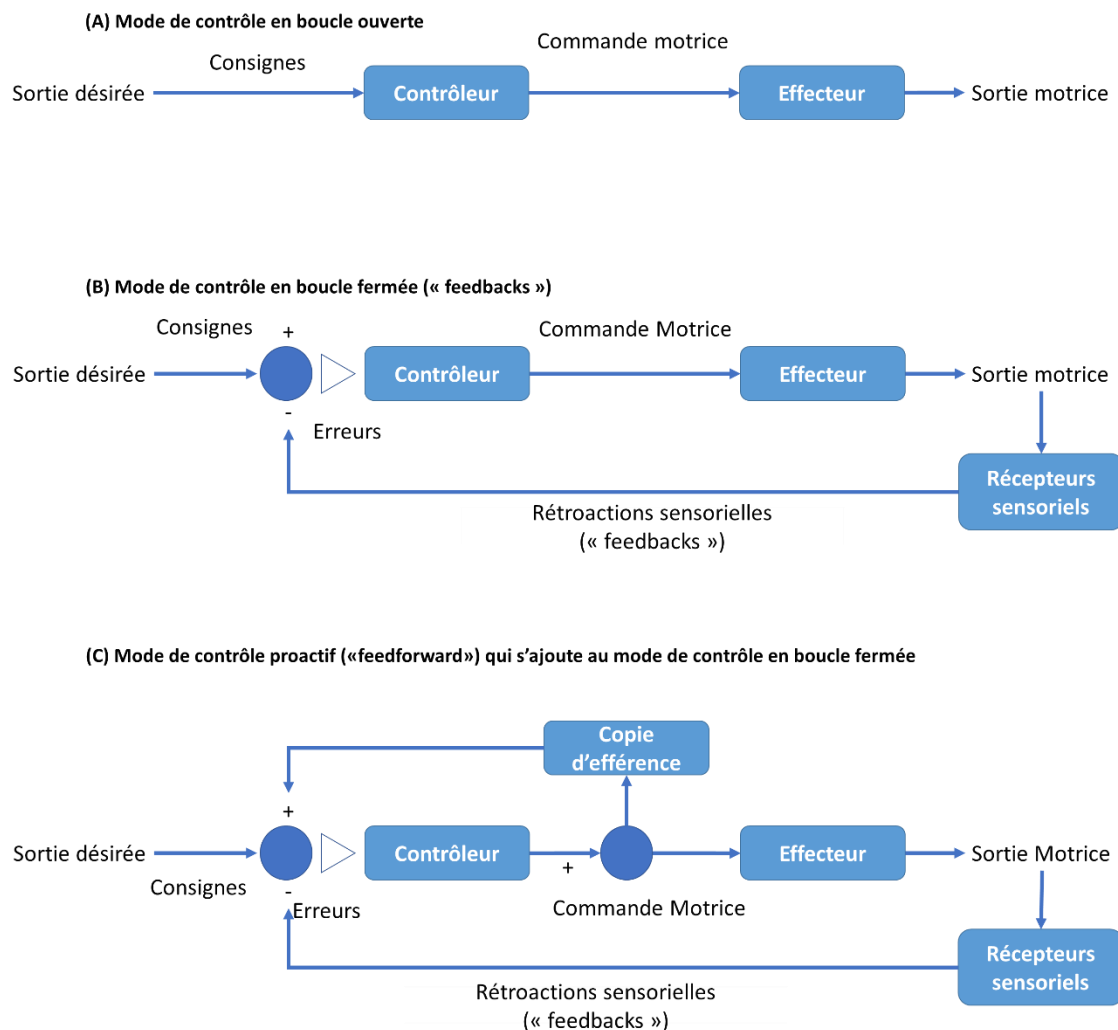
### **1.3. Les modes de contrôle de la posture**

Les informations sensorielles vont participer aux échanges entre l'individu et l'environnement qui vont permettre la mise en place de réponses posturales. Les afférences

sensorielles vont fournir des informations de plusieurs natures, selon le fait qu'elles renseigneront l'individu directement sur son propre état (on parle alors d'intéroception) ou sur l'état de l'environnement (on parle alors d'extéroception). L'ensemble de ces informations va être intégré par le SNC qui va alors adapter la posture, via par exemple une modification du tonus musculaire ou un réalignement des segments corporels, afin de préserver l'équilibre. En fonction des conséquences des réponses mises en place, le SNC pourra également de nouveau réajuster la posture, en fonction des nouvelles informations sensorielles produites par ses actions. Ainsi, il dispose en fait de plusieurs modes de contrôle.

Classiquement, les notions de modes de contrôle s'appliquent aussi bien à la posture qu'à la production d'un acte moteur. La forme la plus simple de contrôle est le mode de **contrôle en boucle ouverte** (Figure 4A). En fonction d'une posture ou d'un acte moteur désiré, un contrôleur déclenche un programme moteur qui va être traduit en commande motrice afin d'être effectué par un effecteur et produire une sortie motrice correspondante à la consigne. Ce fonctionnement a l'avantage d'être peu coûteux pour le système, que ce soit d'un point de vue énergétique ou attentionnel. Néanmoins, il nécessite une programmation fine par le contrôleur et une réalisation précise par l'effecteur afin que la sortie motrice réelle soit le plus proche possible de la sortie désirée. Dans la réalité, l'acte moteur réalisé ne correspond jamais parfaitement à celui désiré, tout comme le corps n'atteint jamais réellement un état parfait d'équilibre. Les informations sensorielles vont donc intervenir dans une boucle de rétrocontrôle qui permet, en temps réel, d'une part d'évaluer l'erreur entre la sortie désirée et la sortie réelle, et d'autre part d'actualiser la commande motrice afin de réduire l'erreur. On parle alors d'un mode de **contrôle en boucle fermée**, ou « feedback » (Figure 4B), qui présente néanmoins les inconvénients d'être plus coûteux en énergie et en ressources attentionnelles, et de nécessiter une reprogrammation de la commande. De plus, il impose un délai inévitable et incompressible nécessaire à l'intégration des rétroactions sensorielles par le SNC. Pour pallier ces inconvénients, des processus proactifs vont s'ajouter en parallèle, créant un mode de **contrôle proactif**, également appelé « feedforward » (Figure 4C). Ces processus proactifs, en prédisant les conséquences de l'acte moteur, vont permettre au système de s'affranchir en partie des délais nécessaires à l'intégration des rétroactions sensorielles et du coût de la reprogrammation de l'acte moteur. En fait, lors de la programmation de la commande motrice, une copie de cette commande, appelée copie d'efférence, va être transmise au SNC qui va alors simuler le comportement et surtout ses causes (Miall & Wolpert, 1996; Wolpert et al., 1995). Ces modèles internes font partie intégrante du mode de contrôle proactif et vont notamment participer à la

mise en place des ajustements posturaux anticipés. Ces ajustements sont mis en place avant l'exécution du mouvement, généralement dans une fenêtre de 50 à 150ms précédant le début de l'acte moteur, (Belenkii et al., 1967). Ils vont permettre d'anticiper les conséquences posturales du mouvement et de minimiser en amont les déséquilibres consécutifs à la réalisation de l'acte moteur (Bouisset & Zattara, 1981; Ledebt, Bril, & Brenière, 1998).



**Figure 4.** Schématisation des modes de contrôle de l'acte moteur et de la posture, adaptée de la thèse de Caudron (2010).

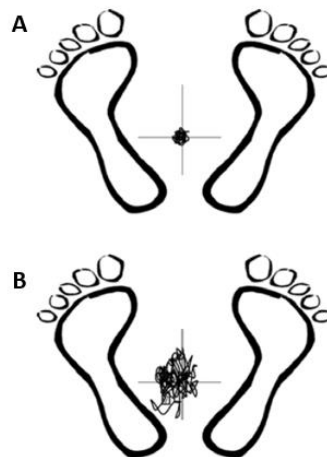
#### 1.4. Les entrées du contrôle postural : les modalités sensorielles au service de la posture

La contribution des informations sensorielles au contrôle de la posture est principalement véhiculée par trois types d'informations : visuelles, vestibulaires et somatosensorielles, qui vont fournir des informations complémentaires et en partie redondantes permettant de détecter tout changement par rapport à une configuration de référence (Massion,

1994; Nashner & McCollum, 1985). L'intégration des informations sensorielles permet la mise en place d'ajustements posturaux en réponse à toute menace à l'équilibre. Les informations sensorielles vont pouvoir renseigner le SNC sur la configuration segmentaire, sur la position du corps dans l'environnement et son alignement par rapport au vecteur gravitaire ainsi que de détecter tout changement exocentrique ou endocentrique.

#### 1.4.1. Contributions des afférences visuelles

Bien que l'absence d'informations visuelles n'entraîne pas la perte de l'équilibre (on ne chute pas lorsque l'on ferme les yeux ou que l'on se trouve dans le noir), leur présence va néanmoins réduire les oscillations posturales lors du maintien orthostatique (Black et al., 1982; Fitzpatrick et al., 1992; Romberg, 1840) (Figure 5). Elles interviennent également dans le guidage d'actes moteurs tels que la locomotion ou les mouvements de saisie, en renseignant par exemple sur la présence d'obstacles ou de cibles, et participent à la perception du mouvement via le déplacement du champ visuel. En fait, les informations visuelles jouent un rôle important pour le maintien de l'équilibre au cours de tâches posturales et locomotrices (Lee & Aronson, 1974; Paulus et al., 1984; Shumway-Cook & Woollacott, 1985).



**Figure 5.** Déplacement du CdP lors d'une posturographie statique avec les yeux ouverts (A) et les yeux fermés (B). L'amplitude des déplacements du CdP est plus importante en absence de vision. D'après Pérennou (2012).

La vision se décompose en deux sous-systèmes avec la **vision centrale** et la **vision périphérique** dont la distinction n'est pas uniquement anatomique mais aussi fonctionnelle avec la transmission d'informations de nature statique et dynamique. La **vision centrale**, également appelée vision fovéale, représente une faible partie du champ visuel (environ  $3^\circ$ ), et est plutôt impliquée dans la reconnaissance des objets et leur localisation dans l'espace. Dans le cadre des mouvements d'atteinte et de saisie, la vision centrale participe au codage spatial

des segments corporels et des cibles (Biguer et al., 1982; Sivak & MacKenzie, 1990). La **vision périphérique**, quant à elle, possède un champ bien plus large que la vision fovéale et une acuité moins élevée. Elle va principalement fournir des informations dynamiques en permettant notamment la perception du mouvement (Amblard et al., 1985; Paulus et al., 1984) et renseigner le SNC sur les vitesses et les trajectoires (Lestienne et al., 1977).

Plusieurs types d'information en provenance de la vision vont contribuer au contrôle postural statique et dynamique. Premièrement, le glissement de l'environnement visuel sur la rétine, consécutif au déplacement de l'ensemble du corps va constituer une source d'informations kinesthésiques qui renseignera le SNC sur la direction et la vitesse de déplacement. Cette fonction proprioceptive de la vision initialement proposée par Gibson (1966) sera mise en évidence par les expériences de Lee et son équipe (Lee & Aronson, 1974; Lee & Lishman, 1975) où des sujets devaient se tenir immobiles au milieu d'une pièce mobile dans laquelle le flux visuel pouvait être modifié en termes de direction, de vitesse, d'amplitude et de fréquence. Le déplacement d'avant en arrière du champ visuel de cette chambre mobile à des fréquences proches des oscillations spontanées du corps sont interprétées par le SNC comme étant les mouvements du corps, entraînant de ce fait des réactions posturales dans la même direction que le champ visuel. Cet effet est observé pour des fréquences d'oscillations basses (d'environ 0.2Hz) et tend à disparaître à partir de fréquences plus élevées (supérieures à 3Hz). La vitesse du flux visuel avait également un impact sur l'amplitude de la réponse du sujet sur l'axe antéro-postérieur. Ces études permettent de conclure que les oscillations corporelles spontanées entraînent des mouvements de l'image de l'environnement sur la rétine qui seraient utilisés par le SNC comme un feedback pour la production d'oscillations compensatoires.

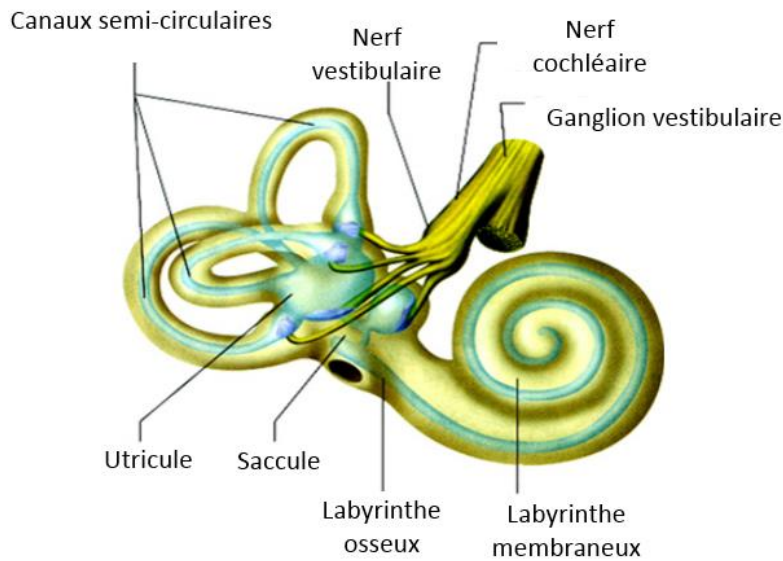
Néanmoins, le glissement rétinien à lui seul ne peut pas expliquer la contribution du système visuel au contrôle postural. En effet, un sujet qui fixe un point lumineux dans un environnement totalement noir montre une réduction de ses oscillations posturales par rapport à lorsqu'il n'y a pas de point lumineux (Paulus et al., 1984). La présence d'une information visuelle sans pour autant qu'il n'y ait de glissement rétinien, contribue donc également au contrôle des oscillations spontanées. Cela a conduit plusieurs auteurs à proposer l'existence de deux mécanismes distincts qui serviraient la stabilisation visuelle de la posture : la perception *afférente* et *efférente* du mouvement. La première reposerait sur les caractéristiques du déplacement du flux visuel (qui provoque le glissement rétinien), la seconde serait basée soit sur la copie d'efférence, soit sur les rétroactions sensorielles des muscles extra-oculaires consécutives aux mouvements

oculaires (Guerraz et al., 2000; Guerraz & Bronstein, 2008; Jahn et al., 2002; Paulus et al., 1984; Rushton, 2003).

#### **1.4.2. Contributions des afférences vestibulaires**

Les récepteurs vestibulaires se situent au sein de l'oreille interne, dans le labyrinthe, qui est constitué d'une partie osseuse (le labyrinthe osseux) et d'une partie membraneuse (le labyrinthe membraneux). On va trouver, au sein de ces labyrinthes, deux systèmes de récepteurs comprenant l'utricule et le saccule d'une part, et les canaux semi-circulaires d'autre part (Figure 6). Le *système otolithique* est constitué par le saccule et l'utricule. Le premier va être sensible aux accélérations linéaires verticales et le second aux accélérations linéaires horizontales. Ce complexe va donc être sensible à la gravité (grâce au saccule) et va renseigner le SNC sur la verticalité (Keshner & Cohen, 1989; Nashner et al., 1989). Le système otolithique est donc un véritable accéléromètre pouvant également fonctionner comme un inclinomètre capable de coder la position de la tête dans un référentiel géocentré (Berthoz, 1997). Le *système canalaire* est composé des trois canaux semi-circulaires, qui prennent naissance et se terminent dans l'utricule et s'orientent dans les trois plans de l'espace. Leur fonction est de capter les accélérations angulaires du segment céphalique autour de l'axe verticale, de l'axe transverse et de l'axe sagittal. Le système vestibulaire constitue donc une véritable centrale inertielle de guidage qui renseigne le SNC sur la position et les mouvements de la tête dans l'espace (Berthoz, 1997). La distinction entre ces deux systèmes ne se résume pas à la nature des accélérations qu'ils captent (linéaire ou angulaire). Il semblerait que le système otolithique soit prédisposé à la détection des oscillations de basses fréquences alors que les canaux semi-circulaires seraient plus enclins à la détection des oscillations de haute fréquence (Nakagawa et al., 1993; Nashner & Berthoz, 1978).





**Figure 6.** Anatomie du système vestibulaire.

Le système vestibulaire participe donc à la construction du cadre de référence gravitaire, essentiel à l'orientation et la stabilisation posturale (Massion, 1994), à l'orientation du haut du corps et à la stabilisation du regard via les réflexes vestibulo-spinaux et vestibulo-oculaires. Néanmoins, à lui seul, il ne suffit pas pour le maintien de la posture debout et contribue même très peu au contrôle de la posture orthostatique, les accélérations du segment céphalique en posture debout non perturbée étant inférieures au seuil de sensibilité des canaux semi-circulaires (Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Fitzpatrick, Burke, & Gandevia, 1994). De plus, sans la contribution des autres modalités sensorielles, il n'est pas possible de construire une représentation précise des déplacements du corps dans l'espace en se basant uniquement sur les informations vestibulaires. Par exemple, il ne sera pas possible pour le SNC de faire la distinction entre des inclinaisons vers l'avant et l'arrière de la tête seule avec le tronc fixe et aligné sur la verticale et des inclinaisons vers l'avant et l'arrière de l'ensemble tête-tronc (Horak & Shupert, 1994). Les informations somatosensorielles en provenance du tronc et de la nuque auront dans ce cas un rôle déterminant pour permettre cette distinction.

L'étude de la pathologie permet de souligner la contribution du système vestibulaire au contrôle postural. Par exemple, lors d'une lésion vestibulaire unilatérale, on va observer des troubles de l'orientation posturale avec une inclinaison de la tête et du tronc du côté de la lésion (Borel et al., 2002; Fukuda, 1959) ainsi qu'une augmentation des oscillations posturales (Allum et al., 1988; Lacour et al., 1997). Les difficultés d'orientation et de stabilisation du tronc lors d'un déficit unilatéral soulignent la contribution importante des informations vestibulaires à l'orientation du tronc dans l'espace, plus encore qu'au contrôle postural global (Allum et al.,

2001; Horak & Hlavacka, 2001; Horak, 2009). De façon surprenante, une lésion vestibulaire bilatérale affectera moins la stabilité posturale qu'une lésion unilatérale, où seule l'ajout d'une perturbation sur une autre modalité sensorielle permettra de mettre en évidence le déficit vestibulaire (Gresty et al., 1987; Nashner et al., 1982). Les patients souffrant d'un déficit bilatéral mettent donc en place des stratégies de compensation sensorielle. Ces données expérimentales confirment la moindre contribution des informations vestibulaires au maintien de l'équilibre statique en comparaison aux autres modalités sensorielles. Des auteurs ont d'ailleurs souligné que leurs contributions aux réactions posturales suites à des perturbations externes seraient moins importantes que celles des informations somatosensorielles (Dietz et al., 1991; Horak et al., 1994).

### **1.4.3. Contributions des afférences somatosensorielles**

Le terme de somesthésie désigne un large panel de perceptions incluant le toucher (via des mécanorécepteurs cutanés tactiles), la douleur (via des nocicepteurs), la température (via des thermorécepteurs) ainsi que la proprioception qui va regrouper des informations statiques, sur la position des différents segments anatomiques et dynamiques, sur les déplacements de ces différents segments. Les informations somatosensorielles, par le biais de récepteurs musculaires, articulaires, tendineux et tactiles vont ainsi renseigner le SNC sur la configuration segmentaire.

La somesthésie fait intervenir un ensemble de capteurs aux fonctions et aux localisations différentes. *Les fuseaux neuromusculaires* sont des mécanorécepteurs, disposés en parallèle des fibres musculaires, qui participent au maintien de l'activité tonique du muscle et par voie de conséquence au tonus postural. Ils vont percevoir la vitesse d'étirement du muscle, être sensibles à la variation de sa longueur, et contribuer à la localisation et l'orientation des segments corporels dans l'espace par des informations statiques et dynamiques (Proske & Gandevia, 2012). Les récepteurs tendineux, constitués par les *organes tendineux de Golgi*, situés aux extrémités des fibres musculaires, sont sensibles aux variations de tension musculaire et renseignent sur les forces musculaires, que ce soit lors d'un étirement passif ou d'une contraction volontaire. Les récepteurs articulaires quant à eux, sont sensibles à la position et à la vitesse de rotation des articulations. Ils sont situés dans la capsule articulaire et sont constitués des *organes de Golgi (récepteurs ligamentaires)*, des *corpuscules de Pacini* et des *corpuscules de Ruffini* ainsi que les terminaisons nerveuses libres. Enfin, on va également trouver des mécanorécepteurs tactiles, avec par exemple les *disques de Merkel* et les *corpuscules de*

*Meissner* respectivement impliqués dans la reconnaissance tactile des objets et dans les déformations dynamiques de la peau, contribuant alors non seulement au toucher, mais également au sens de la position. L'ensemble de ces récepteurs permettent au SNC de construire une représentation précise de la position des segments corporels les uns par rapport aux autres. Nous aborderons dans un premier paragraphe la contribution des informations proprioceptives puis celle des informations tactiles, en s'intéressant notamment à l'effet que peuvent avoir les informations tactiles sur les oscillations spontanées ainsi qu'à la contribution des informations en provenance de la sole plantaire.

De la même manière que pour les informations vestibulaires, l'étude de la pathologie permet de mettre en évidence la contribution de la somesthésie au contrôle postural. Par exemple, les patients souffrant de neuropathies sensorielles entraînant une perte proprioceptive montrent des difficultés, voire une incapacité à maintenir la station debout, ainsi qu'une augmentation des oscillations corporelles en posture orthostatique (Lajoie et al., 1996; Simoneau et al., 1995). De la même manière, les patients souffrant de mal de dos chronique ont un déficit de la proprioception du tronc, qui perturberait leur contrôle postural (Lafond et al., 2009; Lee et al., 2010). Une autre façon de souligner l'importance d'une modalité sensorielle pour le contrôle postural est de perturber expérimentalement cette dernière et d'en analyser les conséquences. Ainsi, la réduction des afférences proprioceptives au niveau des membres inférieurs, par une ischémie, ou de la cheville, par une surface compliant ou asservie aux oscillations corporelles, provoquerait une augmentation des oscillations posturales au cours de la posture orthostatique (Allum, Zamani, Adkin, & Ernst, 2002; Asai, 1994; Horak & Hlavacka, 2001; Teasdale, Stelmach, & Breunig, 1991). La stimulation par vibration du complexe musculo-tendineux va quant à elle entraîner une décharge des fuseaux neuromusculaires et des terminaisons primaires, perçues par le SNC comme résultant de l'étirement du muscle concerné (Roll & Vedel, 1982). Cette stimulation pourra alors entraîner la sensation illusoire d'un déplacement articulaire, évoquer un déplacement de l'ensemble du corps ou encore perturber la perception de l'orientation corporelle (Caudron et al., 2018; Ceyte et al., 2006, 2007). La perturbation des entrées proprioceptives des muscles du cou va elle aussi avoir un impact sur les oscillations, soulignant leur contribution au contrôle postural (Schieppati et al., 2003; Stapley et al., 2006).

Les informations tactiles en provenance de la sole plantaire vont également jouer un rôle important. En effet, le pied constitue une interface entre l'homme et son environnement, et permet d'établir un dialogue entre le support et le corps (Roll et al., 2002) grâce à une densité

importante de mécanorécepteurs, majoritairement à adaptation rapide, dans la sole plantaire (Kennedy & Inglis, 2002). Les informations cutanées plantaires vont jouer trois grands rôles dans le contrôle postural. Premièrement, elles renseignent le SNC sur les limites du polygone de sustentation, dans lequel la projection du CdM va pouvoir se déplacer sans menacer l'équilibre postural (Do et al., 1990). De plus les mécanorécepteurs de la sole plantaire vont jouer un rôle extéroceptif en transmettant des informations sur la nature du support, qui peut influencer le contrôle postural (Wu & Chiang, 1996, 1997). Enfin, elles remplissent un rôle proprioceptif en participant à la construction de la représentation du corps dans l'espace et de son orientation par rapport à la verticale (Kavounoudias et al., 2001; Roll et al., 2002). L'altération des informations cutanées plantaires par vibration (Roll et al., 2002), leur diminution, voire leur suppression (par anesthésie ou en provoquant une ischémie) (Diener et al., 1984; Do et al., 1990; Meyer et al., 2004), entraînent une augmentation des oscillations posturales ou l'illusion d'une inclinaison de l'ensemble du corps dans le cas de la vibration, soulignant leur importante contribution à la stabilisation et à l'orientation. À l'inverse, la stimulation des informations cutanées plantaires par un massage plantaire rotatif ou par le port de semelles à picot améliore la stabilité posturale, en réduisant les oscillations chez les individus sains mais également chez les personnes âgées (Bernard-Demanze et al., 2004; Palluel et al., 2008, 2009). Enfin, leur contribution au contrôle postural ne se limite pas au maintien de la posture orthostatique puisqu'elles semblent également jouer un rôle au cours de la marche, par exemple en participant au contrôle de la trajectoire du CdM lors de l'arrêt de la marche (Perry et al., 2001).

Les entrées tactilo-somesthésiques sensibles aux déformations de la peau participent au contrôle postural (en plus de participer au sens du toucher). Les travaux de Jeka et ses collaborateurs ont permis de montrer qu'une *Light Finger Touch* (un très léger contact d'une force inférieure à 1 newton) du doigt sur une surface fixe va permettre de diminuer les oscillations posturales, en posture orthostatique, et même en absence de vision (Jeka, 1997; Jeka & Lackner, 1994; Krishnamoorthy et al., 2002).

#### **1.4.4. Quel poids donner aux informations sensorielles ?**

La question du poids des modalités sensorielles au contrôle de l'équilibre mérite d'être posée. Le SNC reçoit un flux continu d'informations différentes provenant de divers capteurs aux caractéristiques anatomiques, structurelles et fonctionnelles variées. Ces informations peuvent avoir une contribution propre au maintien postural, mais également parfois être

complémentaires et redondantes. À partir de cet ensemble, le SNC doit construire la représentation la plus fidèle possible d'un environnement riche en stimuli et de l'état du corps au sein de cet environnement. Le mode de contrôle en boucle fermée utilise les rétroactions sensorielles (les feedbacks) pour mettre à jour la représentation du corps et de l'environnement, et adapter le contrôle postural (par des déplacements du CdP) en conséquence. Un élément clé de ce fonctionnement est la régulation dynamique du poids relatif accordé à chacune des modalités sensorielles (Peterka, 2002; Peterka & Loughlin, 2004). La **pondération** et la **repondération sensorielle** peuvent être définies comme la capacité du SNC à sélectionner et augmenter ou diminuer l'influence d'une ou plusieurs modalités sensorielles sur le contrôle postural (Forssberg & Nashner, 1982; Nashner et al., 1982). Ce sont des processus actifs qui vont être relatifs à la disponibilité et à la fiabilité des informations sensorielles (Barela et al., 2009; Barela et al., 2014; Jeka et al., 2008; Peterka, 2002). Lorsqu'il y a une perturbation d'origine interne (troubles neurologiques, perte d'une structure anatomique) ou externe (modification de l'environnement), le SNC sélectionne et augmente la contribution des informations qu'il juge comme étant fiables et nécessaires au maintien de l'équilibre, tout en négligeant celles qui ne sont pas fiables ou indisponibles (Carver et al., 2006; Oie et al., 2002; Peterka, 2002; Ravaioli et al., 2005). On voit tout à fait ici l'intérêt de la redondance des informations sensorielles. Le fait que l'une voire plusieurs d'entre-elles soient perturbées n'implique pas nécessairement une chute ou une forte instabilité. Cette capacité à repondérer les entrées sensorielles se fait de manière continue et constitue un outil supplémentaire pour que le système postural puisse s'adapter aux contraintes externes.

Cette capacité du SNC a été mise en évidence de nombreuses fois dans des expériences où les entrées sensorielles étaient manipulées (Barela et al., 2009; Jeka et al., 2008; Peterka, 2002; Polastri et al., 2012; Tjernström et al., 2010). À chaque fois, on observait des adaptations où le SNC diminuait ou augmentait l'influence d'une ou plusieurs modalités sur le maintien de l'équilibre. Par exemple, la manipulation des entrées somatosensorielles cutanées plantaires et de cheville par l'utilisation d'un support compliant provoquait une diminution de leur influence au profit de la vision. En cas de privation visuelle sur un support fixe, l'inverse se produisait, avec une utilisation des indices proprioceptifs pour connaître les mouvements du corps relatifs au support et mettre en place les ajustements posturaux adéquats. Enfin, si le support devenait mobile, avec des oscillations asservies à celle du corps, alors le sujet se reposait sur ses informations vestibulaires, toujours dans le but de mettre en place des ajustements permettant de conserver l'équilibre (Peterka, 2002; Polastri et al., 2012).

En cas de manipulation des entrées sensorielles, les processus de repondération ne sont néanmoins pas instantanés et des périodes d'adaptation sont observées. Ces périodes sont visibles que la ou les informations soient perturbées, retirées ou restaurées (Peterka, 2002; Simoneau et al., 1999; Teasdale et al., 1991). Par exemple, Peterka et al (2002) ont placé des sujets dans une condition où les mouvements du support étaient asservis aux oscillations corporelles des sujets sur l'axe antéro-postérieur. Lorsque le support redevenait fixe, ils ont observé une période transitoire pendant laquelle les sujets continuaient à osciller sur l'axe antéro-postérieur. La repondération est également dépendante du stimulus et de la manipulation effectuée : lors d'une manipulation des entrées visuelles consistant en des mouvements de l'environnement visuel, l'amplitude va avoir un effet sur le délai d'adaptation. Lorsque l'amplitude est importante, le SNC qui perçoit une menace à l'équilibre va réaliser une adaptation rapide pour maintenir la stabilité du corps. À l'inverse, des déplacements de petite amplitude du champ visuel ne sont pas perçus comme une forte menace à l'équilibre et entraînent une adaptation qui se fait plus lentement (Barela et al., 2011; Jeka et al., 2008; Oie et al., 2005). La qualité du stimulus est également un facteur influant de la repondération, avec par exemple des effets plus importants lorsque la vision binoculaire est manipulée, en comparaison à la vision monoculaire (Moraes et al., 2016). Les processus cognitifs semblent également intervenir dans les mécanismes de repondération, puisque la connaissance explicite ou implicite de la manipulation sensorielles conduisent toutes les deux à des adaptations, qui sont plus importantes lorsque la connaissance est implicite (Barela et al., 2014).

Les processus de pondération sont également influencés par les facteurs individuels. L'expérience, la pratique d'activité sportive, l'âge et l'intégrité du système neuro-musculo-squelettique vont être des facteurs influençant la capacité du SNC à pondérer les entrées sensorielles. On peut ainsi faire la différence entre des adaptations dites rapides (qui intègrent celles avec une période transitoire au cours d'une session expérimentale) et des adaptations plus lentes qui sont induites sur le long terme en raison du développement et des expériences sensori-motrices d'un individu (Chiba et al., 2016). Ces adaptations lentes vont avoir une part importante sur l'évolution des oscillations posturales spontanées au cours du développement.

Les différentes informations sensorielles contribuent donc chacune au contrôle postural, de manière à la fois redondante et complémentaire. Le poids relatif d'une modalité sensorielle par rapport aux autres pour le maintien de l'équilibre peut être adapté en fonction du contexte sensoriel, des contraintes en provenance de l'environnement ou inhérentes à l'individu (Horak, 2006; Horak & Macpherson, 1996; Kavounoudias et al., 2001; Shumway-Cook & Woollacott,

2007). Outre les atteintes traumatiques de l'appareil locomoteur ou les troubles d'ordre neurologique qui vont pouvoir entraîner une modification du poids relatif des informations sensorielles au maintien de l'équilibre, l'âge va également influencer les capacités d'équilibration et de repondération sensorielle. Ces aspects seront évoqués dans le *chapitre 2*, consacré au développement du contrôle postural et de la marche chez l'enfant à développement typique.

## **1.5. Les sorties du contrôle postural**

La posture debout se construit principalement à l'encontre du vecteur gravitaire, qui sert de cadre de référence pour le positionnement des différents segments corporels (Paillard, 1971). Les afférences sensorielles en provenance du tronc, notamment via des gravicepteurs, seraient d'ailleurs une source majeure pour l'orientation de la posture par rapport au vecteur gravitaire (Gurfinkel et al., 1981). Afin de s'opposer à l'action de la gravité qui s'exerce sur l'ensemble du corps mais également aux perturbations qui mettent en jeu l'équilibre, le système postural va disposer d'un catalogue de ressources, permettant le maintien de la station érigée en situation non perturbée et de réagir en réponse à des perturbations imprévisibles. Ces réactions vont être déclenchées et contrôlées sur la base des informations sensorielles que nous venons de décrire.

### **1.5.1. Le tonus musculaire et le tonus postural**

Même lorsque l'individu est au repos, un muscle est rarement totalement relâché et il subsiste en permanence un niveau de tension qui va opposer une résistance à l'étirement passif du muscle. C'est ce que l'on appelle le **tonus musculaire**. Il résulte d'une interaction dynamique entre le réflexe d'étirement et les propriétés contractiles du muscle (Matthews, 1959). De plus, une faible tension résiduelle aurait pour origine une petite quantité de calcium constamment présente dans les fibres musculaires, permettant une légère activation continue des ponts d'actine-myosine (Hoyle, 1983). L'action de la gravité sur le corps étant constante, l'existence d'un mécanisme permettant constamment de s'opposer à cette action en créant des réactions de positionnement antigravitaire et *in fine* d'éviter un effondrement du corps est nécessaire (Bouisset & Maton, 1995). Ce rôle est rempli par le **tonus postural**. On le retrouve principalement au niveau des muscles extenseurs des membres inférieurs (soléaires, gastrocnémiens et ischio-jambiers), des muscles extenseurs du tronc et de la nuque ainsi qu'au niveau du muscle masseter (Okada, 1972). Il fait intervenir plusieurs mécanismes d'origine spinale et supraspinale.

La section des racines dorsales de la moelle spinale révèle la contribution des informations somatosensorielles au tonus postural puisqu'elle provoque la disparition de ce dernier. En fait, le premier mécanisme d'origine somatosensorielle impliqué dans le tonus postural est le réflexe myotatique, qui se définit comme la contraction d'un muscle en réponse à son propre étirement, générant une tension qui va s'opposer aux déviations des segments corporels par rapport à une posture initiale (Lloyd, 1950). Ce mécanisme est déclenché par l'excitation des terminaisons des fuseaux neuromusculaires qui va entraîner l'activation des motoneurons alpha des muscles étirés en empruntant la voie monosynaptique. Le réflexe myotatique inverse, déclenché suite à l'excitation des organes tendineux de Golgi, va quant à lui inhiber le réflexe myotatique lorsque l'étirement du muscle devient trop important, empêchant la présence d'une raideur musculaire trop importante qui pourrait être délétère pour le maintien de la posture (Bouisset & Maton, 1995). Enfin, les informations cutanées plantaires vont également permettre une co-contraction des muscles de la jambe, causant une extension du pied vers la surface de support et une augmentation du tonus postural des muscles extenseurs qui va leur permettre de supporter le poids du corps.

Les mécanismes supraspinaux contribuant au tonus postural prennent principalement place au niveau du tronc cérébral, comme le montre la rigidité de décérébration (une forme de tonus postural poussé à son paroxysme) observée chez l'animal après une section au niveau du tronc cérébral (Massion, 1997). Les réflexes posturaux du tronc cérébral seraient principalement déclenchés et modulés par les informations somesthésiques en provenance du cou (captées par les fuseaux neuromusculaires, les récepteurs articulaires et les récepteurs cutanés) ainsi que par les informations vestibulaires. Ainsi, les *réflexes toniques du cou*, provoqués par les mouvements de la tête, modifient la répartition du tonus postural dans les membres afin de maintenir l'alignement de la tête avec le tronc. Le *réflexe vestibulo-spinal*, quant à lui, est déclenché par les afférences vestibulaires provoquées par les mouvements de la tête. Sa fonction va être de modifier l'activité tonique des muscles antigravitaires afin de restaurer la position de la tête par rapport à la verticale. Par exemple, une inclinaison latérale de la tête va entraîner une augmentation du tonus dans les membres ipsilatéraux à l'inclinaison en même temps qu'une diminution dans les membres controlatéraux. Le *réflexe vestibulo-colique* va lui stabiliser la tête dans l'espace au cours de mouvements impliquant l'ensemble du corps, en changeant la répartition du tonus musculaire entre le cou, le tronc et les membres en fonction de l'inclinaison de la tête (Massion & Woollacott, 2004; Roberts & Roberts, 1967). Il permet aussi de limiter l'amplitude des mouvements des yeux, participant ainsi à la stabilisation du regard, nécessaire



lorsque l'individu souhaite fixer une cible. Enfin, le *réflexe vestibulo-oculaire* fait également intervenir les informations vestibulaires, notamment en provenance des canaux semi-circulaires, provoquant des mouvements des yeux opposés aux rotations de la tête et permettant la stabilisation de l'œil dans l'espace.

### **1.5.2. Le centre de masse : la variable de référence pour la régulation des oscillations posturales ?**

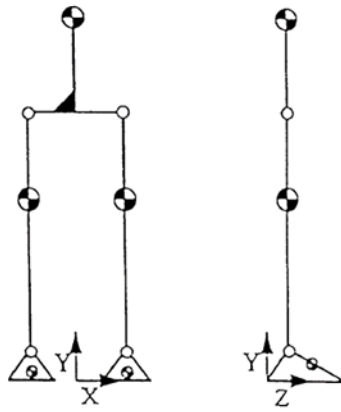
André Thomas, dans *Equilibre et Équilibration* (1940), faisait remarquer que « l'équilibre ne peut plus être considéré comme un état de repos quand il s'agit d'un corps dont toutes les parties sont douées d'activité », illustrant parfaitement deux aspects fondamentaux de la posture orthostatique. Premièrement, le corps n'est jamais parfaitement immobile et des oscillations subsistent toujours. Ces oscillations peuvent provenir de perturbations internes provoquées par les variations de tension musculaire, la respiration, le rythme cardiaque ou encore des commandes nerveuses (Hamaoui et al., 2010; Kario et al., 2001; Loram et al., 2001). Secondement, l'équilibre n'est pas un état de repos et va nécessiter un contrôle actif de la part du SNC. L'ensemble des perturbations et des mécanismes de contrôle va entraîner des déplacements du CdM et par voie de conséquence du CdP. Les déplacements de ce dernier seraient le reflet des effets des perturbations sur l'équilibre posturale et des mécanismes de contrôle du SNC pour maintenir la projection du CdM dans la base d'appui (Winter, 1995). Ces considérations amènent la question de la variable de référence contrôlée par le système postural afin d'assurer le maintien de l'équilibre, qui est un débat de longue date peinant à trouver un consensus. Pour certains auteurs, la valeur de référence serait la géométrie des segments corporels et notamment leur alignement par rapport à la verticale. Cette supposition se base sur l'observation du maintien de la géométrie corporelle et de l'alignement avec la verticale gravitaire chez le quadrupède même lorsque le CdM est virtuellement déplacé (par l'ajout d'une charge au niveau des segments antérieurs) (Lacquaniti et al., 1990; Lacquaniti, 1992). D'autres auteurs proposent plutôt que la variable contrôlée soit la position du CdM. En effet, tout mouvement volontaire, comme l'inclinaison du tronc ou l'élévation des membres supérieurs, entraîne des déplacements du CdM qui constituent une menace à l'équilibre. Très tôt dans la littérature, des auteurs ont observé des mouvements compensatoires à ces déplacements du CdM, dont le but était de conserver la projection du CdM à l'intérieur de la base d'appui (Babinski, 1899; Martin, 1967). Plutôt qu'une régulation primaire de la géométrie du corps, ces observations penchent plutôt pour une régulation de la position du CdM par des ajustements de la géométrie du corps (Massion, 1997).

Ce point de vue trouve support dans les expériences soumettant un sujet en posture debout à des perturbations externes en provenance d'un support réalisant de manière imprévisible des translations, des rotations, ou encore lorsqu'on le soumet à des oscillations sinusoïdales (Horak & Nashner, 1986; Nashner & McCollum, 1985; Nashner et al., 1989; Peterka, 2000). Dans ces expériences, les perturbations entraînent systématiquement des réactions posturales reproductibles impliquant invariablement la géométrie corporelle. Ces dernières visent à chaque fois à maintenir la projection du CdM dans la base d'appui, quelle qu'en soit la surface. La configuration segmentaire, utilisée pour contrôler les déplacements du CdM, reposerait sur l'orientation du tronc et de la tête qui servirait de référence pour contrôler la géométrie corporelle (Mergner et al., 1991; Pozzo et al., 1995). L'ensemble de ces observations suggère donc que les déplacements du CdM en relation avec la base d'appui constituent la variable régulée par le SNC pour maintenir l'équilibre (Alexandrov et al., 1998; Collins & De Luca, 1993; Massion et al., 1995; Massion & Woollacott, 2004; Prieto et al., 1996).

Néanmoins, il subsiste la question de la façon dont les trajectoires du CdM sont régulées, notamment lors de la posture orthostatique. En effet, si le système de contrôle postural a pour but ultime l'alignement de la projection du CdM avec le CdP, la régulation de la relation entre ces deux points peut se faire de deux manières : en modifiant la configuration segmentaire afin de déplacer le CdM au-dessus du CdP ou en modifiant les forces s'appliquant sur le support afin de déplacer le CdP.

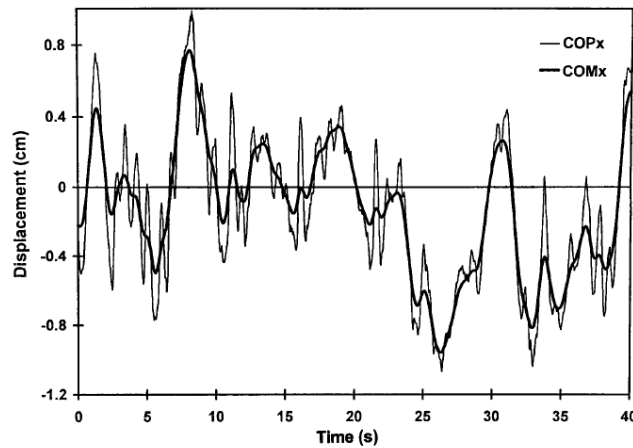
### **1.5.3. Le modèle du pendule inversé pour la régulation des trajectoires du CdM**

Une modélisation possible de la posture orthostatique permettant d'exprimer la relation entre le CdM et le CdP est celle du pendule inversé (Gurfinkel & Osovetz, 1972; Loram et al., 2001; Masani et al., 2006; Morasso & Schieppati, 1999; Winter, 1995; Winter et al., 1998) qui permet de concevoir le corps humain comme un pendule oscillant autour de l'articulation de cheville (Figure 7). Dans ce modèle, le CdM est considéré comme une variable passive contrôlée par les déplacements du CdP, la variable active, qui traduit les actions du système postural pour maintenir le CdM dans la base d'appui (Caron et al., 2000; Morasso & Schieppati, 1999; Winter, 1995).



**Figure 7.** Modèle du pendule inversé dans le plan frontal et dans le plan sagittal, d'après Winter (1995)

Lorsque l'on s'intéresse aux déplacements du CdP relatifs à ceux du CdM lors de la posture orthostatique, on se rend compte qu'ils sont toujours supérieurs à ceux du CdM (Figure 8). De plus, au niveau du timing, les déplacements du CdP font toujours suite à ceux du CdM et leur fréquence est toujours supérieure. Le CdP étant le barycentre des forces de réaction au sol, un déplacement de ce dernier va créer un moment de force qui va parcourir la chaîne posturale et s'appliquer au CdM. Ainsi, les déplacements du CdP réguleraient la trajectoire du CdM. Un élément validant ce modèle du contrôle postural orthostatique sont les corrélations importantes entre la distance entre le CdP et la projection au sol du CdM avec l'accélération horizontale du CdM (Winter et al., 1997). Néanmoins, il est également à noter que ces corrélations sont effectivement importantes sur l'axe antéro-postérieur (AP), ce qui n'est pas le cas sur l'axe médio-latéral (ML). En fait, le modèle du pendule inversé ne s'applique pas bien à la régulation des oscillations sur l'axe ML, où la régulation des trajectoires du CdM ferait plutôt intervenir l'articulation de hanche.



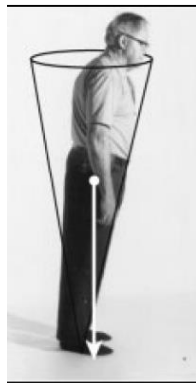
**Figure 8.** Enregistrement des déplacements antéro-postérieurs du CdM et du CdP lors d'une posture orthostatique. D'après Winter et al. (1998)

La régulation des oscillations posturales lors de la posture orthostatique par le SNC utiliserait donc le CdM comme valeur de référence. Le contrôle des trajectoires de ce dernier passerait par les forces de réaction au sol avec le CdP qui serait la variable contrôlée activement dans le but de maintenir la projection du CdM à l'intérieur de la base d'appui. Le contrôle du CdP impliquerait d'une part les structures supraspinales qui moduleraient les gains des boucles réflexes afin de contrôler la raideur articulaire, et d'autre part les propriétés intrinsèques du système musculo-tendineux.

Lorsqu'il s'agit d'organiser des activités posturocinétiques, le modèle du pendule inversé n'est plus forcément le plus pertinent et la valeur de référence pour le contrôle de l'équilibre dynamique peut être dépendante de la tâche. Par exemple, si un individu marche en lisant un journal, la distance entre l'œil et le journal au cours du déplacement peut devenir la référence stabilisée (Droulez & Berthoz, 1986). La position de la tête dans l'espace et notamment par rapport au vecteur gravitaire peut également permettre la construction d'un cadre de référence stable pour l'organisation de l'équilibre dynamique. Sa stabilisation dans l'espace est d'ailleurs primordiale puisqu'elle est le siège des informations visuelles et vestibulaires, fortement impliquées pour le maintien de l'équilibre et le contrôle du geste (Pozzo et al., 1995; Pozzo et al., 1991). Enfin, il est également possible que le SNC utilise un ou plusieurs segments comme cadre de référence stabilisé (Marsden et al., 1981), comme par exemple le tronc et son orientation par rapport au vecteur gravitaire (Mergner et al., 1991; Mittelstaedt, 1983) ou encore la position relative des segments corporels, chaque segment servant de référence pour ceux auxquels il est lié (Riccio & Stoffregen, 1988).

#### 1.5.4. Les réactions posturales

Lorsqu'il fait face à des perturbations externes, le SNC va mettre en place des réactions posturales stéréotypées qui vont permettre de maintenir le CdM dans ce qu'on appelle le cône de stabilité (Figure 9). Le cône de stabilité est une zone partant de l'articulation de cheville à l'intérieur de laquelle le CdM peut se déplacer sans nécessiter d'élargir la base d'appui (Bouisset, 2002; Horak, 2006). L'organisation des réponses posturales est complexe et fait intervenir plusieurs niveaux de contrôle.



**Figure 9 .** Représentation du cône de stabilité chez un individu sain. D'après Horak (2006)

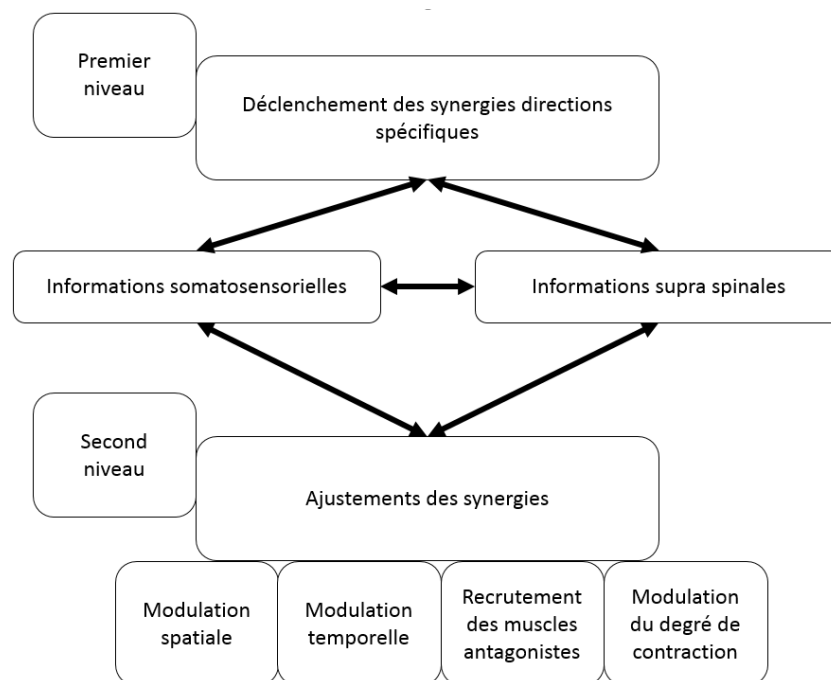
##### 1.5.4.1. Organisation des réponses posturales

Le corps humain est un système mécanique doté d'une multitude de segments disposant de leurs caractéristiques inertielles propres et reliés les uns aux autres via des articulations. Une articulation va autoriser, en fonction de ses caractéristiques, des mouvements relatifs d'un segment corporel par rapport à un autre dans un ou plusieurs plans de l'espace, c'est ce qu'on appelle la notion de *degré de liberté (ddl)*. Dans notre espace à 3 dimensions, il existe en fait 6 *ddl*, avec 3 translations (avant-arrière, gauche-droite et haut-bas) et 3 rotations (tangage, roulis et lacet). Le corps humain est un système pluriarticulé dont les articulations possèdent pour la majorité plusieurs *ddl* et on dénombre au total environ une centaine de *ddl* (de façon cumulée lorsque l'on considère l'ensemble des articulations du corps) (Rosenbaum, 1991). Cela peut nous conduire au problème suivant : pour une même action, il existe plus de *ddl* disponibles que de *ddl* nécessaires pour la réalisation de cette action. Si l'on peut certes y voir un avantage, avec le fait de disposer de plusieurs possibilités pour la réalisation d'un même mouvement ou d'un même ajustement postural (notion d'équivalence motrice, proposée par Lashley en 1930), il peut néanmoins être difficile pour le SNC de gérer l'ensemble de ces *ddl* de manière simultanée. Dans le cadre du contrôle postural par exemple, il est difficile d'imaginer que pour chaque ajustement postural, qu'il soit anticipé, contemporain ou consécutif au mouvement,

chaque muscle et chaque articulation soient contrôlés de manière indépendante dans le but de fournir une réponse coordonnée. Cela représenterait une charge de travail importante et coûteuse en énergie, loin de la recherche constante d'efficacité par notre SNC. C'est ce qu'on appelle le **problème de la redondance des ddl**.

Face à ce problème, Nikolai Bernstein (1896-1966), un neurophysiologiste russe dont les travaux ont énormément contribué à la compréhension du contrôle moteur de l'être humain, propose que le SNC résolve les difficultés à contrôler simultanément l'ensemble des *ddl* en organisant le contrôle moteur en synergies. Ces synergies se définissent comme un ensemble de muscles agissant comme une seule unité afin de coordonner un ensemble d'articulations lors de la réalisation d'une tâche. Ce fonctionnement en synergie permet de réduire le nombre de *ddl* à contrôler simultanément et donc de simplifier le contrôle postural (Bernstein, 1967).

Cette proposition a inspiré Forssberg et Hirschfeld qui ont développé un modèle fonctionnel du contrôle de l'organisation posturale qu'ils ont appelé « *Central Pattern Generator* » (*CPG*), qui fonctionnerait selon deux niveaux de contrôle (Figure 10) (Forssberg & Hirschfeld, 1994).



**Figure 10.** Représentation schématique du modèle *CPG* du contrôle postural (Forssberg & Hirschfeld, 1994)

Lors d'une perturbation externe, le premier niveau de contrôle, inné, coordonnerait la structure de base des synergies musculaires (Bernstein, 1967; Nashner, 1979) notamment leur caractère direction spécifique (une translation du support entraînant par exemple une

inclinaison du corps vers l'avant entraînerait alors une activation des muscles postérieurs, permettant de ramener le corps vers l'arrière). Il n'y a pas de consensus dans la littérature sur l'origine du premier niveau de contrôle, néanmoins, le fait que des adultes avec des lésions de la moelle spinale ou des enfants avec des lésions cérébrales atteignant en partie le tronc cérébral ne puissent pas générer d'ajustements posturaux spécifique à la direction de la perturbation suggère que leur origine serait un réseau spinal en interaction avec le tronc cérébral via les voies vestibulospinales et corticospinales (Hadders-Algra et al., 1999; Seelen et al., 1998). Le déclencheur de ce premier niveau pourrait être des informations proprioceptives à la suite d'une rotation du pelvis lors de la posture assise ou en provenance de la cheville, du genou, de la hanche ou du tronc en posture debout. Des modifications de la position du CdM pourraient également déclencher ces réactions (Dietz, 1998; Forssberg & Hirschfeld, 1994; Hirschfeld & Forssberg, 1994).

Le second niveau va lui concerner l'ajustement fin des réactions posturales qui va se faire sur la base des informations sensorielles (Brogren & Hadders-Algra, 2008; Forssberg & Hirschfeld, 1994). Ces ajustements, qui se font via la voie réticulospinale (Grillner et al., 1995) vont concerner :

- Le recrutement des muscles appropriés (modulation spatiale) : le SNC va sélectionner le pattern de recrutement musculaire le plus adapté à la perturbation. Par exemple, lorsque la perturbation est importante, un nombre plus important de muscles va être recruté afin de faciliter le retour à l'équilibre.
- Le recrutement des muscles antagonistes : une perturbation importante ou une posture plus exigeante peut entraîner, surtout chez les jeunes enfants, un recrutement plus important des muscles antagonistes ou augmenter le niveau de co-contraction. Avec l'expérience, le recrutement antagoniste tend à diminuer (Horak et al., 1989).
- L'ordre de recrutement (modulation temporelle) : la séquence d'activation musculaire peut se faire selon un ordre disto-proximal ou proximo-distal. La séquence d'activation va renseigner sur le segment de référence stabilisé pour l'organisation du mouvement. En effet, le segment de référence va généralement être le siège des premières activations, il pourra alors servir de cadre de référence stable pour organiser le mouvement de la chaîne focale.
- Le degré de contraction : la modulation du niveau de contraction des muscles activés suite à des perturbations est la forme d'adaptation à la perturbation la plus utilisée par

le SNC (Brogren & Hadders-Algra, 2008). L'activation va augmenter avec l'intensité de la perturbation et diminuer avec la pratique. Il semblerait que la vitesse de la perturbation ait un rôle plus important que son amplitude dans la modulation des activations musculaires (Horak et al., 1989).

#### 1.5.4.2. Les réponses posturales suites à des perturbations externes

Les études pionnières ayant analysé la façon dont l'être humain conserve son équilibre lorsqu'il est menacé par des perturbations externes sont celles de Nashner dans les années 1980. Dans ces études, les sujets se tenaient debout sur un support et étaient soumis à des perturbations imprévisibles en provenance du support qui pouvaient être des translations sur l'axe antéro-postérieur (Horak & Nashner, 1986; Nashner & McCollum, 1985), des rotations autour de l'axe transverse (Nashner, 1979; Nashner, 1977) ou des oscillations (Nashner et al., 1989). Ces expériences ont pu mettre en avant un nombre limité de stratégies utilisées par le SNC qui seraient ajustées en fonction des caractéristiques de la perturbation, en d'autres termes, des stratégies posturales organisées en synergies. Ces réponses sont généralement déclenchées environ 100ms après l'apparition de la perturbation et reposent sur les rétroactions sensorielles (Massion et al., 2004). Plusieurs stratégies sont décrites dans la littérature, la sélection de la stratégie la plus adéquate sera dépendante de la nature et de l'intensité de la perturbation ainsi que des conditions environnementales telles que les propriétés du support (Horak & Nashner, 1986).

La première stratégie qui va permettre de corriger la trajectoire du CdP et donc de rétablir la projection du CdM à l'intérieur de la base d'appui est **la stratégie de cheville**. Lors de perturbations avec une faible vitesse, une faible amplitude ou encore une fréquence basse, on va observer un mouvement de l'ensemble du corps autour de l'articulation de cheville, avec de faibles rotations autour des genoux et des hanches. Lorsque la perturbation provoque une inclinaison du corps vers l'avant, la réponse se déclenche dans les gastrocnémiens environ 90ms après le déclenchement de la perturbation. Cette activation musculaire permet de créer un moment d'extension qui va rétablir la position initiale du corps (Horak & Nashner, 1986). Cette stratégie serait principalement déclenchée et régulée sur la base des informations somatosensorielles : lors d'une perte de sensibilité des informations cutanées plantaires, le sujet utilise systématiquement la **stratégie de hanche**.

Cette stratégie, chez l'individu non pathologique, est utilisée pour des perturbations plus importantes en termes de vitesse ou d'amplitude par rapport à celles qui déclenchent la stratégie



de cheville (McCollum & Leen, 1989; Nashner & McCollum, 1985). Elle est également utilisée lorsque la base d'appui est réduite (support étroit ou position de Romberg sensibilisée, c'est-à-dire un pied devant l'autre), ou encore lorsque le sujet se tient sur une surface compliant (Horak, 2006). La trajectoire du CdM est dans ce cas contrôlée par des rotations simultanées et opposées autour des articulations de hanche et de cheville, qui fonctionnent de manière antiphasique. Si ces deux stratégies ont été identifiées de manière distincte dans les travaux princeps, on décrit également une **stratégie mixte** qui présente un ensemble de caractéristiques appartenant aux stratégies de cheville et de hanche. Pour McCollum et Leen, (1989), c'est un comportement transitoire et adaptatif à la jonction entre les deux stratégies les plus appropriées. Elle va s'observer lors de l'augmentation des amplitudes de perturbation ou d'un rétrécissement de la base d'appui. Runge et al. (1999) décrivent un moment de hanche qui s'ajoute à un moment de cheville, le moment de cheville étant toujours supérieur à celui de hanche. Enfin, lorsqu'aucune de ces stratégies ne permet de conserver l'équilibre, la **stratégie de pas** va permettre d'augmenter la surface de la base d'appui en réalisant un pas, afin de pouvoir replacer la projection du CdM dans le polygone de sustentation. Cette stratégie se différencie d'un mouvement volontaire puisqu'elle est initiée et réalisée environ deux fois plus rapidement que si l'on demandait à un sujet de réaliser le geste de manière volontaire (Maki et al., 2003). Néanmoins, cette stratégie, tout comme celle de cheville et de hanche, ne doit pas être confondue avec une activité réflexe. Certes, la vitesse d'exécution de ces réactions d'équilibration, ainsi que l'étirement des muscles consécutifs aux mouvements du support laisseraient supposer que les réactions puissent être des réflexes. Lorsque la perturbation est une rotation du support sur l'axe transversal, cela provoque une dorsiflexion et un étirement des gastrocnémiens. Pourtant, les réactions posturales vont impliquer les articulations du genou et de la hanche en plus de la cheville, malgré le fait que l'étirement ne se produit que pour les muscles de l'articulation de cheville. Ces réactions ont donc bien une origine centrale (Nashner, 1979).

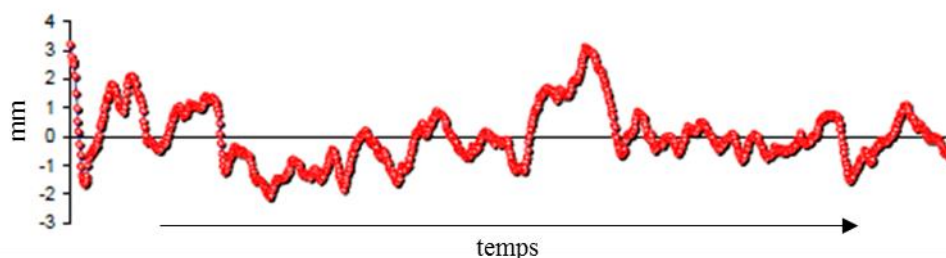
### **1.5.5. Les ajustements posturaux anticipés**

Si le système postural est capable de réagir face à la survenue de perturbations externes imprévues, il doit également être capable de gérer les déséquilibres qui vont être produits lors de la réalisation d'un mouvement volontaire. Pour cela, il va mettre en place des ajustements posturaux anticipés (APA) qui sont des régulations posturales initiées avant l'exécution d'un mouvement. La première description de ces ajustements provient des travaux de Belen'kii et al. (1967) qui ont observé une activation des muscles du tronc et de la jambe précédant l'élévation

rapide du bras depuis une posture debout. Ces activations avaient lieu environ 50ms avant le début du mouvement. Le rôle de ces ajustements est de minimiser les conséquences posturales des mouvements volontaires à venir (Bouisset & Zattara, 1981; Gahéry & Massion, 1981; Graham et al., 2000; Massion, 1992). Le SNC est donc capable de prédire les conséquences mécaniques de ses propres actions et de les minimiser via les modes de contrôle en feedforward (Massion et al., 1999). De nombreuses études se sont intéressées aux APA démontrant que leurs caractéristiques dépendent principalement de celles du mouvement et des perturbations à venir (Bouisset & Zattara, 1990; Kasai & Taga, 1992; Lee et al., 1987) ainsi que des conditions initiales de stabilité (Adkin et al., 2002; Aruin et al., 1998; Slijper & Latash, 2000).

### 1.5.6. L'analyse des déplacements du centre de pression comme évaluation du contrôle postural

Ce sont les déplacements du CdP qui permettent au système postural de réguler la trajectoire du CdM dans le but de maintenir l'équilibre. On peut donc considérer que les déplacements du CdP, qui se font sur une surface d'environ 1 cm<sup>2</sup> en posture orthostatique (Gagey & Weber, 1999), reflètent les effets des perturbations externes et internes sur l'équilibre, et les actions du SNC pour contrecarrer ces perturbations (Winter, 1995; Winter et al., 1990). L'analyse des trajectoires du CdP est donc un moyen d'évaluer le contrôle postural chez l'être humain. La posturographie est un examen qui consiste à récupérer les données de déplacements du CdP d'un sujet auquel on donne la consigne de rester debout et immobile dans une position standardisée. Cet examen va se faire sur une plateforme de force qui permet, à partir des forces de réaction au sol, de calculer les coordonnées du CdP à chaque instant de l'enregistrement. On peut ainsi obtenir un statokinésigramme, c'est-à-dire une représentation des déplacements du CdP au cours du temps (Figure 11).



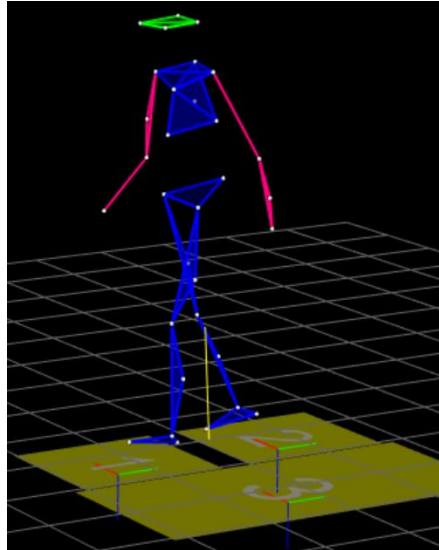
**Figure 11.** Déplacements (mm) du CdP sur l'axe médio-latéral au cours du temps lors d'un enregistrement en posture debout orthostatique. D'après Delignières et al. (2006)

Ce paradigme est communément utilisé pour évaluer le contrôle de l'équilibre ainsi que l'effet d'un traitement visant à améliorer le contrôle postural (Chaudhry et al., 2011; Era et al., 2006; Lemay et al., 2013; Masani et al., 2007; Prieto et al., 1996). Il est possible de réaliser la posturographie dans différentes conditions, avec par exemple les yeux ouverts ou fermés, ou encore en étant debout sur une surface compliant, afin d'évaluer respectivement le poids des entrées visuelles ou proprioceptives de la cheville (Prieto et al., 1996; Wu & Chiang, 1996). Très tôt utilisée dans la littérature pour analyser les capacités de stabilisation chez le sujet sain ou pathologique (Baloh et al., 1998; Fernie & Holliday, 1978; Murray et al., 1975; Singh et al., 2009; Teasdale et al., 1991), la posturographie a recours à de nombreux paramètres calculés à partir des trajectoires du CdP. Les paramètres les plus répandus sont ceux liés aux séries temporelles des coordonnées du CdP, avec des données liées à la position moyenne et aux amplitudes de déplacement, à la distance parcourue, à la vitesse de déplacement, à la variabilité des déplacements ou encore à la surface des déplacements (Mancini & Horak, 2010; Palmieri et al., 2002; Prieto et al., 1996; Raymakers et al., 2005). D'une manière générale, les chercheurs considèrent que de faibles valeurs de ces paramètres traduisent d'une bonne stabilité, et à l'inverse que des valeurs élevées dénotent une moins bonne capacité du système postural à maintenir la stabilité. Par exemple, de nombreuses études utilisent la surface de l'ellipse de confiance entourant une part importante (90 à 95%) des déplacements du CdP (Cavalheiro et al., 2009; Chiari et al., 2002; Jørgensen et al., 2011; Sparto & Redfern, 2001). Ce paramètre donne une idée de la précision du contrôle postural. Plus cette surface est réduite, et plus le CdP se déplace sur de petites amplitudes afin de contrôler le CdM. Un autre paramètre particulièrement intéressant est la vitesse moyenne des déplacements du CdP. Reliée à la quantité d'activité neuromusculaire nécessaire pour maintenir la stabilité (Geurts et al., 1993; Hufschmidt et al., 1980; Maki et al., 1990), elle est aussi particulièrement sensible à l'âge (Era et al., 2006; Le Clair & Riach, 1996; Lin et al., 2008; Maki et al., 1990; Palmieri et al., 2002; Prieto et al., 1996; Riach & Starkes, 1994) et semble donc tout à fait indiquée pour l'analyse du développement des oscillations posturales chez l'enfant. Elle est également le paramètre le plus sensible aux altérations du système postural en raison de troubles neurologiques (Lemay et al., 2013; Palmieri et al., 2002; Rocchi et al., 2002). Enfin, ce paramètre montre une bonne reproductibilité intersessions (Geurts et al., 1993; Palmieri et al., 2002). Ce dernier point est également partagé par la moyenne quadratique des déplacements (RMS), qui est un bon indicateur de la variabilité du système postural et qui va être sensible aux conditions sensorielles imposées lors de la posturographie (Geurts et al., 1993; Niam et al., 1999).

## 1.6. Organisation modulaire de la posture

Nous avons jusqu'à présent décrit de manière distincte les différents mécanismes intégrés au système postural qui permettent la régulation et le maintien de l'équilibre via le contrôle du CdM en jouant sur la géométrie du corps et les forces de réaction au sol. Ces régulations passent par l'utilisation des informations sensorielles ainsi que par des mécanismes de contrôle en boucles ouvertes et fermées, avec un module dédié à l'anticipation. Pour comprendre l'organisation de l'ensemble de ces éléments (variables contrôlées, entrées sensorielles, sorties posturales, mécanismes d'anticipation), Massion propose une approche fonctionnelle du contrôle postural, permettant de placer la posture au cœur du dialogue entre le corps et l'environnement ainsi que d'organiser l'ensemble des éléments du système postural.

Si le modèle du pendule inversé s'applique particulièrement bien à la posture debout statique ainsi qu'aux réactions d'équilibration lors de perturbations de faible intensité, ce modèle semble moins convenir aux activités dynamiques. En effet, lorsque l'être humain est en mouvement, la posture va plutôt s'apparenter à un ensemble poly-articulé de modules reliés les uns aux autres par les articulations (Figure 12) (Massion, 1994, 1997). Ces différents modules vont pouvoir faire l'objet d'un contrôle postural différencié. Ainsi, l'orientation de la tête va pouvoir se faire par rapport au champ visuel (Clement et al., 1988), par rapport à l'axe du tronc (Grossman et al., 1988) ou encore par rapport à la verticale gravitaire. Le tronc va lui aussi être orienté par rapport à la verticale subjective perçue par le sujet et servir de référence lors de mouvements impliquant les membres inférieurs, notamment la marche (Mouchnino et al., 1992). Lors d'un déplacement, la tête va souvent être le module de référence du fait qu'elle est le siège des informations visuelles et vestibulaires (Assaiante & Amblard, 1995; Pozzo et al., 1995; Pozzo et al., 1991), alors que l'axe du tronc va servir de référence lors des mouvements d'atteinte et de saisie (Adamovich et al., 2001; Rachwani et al., 2015; Santamaria et al., 2018) ou encore pour coder la position des membres inférieurs (Mouchnino et al., 1993). Enfin, la stabilisation du pelvis sur l'espace sert de base pour le développement et l'organisation de la locomotion (Assaiante, 1998; Bril & Ledebt, 1994; Bril & Brenière, 1992). Ainsi, l'organisation modulaire de la posture permet au SNC d'utiliser un ou plusieurs modules pour organiser la posture mais également la motricité en fonction des caractéristiques de l'individu, de la tâche demandée et des contraintes environnementales.



**Figure 12.** Lors d'un mouvement complexe comme la locomotion, l'être humain peut être modélisé comme un ensemble de modules qui vont être liés les uns avec les autres et qui vont interagir entre eux par le biais des articulations.

Cette organisation modulaire s'inscrit dans l'approche fonctionnelle de la posture proposée par Massion (1994, 1997) qui assigne deux fonctions au système postural. Une **fonction antigravitaire** qui va permettre de s'opposer à la force de pesanteur, par la mise en jeu du tonus postural et donc de s'aligner sur le vecteur gravitaire (stabilisation et maintien de l'équilibre) et une **fonction d'orientation et d'interfaçage avec le monde**, qui, en orientant le corps dans l'environnement, permet de le préparer à l'action. La posture définit également un cadre de référence pour la perception et l'action dans son environnement, en faisant intervenir les entrées et les sorties que nous avons décrites jusqu'à présent.

### **1.6.1. Fonction antigravitaire de la posture**

Cet aspect fondamental de la posture va être assuré par l'ensemble des sorties posturales que nous avons abordées dans ce premier chapitre. Ainsi le tonus postural va s'opposer au vecteur gravitaire et favoriser le positionnement antigravitaire (Bouisset & Maton, 1995). D'autre part, cette fonction antigravitaire inclue également la notion de stabilité posturale ainsi que les mécanismes dédiés à son maintien, à savoir la régulation de la position du CdM, aidée par les synergies posturales, ainsi que les ajustements posturaux anticipés et contemporains du mouvement.

### 1.6.2. Fonction d'orientation et d'interfaçage avec le monde

Si la fonction d'orientation permet le maintien d'une configuration segmentaire par rapport à l'environnement, elle a surtout pour fonction d'orienter le corps de manière à planifier une action dans l'environnement. L'orientation constitue en fait une interface avec le monde extérieur, créant un dialogue avec l'environnement en intégrant un ensemble d'informations telles que les caractéristiques du support, l'action de la gravité ou encore des informations visuelles sur l'environnement dans lequel l'acte moteur va être produit.

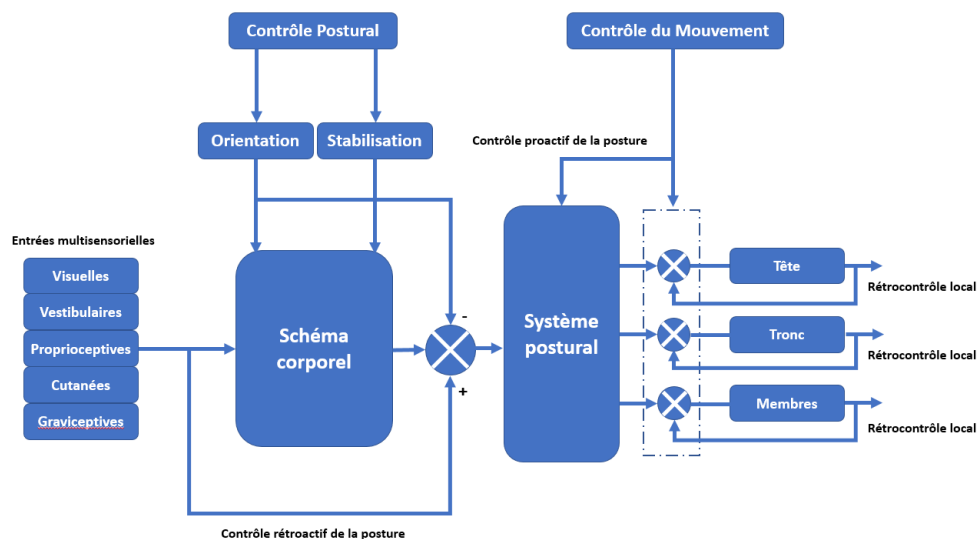
La première étape lors de la réalisation d'une action consiste à sélectionner un segment de référence autour duquel le SNC va pouvoir organiser le mouvement (Assaiante et al., 2005; Massion, 1994, 1997). La stabilisation du segment de référence va se faire selon un référentiel, c'est-à-dire un système de coordonnées à partir duquel le sujet va percevoir son orientation et celle des objets qui font partie de son environnement (Ohlmann & Marendaz, 1991). Il existe trois référentiels principaux (Paillard, 1971) et la sélection du référentiel va dépendre du contexte et de la tâche à réaliser. Le référentiel **égo-centré**, centré sur l'individu lui-même. Le codage de la position et de l'orientation du sujet dans l'espace nécessaire à sa construction va reposer sur les informations proprioceptives, cutanées et vestibulaires. (Mittelstaedt, 1998). Ce référentiel permet également de coder la position des objets dans l'espace par rapport à l'axe du corps. Le référentiel **allo-centré** est lui indépendant de l'individu et est centré sur l'environnement. La position des segments corporels et des éléments de l'environnement est codée par rapport à des repères situés dans ce dernier. Il va donc principalement se construire sur la base des informations visuelles. Enfin, le référentiel **géo-centré** utilise quant à lui le vecteur gravitaire dont l'intensité est constante (Paillard, 1971).

### 1.6.3. Le schéma corporel

La réussite de l'exécution d'un mouvement volontaire passe par une régulation de la position et de l'orientation du corps dans l'espace. Pour ce faire, le SNC va avoir besoin d'une valeur de référence, d'une représentation interne de la configuration du corps, qui sera utilisée pour comparer le mouvement réalisé au mouvement désiré, et pour détecter toute déviation pouvant entraîner un déséquilibre. Cette référence, appelée schéma corporel, va se développer grâce aux expériences sensori-motrices et être nourrie par l'intégration des informations somatosensorielles (Clément et al., 1984; Gurfinkel et al., 1988; Roll & Roll, 1988) et visuelles (Maravita et al., 2003). Cette représentation du corps et des actions à réaliser dans l'environnement permet de générer les APA ainsi que les ajustements posturaux contemporains

du mouvement. Elle permet également au SNC de détecter tout changement postural (Head & Holmes, 1911).

Massion intègre ce schéma corporel dans son organisation du contrôle postural (Figure 13) et lui attribue trois composantes : une représentation de la **géométrie** du corps, une représentation de **l'orientation du corps par rapport à la verticale** et une représentation des **forces de réaction au sol**. Actualisé en permanence grâce aux rétroactions sensorielles, il constitue un premier niveau dans l'organisation posturale. En plus de cette représentation du corps, le SNC va également disposer de représentations de l'action qui lui permettent de contrôler l'exécution du mouvement. Ces représentations internes vont se développer au cours de l'ontogénèse et sont constamment mises à jour via les entrées sensorielles (Assaiante et al., 2005; Miall & Wolpert, 1996; Wolpert et al., 1995). Ces représentations participent à la construction du second niveau de contrôle qui prend la forme de réseaux posturaux. Ces réseaux vont contrôler localement les différents modules impliqués dans le mouvement et la posture grâce aux rétroactions sensorielles en provenance de ces modules.



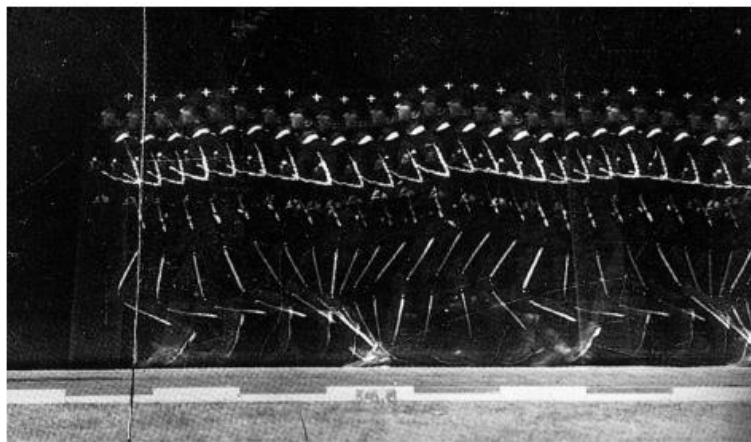
**Figure 13.** Modèle de Massion du contrôle postural, adapté de Massion (1994).

Si initialement la posture et la locomotion semblent être deux activités bien distinctes, les concepts théoriques du contrôle postural évoqués jusqu'ici, notamment l'approche fonctionnelle proposée par Massion (1994), permettent de prendre la mesure de l'importance du contrôle postural pour la réalisation d'actes moteurs. La posture assure effectivement un rôle de support à l'action, permettant le maintien de l'équilibre au cours de la réalisation d'un geste tout en assurant l'efficacité de ce dernier. En effet, les ajustements posturaux anticipés vont préparer l'exécution du mouvement et les ajustements contemporains vont permettre un

contrôle « en ligne » du mouvement. Pour cela, nous avons expliqué que la première étape de l'organisation d'un mouvement était la sélection d'un segment de référence. Ces différentes notions s'appliquent à la locomotion qui est un très bon exemple de la nécessité des interactions posture-mouvement. Cette thèse portant sur l'impact de déficits posturaux sur la marche dans une population pathologique, il est important de définir dans ce premier chapitre, les notions de base permettant d'appréhender la marche humaine.

### 1.7. Gestion d'un équilibre dynamique : le cas de la marche

L'analyse de la marche passionne les scientifiques depuis plus d'un siècle, permettant une évolution constante des méthodes d'analyse. Les premiers travaux de l'ère moderne sont ceux d'Etienne Jules Marey (1830-1904), qui, depuis sa « Station Physiologique » a été le premier à chercher à décomposer la marche et la course grâce à la chronophotographie (Figure 14). Depuis, les méthodes d'analyses se sont développées, de l'utilisation de la vidéo jusqu'à la modélisation tridimensionnelle grâce à des systèmes optoélectroniques, permettant une meilleure compréhension de cette activité complexe ainsi que l'aboutissement de plusieurs consensus, notamment sur sa définition et la façon dont elle doit être analysée.



**Figure 14.** Chronophotographie d'un homme en train de courir (1886).

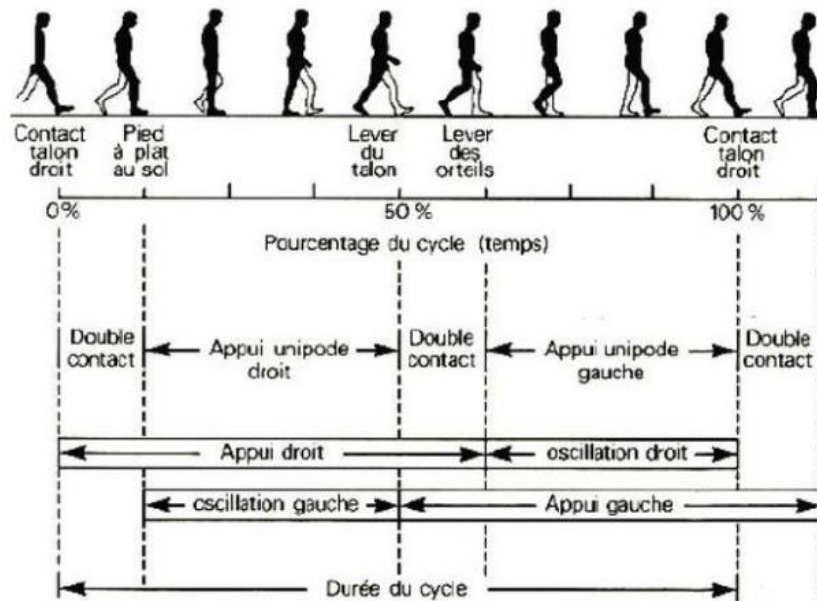
La marche peut se définir comme une activité rythmique et alternée des membres inférieurs et supérieurs qui permet une translation de l'ensemble du corps dans son environnement. Elle est le fruit d'un processus d'apprentissage complexe et prends plusieurs années avant d'être maîtrisée et de devenir automatique (Collet & Paillard, 2001). La complexité de la marche réside en partie dans le fait que le SNC doit gérer la production de forces permettant à un système pluriarticulé de progresser dans son environnement tout en gérant les déséquilibres liés à la production du mouvement (Belenkii et al., 1967; Bouisset &



Zattara, 1981). Les contraintes liées à l'équilibre vont être d'autant plus importantes que pendant la marche, la projection verticale du CdM se retrouve en dehors de la base d'appui pendant 80% du cycle de marche, ce qui représente un réel challenge postural pour le SNC. De plus, le fait que le poids du corps doit être supporté par un seul membre inférieur lors de la phase d'oscillation rend encore plus difficile le contrôle de l'équilibre (Assaiante & Amblard, 1995). Pour gérer ces difficultés, différents éléments du système postural vont entrer en jeu, depuis les APA permettant l'initiation du pas jusqu'au contrôle en ligne (proactif) sur la base des rétroactions sensorielles, en passant par la sélection d'un segment de référence au service des fonctions de stabilisation et d'orientation. De plus, le contrôle multisegmentaire complexe requis pour déplacer l'ensemble du corps tout en maintenant son équilibre va être simplifié grâce à un fonctionnement similaire aux réactions posturales : l'utilisation de synergies facilitant le contrôle simultané des degrés de libertés (*ddl*). La marche et ses caractéristiques vont dépendre d'un ensemble de facteurs individuels (âge, pathologie) et environnementaux (le chaussage, l'état du sol, la présence d'obstacles) (Levine et al., 2012).

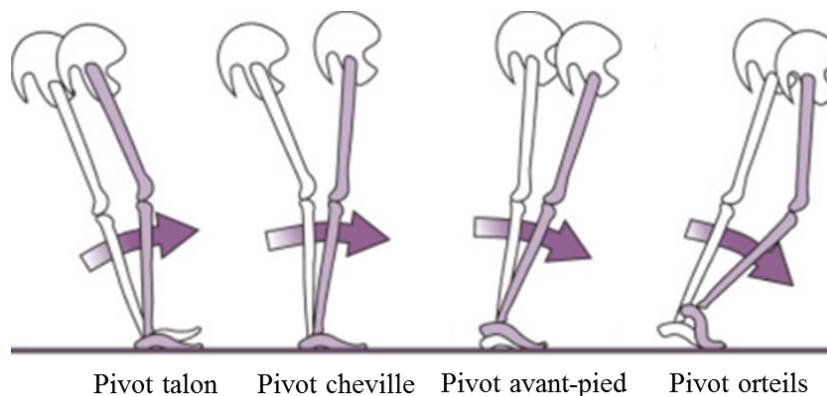
### **1.7.1. Aspects périodiques de la marche**

La marche étant une activité rythmique et alternée des membres inférieurs et supérieurs, elle va alors être caractérisée par la reproduction de cycles, qui vont être périodiques, automatiques et symétriques. Par convention, un cycle de marche se définit comme la période se déroulant entre les deux contacts d'un même pied avec le sol. Sa durée va être normalisée en pourcentage et il va être décomposé en plusieurs sous phases (Figure 15). Un premier découpage distingue une phase d'appui (environ 60% du cycle) et une phase d'oscillation (environ 40%) pendant lesquelles le pied est respectivement en appui au sol puis en suspension. Ces deux phases sont ensuite subdivisées afin de permettre une analyse plus précise de la marche d'un individu. Cette convention présente le double avantage de pouvoir comparer un sujet à lui-même et d'étudier une éventuelle asymétrie ainsi que de pouvoir comparer différentes populations entre elles.



**Figure 15.** Le cycle de marche, d'après Viel (2000)

Au cours de la marche normale, lors de la phase d'appui, la progression du pied est caractérisée par l'occurrence de quatre pivots successifs, qui permettent de contrôler et de lisser le passage du poids du corps au-dessus du pied (Perry & Burnfield, 2010). Ces quatre pivots vont se faire autour du talon, de la cheville, de l'avant-pied et des orteils (Figure 16).



**Figure 16.** Les pivots du pied lors de la marche normale (adaptée de Perry et Burnfield (2010))

Le Tableau 1 présente les différentes phases du cycle de marche, avec leur fonction, ainsi que la cinématique et les activations musculaires au niveau des membres inférieurs au cours de ces phases.

1 **Tableau 1.** Récapitulatif de la cinématique et des activations musculaires de la cheville, du genou et de la hanche au cours du cycle de marche.

|                              | Mise en charge (0-10%)  | Milieu d'appui (10-30%)  | Fin d'appui (30-50%)  | Pré-oscillante (50-60%)   | Début d'oscillation (60-73%)  | Milieu d'oscillation (73-86%)   | Fin d'oscillation (86-100%)   |
|------------------------------|---|--|---|---|---|---|---|
| <b>Début et fin de phase</b> | Du contact du pied ipsilatéral au décolllement du pied controlatéral.   | Depuis le décolllement du pied controlatéral au lever du talon ipsilatéral.  | Depuis le lever du talon ipsilatéral jusqu'au contact du pied controlatéral.  | Depuis le contact du pied controlatéral au décolllement du pied ipsilatéral.  | Depuis le décolllement ipsilatéral du pied à la flexion maximal du genou.   | Depuis la flexion maximale de genou à l'alignement du tibia sur la verticale.   | Depuis l'alignement du tibia avec la verticale jusqu'au contact du pied avec le sol.  |
| <b>Cheville</b>              | <p>Premier pivot : le talon rentre en contact avec le sol et le pied se « déroule jusqu'à être à plat ».</p> <p>Les fléchisseurs dorsaux freinent la flexion plantaire passive.</p> | <p>Deuxième pivot : le tibia continue sa progression antérieure et induit une dorsiflexion passive. Les fléchisseurs plantaires freinent cette dorsiflexion passive pour la contrôler. Ils décélèrent également l'avancée du tronc et soutiennent le poids du corps.</p> | <p>Troisième pivot : l'avancée du pied se poursuit grâce à l'élévation du talon. Cette élévation est notamment permise par les fléchisseurs plantaires. C'est cette activation qui est également appelée « push off ». A la fin de cette phase, la dorsiflexion est maximale.</p> | <p>Quatrième pivot : le tibia poursuit son avancée et le pied quitte le sol. On observe alors une flexion plantaire ample et rapide. Le tibial antérieur commence à s'activer afin de relever le pied et de permettre un décolllement total du pied par rapport au sol.</p> | <p>La flexion plantaire atteint son maximum au court de cette phase et une dorsiflexion active va être initiée par le tibial antérieur.</p> | <p>L'articulation de cheville poursuit sa dorsiflexion active grâce à l'activation du tibial antérieur.</p>               | <p>Le tibial antérieur est toujours actif, empêchant ainsi une flexion plantaire en raison de l'action de la gravité sur le pied. Cette activation prépare également le pied à entrer en contact avec le sol.</p> |
| <b>Genou</b>                 | <p>En raison de l'avancée du tibia, le genou passe en flexion (&lt;20°). Cette flexion est contrôlée par une co-contraction des fléchisseurs et extenseurs du genou.</p>            | <p>Le genou passe en extension en raison de la contraction des gastrocnémiens alors que le complexe pied/cheville est « fixé » au sol.</p>   | <p>Le genou passe en extension complète, ce qui contribuera à la longueur du pas. Le complexe pied/cheville n'étant plus fixé au sol, une flexion de genou pourra cependant démarrer pendant cette phase.</p>   | <p>Le genou amorce une flexion qui va également permettre de libérer le pas. Cette flexion est passive et notamment permise par l'avancée rapide du tibia.</p>  | <p>Le genou poursuit sa flexion, principalement passive.</p>  | <p>Le genou va quant à lui démarrer son extension, dans un premier temps grâce à l'action de la gravité sur la jambe.</p> | <p>Le genou poursuit son extension, freinée par les ischiojambiers, et maximale au CI. Les fléchisseurs du genou s'activent également pour assurer la stabilité du genou au CI.</p>                               |
| <b>Hanche</b>                | <p>La hanche est en flexion à environ 30°. Les extenseurs de hanche vont être actifs pour limiter la chute du pelvis.</p>   | <p>L'extension du genou contribue à l'extension passive de la hanche au cours de cette phase.</p>  | <p>La hanche passe en hyperextension. Ce mécanisme contribue également à la longueur de pas.</p>  | <p>La hanche va également amorcer une flexion pendant cette phase.</p>  | <p>La hanche poursuit sa flexion, favorisée par les fléchisseurs de hanche.</p>   | <p>La hanche poursuit sa flexion qui va atteindre son maximum au court de cette phase.</p>                                | <p>Les extenseurs de hanche vont stopper la flexion et initier leur action de support contre la gravité lors du CI.</p>   |

### **1.7.2. La marche, activité complexe nécessitant la gestion d'un déséquilibre dynamique**

Il serait réducteur de limiter la description et l'analyse de la marche à l'activité des membres inférieurs. C'est une activité complexe, qui dépend de nombreux facteurs, parmi lesquels le contrôle de l'équilibre est peut-être le plus important (Moreno-Palacios et al., 2017). La gestion de l'équilibre dynamique au cours de la marche fait intervenir l'ensemble des éléments du système postural.

#### **1.7.2.1. La gestion de la relation CdP-CdM pendant la locomotion**

Nous avons vu que le maintien de l'équilibre postural repose en grande partie sur les relations entre le CdP et le CdM, il en est de même pour la locomotion, que cela soit pour la propulsion ou pour le maintien de l'équilibre dynamique. Si le maintien de l'équilibre au sens mécanique du terme passe par l'alignement vertical du CdM et du CdP en station debout, la locomotion va nécessiter la création d'une distance entre ces deux points afin de produire les forces propulsives nécessaires à la progression vers l'avant (Brenière et al., 1987). L'initiation même de la marche nécessite de mettre le corps en situation de déséquilibre, en réalisant une transition depuis un état stable vers un état instable. Plus particulièrement, l'individu passe d'une posture orthostatique au cours de laquelle son tonus postural lutte contre l'action de la gravité à une posture instable, qui exploite cette fois-ci la gravité afin d'initier un déséquilibre vers l'avant. Pour ce faire, un déplacement du CdP vers l'arrière va créer un moment de force permettant de déplacer le CdM vers l'avant, établissant dès lors les conditions nécessaires à la propulsion (Cavagna et al., 1963; Crenna & Frigo, 1991). Lorsque ce décalage est créé, l'action de la gravité sur le CdM permet de générer un moment de déséquilibre responsable de la propulsion du corps vers l'avant (Honeine et al., 2013). Ce moment est le produit de la distance antéropostérieure entre le CdP et le CdM par la force verticale s'appliquant sur le CdM. Cette capacité à utiliser la gravité pour se propulser fait intervenir le schéma corporel et les modèles d'action internes, notamment via la capacité qu'a l'individu à créer une représentation de la gravité (Ivanenko et al., 2006; Papaxanthis et al., 2003). La force de pesanteur est donc déterminante pour la locomotion, au point même que la cinématique de la marche est modifiée lorsque l'individu se déplace en microgravité (Sylos-Labini et al., 2013). Lors des phases unipodales, où le CdM est porté en avant du CdP, l'individu se trouve constamment en déséquilibre. Ces phases sont suivies par des phases de double appui où l'avancée du corps est freinée puis accélérée à nouveau, ce qui permet de considérer la marche comme un état de

déséquilibre constant avec une succession de situations de chute et de rattrapage. La marche nécessite donc de gérer constamment le compromis entre le maintien de l'équilibre postural et la propulsion du corps entier vers l'avant. Cette gestion passe par une régulation constante des déplacements relatifs du CdP et du CdM.

#### 1.7.2.2. Les segments supérieurs participent activement à l'équilibre dynamique

La régulation des déplacements relatifs entre le CdP-CdM et le maintien de l'équilibre locomoteur fait intervenir les segments supérieurs. Par exemple, lors de la phase d'appui unipodal, la flexion du tronc permet de faire passer la projection du CdM en avant du polygone de sustentation, de manière à créer un déséquilibre vers l'avant qui participe à la propulsion du corps. Lors du double appui consécutif à cette phase bipodale, les mouvements du tronc vont participer au transfert du poids du corps au-dessus du membre inférieur qui va être en contact avec le sol lors du prochain appui unipodal (MacKinnon & Winter, 1993). Les déplacements du tronc dans le plan frontal interviennent donc aussi dans le maintien de l'équilibre au cours de la phase unipodale, qui présente une menace à l'équilibre en raison de la réduction de la surface de la base d'appui (Viel, 2000; Winter, 1995). Ainsi les déplacements du tronc contribuent fortement à la gestion de l'équilibre locomoteur ainsi qu'à la production de forces propulsives. Les mouvements des membres supérieurs vont quant à eux contrebalancer les mouvements du tronc dans le plan transverse et maintenir la stabilité dynamique de la marche (Bruijn et al., 2010; Punt et al., 2015).

#### 1.7.2.3. La sélection d'un module de référence pour organiser la locomotion

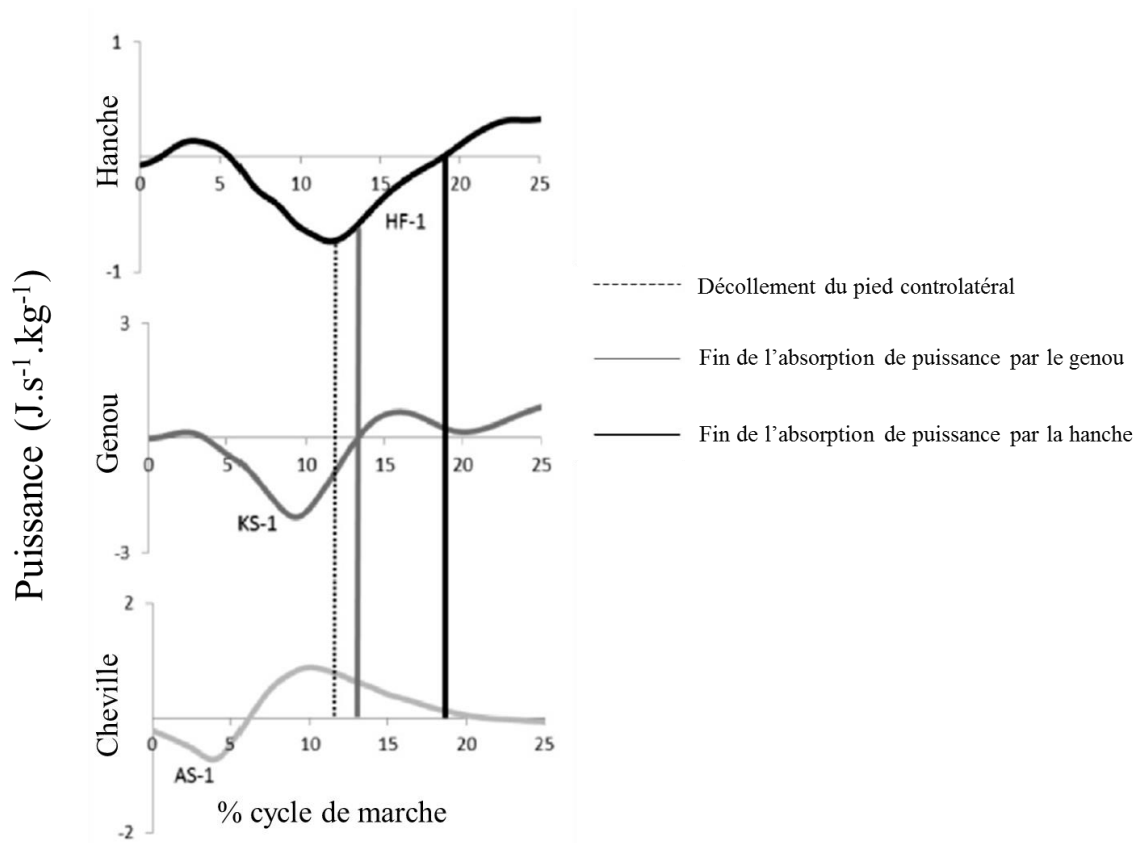
L'organisation modulaire de la posture nécessite, dans sa fonction de préparation et de support à l'action, que le SNC sélectionne un module de référence autour duquel l'équilibre et le mouvement vont se construire. Ce principe est parfaitement illustré dans le cadre de la locomotion qui va souvent impliquer la stabilisation du segment céphalique afin d'organiser l'équilibre, la propulsion et le contrôle en temps réel de la marche. La sélection de la tête comme segment de référence s'explique notamment par le fait qu'elle est le siège des informations visuelles et vestibulaires. Ainsi, elle remplit le rôle d'une centrale inertielle de guidage, organisant le contrôle de la locomotion grâce aux informations visuelles, vestibulaires et proprioceptives du cou (Assaiante & Amblard, 1995; Berthoz, 1997; Pozzo et al., 1995; Pozzo et al., 1991). Sa stabilisation se fera par rapport à l'espace, mais également par rapport au tronc. Le bassin peut aussi jouer le rôle de référentiel, notamment pour permettre un contrôle de la

trajectoire du CdM à partir des afférences gravitaires en provenance de récepteurs viscéraux (Gurfinkel et al., 1981; Mittelstaedt, 1992).

Ainsi, lorsque l'on étudie la locomotion, il est important de prendre en compte non seulement l'action des membres inférieurs mais aussi celle des segments supérieurs. La coordination entre le bassin, le tronc et la tête est un aspect primordial de l'équilibre locomoteur et doit faire partie intégrante de l'analyse de la marche (Callaghan et al., 1999; Cappozzo, 1981; Collins et al., 2009; Kavanagh et al., 2006; Kavanagh et al., 2004, 2005; Thorstensson et al., 1984).

### **1.7.3. Phase de mise en charge et rôle des fléchisseurs plantaires**

Lors de la phase de mise en charge, on observe une absorption de puissance par les membres inférieurs, qui va permettre de décélérer le centre de masse, d'empêcher un effondrement articulaire et de supporter le poids du corps (Liu et al., 2006; Winter, 1980). Malgré la connaissance de ses fonctions, la phase de mise en charge est malgré tout définie par la période qui débute lors du contact initial (CI) du pied ipsilatéral avec le sol et qui se termine lorsque le pied controlatéral quitte le sol (Perry, 1969) ou encore lorsque le genou ipsilatéral atteint son pic de flexion (Winter, 1991), vers 10% du cycle de marche. Néanmoins si nous souhaitons que la délimitation temporelle de la phase de mise en charge corresponde à ses fonctions, il faudrait considérer que cette dernière prend fin lorsqu'il n'y a plus d'activité d'absorption de puissance par les membres inférieurs. Cette question a été soulevée par Worthen-Chaudhari, et al. (2014). Ils ont montré que les définitions de Perry et Winter tronquaient l'absorption de puissance par la hanche dans le plan frontal (Figure 17) et considèrent que le pic d'adduction de hanche, qui marque la fin du travail d'absorption de puissance des membres inférieurs, devrait marquer la fin de cette phase.



**Figure 17.** Puissances des articulations de hanche (haut), genou (milieu) et cheville (bas) au court du cycle de marche. Les lignes verticales correspondent à la fin de la phase de mise en charge selon la définition de Perry (ligne pointillée), de Winter (ligne pleine grise) et Worthen-Chaudhari (ligne pleine noire). D'après Worthen-Chaudhary et al. (2014).

Les auteurs rappellent qu'il est souvent considéré que l'absorption de puissance et l'activité de soutien sont principalement réalisées par un travail excentrique des quadriceps (Perry, 1992; Powers et al., 1999). Cependant les fléchisseurs plantaires jouent un rôle non négligeable dans l'absorption de puissance mais également dans le soutien du poids du corps. D'ailleurs, si pendant longtemps, on a considéré que leur fonction principale était la propulsion pendant la phase de push-off, une étude récente menée par Honeine et al. (2013) a questionné cette fonction. En mesurant l'activité électromyographique (EMG) des fléchisseurs plantaires, ils ont montré que l'ajout d'une charge au poids du corps des sujets n'augmentait pas l'activation musculaire des fléchisseurs plantaires lors du push-off (Honeine et al., 2013). Ainsi, les fléchisseurs plantaires interviendraient très peu lors du push-off. Les auteurs suggèrent que leur action est plutôt liée au maintien de l'équilibre dynamique, notamment en freinant la rotation du tibia au cours de l'appui unipodal, pour permettre un meilleur contrôle du décalage CdM-CdP nécessaire à la propulsion (Honeine et al., 2014; Sutherland et al., 1980).

Le rôle freinateur des fléchisseurs plantaires a été établi très tôt dans les années 80, avec les recherches de Sutherland et al. (1980) qui ont montré que la diminution de l'activité normale des fléchisseurs plantaires au cours de la marche (en bloquant le nerf tibial) avait pour conséquence d'augmenter la vitesse de marche. Dès lors que le pied est à plat, leur contraction excentrique, en particulier celle du soléaire, a pour effet de ralentir l'avancée du tibia, de ralentir la progression du corps vers l'avant et de s'opposer à l'abaissement du CdM (Hunt et al., 2001; Liu et al., 2006; Neptune et al., 2001; Winter, 1980). Les fléchisseurs plantaires, en interagissant avec le haut du corps, notamment le tronc, au cours de la phase de mise en charge, vont produire une décélération horizontale du CdM. Ils permettent de ce fait de réguler la distance créée entre le CdM et le CdP, déterminante pour la production de forces propulsives. Enfin, leur activation serait également dépendante de la nécessité d'accélérer verticalement le CdM (Honeine et al., 2013, 2014).



- ☑ Le maintien de l'équilibre va reposer sur le système postural. Ce dernier, situé au cœur des interactions entre l'individu, la tâche et l'environnement va mettre en œuvre un ensemble de réponses en fonction des caractéristiques de la tâche à réaliser. Ces réponses seront basées sur l'ensemble des entrées disponibles à un instant donné, et viseront à produire l'acte moteur le plus efficace possible.
- ☑ Un des principes les plus importants du contrôle postural, qu'il soit statique ou dynamique, comme pour le cas de la locomotion, est la sélection d'un module de référence. Chez l'être humain, ce module se trouve souvent être un segment axial, notamment la tête (siège des informations visuelles et vestibulaires). L'axe du tronc va quant à lui servir de référence non seulement pour situer et stabiliser la tête dans l'espace, mais également pour coder la position des membres inférieurs.
- ☑ La locomotion constitue une activité particulièrement pertinente pour l'étude des interactions entre la posture et le mouvement. En effet, si l'une des fonctions principales de la posture est antigravitaire, la maîtrise de l'utilisation de la force de pesanteur est nécessaire non seulement à la propulsion, mais également au maintien de l'équilibre dynamique. Le contrôle de l'équilibre locomoteur va faire intervenir l'ensemble des éléments du système postural et reposer en grande partie sur la coordination des segments supérieurs. Enfin, la production d'un élan suffisant à la progression du corps vers l'avant ainsi que le contrôle de cette dernière repose en grande partie sur l'activité des fléchisseurs plantaires.
- ☑ Contrôle postural et locomotion sont deux activités fondamentales de l'individu. Elles font partie intégrante des activités de la vie quotidienne et permettent, dès le plus jeune âge, d'explorer notre environnement et de construire nos relations sociales. Leur maîtrise est longue à acquérir, leur apprentissage est un processus dynamique, qui va faire interagir le système postural avec un environnement, en intégrant les contraintes liées à ce dernier, mais également liées à l'individu. Le prochain chapitre proposera un état de l'art sur le développement postural et locomoteur de l'enfant.

## **2. Chapitre 2 : Ontogénèse du contrôle postural et de la marche chez l'enfant à développement typique**

Le contrôle de l'équilibre et la locomotion, activités fondamentales de l'être humain, sont le fruit d'un long apprentissage où chaque étape est importante. Leur développement est multifactoriel et l'acquisition des capacités posturocinétiques repose sur la maturation de l'ensemble des éléments du système postural. La maturation du système nerveux permet l'acquisition des différents modes de contrôle de la posture et du mouvement. Avec l'âge et l'expérience, les informations sensorielles sont de mieux en mieux intégrées, et la capacité à les repondérer va apparaître puis devenir plus fonctionnelle au cours du développement. La coordination segmentaire, définie par la capacité à contrôler et stabiliser les segments corporels les uns par rapport aux autres et par rapport à l'environnement, va se développer avec la maîtrise progressive des degrés de libertés (*ddl*) articulaires. Ce développement permettra la stabilisation spatiale d'un segment par rapport au vecteur gravitaire (appelée stratégie de contrôle articulée) en opposition au comportement du tout petit qui va souvent stabiliser un segment comme la tête ou le tronc par rapport au segment sous-jacent (stratégie de contrôle dite en bloc). Enfin, les segments axiaux joueront de mieux en mieux leur rôle de référence pour l'organisation de la motricité, en particulier le segment céphalique.

Dans un premier temps nous aborderons le développement du contrôle postural lors des stations assises et debout, puis nous nous intéresserons au développement du contrôle des oscillations posturales en posture orthostatique. Nous terminerons ce chapitre par l'acquisition de la locomotion et la maîtrise progressive de la coordination intersegmentaire au cours de la marche.

### **2.1. Le développement du contrôle postural en station assise et en station debout**

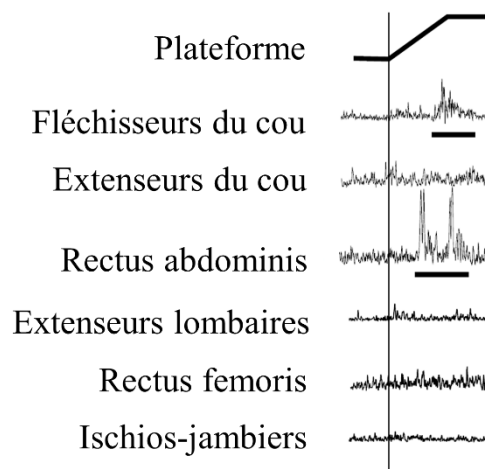
L'analyse des réactions posturales en station assise et debout reposeront sur des paradigmes s'inscrivant dans le modèle théorique du « *Central Pattern Generator* » (§ 1.5.4.1) de Forssberg & Hirschfeld (1994).

#### **2.1.1. Les synergies posturales en station assise**

L'apparition de la station assise constitue une étape importante du développement moteur de l'enfant. À partir d'un certain niveau de maîtrise du positionnement antigravitaire

des segments axiaux, l'enfant va pouvoir se tenir assis et explorer son environnement à l'aide de ses membres supérieurs. Le développement de cette capacité a fait l'objet de toute une série d'expériences utilisant le paradigme de la plateforme mobile, où des enfants en station assise étaient soumis à des translations soudaines du support. Ces expériences ont été réalisées chez des enfants entre 1 et 10 à 12 mois. C'est vers 7 mois que la station assise devient autonome, aussi, dans la série d'expériences qui va être présentée, lorsque les enfants n'avaient pas encore acquis la station assise autonome, ils étaient maintenus par un examinateur qui se retirait juste avant la perturbation.

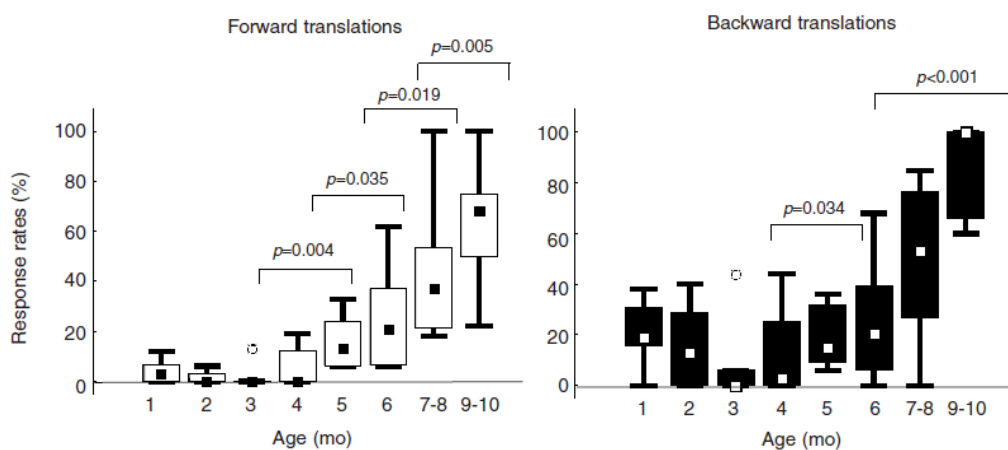
La première constatation émanant de ces études est que le premier niveau de contrôle du modèle CPG est inné et visible dès l'âge d'un mois. A cet âge, on observe des ajustements posturaux dont la direction est spécifique aux translations du support lorsque l'enfant est maintenu assis (Hadders-Algra et al., 1996; Hedberg et al., 2004; Prechtl, 1989). La piste d'une réponse réflexe n'est pas suffisante pour expliquer les réactions posturales, puisque des activations au niveau des muscles du cou sont présentes même lorsque ces derniers ne sont pas étirés (Hadders-Algra et al., 1999) (Figure 18).



**Figure 18.** Pattern d'activation EMG d'un enfant d'1 mois lors d'une translation avant du support. On observe un pattern direction spécifique avec une activation des fléchisseurs du cou et du rectus abdominis pour contrebalancer l'inclinaison du corps vers l'arrière consécutive à la translation vers l'avant de la plateforme. D'après Hedberg et al. (2005).

Au cours des trois premiers mois de la vie, la fréquence d'apparition des ajustements spécifiques à la direction de la perturbation tend à chuter drastiquement avant de réaugmenter progressivement (Figure 19). Cette diminution pourrait être le reflet d'une période transitoire après laquelle l'activité posturale devient corrélée à l'activité motrice spontanée des enfants (Hedberg et al., 2005). Ces périodes transitoires font partie du développement des capacités

posturocinétiques chez l'enfant : pour une activité donnée, il est fréquent d'observer des périodes pendant lesquelles les performances de l'enfant régressent juste avant d'avoir un niveau de maîtrise plus élaboré. Cette non-linéarité serait due à la maturation du SNC et à la capacité à intégrer et pondérer les informations sensorielles. Par exemple, entre 3 et 5 mois, la fréquence des réponses augmente lorsque les enfants sont privés de vision par le port de lunettes opaques. L'utilisation des informations proprioceptives pour le contrôle postural semble donc être efficace plus rapidement que les informations visuelles, qui sont néanmoins utilisées de façon prioritaire lorsqu'elles sont disponibles (Woollacott et al., 1987). La capacité à générer des ajustements spécifiques à la direction de la perturbation avant même l'acquisition de la station assise autonome suggère que le SNC est déjà capable de détecter et d'interpréter les informations afférentes en lien avec l'orientation posturale afin de réaligner le corps avec la verticale gravitaire. Il est donc déjà apte à créer une représentation interne du schéma corporel (Gurfinkel et al., 1981).



**Figure 19.** Pourcentage d'apparition des synergies directions spécifiques suite à des translations avant et arrière du support en fonction de l'âge. D'après Hedberg et al. (2005).

Les réactions posturales sont néanmoins variables et les caractéristiques des réponses musculaires, qui constituent le deuxième niveau de contrôle, mûrissent avec l'âge et l'expérience. Ces caractéristiques et leur évolution sont très détaillées dans la littérature (Hadders-Algra et al., 1996; Hadders-Algra et al., 1996, 1998; Hedberg et al., 2005; Hedberg et al., 2004; Washington et al., 2004). Entre 5 et 14 mois, la probabilité d'activation de l'ensemble des muscles de la chaîne posturale augmente, en même temps que la modulation de ces activations devient plus fine. Les amplitudes d'activation sont alors plus adaptées à l'intensité de la perturbation. Dans le même temps, les latences d'activation (durées entre la perturbation et l'apparition de l'activité EMG) diminuent progressivement. De plus, elles vont

s'ajuster de manière à ce que les séquences d'activation musculaire deviennent, vers l'âge de 14 mois, disto-proximale, comme chez l'adulte. Cet ordre de recrutement consiste à activer dans un premier temps les muscles les plus proches du support et à fortiori de la source de la perturbation, puis de remonter le long de la chaîne posturale. Enfin, juste avant l'émergence de la posture debout, des co-contractions au niveau des membres inférieurs apparaissent. Leur fonction pourrait être, comme le suggère les théories de Bernstein (1967), de figer une articulation dans un ou plusieurs plans, pour diminuer le nombre de *ddl* à contrôler et simplifier le contrôle moteur.

### **2.1.2. L'émergence de la station debout autonome**

En adoptant les conceptions théoriques de Bernstein (1967), qui proposent que l'apprentissage des activités motrices entraîne une libération progressive des *ddl*, Woollacott et Sveistrup (1992) émettent l'hypothèse que l'acquisition de la station debout autonome se déroule en 3 étapes. L'enfant n'est dans un premier temps pas capable de contrôler les *ddl* des articulations des membres inférieurs, rendant impossible le maintien de la projection du CdM dans la base d'appui et par conséquent la station debout. Puis, au tout début de la station debout, autour de 10 mois, l'enfant commence à expérimenter le contrôle des *ddl* des membres inférieurs. Cette capacité n'étant pas encore maîtrisée, il réduit alors le nombre de *ddl* à contrôler pour simplifier le contrôle postural. Cela se traduit par une augmentation de la raideur des articulations du genou et de la hanche, avec une augmentation des co-contractions antagonistes, afin de contraindre la majorité des oscillations à l'articulation de cheville. À ce stade, lorsqu'une perturbation à l'équilibre est provoquée expérimentalement, par exemple avec des translations du support, les réponses posturales présentent une grande variabilité. Elles impliquent variablement les muscles d'un ou plusieurs segments corporels et il n'y a pas de séquence de recrutement clairement identifiable (Shumway-Cook & Woollacott, 1985; Sveistrup & Woollacott, 1996). Enfin, la troisième phase implique la maîtrise et la libération progressive des *ddl* des membres inférieurs et on observe, comme pour la station assise, une maturation des caractéristiques des synergies posturales.

De manière générale, entre 9 et 14 mois, la même maturation des caractéristiques des synergies posturales qu'en station assise est constatée, avec le passage progressif de l'utilisation de synergies incomplètes à la sollicitation de l'ensemble des muscles impliqués dans une synergie direction spécifique (Shumway-Cook & Woollacott, 1985). L'utilisation fréquente de synergies complètes de manière moins variable se produit à partir de 14 mois, lorsque l'enfant

a déjà une petite expérience de la marche autonome. Ces synergies sont également de plus en plus ajustées, avec une modulation plus fine de l'amplitude de la réponse musculaire, des latences d'activation plus courtes et l'apparition d'une stratégie disto-proximale similaire à celle de l'adulte, dès l'âge de 14 mois. Enfin, la libération progressive des *ddl* supposée par les théories de Bernstein et reprise par Shumway-Cook et Woollacott semble se confirmer, avec la diminution progressive des co-contractions antagonistes. Si la maturation du SNC et le développement musculaire de l'enfant contribuent à l'amélioration des synergies posturales, la pratique a également un effet bénéfique. Des expositions répétées à des translations du support entre deux sessions d'évaluation améliorent significativement la probabilité d'activation chez les enfants entre 9 et 15 mois (Sveistrup & Woollacott, 1997). Néanmoins, cet effet ne se retrouve pas sur les latences d'activation ni l'ordre de recrutement (Hedberg et al., 2007; Sveistrup & Woollacott, 1997).

Les réactions posturales continuent à se développer au cours de la petite enfance et présentent à l'âge de 7 ans les caractéristiques de celles des adultes. Il est cependant intéressant de remarquer que le développement n'est pas linéaire, avec une période transitoire entre 4 et 6 ans. Les latences d'activation redeviennent plus longues et plus variables en comparaison à l'âge de 3 ans puis, rediminuent progressivement jusqu'à l'âge de 7 ans (Woollacott et al., 1987). Cette régression est encore plus visible lorsqu'il y a un conflit sensoriel, par exemple en présence d'informations somatosensorielles incongruentes avec les informations visuelles et vestibulaires. Cela confirme les conclusions de Forssberg et Nashner (1982) qui affirment que les enfants de 4-6 ans n'ont pas encore totalement développé leur capacité à résoudre des conflits sensoriels en rapport avec le contrôle de l'équilibre. L'amélioration de la capacité à ne pas prendre en considération des informations sensorielles jugées inappropriées est un facteur influençant le développement du contrôle postural. Ainsi, la quantification des oscillations posturales dans différents contextes sensoriels aux différents âges de l'enfance permettrait de mettre en évidence le développement de la fonction posturale.

### **2.1.3. Les oscillations posturales reflètent la maturation du système postural**

La stabilisation en posture debout nécessite le maintien de la projection du CdM à l'intérieur du polygone de sustentation. De la même manière que les synergies posturales, cette capacité s'améliore avec l'âge, depuis l'acquisition de la station debout autonome jusqu'à l'adolescence. Bien que les enfants soient capables de se tenir debout de manière indépendante à la fin de la première année post-natale (Hedberg et al., 2007; Shumway-Cook & Woollacott,

1985), la maîtrise de la station debout n'est pas encore aboutie et le contrôle postural va continuer à se développer tout au long de l'enfance (Assaiante, 1998; Figura et al., 1991; Riach & Hayes, 1987). D'une manière générale, les oscillations posturales diminuent avec l'âge, comme l'atteste l'évolution de nombreux paramètres de posturographie, tels que la surface de l'ellipse de confiance, l'amplitude, la vitesse ou encore la RMS des déplacements du CdP. On observe, en posture orthostatique et dans différentes conditions sensorielles, une diminution de ces paramètres (Christensen et al., 2018; Cuisinier et al., 2011; Dusing, 2016; Micarelli et al., 2019; Oba et al., 2015; Sá et al., 2018). Cette diminution va dans certaines études s'observer bien après l'adolescence, suggérant que le contrôle postural n'est pas encore mature à cette période (Goulème et al., 2014, 2018; Micarelli et al., 2019), alors que les réactions posturales en station debout ont les mêmes caractéristiques que l'adulte dès l'âge de 7-8 ans.

Une première étape importante dans le développement des oscillations posturales semble se produire vers l'âge de 7 ans. Les travaux de Riach et Starkes (1994) sur les oscillations posturales d'enfants âgés entre 4 et 13 ans, rapportent un changement notable dans les stratégies de contrôle qui se produit à l'âge de 7 ans. A cet âge, ils passent d'un mode de contrôle de la posture en boucle fermée basé uniquement sur les rétroactions sensorielles, vers un mode de contrôle proactif, basée sur l'anticipation et les rétroactions sensorielles. Cette évolution, rapportée par la suite dans d'autres études (Kirshenbaum et al., 2001; Rival et al., 2005), serait reflétée par la diminution de la vitesse du déplacement du CdP, avec d'abord des corrections rapides de ses trajectoires, puis, après une période transitoire vers l'âge de 7 ans, des corrections plus lentes avec des amplitudes réduites. La maîtrise de ce mode de contrôle proactif va permettre aux enfants d'utiliser leurs informations sensorielles pour élargir et explorer la zone dans laquelle l'équilibre est maintenu (Kirshenbaum et al., 2001). Cette évolution due à la maturation du SNC, serait particulièrement liée aux processus d'intégration et de repondération sensorielles qui se développent avec l'âge.

L'analyse de l'organisation sensorielle basée sur des posturographies dynamiques dans différentes conditions (yeux ouverts et fermés, avec le support ou l'environnement visuel fixes ou asservis aux oscillations corporelles), montrent que le développement du contrôle postural est lié à la maturation propre de chaque modalité sensorielle mais également à la capacité du SNC à repondérer ces informations en fonction des conditions de la tâche. Cette capacité, présente dès l'âge de 4 ans, se développe jusque tard dans l'adolescence (Bair et al., 2007; Barozzi et al., 2014; Cumberworth et al., 2007; Ferber-Viart et al., 2007; Hans Forssberg & Nashner, 1982; Micarelli et al., 2019; Rinaldi et al., 2009; Sá et al., 2018; Valente, 2011).

Les enfants âgés de moins de 7 ans semblent principalement se reposer sur la vision pour le contrôle postural (Shumway-Cook & Woollacott, 1985; Woollacott et al., 1987), malgré la capacité d'amenuiser l'effet d'une manipulation du champ visuel sur les oscillations posturales dès l'âge de 4 ans (Rinaldi et al., 2009). Goulème et al. (2014) rapportent même que les oscillations ne diminuent pas avec l'âge lorsque la vision est disponible et que les informations proprioceptives de cheville sont perturbées par l'asservissement du support aux oscillations posturales. Cela suggère que dès cet âge, les informations visuelles sont suffisamment bien utilisées pour assurer la stabilité posturale de l'enfant (Goulème et al., 2014; Rinaldi et al., 2009; Sá et al., 2018). Néanmoins, des résultats viennent contester cela et montrent un effet plus marqué de l'absence de vision chez les jeunes enfants par rapport aux adultes (Ferber-Viart et al., 2007; Wolff et al., 1998). Cela suggère que depuis l'enfance jusqu'à l'adolescence, le maintien du contrôle postural repose principalement sur l'entrée visuelle (Micarelli et al., 2019; Shumway-Cook & Woollacott, 1985). Chez l'enfant, elle contribue également à la détection de la verticale gravitaire qui permet la construction du référentiel géocentré. Bien que la dépendance aux informations visuelles pour le maintien de l'équilibre diminue avec l'âge, on observe une période transitoire à l'adolescence où la vision serait surutilisée pour le contrôle postural. Cela s'expliquerait par une négligence transitoire des informations proprioceptives en raison des fortes modifications morphologiques qui prennent place pendant l'adolescence (Viel et al., 2009).

Chez l'adulte, la proprioception serait la modalité sensorielle la plus impliquée dans la détection des oscillations posturales (Fitzpatrick et al., 1992; Schmitz et al., 2002). Même en présence des informations visuelles au cours de situations non perturbées, les adultes favorisent l'utilisation des informations proprioceptives, sans pour autant négliger les informations visuelles (Cignetti, Caudron, et al., 2013). Chez l'enfant, bien que le système somatosensoriel semble fonctionnel dès 3 ans (Charpiot et al., 2010; Hirabayashi & Iwasaki, 1995; Steindl et al., 2006), la capacité à donner plus de poids aux informations proprioceptives lorsque la vision est perturbée ou absente n'est pas encore acquise (Peterka & Black, 1990) et se développe au moins jusqu'à l'âge de 12 ans (Sparto et al., 2006). L'utilisation des informations somatosensorielles pour le maintien de la posture se développe donc encore à l'âge de 12 ans. Ces dernières seraient même, comme énoncé plus tôt, négligées de manière transitoire à l'adolescence en raison des importantes modifications morphologiques à cette période (Mallau et al., 2010; Viel et al., 2009).



Enfin, la fonction vestibulaire semble être la modalité sensorielle dont la contribution au contrôle postural semble mettre le plus de temps à se développer, et le niveau de performance de l'adulte n'est toujours pas atteint à l'âge de 15 ans (Charpiot et al., 2010; Cherng et al., 2001; Ferber-Viart et al., 2007; Goulème et al., 2018; Hirabayashi & Iwasaki, 1995; Hytönen et al., 1993; Sá et al., 2018).

Le développement des oscillations posturales repose sur la maturation des systèmes sensoriels et sur la capacité à modifier le poids d'une ou plusieurs entrées sensorielles lorsqu'elles sont perturbées ou absentes. Cette capacité ne semble pas être totalement acquise au cours de l'enfance et cela contribuerait aux différences observées sur les oscillations posturales en comparaison avec les adultes. Des études rapportent également que la diminution des oscillations posturales avec l'âge ne serait pas linéaire (Forssberg & Nashner, 1982; Kirshenbaum et al., 2001; Riach & Starkes, 1993, 1994; Rival et al., 2005), avec des périodes transitoires observées autour de 7 et 15 ans. L'âge de 7 ans serait un âge charnière puisqu'il marque le passage d'un mode de contrôle principalement en boucle fermée à un mode de contrôle proactif. L'apparition de ce mode de contrôle contribuerait à la diminution des oscillations posturales avec l'âge.

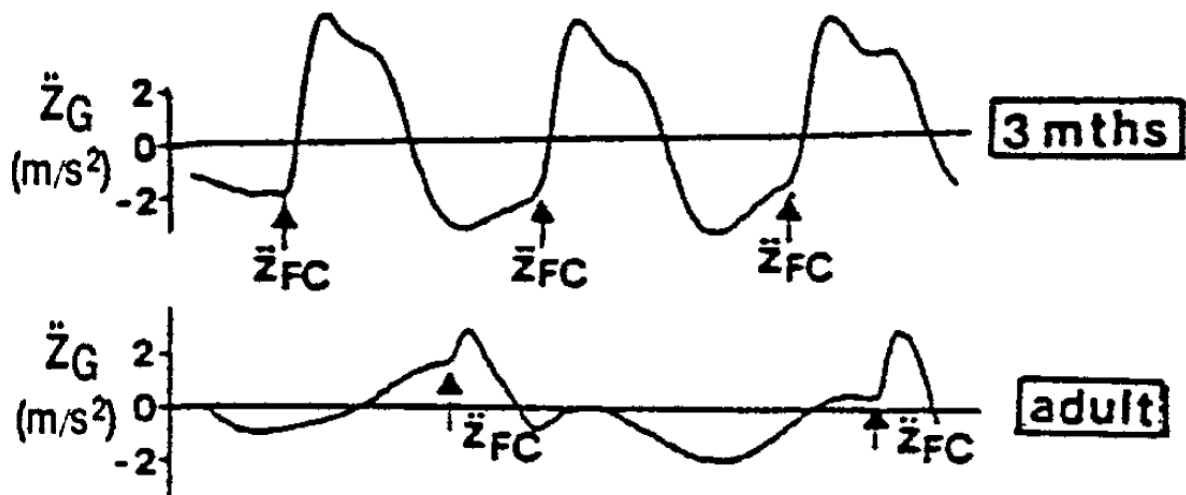
## **2.2. Le développement d'un équilibre dynamique : le cas de la locomotion**

L'émergence de la locomotion, entre 11 et 15 mois (Malina, 1980), nécessite la maîtrise de la station érigée ainsi que de la capacité à déplacer son corps vers l'avant. Son apparition est multifactorielle, nécessitant un certain niveau de maturation au niveau du SNC mais également un développement suffisant du système musculosquelettique. Le maintien de l'équilibre au cours de la marche est une habileté complexe. Il implique la gestion d'un compromis entre la production des forces nécessaires à la propulsion vers l'avant, et le maintien de la stabilité latérale (Assaiante & Amblard, 1995). Cette double nécessité (propulsion et équilibration) est la plus grosse contrainte rencontrée par l'enfant lorsqu'il va structurer son pattern locomoteur (Brenière et al., 1989).

### **2.2.1. Marcher, c'est d'abord chuter, puis se propulser**

D'après les nombreux travaux de Bril et de Brenière (Brenière & Bril, 1988; Brenière et al., 1989; Bril & Brenière, 1988; Bril & Brenière, 1992), le développement de la marche autonome serait le résultat d'un processus linéaire qui se déroulerait en deux phases.

La première phase, dite de « l'intégration de la posture et du mouvement », dure 3 à 5 mois après le début de la marche et va être marquée à ses débuts par les signes caractéristiques d'un manque de maîtrise de l'équilibre locomoteur. Les membres supérieurs vont être en chandelier afin de servir de balancier et on observe un écartement des pieds lors du double appui visant à augmenter la surface de sustentation (Thelen, 1986). Néanmoins, les caractéristiques globales de la marche vont évoluer de manière assez rapide : on va observer une augmentation importante de la vitesse de marche (de 0,2 à 0,8 m/s) ainsi qu'une augmentation de la longueur de pas. L'écartement des pieds diminue également, de même que la durée de la phase de double appui, ce qui atteste d'un meilleur contrôle de l'équilibre locomoteur (Bril & Brenière, 1992; Sutherland et al., 1988). Dans le même temps, il y a une diminution des co-contractions dans les membres inférieurs (Okamoto, 1972). Au cours de cette phase, l'enfant apprend également à gérer les interactions entre son corps et l'environnement, et à utiliser les contraintes externes telles que la gravité et les forces de réaction au sol (Brenière et al., 1989). En dépit de ces améliorations, l'enfant manque de force musculaire et ne peut pas produire une propulsion suffisante à sa progression. Il développe alors une stratégie où il crée une situation de chute lors de la phase d'appui unipodal, le double appui consécutif ayant pour fonction de rattraper l'équilibre. C'est pourquoi on va considérer que « l'enfant marche en tombant alors que l'adulte tombe en marchant » (Brenière & Bril, 1988). Ce comportement est visible lorsque l'on analyse l'accélération verticale du CdM au cours de la marche. Cette accélération nous renseigne sur l'état de chute ou de rattrapage de l'équilibre et est un indicateur de l'activité dynamique. Elle reflète également la capacité à maintenir une position antigravitaire au cours de la marche (Bril & Ledebt, 1994). Chez l'adulte, à la fin de l'appui unipodal, l'accélération du CdM est positive et résulte d'une activité de propulsion. Chez l'enfant, à cet instant, elle est négative et démontre une situation de chute dynamique, créée pour avancer et devant être rattrapée lors du double appui consécutif pour éviter une perte d'équilibre (Figure 20).



**Figure 20.** Accélération verticale du CDM au cours de la marche chez un enfant ayant 3 mois d'expérience de marche (en haut) et un adulte (en bas). Les flèches indiquent le contact du pied au sol. D'après Brenière et Bril (1998).

La deuxième phase de l'apprentissage est une phase d'ajustement du pattern locomoteur. Elle va durer plusieurs années et prendre fin vers l'âge de 6 ou 7 ans. C'est au cours de cette phase, à partir de l'âge de 3 ans, que l'enfant arrive à produire une stratégie de propulsion similaire à celle de l'adulte, en contrôlant davantage la distance entre le CdM et le CdP afin d'utiliser la gravité pour se propulser. L'enfant va donc progressivement passer d'une stratégie où il utilise la gravité en subissant l'intensité de son effet à une stratégie où il l'utilise de façon contrôlée pour progresser vers l'avant. On va notamment observer, au cours des premiers mois de marche, une augmentation rapide de la distance entre CdM-CdP, qui est corrélée avec l'augmentation de la vitesse de marche (Bril et al., 2015). Néanmoins, les valeurs d'accélération verticale du CdM ne seront pas équivalentes à celle de l'adulte avant la fin de cette phase. C'est également au cours de cette phase que l'enfant développe et maîtrise son équilibre unipodal (Brenière et al., 1989; Bril & Brenière, 1988). On va observer les mêmes améliorations sur les paramètres spatio-temporels que pour la première phase, mais elles apparaîtront moins rapidement. Les patterns d'activation musculaire vont aussi se développer : les co-contractions antagonistes vont disparaître et les séquences d'activation deviendront similaires à l'adulte à l'âge de 7 ans (Okamoto, 1972). Enfin, les ajustements posturaux anticipateurs de la marche présents chez les adultes (Breniere et Do 1986) se développent également pendant cette phase (Brenière et al., 1989; Ledebt et al., 1998).

### **2.2.2. L'enfant arrive sur la pointe des pieds ! De la marche digitigrade à la marche plantigrade**

Lorsque l'enfant à développement typique (DT) commence à marcher, son pattern locomoteur est immature, et les marqueurs de cette immaturité vont notamment être un haut niveau de coactivations antagonistes, avec un signal EMG globalement faible et peu modulé, en particulier au niveau des fléchisseurs plantaires. Les réflexes de courte latence (autrement dit les réflexes d'étirement) sont également très présents et peu modulés, tout particulièrement en fin de phase d'oscillation et en début de phase d'appui. Ce comportement est en fait présent dès les premières semaines de vie et peut être déclenché de manière automatique si l'enfant est maintenu debout (lorsque l'adulte soutient le poids de son corps). On observe alors une activité rythmique et alternée des membres inférieurs, qui est générée par la circuiterie spinale et disparaît de manière transitoire pour réapparaître une fois la station debout acquise (H. Forssberg & Wallberg, 1980). Le début de la marche autonome va être marqué par une marche digitigrade (Thelen, 1986), qui se caractérise par l'absence du premier pivot (Perry, 1992), avec une attaque du pied au sol qui ne se fait pas par le talon mais à plat ou par l'avant du pied. Ce comportement au niveau de l'articulation de cheville est normal lors de l'apparition de la marche autonome.

La marche digitigrade va souvent être associée à une coactivation des fléchisseurs plantaires et du tibial antérieur, et serait une activité préprogrammée, puisque démarrant juste avant le contact initial (Forssberg et Wallberg 1980). Plus particulièrement, la coactivation antagoniste démarre en fin de phase d'oscillation pour se prolonger durant la phase d'appui et on considère que l'activation lente et tonique des gastrocnémiens, observable via un large potentiel EMG, fait suite à l'étirement des gastrocnémiens. Ce comportement, très persistant durant les 10 premières semaines de marche (Berger, Altenmüller, et al., 1984) va disparaître peu à peu pour laisser place, à la fin des deux premières années de vie, à une activation réciproque des fléchisseurs et extenseurs plantaires. La disparition totale de la marche digitigrade et des coactivations antagonistes, au plus tard à l'âge de 3 ans, est considérée comme le marqueur de la maturité du pattern locomoteur (Sutherland et al., 1980), qui se développe avec l'avancée en âge grâce à l'augmentation de la force musculaire d'une part (Thelen & Cooke, 1987) et à la maturation des réseaux supraspinaux d'autre part (Forssberg, 1985;

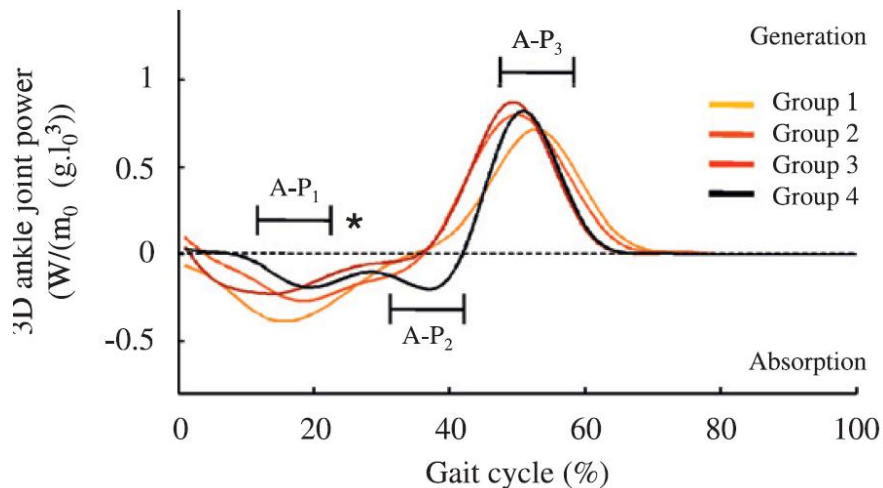
Forssberg, 1999), qui vont progressivement prendre une part plus importante dans le contrôle du pattern locomoteur.

La maturation des réseaux supraspinaux va permettre une suppression progressive des réflexes de courte latence observés à l'EMG en fin de phase d'oscillation et en début de phase d'appui (Berger, Altenmüller, et al., 1984; Forssberg, 1985; Forssberg, 1999; Hodapp et al., 2007). Elle mène à la mise en place de deux modulations des réflexes d'étirement au cours de la marche : une **modulation tonique** qui consiste en une dépression générale des réflexes monosynaptiques tout au long du cycle de marche et une **modulation rythmique** qui va permettre une inhibition réciproque des membres inférieurs. Le développement de ces modulations s'achève vers l'âge de 7 ans pour la modulation rythmique et vers 12 ans pour la modulation tonique (Hodapp et al., 2007). La maturation de ces modulations contribue à la disparition des réflexes d'étirements observés à l'EMG ainsi qu'à l'apparition d'une inhibition réciproque des fléchisseurs et des extenseurs plantaires, qui constitue en d'autres termes la disparition des coactivations antagonistes et le passage de la marche digitigrade à la marche plantigrade (Berger, Altenmüller, et al., 1984; Forssberg, 1985; Forssberg, 1999; Hodapp et al., 2007). Le pattern d'activation musculaire serait similaire à celui de l'adulte vers l'âge de 7 ans.

### **2.2.3. La phase de mise en charge : marqueur du développement locomoteur**

Nous avons vu au *chapitre I* que la phase de mise en charge avait pour fonction une absorption de puissance permettant de décélérer et soutenir le CdM (Donelan et al. 2002; Kuo et Donelan 2010; Worthen-Chaudhari et al. 2014). Cette absorption est réalisée en grande partie par le quadriceps chez l'adulte (Perry, 1969; Powers et al., 1999) mais les fléchisseurs plantaires y contribuent significativement lorsque le pied est à plat (Ellis et al., 2014; Honeine et al., 2014; Liu et al., 2006; Neptune et al., 2001; Neptune et al., 2004). La contribution des fléchisseurs plantaires est d'ailleurs visible par la puissance négative de l'articulation de cheville. Chez les enfants âgés entre 1 et 4 ans qui apprennent à marcher, ce travail d'absorption des fléchisseurs est précoce. Ils s'activent même en fin d'oscillation, juste avant le contact initial (Chang et al., 2006; Sutherland et al., 1980) et cette activation est associée à une pose du pied à plat, voir par l'avant du pied. Le second pivot est donc initié immédiatement (voire très rapidement). On peut alors observer, chez l'enfant de moins de 4 ans, une absorption de puissance importante au niveau de l'articulation de cheville, en comparaison à des enfants plus âgés et aux adultes (Figure 21) (Cupp et al., 1999; Samson et al., 2011, 2013). De ce fait, le rôle des fléchisseurs plantaires, qui est la contribution à la stabilisation du corps et au contrôle de la propulsion vers

l'avant pendant la phase de mise en charge (Honeine et al., 2013) se trouve renforcé dans une période développementale où l'enfant doit apprendre à gérer la gravité, pour le maintien de son équilibre locomoteur et pour la production d'une poussée vers l'avant (Bril et al., 2015). L'activité des fléchisseurs plantaires pendant la phase de mise en charge, ainsi que les cinétiques et cinématiques de cheville associées, sont donc des marqueurs forts du développement de l'équilibre locomoteur.



**Figure 21.** Puissance (en  $W \cdot kg^{-1}$ ) de l'articulation de cheville au cours du cycle de marche chez des enfants âgés de 2, 3,5 et 5 ans (groupe 1 à 3) et des adultes (groupe 4) au cours du cycle de marche. On observe avec l'âge une diminution de la puissance négative au cours de la phase de mise en charge. D'après Samson et al. (2011).

#### 2.2.4. L'équilibre locomoteur : organisation modulaire et degrés de liberté

L'apprentissage de la marche implique la double intégration des nécessités posturales permettant d'éviter le déséquilibre et de créer les conditions dynamiques propices à la propulsion vers l'avant (Bril & Ledebt, 1994). L'enfant va développer un répertoire de stratégies d'équilibre qui pourront répondre à ces deux objectifs. Assaiante et Amblard, dans leur modèle ontogénétique de l'organisation de l'équilibre locomoteur (1995), proposent que la construction de ces stratégies repose sur deux principes fonctionnels faisant intervenir les éléments du modèle de l'organisation posturale de Massion (1994) et les théories de Bernstein (1967) : la sélection d'un cadre de référence et la maîtrise progressive des degrés de liberté.

Lorsqu'un individu est soumis à des perturbations lors de la station assise ou debout, l'organisation disto-proximale des réponses posturales implique l'utilisation du support comme cadre de référence. En revanche, au cours de la marche, le contact intermittent des pieds avec le sol exclut l'utilisation du sol comme cadre de référence pour organiser l'équilibre

locomoteur. Chez l'enfant, le premier cadre de référence stabilisé serait le bassin et la capacité à le stabiliser par rapport à l'espace serait même un prérequis à l'émergence de la locomotion (Assaiante et al., 2005). Avec le développement et lorsque la locomotion sera maîtrisée, la tête deviendra le segment de référence privilégié lors de tâches posturocinétiques variées (Assaiante & Amblard, 1993; Grossman et al., 1988; Pozzo et al., 1991; Ripoll et al., 1986).

Le second principe implique la notion de gel et dégel des *ddl*. L'enfant, lorsqu'il apprend à marcher, va progressivement apprendre à maîtriser les *ddl* de la tête, du tronc et du bassin. Ainsi, on observerait dans les premières années de marche des comportements dit « en bloc » avec un gel des *ddl*, puis une libération progressive de ces derniers au fur et à mesure que l'équilibre locomoteur est maîtrisé. Plus précisément, les stratégies de contrôle dite « en bloc » consistent à stabiliser un segment par rapport au segment sous-jacent. Par exemple, chez le tout petit soumis à des perturbations externes, on va souvent observer une stabilisation de la tête par rapport au tronc, avec un gel de l'articulation du cou. À l'inverse, les stratégies de contrôle dites « articulées » font elles référence à la stabilisation d'un segment par rapport à l'espace (Assaiante & Amblard, 1993, 1995; Nashner, 1985). Le développement de l'équilibre locomoteur repose en fait sur la maturation des stratégies de contrôle et de coordination des segments axiaux.

### **2.2.5. Ontogénèse des stratégies de stabilisation segmentaire au cours de la marche**

Le développement de la stabilisation segmentaire chez l'enfant à partir de 3 ans et jusqu'à l'âge adulte a fait l'objet de nombreux travaux dont ceux proposés par Assaiante et ses collaborateurs (Assaiante & Amblard, 1993, 1995; Assaiante & Chabrol, 2010; Assaiante et al., 2005). Dans ces études, les différentes stratégies de stabilisation ont été analysées lors de tâches locomotrices variées à plusieurs niveaux de difficulté : marcher sur un sol plat, marcher sur une ligne au sol, marcher sur une poutre de 10 cm de large ou encore marcher avec des lunettes obstruant la vision périphérique. Afin d'analyser les modes de contrôle de la tête et du tronc, les auteurs ont utilisé l'indice d'ancrage, un outil mathématique basé sur les dispersions angulaires, qui permet de déterminer si un segment est préférentiellement stabilisé par rapport à l'espace (stratégie de contrôle articulée impliquant une libération sélective des *ddl*) ou par rapport au segment sous-jacent (stratégie de contrôle en bloc impliquant un gel des *ddl*) (Amblard, 1998). Ils ont pu ainsi déterminer 4 grandes phases pour le développement des coordinations tête-tronc pendant la marche (Figure 22).

#### 2.2.5.1. De l'émergence de la locomotion jusqu'à la stabilisation de la tête : un développement caudo-céphalique

Dès les premières semaines de marche, on observe une stabilisation du bassin sur l'espace, suggérant qu'elle est un prérequis nécessaire à l'émergence de la locomotion. Il faudra attendre environ deux mois d'expérience de marche pour voir les épaules se stabiliser par rapport à l'espace. En revanche, même après 1 an d'expérience de marche, la tête n'est pas stabilisée par rapport à l'espace et on observe un fonctionnement en bloc de l'ensemble tête-tronc, avec un gel des *ddl*. Du point de vue de l'organisation temporelle de l'équilibre locomoteur, on observe une séquence ascendante, depuis le pelvis vers la tête. Le pelvis constitue donc la référence spatiale mais également temporelle.

#### 2.2.5.2. Les débuts de la stabilisation de la tête sur l'espace

A partir de l'âge de 3 ans et jusqu'à environ 6 ans, la stabilisation de la tête sur l'espace va émerger. Cependant, lorsque la difficulté augmente, par exemple en marchant sur un support étroit, la stabilisation de la tête va disparaître pour laisser place à une stratégie de contrôle en bloc de l'ensemble tête-tronc. Ce gel de l'ensemble tête-tronc permet de diminuer le nombre de *ddl* à contrôler pendant le déplacement en condition difficile. L'organisation temporelle est similaire à celle des plus jeunes, à savoir ascendante, depuis le bassin vers la tête.

#### 2.2.5.3. La maîtrise de la stabilisation de la tête sur l'espace

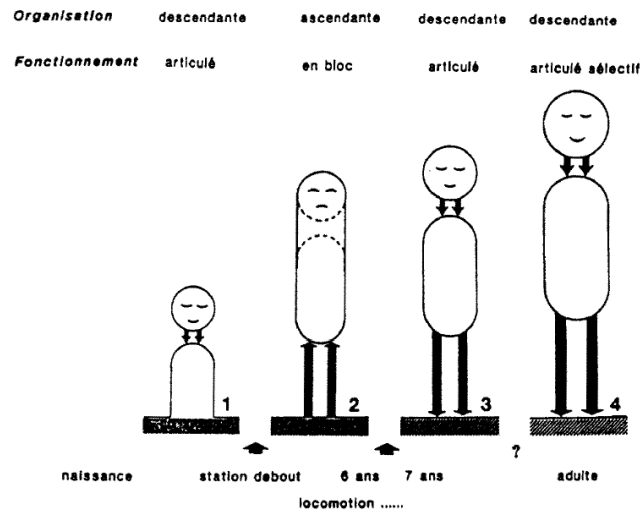
A l'âge de 7 ans, l'augmentation de la raideur de l'ensemble tête-tronc avec l'augmentation de la difficulté est de moins en moins importante et à 8 ans les coordinations segmentaires sont similaires à celles de l'adulte. On observe une libération de l'ensemble tête-tronc et la stratégie en bloc est remplacée par une stratégie articulée. La maîtrise de cette stratégie en condition difficile coïnciderait avec une amélioration de la capacité à contrôler simultanément plusieurs *ddl* (Assaiante & Amblard, 1993; Bernstein, 1967). Ce comportement est précédé par une régression transitoire, vers 6 ans, où les enfants, bien que maîtrisant les stratégies articulées, vont favoriser les stratégies en bloc. Du point de vue de l'organisation temporelle, on commence à observer une organisation descendante, depuis la tête vers le bassin.

#### 2.2.5.4. La stabilisation sélective de la tête sur l'espace

Lors de l'émergence de la stabilisation de la tête sur l'espace, cette dernière se fait de manière indifférenciée dans les trois plans de l'espace. A partir de 8-9 ans, l'enfant va



progressivement apprendre à stabiliser sa tête de manière sélective, en fonction de la tâche ou des perturbations qui s'appliquent sur lui. Par exemple, chez l'adulte, on observe un contrôle sélectif de la tête en roulis lors de la locomotion ou lors de perturbations latérales. La stabilisation segmentaire suit toujours une course descendante, comme chez l'adulte.



**Figure 22.** Modèle ontogénétique de l'organisation posturale depuis la station assise jusqu'à la marche chez l'enfant à développement typique. En station assise, l'organisation est descendante et sans gel des *ddl*. Puis, à l'émergence de la station debout, la stratégie est ascendante mais avec un contrôle tête-tronc en bloc. Lorsque l'enfant a acquis une certaine expérience de marche, l'organisation sera globalement descendante avec une stratégie de contrôle articulée de l'ensemble tête tronc. Enfin, l'adulte sera capable de stabiliser sa tête par rapport à l'espace de manière sélective (stratégie articulée dans le plan sagittal mais articulée dans le plan frontal par exemple). D'après Assaiante (1998)

La stabilisation de la tête sur l'espace se ferait principalement à partir des informations vestibulaires. En effet, chez l'adulte, elle apparaît même en l'absence des informations visuelles (Assaiante & Amblard, 1993). De plus, les réflexes vestibulo-colique et cervico-colique d'origine vestibulaire participent à la stabilisation et à l'orientation de la tête dans l'espace et par rapport au tronc. Dans le même sens, il a été rapporté que les individus ayant des déficits vestibulaires avaient des difficultés à stabiliser la tête sur l'espace lors de perturbations externes imprévues (Bronstein, 1988). Enfin, chez l'enfant, la maîtrise de la capacité à maintenir une tête stabilisée sur l'espace même en situation difficile coïncide avec une diminution transitoire de la contribution des informations visuelles périphériques au contrôle de l'équilibre associée à une prédominance des informations vestibulaires (Assaiante, 1998).

- ☑ Chez l'enfant à développement typique, le contrôle postural se développe depuis la petite enfance et mûrit jusqu'à la fin de l'adolescence.
- ☑ Si une part d'innée réside dans la capacité à se stabiliser, avec notamment la présence de réactions posturales direction-spécifiques dès les premiers mois de l'existence, les caractéristiques des réponses posturales mûrissent avec l'âge et l'expérience. Les réactions posturales sont similaires à celles de l'adulte vers l'âge de 7 ans.
- ☑ Le contrôle des oscillations posturales se développe lui plus lentement, et on observe encore des différences par rapport à l'adulte lors de l'adolescence.
- ☑ Le développement du contrôle postural repose en partie sur une maturation du SNC, et plus particulièrement sur la capacité à intégrer et répondre aux informations sensorielles.
- ☑ Le développement de la locomotion est indissociable du développement du contrôle postural. La première étape du développement locomoteur sera la maîtrise de la station debout et de la stabilisation du pelvis sur l'espace. Puis, l'enfant devra apprendre à utiliser le vecteur gravitaire pour créer une dynamique entre le CdM et le CdP qui permettra la production des forces propulsives nécessaires à la progression du corps vers l'avant.
- ☑ La maturation du pattern de marche et de l'équilibre locomoteur est en partie reflétée par la diminution de la puissance négative de cheville pendant la phase de mise en charge. En effet, cette absorption représente le rôle fonctionnel des fléchisseurs plantaires qui vont venir freiner l'avancée du CdM et lutter contre sa chute en début d'appui.
- ☑ Le développement de l'équilibre locomoteur repose sur le contrôle des degrés de liberté entre le pelvis, le tronc et la tête. La coordination spatiale et temporelle des segments axiaux reflète la construction des stratégies posturales au cours d'activités posturocinétiques.

### **3. Chapitre 3 : Contribution des segments axiaux au contrôle postural statique et dynamique**

Tout mouvement volontaire induisant une modification de la posture et constituant une source de déséquilibre, les interactions entre la posture et le mouvement sont une des clés de l'efficacité de la motricité humaine. Si pendant longtemps, l'analyse du mouvement s'est concentrée sur le rôle des segments focaux, c'est-à-dire directement impliqués dans le mouvement, le rôle des segments posturaux est désormais bien reconnu. L'organisation modulaire de la posture (Massion, 1994) met tout particulièrement en avant l'importance de chacun des segments qui constituent la posture, et notamment le ou les segments sélectionnés par le SNC comme référence pour organiser le mouvement et surtout le maintien de l'équilibre au cours du mouvement. L'étude du contrôle et de la coordination des segments axiaux au cours d'activités statiques et dynamiques a permis de mettre en avant leur importante contribution au contrôle postural et au maintien de l'équilibre lors d'activités posturocinétiques, que ce soit chez le sujet sain ou les sujets pathologiques.

L'importance des segments axiaux pour la motricité humaine réside en premier lieu dans leur position anatomique et dans les structures qu'ils abritent. La tête, qui dispose des informations visuelles et vestibulaires, constitue une véritable plateforme inertielle de guidage, qui permet le contrôle en ligne de toute activité motrice. Elle permet l'exploration et la construction du champ visuel. Sa position, souvent codée par rapport à l'espace (Pozzo et al., 1995), va également être codée par rapport à l'axe du tronc avec lequel elle est articulée (Grossman et al., 1988; Horak & Nashner, 1986). Le tronc quant à lui est articulé avec l'ensemble des segments corporels et occupe une position centrale. De plus, il représente à lui seul la moitié de la masse corporelle. Il va de ce fait grandement contribuer aux variations de position du CdM et du CdP. Enfin, le pelvis constitue la jonction entre les membres inférieurs, premiers effecteurs des synergies posturales en réponse à des perturbations externes et propulseurs lors de la locomotion, et le haut du corps. Il est d'ailleurs le premier segment à faire l'objet d'une stabilisation sur l'espace, permettant la construction de la marche autonome (Assaiante et Chabrol 2010). L'objectif de ce chapitre sera de mettre en avant la forte contribution des segments axiaux aux différents niveaux du système postural.

### **3.1. Rôle des segments axiaux dans le maintien de l'équilibre statique et dynamique**

La station érigée, posture de référence de l'espèce humaine, nécessite d'aligner les segments corporels sur le vecteur gravitaire en empêchant leur effondrement. Cela induit donc de lutter contre la gravité. Pour cela, nous avons vu au *chapitre I* que le SNC disposait d'un ensemble d'éléments, notamment le tonus musculaire et le tonus postural. Il se trouve que les mécanismes déclencheurs de ces éléments font principalement intervenir le tronc et la tête. En effet, les réflexes toniques du cou, vestibulo-spinal, vestibulo-colique et vestibulo-oculaire sont déclenchés sur la base d'informations sensorielles en provenance de la tête, du cou et du tronc. Ils vont de plus avoir pour fonction de moduler l'activité tonique des muscles du tronc, afin de permettre une orientation adéquate du corps dans l'environnement. Par exemple, en station assise, lors de rotations aléatoires du support autour de l'axe vertical, des réflexes en provenance des informations proprioceptives du cou et du système vestibulaire vont permettre la production de mouvements compensatoires du cou qui vont contrecarrer les rotations du tronc et ainsi assurer la stabilité de la tête (Keshner & Peterson, 1995). Cette stabilisation de la tête dans le plan transverse se retrouve également pendant la marche.

Une fois la station érigée obtenue, le maintien de l'équilibre passe par une régulation de la relation entre le CdM et le CdP, qui doivent être alignés. Au cours de la posture orthostatique, malgré l'apparente immobilité du corps humain, les segments axiaux interviennent dans le maintien de la stabilité. Ainsi, dans le plan frontal, les mouvements relatifs du tronc par rapport aux cuisses représentent la quantité de mouvement la plus importante (Day et al., 1993) et leur coordination est primordiale pour le maintien de l'équilibre. Une étude de Blackburn et son équipe a également mis en avant que les mouvements relatifs de la hanche et du tronc étaient des composantes essentielles du contrôle postural orthostatique dans le plan frontal. En fait, bien que les mouvements relatifs du tronc et des cuisses soient importants, il n'y a pas de différence dans la quantité de mouvement du tronc et des articulations des hanches, suggérant qu'ils sont impliqués de manière équivalente dans le contrôle de l'équilibre orthostatique. Ainsi, les mouvements du tronc seraient aussi importants que ceux des hanches pour le maintien de la posture orthostatique (Blackburn et al., 2003). De plus, les mouvements du tronc contribuent significativement au contrôle des déplacements du CdP dans le plan frontal (Rietdyk et al., 1999). Cela avait déjà été souligné par Winter (1995), qui mettait en avant que le tronc, représentant 50% de la masse corporelle, contribuait fortement à élever la position du CdM et rendait difficile le maintien de sa projection à l'intérieur du polygone de sustentation.

D'ailleurs, du fait de sa masse importante, des déviations du tronc, même petites, induisent forcément des déplacements du CdM et du CdP qui devront être corrigés pour maintenir l'équilibre. Ce phénomène est parfaitement illustré chez les adolescents souffrant d'une scoliose idiopathique. Dans cette population, les déviations du rachis entraînent des modifications morphologiques au niveau du tronc, ce qui va modifier la répartition de la masse au sein de ce dernier. Cette modification va contribuer aux oscillations du CdP plus importantes et aux déviations du contrôle postural observées dans cette population (Allard et al., 2004; Bruyneel et al., 2008; Dalleau et al., 2011). L'asymétrie autour de l'axe verticale du tronc contribuerait fortement aux troubles de l'équilibre orthostatique des patients scoliotiques (Dalleau et al., 2007). Le rôle des segments axiaux est également important lorsque la stabilité est menacée. Ils contribuent particulièrement aux stratégies de hanche (§ 1.5.4.2) utilisées pour assurer l'équilibre lors de perturbations imprévisibles, avec une contribution significative de la musculature du tronc (Horak & Nashner, 1986). Cette stratégie repose en partie sur une coordination entre les hanches et le tronc, tout comme de nombreuses stratégies d'équilibration dans le plan frontal et sagittal. La stratégie de hanche serait d'ailleurs déclenchée sur la base d'informations somatosensorielles en provenance du tronc (Kuo et al., 1998).

Les segments axiaux interviennent également dans l'orientation et la géométrie corporelles. Les afférences sensorielles en provenance du tronc seraient une source majeure pour la régulation posturale, via la présence de gravicepteurs qui aideraient à déterminer l'orientation du corps par rapport au vecteur gravitaire (Gurfinkel et al., 1981), participant ainsi à la construction d'un cadre de référence géocentré pour l'organisation du mouvement. De plus, l'orientation du tronc serait la référence pour le contrôle de la géométrie corporelle, qui doit être contrôlée par le SNC afin d'assurer la régulation de l'équilibre (Mergner et al., 1991). Le tronc est également le support privilégié lors des mouvements d'atteinte et de saisie (Adamovich et al., 2001; Cherng et al., 2009; Santamaria et al., 2018) et son axe servira de cadre de référence pour le codage et l'intégration des informations sensorielles liées à ces mouvements (Dupin et al., 2018; Massion, 1992). De la stabilité du tronc dépendra la qualité des mouvements d'atteinte et de saisie. Ainsi, la stabilité du tronc permettant une posture assise indépendante libèrera les membres supérieurs (qui ne seront pas utilisés pour stabiliser la station assise) et leur donnera une fonctionnalité optimale (Butler & Major, 2003). Enfin, le fait d'avoir un support pour le tronc qui permet de diminuer les demandes en termes de stabilité pour ce dernier permet d'améliorer la vitesse et la précision des mouvements d'atteinte (Cordo & Nashner, 1982).

## **3.2. Les segments axiaux : passagers actifs de la locomotion**

Malgré un déséquilibre entre les études sur la marche traitant uniquement des membres inférieurs et celles intégrant le comportement du haut du corps, la contribution des segments axiaux à la marche humaine a fait l'objet d'un nombre croissant d'études au cours de ces trente dernières années. Il est d'ailleurs intéressant de remarquer que dans les six déterminants de la marche proposés par Saunders et Eberhart (1953), deux sont reliés au pelvis et au tronc, et une grande importance est accordée aux déplacements latéraux du haut du corps.

Une représentation classique du corps au cours de la marche consiste à diviser le corps en deux entités distinctes : un propulseur et un passager. Les membres inférieurs constituent le propulseur et le tronc, la tête et les membres supérieurs représentent le passager. Cependant, la validité de cette représentation peut être remise en question, notamment par le rôle actif tenu par le tronc dans la relation CdP-CdM. Pour Perry et Burnfield (2010) la marche est efficace lorsque les demandes du passager en termes de stabilisation sont réduites au maximum. La stabilité de ce dernier va d'ailleurs grandement influencer l'équilibre locomoteur, en effet, du fait de l'importante masse qu'ils représentent, même de petites déviations des segments axiaux vont affecter la trajectoire du CdM (Saha et al., 2008; Winter et al., 1990). Or, au cours de la locomotion, le CdM étant en dehors du polygone de sustentation pendant 80% du cycle de marche, la gestion de ses trajectoires va être déterminante pour le maintien de l'équilibre. Elle va justement faire intervenir les segments axiaux et être dépendante de leur coordination. Par exemple, une des stratégies du système postural permettant de réduire l'amplitude des mouvements du CdM consiste à produire au niveau du pelvis des mouvements d'amplitude égale mais de direction opposée à ceux du tronc (Thorstensson et al., 1984).

### **3.2.1. Le tronc, acteur de l'équilibre locomoteur**

Les muscles du tronc sont les premiers contributeurs au contrôle proactif de l'équilibre locomoteur. Lors d'un déplacement vers l'avant, le corps se retrouve de manière intermittente en appui sur un seul membre inférieur, ce qui nécessite de réguler l'action de la gravité sur les segments axiaux afin d'éviter un déséquilibre important. Cette régulation se fait en fait via des ajustements posturaux anticipés, comme par exemple le décalage du tronc dans la direction opposée à celle du membre inférieur qui va démarrer sa phase d'oscillation. Cette même stratégie va être utilisée lors de l'initiation du pas (Patla et al., 1999; Tang et al., 1998). Les muscles du tronc vont également être activés avant le contact initial afin de restreindre les mouvements de ce dernier, notamment dans le plan frontal. Le tronc, qui est donc impliqué

dans son propre contrôle anticipé (Thorstensson et al., 1982), est un segment actif de la marche (Leardini et al., 2009) à partir duquel les changements de trajectoire du CdM sont initiés (Patla et al., 1999). Ses mouvements sont donc une composante essentielle d'une marche efficace (Tyson, 1999). Sa stabilisation sur l'espace va permettre d'utiliser son axe longitudinal comme cadre de référence pour le codage de la position des membres inférieurs (Mouchnino et al., 1993) et contribuer à la stabilisation de la tête pour lui permettre d'être utilisé comme segment de référence (Massion, 1997; Massion et al., 2004). La stabilisation du tronc au cours de la marche permet également de bouger librement la tête et les segments distaux.

La succession d'appuis simples et de double appuis durant la locomotion induit des oscillations de la tête et du tronc dans les trois plans de l'espace qui devront être maîtrisées par le SNC afin d'assurer l'équilibre locomoteur (Allum et al., 1992; Cromwell, Aadland-Monahan, et al., 2001; Krebs et al., 1992; Wallard et al., 2014). Plus particulièrement, les accélérations et les oscillations qui vont se propager depuis les membres inférieurs jusqu'au segment céphalique doivent être diminuées au maximum pour permettre une bonne stabilisation de la tête et par voie de conséquence du flux visuel et des signaux vestibulaires. L'atténuation de ces perturbations est essentielle pour que les fonctions d'orientation et de stabilisation ne soient pas menacées. Le tronc va avoir un rôle prépondérant pour la diminution de ces perturbations (Cappozzo, 1983; Kavanagh et al., 2006). En effet, malgré les mouvements de grande amplitude et de haute fréquence des membres inférieurs, les individus non pathologiques ont un haut niveau de contrôle de leur segment céphalique (Cromwell, Aadland-Monahan, et al., 2001; Cromwell et al., 2004; Cromwell, Newton, et al., 2001). Cela est dû au fait que les accélérations vont être atténuées depuis le pelvis jusqu'à la tête (Mazzà et al., 2010) avec le tronc qui va agir comme un filtre particulièrement efficace pour atténuer les oscillations de haute fréquence en provenance des membres inférieurs, avant que ces dernières n'atteignent le cou. Le tronc est donc plus important que le cou pour atténuer les oscillations de la tête, tout particulièrement dans le plan frontal. Dans le plan sagittal et le long de l'axe vertical, une contribution importante du cou s'ajoute au rôle du tronc (Kavanagh et al., 2006). On observe donc un rôle prépondérant du tronc pour l'atténuation des oscillations et des accélérations en provenance des membres inférieurs, qui représentent des perturbations à l'équilibre locomoteur dans les trois plans de l'espace. Les interactions entre le tronc et les membres inférieurs sont les garantes d'une locomotion efficace.

### **3.2.2. Segments axiaux et membres inférieurs, une influence bidirectionnelle**

L'importance de ces interactions peut déjà être illustrée lorsque l'on s'intéresse au rôle des fléchisseurs plantaires pendant la marche. Nous avons vu qu'une grande partie de leur action lors de la phase du 2<sup>ème</sup> pivot, c'est-à-dire au cours de la phase de simple appui, consiste en un freinage de l'avancée du corps et de la chute du CdM (§1.7.3). Ces actions sur le tronc sont associées à une décélération de l'avancée du tibia exercée par le soléaire pendant toute la phase de simple appui et par les gastrocnémiens en début et fin de simple appui. Enfin, en fin de phase d'appui, juste avant que la jambe n'entame sa phase d'oscillation, les fléchisseurs plantaires vont accélérer la progression du tronc vers l'avant tout en décélérant son abaissement. En résumé, les fléchisseurs plantaires vont exercer sur le tronc un soutien antigravitaire constant associé à une décélération puis à une accélération de sa progression vers l'avant (Neptune et al., 2001). Les fléchisseurs et les extenseurs de hanche vont également contrôler les accélérations du tronc dans le plan sagittal, alors que dans le plan frontal, ce contrôle sera permis par les abducteurs de hanche (Winter, 1995). Si l'activité des muscles des membres inférieurs influence la cinématique et la dynamique du tronc, la relation se fait également dans l'autre sens, avec la position du tronc qui aura une influence sur la cinématique et la dynamique des membres inférieurs, ainsi que sur la marche en général.

La progression vers l'avant nécessite la création d'une distance entre le CdP et le CdM permettant d'utiliser l'action de la gravité pour créer une force propulsive (§1.7.2.1). La contribution la plus importante à la propulsion vers l'avant provient de l'ensemble tête-tronc (Gillet et al., 2003) et l'inclinaison du tronc vers l'avant lors de la marche contribue à la création d'une distance entre le CdP et le CdM (Cromwell, Aadland-Monahan, et al., 2001). Néanmoins, une flexion antérieure du tronc trop importante va entraîner des déviations secondaires compensatoires au niveau des membres inférieurs, avec notamment une augmentation de la flexion de genou, de hanche et de la dorsiflexion ainsi que des moments de force associés (Kluger et al., 2014; Saha et al., 2008). Ces compensations ont notamment pour but de minimiser les déplacements du CdM induits par la flexion du tronc et donc de minimiser les déséquilibres. La cinématique du tronc dans le plan sagittal a donc un impact sur les stratégies de maintien de l'équilibre locomoteur.



### **3.3. Contribution du contrôle postural des segments axiaux au développement des capacités posturocinétiques**

#### **3.3.1. Le développement du contrôle des segments axiaux contribue au développement moteur de l'enfant**

Le développement des capacités posturocinétiques décrit au *chapitre 2* repose en grande partie sur le développement du contrôle postural des segments axiaux et de la capacité à les stabiliser dans l'espace. Au cours du développement moteur, ils vont servir de segments de référence pour l'organisation de la motricité. Le pelvis est d'ailleurs un des tout premiers cadres de référence pour le contrôle postural et son contrôle va impliquer sa stabilisation ainsi que son contrôle sélectif (Assaiante et al., 2005). Son développement se fait selon une séquence céphalo-caudale (Greco et al., 2018; Rachwani et al., 2015) et va participer au développement des capacités sociales et communicatives des enfants en leur permettant d'avoir une orientation optimale pour les interactions avec l'environnement (Harbourne et al., 2010; Reid, 1996).

Les études sur les réactions posturales en station assise montrent que le contrôle postural du tronc commence à se développer dès l'âge de 1 mois (Hedberg et al., 2004) et va fortement se développer pendant la première année de vie. La capacité à utiliser des modes de contrôle proactif pour la stabilisation de la tête et du tronc semble apparaître entre 9 et 15 mois, avec des ajustements posturaux anticipés lors de mouvements d'atteinte et de saisie. Van der Fits et al. (1999) rapportent en effet des contractions des extenseurs du cou et du tronc avant le début du mouvement d'atteinte chez des enfants en station assise. Les auteurs suggèrent que la contraction des muscles du cou a pour fonction de créer une force qui s'oppose à celle générée par le mouvement du membre supérieur. L'activation du tronc servirait quant à elle à minimiser les déplacements du CdM. Un contrôle postural du tronc efficace est donc nécessaire à la station assise et à l'exploration du monde par les membres supérieurs. Le contrôle des segments axiaux permet ensuite à l'enfant de se tenir en station debout sans perte d'équilibre. Il va également jouer un rôle important dans l'apprentissage du contrôle antigravitaire au cours des 12 premiers mois de la vie (Brogren & Hadders-Algra, 2008).

Important pour l'exploration du monde qui entoure l'enfant, le tronc sert également de segment de référence pour la réalisation de tâches orientées des membres supérieurs chez les enfants âgés de 2 à 6 ans (Roncesvalles et al., 2005). Les performances, en termes de vitesse et de précision, des mouvements d'atteinte et de saisie sont influencées par l'âge et le degré de contrôle du tronc (Rachwani et al., 2013, 2015). Il constitue un support pour les membres

supérieurs et permet le maintien de l'équilibre même lorsque les mouvements se font en dehors de la base d'appui (Bertenthal et Von Hofsten 1998). Toujours en station assise, la coordination entre les yeux, la tête et la main ainsi que la qualité des mouvements d'atteinte sont influencées par l'utilisation d'un support externe aidant à la stabilisation du tronc. Chez des enfants âgés de 4 à 6 ans ayant un support pour le tronc, la vitesse d'exécution des mouvements du membre supérieur était augmentée par rapport à la condition sans support, alors que le temps de réaction était significativement réduit. Chez les enfants âgés entre 7 et 9 ans, la précision des mouvements était améliorée (Saavedra et al., 2007).

Enfin, du fait de la part importante de la masse corporelle totale qu'ils représentent, le développement du contrôle postural des segments axiaux pourrait jouer un rôle non négligeable dans l'évolution des oscillations posturales avec l'âge. En effet, la capacité à les contrôler pourrait être un facteur majeur dans les déplacements du CdM et donc dans la relation CdM-CdP nécessaire à la stabilisation lors de la posture debout. La diminution des oscillations posturales depuis l'enfance jusqu'à la fin de l'adolescence est souvent expliquée par une maturation du SNC, de l'intégration sensorielle et de la capacité à pondérer l'information sensorielle en fonction du contexte (Bair et al., 2007; Barela et al., 2003; Micarelli et al., 2019; Sá et al., 2018). Cependant, le contrôle du tronc qui se développe jusqu'à l'adolescence (Assaiante, 2012; Cignetti, Chabeauti, et al., 2013) pourrait aussi contribuer au développement du contrôle des oscillations corporelles. D'ailleurs, à l'adolescence, l'augmentation des oscillations corporelles lors de la perturbation des informations proprioceptives de cheville par vibration tendineuse est particulièrement marquée au niveau du tronc (Cignetti, Caudron, et al., 2013). Néanmoins, il semblerait qu'à l'âge de 15 ans, le contrôle du tronc soit quasiment accompli, comme l'atteste la très faible diminution des oscillations du tronc lors de la posture orthostatique entre 15 et 25 ans (Hegeman et al., 2007).

### **3.3.2. Stabilisation et coordination des segments axiaux, éléments clés de l'équilibre locomoteur**

Comme nous avons pu le remarquer au *chapitre 2*, la maturation de la stabilisation et de la coordination du pelvis, du tronc et de la tête reflètent le développement de l'équilibre locomoteur (Assaiante & Amblard, 1995). Les études d'Assaiante et de son équipe ont beaucoup apporté sur le développement des capacités posturocinétiques et l'apprentissage de la locomotion. Leurs résultats et leurs conclusions montrent la grande importance du contrôle des segments axiaux dans ces processus. En effet, la tête et le bassin ont un rôle prépondérant dans

le développement de la coordination intersegmentaire et sensorimotrice. Le bassin va être le segment à l'origine de l'organisation posturale pendant la marche, et sa stabilisation par rapport à l'espace est même considérée comme un prérequis pour l'apprentissage de la marche (Assaiante et al., 1997; Assaiante & Chabrol, 2010). De plus, la stabilisation du pelvis et du tronc apparaît comme étant le cadre de référence inhérent à toutes les activités posturocinétiques et particulièrement la locomotion. Lorsque l'équilibre locomoteur est perturbé par les conditions environnementales (par exemple marcher sur un support étroit), une des stratégies adoptées par les adolescents va être une rigidification de la partie supérieure du rachis (Mallau et al., 2007). La stabilisation de la tête par rapport à l'espace va elle mûrir un peu plus tard. Ainsi, le tronc et le pelvis constituent le point de départ de l'apprentissage d'un grand nombre d'habiletés motrices au cours de l'enfance (Assaiante, 2012) et ont une grande importance pour le développement de l'équilibre locomoteur.

### **3.4. Un intérêt grandissant pour les segments axiaux**

Il est fréquent, dans l'analyse du mouvement humain, que l'étude fondamentale et clinique des pathologies permette de mettre en avant l'importance d'une structure ou d'un mécanisme pour la motricité humaine. Nous pouvons prendre l'exemple des études portant sur les patients ayant une déficience du système vestibulaire qui montrent des oscillations posturales plus importantes en posture orthostatique (Allum et al., 1988; Lacour et al., 1997) ou des débattements latéraux plus importants du CdM lorsqu'ils marchent, ainsi qu'une moins bonne stabilité dynamique (Schniepp et al., 2017; Wei et al., 2016). De la même manière, l'étude du contrôle des segments axiaux dans diverses pathologies permet de mettre en avant son importance pour le contrôle postural statique et dynamique.

#### **3.4.1. Contrôle du tronc et pathologie**

La grande influence du contrôle postural des segments axiaux et tout particulièrement du tronc sur l'équilibre statique et dynamique a mené un grand nombre d'études à s'intéresser aux liens entretenus par ces derniers et des pathologies affectant le système nerveux central et/ou l'appareil locomoteur.

##### **3.4.1.1. Posture assise**

Par exemple, en posture assise, les patients ayant une amputation transfémorale ou transtibiale ont une moins bonne stabilisation des segments axiaux, comme l'attestent les excursions du CdP plus importantes par rapport à des individus non pathologiques (Hendershot

& Nussbaum, 2013). De plus, les patients amputés montraient une activité EMG plus importante dans les muscles du tronc (érecteurs spinaux, muscles droits de l'abdomen et muscles externe oblique de l'abdomen), ce qui a un effet néfaste sur les oscillations posturales en station assise (Reeves et al., 2006). Les auteurs suggèrent que l'altération du contrôle du tronc serait la résultante de modifications des propriétés des tissus fonctionnels et des réponses neuromusculaires en raison de l'exposition répétée à des mouvements anormaux des segments axiaux pendant la marche. L'altération de la coordination du pelvis et du tronc chez les amputés va favoriser l'apparition de dorsalgies chroniques (Butowicz et al., 2019; Russel Esposito & Wilken, 2014), pathologie dans laquelle le contrôle des segments axiaux est également altéré. En effet, un déficit du contrôle du tronc a été observé chez les lombalgiques chroniques, lors de la posture orthostatique (Brumagne et al., 2004, 2008; Lafond et al., 2009), pendant la marche (Lamoth et al., 2006; Van den Hoorn et al., 2012) et également lors de la posture assise, qu'elle soit statique (Dankaerts et al., 2006; Dunk & Callaghan, 2010) ou dynamique (Van Daele et al., 2007, 2009). Ces troubles pourraient être liés à un déficit proprioceptif au niveau du tronc en raison d'une atteinte des tissus au niveau du rachis lombaire (Brumagne et al., 2004; Radebold et al., 2001).

#### 3.4.1.2. Risque de chute

Ces déficits au niveau du tronc, en plus d'avoir un impact sur les oscillations en posture orthostatique ont également un impact au niveau cognitif, avec une peur de chuter importante chez ces patients. Ces modifications cognitives ont une répercussion physique, avec une modification des réactions posturales lors de perturbations externes, notamment via une rigidification des segments axiaux (Karayannis et al., 2013). La diminution des oscillations du tronc en posture orthostatique est d'ailleurs corrélée à la réduction du risque de chute chez les personnes âgées (Tinetti et al., 1988; Wu, 1997). La réduction des oscillations du tronc constitue donc un moyen de réduire les oscillations posturales.

Le lien entre contrôle du tronc et risque de chute est également présent chez les patients atteints de la maladie de Parkinson. En effet, au cours de la posture orthostatique, ces derniers présentent une augmentation des oscillations du tronc dans différentes conditions sensorielles (avec les yeux fermés ou en se tenant sur une surface compliante), qui aurait pour conséquence de diminuer la stabilité posturale (Mancini et al., 2011) et qui serait un facteur de risque de chute (Adkin et al., 2005). L'orientation des segments axiaux contribue également à la stabilisation posturale lors de tâches dynamiques. Lors d'un test de rétroimpulsion, le

réalignement des segments axiaux par rapport à la verticale grâce à un biofeedback visuel diminue le nombre de chutes et de pertes d'équilibre des parkinsoniens (Caudron et al., 2014). L'amélioration de l'orientation des segments axiaux permet donc d'améliorer la stabilité dynamique.

Au cours de la marche, la stabilité du tronc diffère également par rapport à des sujets sains et ce dans les trois plans de l'espace. Plus particulièrement, Jehu et Nantel, (2018) ont montré que les parkinsoniens tendaient à réduire la vitesse et l'amplitude des oscillations du tronc afin d'en faciliter le contrôle. Ce comportement était plus marqué chez les parkinsoniens chuteurs qui se distinguaient non seulement des sujets témoins mais également des parkinsoniens non-chuteurs. La stabilité du tronc pourrait donc être un élément discriminant pour le risque de chute chez les patients ayant des troubles neurologiques. Les accélérations du tronc pendant la posture orthostatique peuvent par ailleurs être utilisées comme un marqueur de l'évolution de la pathologie (Mancini et al., 2012) et montrent au cours de la marche une variabilité importante chez les individus considérés comme à risque pour la maladie de parkinson (Maetzler et al., 2012).

#### 3.4.1.3. Intérêt de la rééducation des segments axiaux

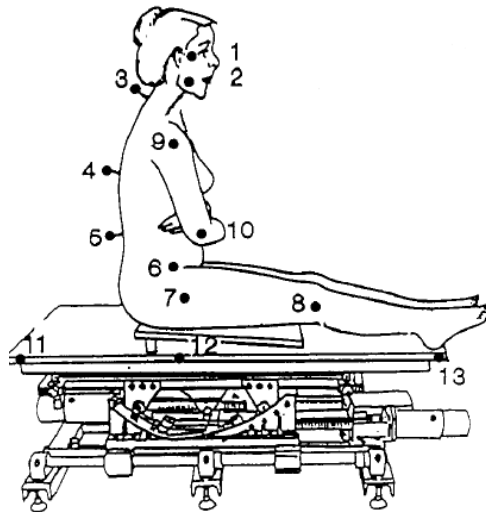
Si l'analyse du contrôle postural du tronc semble pertinente dans le cadre de troubles neurologiques, sa rééducation semble également tout à fait indiquée lorsque les déficits ont un impact sur la qualité de vie. Les troubles de l'orientation et de la perception de la verticale chez les patients ayant eu un accident vasculaire cérébrale (AVC) ont des conséquences sur la stabilisation posturale (Suruliraj Karthikbabu et al., 2017; Pérennou et al., 2014; Ryerson et al., 2008; Geert Verheyden et al., 2005). On va observer une station assise perturbée, avec des inclinaisons antérieures et latérales de l'ensemble tronc-pelvis. Certains patients présentent aussi une inclinaison postérieure. Cela pourrait être lié à des modifications de la commande centrale, mais également à une modification des propriétés mécaniques des fibres musculaires des muscles paravertébraux, avec notamment un diamètre moins important pour les fibres des muscles du côté hémiparalysé en comparaison au côté non atteint (Tsuji et al., 2003). Ces troubles vont être corrélés avec les troubles de l'équilibre, de la marche ou encore à la diminution des capacités fonctionnelles de ces patients (Verheyden et al., 2006). De ce fait, la rééducation du tronc dans le but d'améliorer les capacités fonctionnelles, posturales et ambulatoires des patients post-AVC semble tout à fait indiquée pour une prise en charge thérapeutique efficace.

Des études ont montré qu'une rééducation ciblant le contrôle postural et la force des muscles du tronc améliorerait la posture assise, la posture debout, la marche et la fonction chez les patients post-AVC (Cabanas-Valdés et al., 2016; Dubey et al., 2018; Jung et al., 2016; Karthikbabu et al., 2011; Saeys et al., 2012; Sarwar et al., 2019; Verheyden et al., 2009). Une des clés de la réussite de la rééducation post-AVC est ainsi de retrouver la stabilité du tronc et d'être capable d'adapter le contrôle du tronc dans diverses activités de la vie quotidienne (Davies, 1990). Cela semble d'autant plus important du fait que le contrôle du tronc est un prédicteur fort du niveau de fonction des patients post-AVC (Duarte et al., 2002; Hsieh et al., 2002; Verheyden et al., 2006).

### **3.4.2. Outils d'évaluation du contrôle du tronc**

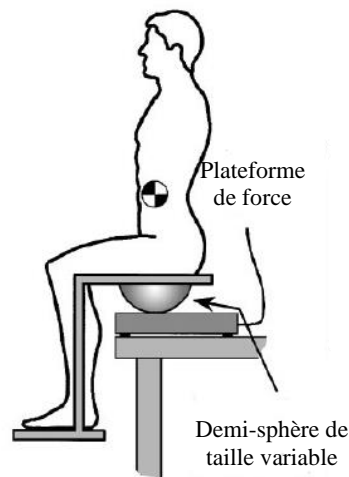
Il existe de nombreux outils d'évaluation de la fonction du tronc, tels que *Gross Motor function Classification System* (GMFCS), le *Gross Motor Function Measure* (GMFM) et l'*Index de Barthel* (Mahoney, 1965; Palisano et al., 1997; Russell et al., 2002). Des outils dédiés au contrôle de l'équilibre, comme le *Chailey Levels of Stability* (Pountney et al., 1999) ou le *Berg Balance Test* (Berg et al., 1992) ont également été développés. Ils vont avoir en commun d'inclure des items concernant la posture assise dans lesquels le contrôle du tronc est abordé. Cependant, évaluer le contrôle postural spécifique des segments axiaux représente un défi méthodologique.

L'utilisation du paradigme des translations du support lors d'une station assise (Figure 23) a permis d'analyser les synergies musculaires permettant de stabiliser les segments axiaux chez les enfants à développement typique (Hadders-Algra et al., 1996; Hirschfeld & Forssberg, 1994), les enfants atteints de PC (Brogren et al., 1998, 2001) et les adultes (Forssberg & Hirschfeld, 1994). Certaines de ces études ont couplé des analyses EMG et cinématiques (Forssberg & Hirschfeld, 1994; Hadders-Algra et al., 1996; Hirschfeld & Forssberg, 1994).



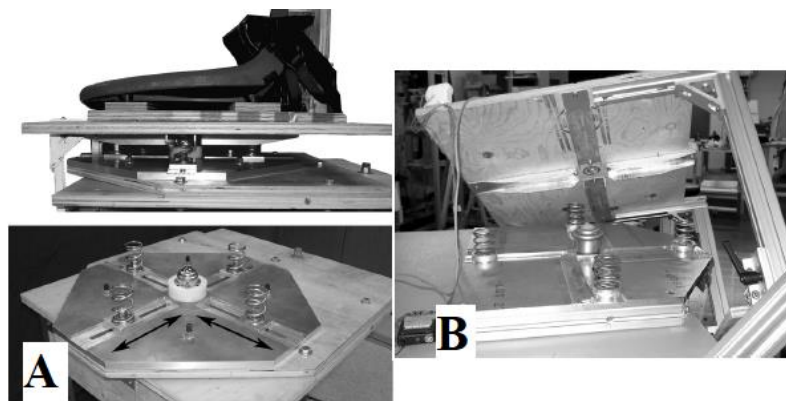
**Figure 23.** Installation expérimentale pour l'analyse des réactions posturales en réponse à des translations du support en posture assise. Les sujets étaient également équipés d'électrodes de surface pour l'enregistrement de l'activité EMG. D'après Forssberg and Hirschfeld (1994).

En complément de ces analyses cinématiques et électromyographiques, il est également possible d'analyser les déplacements du CdP au cours de la station assise, en situation statique (Harbourne et al., 2010; Kyvelidou et al., 2009, 2010) et en situation d'assise instable (Cholewicki et al., 2000; Larivière et al., 2013; Reeves et al., 2006; Slota et al., 2008; Van Daele et al., 2007). Cette dernière situation est tout particulièrement intéressante puisqu'elle permet une évaluation dynamique du contrôle postural du tronc dans une situation où un sujet doit se stabiliser sur un support instable. A notre connaissance, la première étude ayant utilisée une telle méthodologie est celle de Cholewicki et al., (2000), où il était demandé à un sujet de se tenir assis sur un siège reposant sur une demi-sphère (Figure 24). Le dispositif qui est équipé d'un repose pied solidaire du siège (c'est-à-dire qui s'incline avec le siège) permet de neutraliser la contribution des membres inférieurs au contrôle postural. Les expérimentateurs disposaient de trois diamètres de demi-sphère différents, ce qui permettait de faire varier la difficulté. Ils ont rapporté une excellente répétabilité des mesures du CdP. Néanmoins, les oscillations posturales étaient également corrélées au poids du sujet, suggérant que la difficulté n'était pas homogénéisée en fonction des caractéristiques anthropométriques des sujets. Malgré cette limite, les auteurs ont tout de même indiqué que leur méthode pouvait être appliquée pour évaluer les déficits du contrôle du tronc dans les populations pathologiques.



**Figure 24.** Dispositif d'assise instable constitué d'une demi-sphère reliée à un repose pied. L'ensemble est placé sur une plateforme de force pour évaluer les déplacements du CdP. D'après Cholewicki et al. (2000)

Cette procédure a été répliquée par la suite avec des patients ayant une lombalgie chronique (Reeves et al., 2009) ou chez des patients ayant un syndrome fémoro-patellaire (Motealleh et al., 2019). Néanmoins, des dispositifs plus élaborés permettant de réduire les limites dues à l'impossibilité d'homogénéiser la difficulté ont été développés. Ces dispositifs associent un système de ressorts disposés autour d'un pivot central (Figure 25) à une procédure de calibration permettant d'homogénéiser la difficulté (Larivière et al., 2013; Slota et al., 2008). Un dispositif similaire, utilisant un système de double cardan à la place de la rotule, a été développé spécifiquement pour la réalisation de cette thèse et est présenté dans les **manuscrits I, II et IV**.



**Figure 25.** Dispositif d'assise instable constitué d'un siège reposant sur un système de roulement à bille faisant office de pivot central. Des ressorts sont disposés sur l'axe antéro-postérieur et sur l'axe médiolatéral. La distance des ressorts par rapport au pivot centrale peut être modulé pour ajuster la difficulté de la tâche de stabilisation. D'après Slota et al. (2008)



Une limite mise en avant par Butler et al., (2010) est que les études s'intéressant aux réactions posturales en station assise considèrent le tronc comme un segment unique. Elles ne prennent donc pas en compte la coordination neuromusculaire entre les différents « étage du tronc » pourtant nécessaire pour se maintenir assis. Cette remarque s'applique également pour l'analyse des oscillations du CdP en posture assise. Des outils, comme le *Segmental Assessment of Trunk Control*, (Butler, 1998; Butler et al., 2010) qui propose une évaluation segmentaire du tronc, permettent de pallier ce manque. Il existe également des échelles proposant une évaluation fonctionnelle du tronc, dont certains items vont évaluer la capacité à contrôler certaines parties spécifiques du tronc. Par exemple, le *Trunk Impairment Scale (TIS)* et le *Trunk Control Measurement Scale (TCMS)* sont des échelles cliniques développées respectivement pour les patients post-AVC et les enfants atteints de PC et permettent une évaluation des capacités fonctionnelles du tronc pour ces populations (Heyrman et al., 2011; Verheyden et al., 2004). Ces outils se présentent comme un ensemble de sous-échelles contenant chacune des items permettant d'évaluer différents aspects du contrôle statique, dynamique et sélectif du tronc. Le TCMS (*annexe 1*) sera plus amplement décrit dans le chapitre méthodologique ainsi que dans les **manuscrits II et IV**.

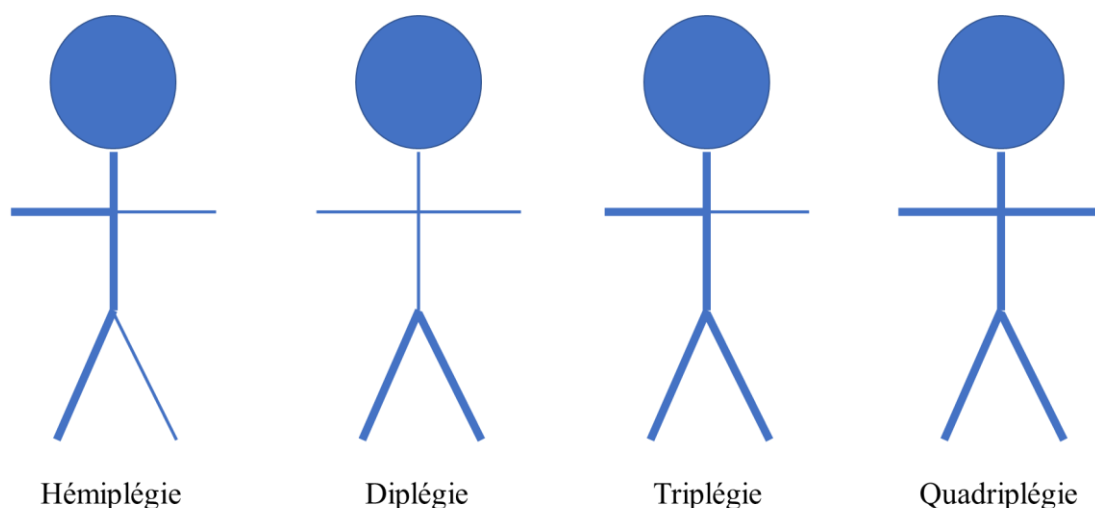
- ☑ Les segments axiaux contribuent fortement au contrôle postural statique et dynamique.
- ☑ En influençant la trajectoire du CdM et du CdP, le tronc à un rôle important dans l'équilibre orthostatique.
- ☑ Les segments axiaux sont actifs pendant la locomotion.
- ☑ Pendant la marche, le tronc contribue fortement à diminuer les perturbations dues aux mouvements des membres inférieurs. En agissant comme un filtre, il permet notamment de diminuer les oscillations et les accélérations de la tête, qui a besoin d'être stabilisée pour remplir au mieux son rôle de plateforme de guidage inertielle pendant la marche.
- ☑ Le développement du contrôle postural et de la locomotion est étroitement lié au développement du contrôle postural des segments axiaux.
- ☑ Pendant la marche, il existe une influence bidirectionnelle entre les segments axiaux et les membres inférieurs, des déviations des uns entraînant systématiquement des compensations au niveau des autres.
- ☑ Il y a un intérêt grandissant dans la littérature pour le contrôle du tronc, avec de nombreuses études montrant l'effet délétère sur la posture et la marche d'un contrôle du tronc déficitaire dans diverses pathologies.
- ☑ C'est pourquoi de nombreux outils ont été développés pour analyser spécifiquement le contrôle postural du tronc.
- ☑ Dans de nombreuses pathologies, les troubles du contrôle du tronc ont un impact sur l'équilibre orthostatique, l'équilibre assis, la marche, le risque de chute et la fonction.

C'est le cas par exemple de la PC. Cette pathologie se définit par des troubles du développement postural et moteur de l'enfant. Spécifiquement, les enfants atteints de PC développent des troubles du contrôle postural, des troubles du contrôle axial et des troubles locomoteurs. L'importance des segments axiaux pour le développement et le contrôle de l'équilibre statique et dynamique pose la question des liens entretenus entre le contrôle postural des segments et les troubles locomoteurs observés dans la PC.

#### **4. Chapitre 4 : Développement postural et locomoteur perturbé : le cas de la paralysie cérébrale**

Le terme paralysie cérébrale (PC) décrit un ensemble permanent de troubles du développement moteur et de la posture entraînant une limitation d'activité. Ces troubles sont dus à des lésions non évolutives apparaissant au cours du développement fœtal ou post-natal, sur un cerveau immature. Les troubles moteurs s'accompagnent de déficits de sensation, de perception, de cognition, de comportement et d'atteintes musculosquelettiques secondaires (Graham et al., 2016; Rosenbaum et al., 2006). Cette définition de la PC souligne que les troubles posturaux sont une part importante de la pathologie. Chez les enfants atteints de PC, les interactions entre le système nerveux central et le système musculosquelettique, nécessaires au contrôle postural et moteur, sont perturbées (Dewar et al., 2015). Les déficits neuromusculaires de la PC qui peuvent mener à ces perturbations incluent une perte du contrôle moteur sélectif, un tonus musculaire anormal conduisant à un déséquilibre des activités musculaires agonistes/antagonistes, une atteinte de la coordination, des déficits sensoriels et une faiblesse musculaire (Bax et al., 2005). Ces déficits primaires d'origine centrale peuvent mener à des déficits secondaires, tels que des rétractions ou des contractures musculaires ainsi que des déformations osseuses (Narayanan, 2012). La PC touche jusqu'à 1,8 ‰ naissances dans les pays d'Europe (Sellier et al., 2016), ce qui en fait un problème de santé majeur, touchant 17 millions de personnes dans le monde. Elle a un impact négatif sur la qualité de vie et limite la participation aux activités de la vie quotidienne (Livingston et al., 2007; Majnemer et al., 2007). La sévérité et les manifestations de la PC sont extrêmement variables et hétérogènes. Le type d'atteinte peut être classifié en fonction de la nature des troubles moteurs et de leur topologie (Cans, 2007).

La forme spastique : due à une lésion au niveau du système pyramidal, se caractérise par une hypertonicité musculaire associée à une exagération des réflexes ostéotendineux. Cette hypertonicité va principalement cibler les membres inférieurs et supérieurs. On retrouve dans cette forme l'hémiplégie, la diplégie, la triplégie et la quadriplégie (Figure 26). La forme spastique est la forme la plus répandue de la PC et représente jusqu'à 85% des cas (Mcmanus et al., 2006).



**Figure 26.** Les différentes formes de la PC spastique. Les membres en gras sont ceux impactés en fonction de la forme.

La forme ataxique : se caractérise par des patterns posturaux et moteurs anormaux, avec une perte de la coordination musculaire entraînant par exemple une incapacité à contrôler la posture érigée via des ajustements posturaux ou à créer les ajustements posturaux anticipés nécessaires à l'enclenchement de la marche.

La forme dyskinétique : qui peut être de forme dystonique avec des troubles du tonus musculaire, une hypokinésie et/ou une hypertonie, ou de forme athétosique engendrant une hyperkinésie accompagnée d'une hypertonie.

Une autre approche de la classification de la PC, complémentaire de la première, s'intéresse plutôt aux limitations dans les activités de la vie quotidienne que les patients vont rencontrer. Ces limitations peuvent être décrites via le Système de Classification de la Fonction Motrice Globale (le GMFCS pour *Gross Motor Function Classification System*), développé par Palisano et al. (1997). Cette classification est basée sur la capacité de l'enfant à réaliser des mouvements volontaires, sur la base de postures statiques (assise et debout) ainsi que sur sa capacité à réaliser des activités de transfert (transition assis debout, initier la marche) et des déplacements. L'enfant va être classé sur une échelle de 5 niveaux, le 5<sup>ème</sup> représentant le niveau d'atteinte le plus important. Concernant la locomotion, les niveaux I et II intègrent les enfants capables de se déplacer sans aide de marche, le niveau III les enfants qui nécessitent une aide technique, le niveau IV décrit les enfants capables d'une mobilité autonome mais avec une restriction des mouvements et pouvant utiliser une aide motorisée, enfin, le niveau V concerne les enfants se déplaçant en fauteuil roulant manuel, poussé par un adulte (Figure 27).

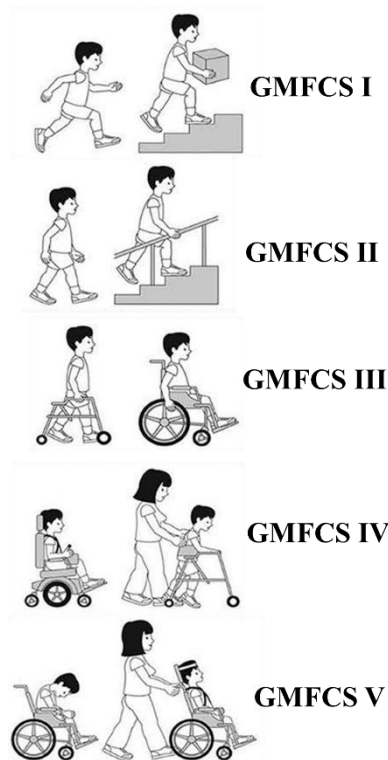


Figure 27. Les différents niveaux de GMFCS (Palisano et al., 1997)

## 4.1. Troubles posturaux dans la paralysie cérébrale

Les troubles posturaux jouent un rôle central dans les atteintes motrices des enfants atteints de PC (Brogren et Hadders-Algra 2005, 2008; Shumway-Cook et Woollacott 2007). La littérature scientifique traitant des troubles posturaux dans la PC s'est basée sur les mêmes paradigmes expérimentaux que pour le développement du contrôle postural chez l'enfant sain. Les déficits vont être observés à différents niveaux du système postural. Des atteintes sont liées à des contraintes biomécaniques. De plus, les synergies posturales et les APA précédentes les tâches orientées des membres supérieurs sont moins efficaces (Brogren et al., 1998; Burtner et al., 1998; Nashner et al., 1983). Enfin, les oscillations posturales sont moins bien contrôlées (Rose et al., 2002; Saxena et al., 2014) et on observe des difficultés à résoudre des tâches posturales en même temps que des tâches cognitives (Reilly et al., 2008).

### 4.1.1. Troubles des synergies posturales en station assise

De manière générale, chez les enfants atteints de PC, le premier niveau de contrôle du modèle CPG d'Hirschfeld & Forssberg (1994) (§1.5.4.1) est bien présent. En effet, lors de perturbations externes, tous les muscles direction spécifiques sont recrutés, particulièrement lorsque le corps va être déstabilisé vers l'arrière (Brogren et al., 1996; Brogren et al., 1998). Seuls les enfants ayant un niveau d'atteinte élevé (GMFCS IV ou V) peuvent parfois montrer

une altération du premier niveau de contrôle (Brogren et al., 2001). Le second niveau de contrôle va quant à lui être impacté, avec des déficits sur tous les aspects de l'ajustement fin des synergies posturales. Ces déficits ont été mis en évidence au cours d'une série d'expériences menées sur des enfants atteints de PC âgés de 4 à 11 ans qui ont été soumis à des translations avant et arrière soudaines du support sur lequel ils étaient assis (Brogren et al., 1996; Brogren et al., 1998, 2001; Hadders-Algra et al., 1999).

Si chez les enfants à développement typique (DT) on peut observer une maturation des caractéristiques des synergies posturales en station assise entre 1 et 10 mois, ce n'est pas le cas chez les enfants atteints de PC. C'est pourquoi un retard développemental concernant la posture est souvent évoqué dans cette population. Concernant l'utilisation d'un pattern musculaire approprié, les enfants atteints de PC montrent des réponses utilisant systématiquement l'ensemble des muscles ventraux lorsqu'ils sont soumis à des translations avant du support (qui entraînent une inclinaison du corps vers l'arrière). Pourtant, l'intensité de ces perturbations est suffisante pour induire une réaction posturale, mais pas assez pour représenter une menace à l'équilibre. Les enfants atteints de PC ont donc des difficultés à réguler leurs réactions posturales (Brogren et al., 1998). Chez les enfants DT, on observait des réponses plus variables, suggérant que le SNC expérimentait plusieurs configurations d'ajustements posturaux pour ensuite conserver les patterns les plus efficaces (Hirschfeld & Forssberg, 1994). A l'inverse, les enfants atteints de PC auraient une flexibilité motrice moins importante causée par la dysfonction du SNC qui les conduirait à une utilisation de patterns peu variables et stéréotypés. De plus, ils présentent également des difficultés à moduler l'amplitude des activations musculaires. Pour des perturbations de même amplitude, les activations sont plus importantes chez les enfants atteints de PC par rapport aux DT, qui diminuent plus rapidement leurs activations au fur et à mesure qu'ils s'adaptent à la perturbation. L'ordre de recrutement musculaire est aussi perturbé, avec, même à 11 ans, une inversion de la stratégie disto-proximale normalement observée à 10 mois chez l'enfant DT (Hadders-Algra et al., 1996; Hedberg et al., 2005). L'activation en premier des fléchisseurs du cou lors d'une inclinaison du corps vers l'arrière correspond plutôt à ce qu'on observe chez des enfants DT âgés de 6 mois. Il est intéressant de noter que l'inversion de la stratégie disto-proximale chez le PC ne s'observe que pour des inclinaisons vers l'arrière du corps. Ce phénomène peut s'expliquer par le fait que lorsque l'enfant est déstabilisé vers l'arrière, la proximité du CdP avec les limites postérieures de la base d'appui lorsque l'on est assis entraîne une perception d'un risque de chute important. De ce fait, le SNC de l'enfant atteint de PC qui présente des difficultés à maintenir son équilibre

cherche en premier lieu à stabiliser la tête dans l'espace pour organiser le reste de la réponse posturale. Lorsque la perturbation entraîne une inclinaison du corps vers l'avant, on observe le même ordre de recrutement que des enfants DT.

Il semblerait donc que malgré des troubles de la commande motrice descendante, les enfants atteints de PC soient capables d'adapter leurs stratégies posturales aux conditions de la tâche. On va conjointement observer des latences d'activation très variables et un haut niveau de co-contraction antagoniste par rapport aux enfants DT (Hadders-Algra et al., 1999). Le degré de coactivation, qui peut s'apparenter à un gel des *ddl*, dépend des conditions initiales : lorsqu'il est demandé aux enfants de se tenir assis en étant droit (contrairement à la posture naturellement voûtée adoptée par les enfants atteints de PC lorsqu'ils sont assis), on observe une augmentation des coactivations au niveau des cuisses et du tronc.

Dès la petite enfance et jusqu'à la préadolescence, les enfants atteints de PC montrent donc des troubles des réactions posturales en station assise, dénotant une difficulté à stabiliser leurs segments axiaux lorsqu'ils sont soumis à des perturbations. Ces difficultés auraient pour origine une instabilité posturale plus importante couplée à des dysfonctions neuromusculaires d'origine centrale consécutives à la lésion cérébrale.

#### **4.1.2. Troubles des synergies posturales en station debout**

A l'instar des enfants DT pour qui la maturation des caractéristiques des synergies posturales en station debout suit la même évolution qu'en station assise, on retrouve chez l'enfant atteint de PC les mêmes dysfonctions en station debout qu'en station assise. L'étude des réactions posturales à la suite de perturbations externes en station debout chez des enfants atteints de PC âgés de 2 à 11 ans a permis de montrer une inversion de la stratégie disto-proximale, avec des séquences de recrutement démarrant dans les segments proximaux et qui se poursuivent de manière descendante dans les membres inférieurs. Ils présentent également d'importantes coactivations antagonistes dans les membres inférieurs et des difficultés à adapter l'amplitude de la réponse aux caractéristiques de la perturbation, en termes de vitesse ou d'amplitude (Burtner et al. 1998; Chen et Woollacott 2007; Nashner et al. 1983; Roncesvalles et al. 2002; Woollacott et Shumway-Cook 2005). Ces troubles, comme pour la station assise, peuvent s'expliquer par une altération de la commande descendante et une atteinte dans la maturation des stratégies posturales. Ainsi, les caractéristiques des réponses posturales d'enfants atteints de PC âgés de 7 ans sont similaires à celles observées chez des enfants DT

âgés de 10 mois, lorsqu'ils viennent d'acquérir la station debout (Burtner et al. 1998; Sveistrup et Woollacott 1996; Woollacott et al. 1998).

Les travaux de Burtner et al. (1998) ont mis en évidence une contribution mécanique aux déficits des réactions posturales des enfants atteints de PC. Dans une étude avec des enfants DT et atteints de PC, âgés de 2 à 14 ans et appariés, ils ont demandé aux enfants DT d'adopter la même posture voûtée (« *crouched* ») que les enfants atteints de PC. Ils ont enregistré les activités EMG des muscles fléchisseurs et extenseurs des membres inférieurs du tronc lors de translations soudaines du support. Dans cette position, les caractéristiques des réactions posturales des enfants DT (latence d'activation, ordre de recrutement, degré de coactivation et amplitude de la réponse) ne présentaient plus de différences significatives avec celles des enfants atteints de PC. Les contraintes mécaniques incluant notamment une inclinaison antérieure du tronc et une position globalement voûtée semblent fortement contribuer aux déviations des réactions posturales en station debout observées chez les enfants atteints de PC.

#### **4.1.3. L'analyse des oscillations corporelles reflète un déficit du contrôle postural chez les enfants atteints de PC**

En posture debout orthostatique ou perturbée, les enfants atteints de PC montrent des troubles de la stabilisation avec des oscillations posturales plus importantes en comparaison aux enfants DT (Liao et al., 1997; Rose et al., 2002; Saxena et al., 2014), avec des déplacements du CdP plus importants chez les enfants et adolescents PC âgés entre 5 et 18 ans (Barela et al., 2011; Bigongiari et al., 2007; Liao et al., 1997; Lopes & David, 2013; Pavão et al., 2013; Polastri et al., 2012; Reilly et al., 2008; Rose et al., 2002; Saxena et al., 2014). Néanmoins, les différences ne sont pas systématiques et on trouve des résultats divergents dans la littérature. Par exemple, les études de Cherng et al. (1999) et de Rose et al. (2002) rapportent chez certains des enfants atteints de PC participant à leur étude, des valeurs de vitesse et de déplacement du CdP équivalentes à celles d'enfants DT. De plus, les enfants atteints de PC semblent avoir un degré de visuo-dépendance similaire à celui des enfants DT, la suppression des informations visuelles n'ayant pas un effet plus important chez les enfants atteints de PC par rapport aux DT (Liao et al., 1997; Rose et al., 2002; Saxena et al., 2014).

Les études présentées ci-dessus ont utilisé des variables dérivées des trajectoires du CdP qui permettent de quantifier les oscillations posturales, mais qui ne donnent pas d'indication sur la structure de ces déplacements, ni sur la façon dont ils sont contrôlés par le SNC. Une étude de Donker et al. (2008) s'est intéressée à la structure dynamique des déplacements du



CdP et a montré que les oscillations des enfants atteints de PC âgés de 6 à 11 ans sont plus prédictibles que celles d'enfants DT du même âge, ce qui reflète un contrôle postural plus stéréotypé et moins automatisé. Cela signifie que le système postural des enfants atteints de PC est moins apte à réagir en cas de perturbation en comparaison à celui des enfants DT. Étonnamment, la suppression de la vision entraîne une diminution de la régularité des oscillations, ce qui suggère un contrôle postural plus automatique que lorsque la vision est disponible. Les auteurs suggèrent que de la même manière que pour les enfants DT de moins de 5 ans Newell et al., (1997), l'utilisation des informations visuelles pour le contrôle postural créerait des perturbations auto-induites (à cause des mouvements du champ visuel). Les enfants de cette étude étaient plus âgés, mais le retard de développement des mécanismes centraux dans la PC (Forssberg, 1999) pourrait mener au même phénomène. La suppression de la vision permettrait de supprimer l'effet perturbateur des informations visuelles plus difficilement amoindri chez les enfants atteints de PC.

Les enfants atteints de PC présentent dès la petite enfance des troubles du contrôle postural du haut du corps, avec des réactions posturales anormales en comparaison avec des enfants à DT. À la vue de l'importance des segments axiaux, tant en termes de masse que pour l'organisation posturale, il est possible que ces déficits de contrôle visibles en posture assise contribuent également aux plus grandes oscillations posturales en station debout. Les déficits de contrôle des segments axiaux seront plus largement décrits dans la suite de ce manuscrit.

## **4.2. Troubles de la marche dans la paralysie cérébrale**

Dans la PC, les déficits posturaux sont systématiquement accompagnés de troubles locomoteurs et l'émergence de la marche est souvent retardée chez ces enfants. Les déficits primaires tels que la spasticité, la faiblesse musculaire et la perte du contrôle sélectif, associés aux troubles secondaires qui peuvent en découler (contractures, rétractions musculaires, douleurs, déformations osseuses) vont altérer le schéma de marche à des degrés variés. Les troubles de la marche dans la PC sont variés, complexes et évoluent avec la croissance (Armand et al., 2016; Gage, 2004; Gage et al., 2009). Les anomalies secondaires apparaissant au cours du développement peuvent entraîner une dégradation générale du pattern locomoteur ainsi que l'apparition de mouvements de compensation dans le but de faciliter ou de rendre possible le déplacement. Par exemple, on peut observer une rotation interne du membre inférieur oscillant dans le but de permettre le passage du pied malgré un déficit de dorsiflexion à l'oscillation.

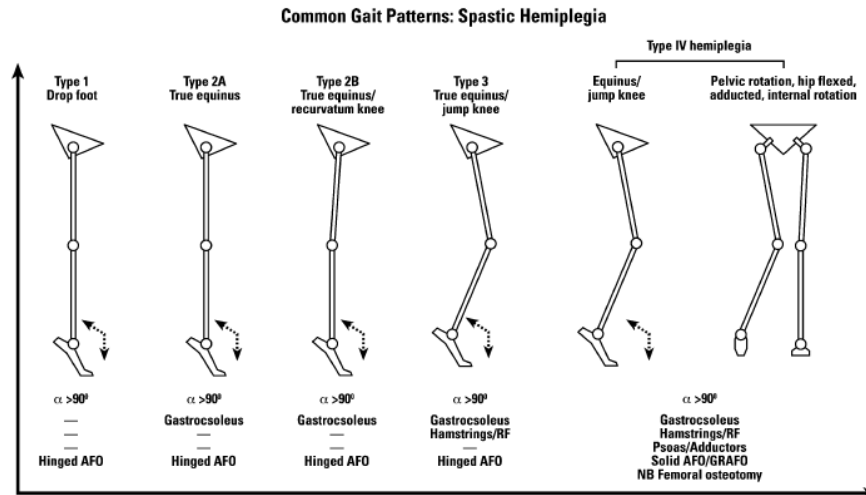
#### 4.2.1. Classifications et troubles fréquemment observés dans la marche des enfants atteints de PC

Malgré la très grande hétérogénéité des troubles locomoteurs dans la PC, des classifications, comme par exemple celles de Rodda et Graham (2001) ont permis de mettre en évidence les schémas de marche les plus fréquemment retrouvés chez les hémiplégiques (Figure 28) et les diplégiques (Figure 29). Ces classifications vont majoritairement prendre en considération la cinématique des membres inférieurs dans le plan sagittal (Dobson et al., 2007; O'Byrne et al., 1998; Rodda & Graham, 2001; Rodda et al., 2004; Sutherland & Davids, 1993; Winters et al., 1987).

Ainsi, la marche de l'enfant hémiplégique peut être identifiée en l'un des quatre schémas proposés ici :

- Type 1 « Drop Foot » : on observe une « chute du pied » (« drop foot ») pendant la phase d'oscillation, due à des troubles du contrôle sélectif du tibial antérieur, principal muscle responsable de la dorsiflexion.
- Type 2a « True Equinus » : on observe une flexion plantaire excessive pendant la phase d'appui, potentiellement en raison de la spasticité et/ou des contractures des gastrocnémiens et du soléaire couplé à des troubles du contrôle du tibial antérieur.
- Type 2b « True Equinus / Recurvatum » : dans ce cas, le couple flexion plantaire-extension de genou est hyperactif et provoque un recurvatum ou une extension prononcée du genou pendant la phase d'appui.
- Type 3 « True Equinus / Jump Knee » : comme pour le « true equinus » on observe une flexion plantaire excessive pendant l'ensemble du cycle de marche, de plus, on va observer un genou raide « stiff knee gait ». C'est en fait une diminution de l'amplitude de flexion de genou avec retard de flexion pendant la phase oscillante. Elle est souvent la conséquence d'une co-contraction des quadriceps et des ischio-jambiers.
- Type 4 : ce type combine des déviations dans les trois plans de l'espace et va être similaire à ce qu'on peut retrouver dans la diplégie. Du fait de l'atteinte unilatérale, on aura une asymétrie marquée entre les deux membres inférieurs et aussi le pelvis. Dans le plan sagittal, on observe une flexion plantaire excessive, un genou raide maintenu en flexion, une flexion de hanche excessive et une bascule antérieure du pelvis. Dans le

plan frontal, on observe une adduction de hanche importante. Enfin, dans le plan transverse, le membre inférieur est en rotation interne.

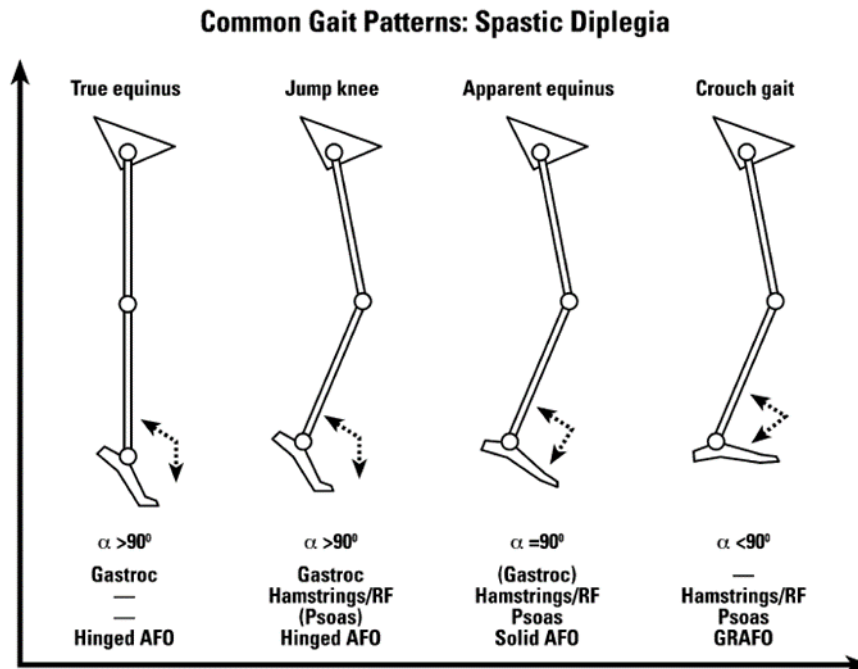


**Figure 28.** Classification des schémas de marche chez les enfants présentant une hémiplégié de type spastique en fonction de la cinématique des articulations de cheville, de genou et de hanche dans le plan sagittal. D'après Rodda et Graham. (2001).

La diplégie spastique va également être répartie selon quatre schémas (Figure 29) :

- Type 1 « True Equinus » : ce schéma présente une flexion plantaire excessive pendant la phase d'appui, que l'on explique par la spasticité des fléchisseurs plantaires. Lors de la flexion plantaire excessive, on observe fréquemment des extensions de hanche et de genou importantes.
- Type 2 « Jump Knee » : caractérisée par des troubles plus proximaux, avec une spasticité au niveau des fléchisseurs de hanche et des ischio-jambiers. En fin de phase d'oscillation et au contact initial, il y a une flexion excessive de genou et hanche. Le bassin est en bascule antérieure et la lordose lombaire est augmentée.
- Type 3 « Apparent Equinus » : ou recurvatum de genou. Cette marche présente une extension excessive du genou lors de la phase d'appui en raison d'une hyperactivité du couple flexion plantaire – extension de genou, souvent provoquée par une forte activation des gastrocnémiens, du soléaire et du quadriceps.
- Type 4 « Crouch Gait » : également appelé marche en triple flexion. Elle est définie par une dorsiflexion excessive au contact initial, associée à une flexion de genou et de hanche. Il y a également une bascule antérieure du bassin et une diminution de l'amplitude de hanche. Elle est provoquée par une faiblesse des fléchisseurs plantaires,

une rétraction et une faiblesse des ischio-jambiers et une faiblesse des extenseurs de hanche.



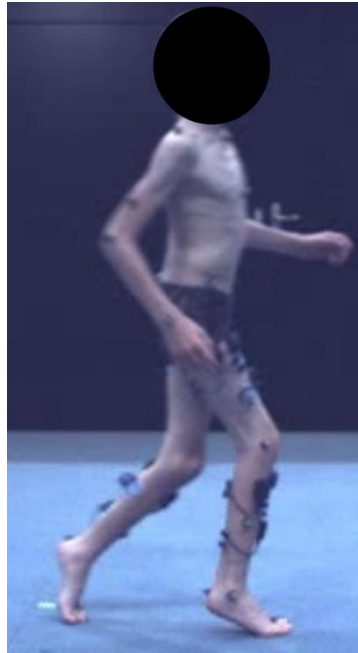
**Figure 29.** Classification des schémas de marche chez les enfants présentant une diplégie de type spastique en fonction de la cinématique des articulations de cheville, de genou et de hanche dans le plan sagittal, d'après Rodda et Graham (2001).

Ces classifications constituent un outil important d'aide au diagnostic et à l'orientation de la prise en charge des enfants atteints de PC. Un regard transversal sur les différentes classifications permet de constater qu'il existe un consensus sur le fait que les troubles prédominants des membres inférieurs s'observent dans le plan sagittal (Dobson et al., 2007).

#### **4.2.2. Marche digitigrade et absence de premier pivot : une origine discutée, la question d'un rôle fonctionnel abordée.**

Un des troubles les plus communément observés chez les enfants atteints de PC est une marche dite digitigrade (toe-walking) (Figure 30) (Armand et al., 2006; Galli et al., 1999; Hullin et al., 1996; Rodda et al., 2004; Winters et al., 1987) caractérisée par une absence de premier pivot associée à une pose du pied au sol par l'avant-pied (marche digitigrade à proprement parler) ou à plat (Armand et al., 2006; Perry & Burnfield, 2010). Ce trouble s'accompagne fréquemment d'un équin, qui lui se définit par le fait d'avoir le pied en flexion plantaire lors du contact initial (Armand et al., 2016; Hullin et al., 1996). Il est donc possible d'observer une

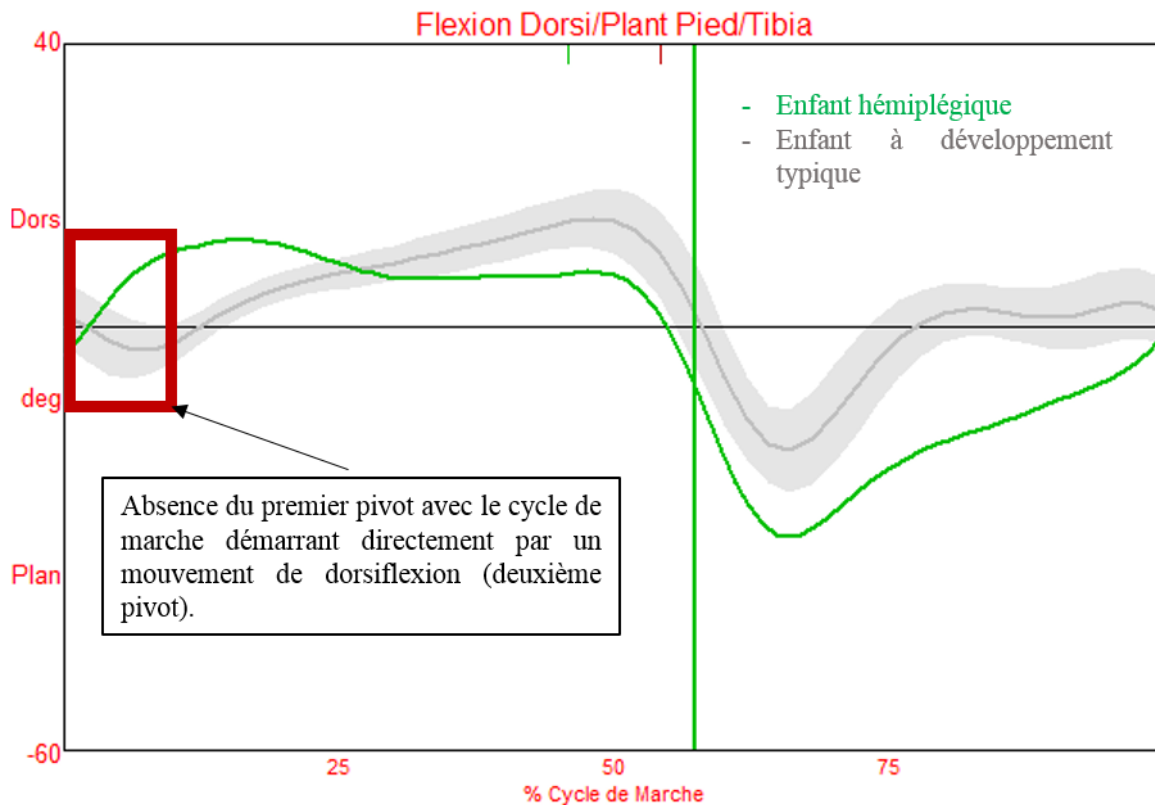
marche digitigrade en absence d'équin, par exemple lors de la marche dite « crouch gait » où l'attaque au sol se fait par l'avant du pied ou à plat, avec la cheville en dorsiflexion (Galli et al., 1999; Rodda et al., 2004). Ces deux troubles, très communs dans la PC de type spastique, vont se retrouver dans plus de 50% des cas et constituer une limitation pour la participation aux activités de la vie quotidienne (Parkes et al., 2010; Rethlefsen et al., 2017).



**Figure 30.** Enfant atteint de diploégie spastique présentant une marche digitigrade avec un pied équin

D'une manière générale, les enfants atteints de PC concernés par la marche digitigrade et le pied équin vont poser le pied au sol à plat ou par l'avant pied, avec un deuxième pivot qui démarre immédiatement (Figure 31), le tibia réalisant une rotation autour de l'articulation de cheville (Galli et al., 1999; O'Byrne et al., 1998; Rodda & Graham, 2001; Winters et al., 1987). Pendant longtemps, l'origine de ce comportement était attribuée aux dysfonctionnements neuromusculaires découlant de la lésion cérébrale, et plus particulièrement à la spasticité et aux troubles qui lui sont associés.

Nous allons à présent définir la spasticité et faire une brève revue des pistes d'explication de la marche digitigrade et de la pose du pied en équin. Dans un second temps, nous allons voir que ces hypothèses, et plus particulièrement celle de la spasticité comme facteur d'explication de la marche digitigrade chez les enfants atteints de PC, sont remises en cause par la littérature récente. Enfin, nous ferons l'hypothèse d'un rôle fonctionnel de la marche digitigrade, qui pourrait être un comportement adaptatif compensatoire pour palier à des troubles du contrôle postural du tronc.



**Figure 31.** Angle du pied par rapport au tibia dans le plan sagittal chez un enfant hémiplegique (en vert) et un enfant à développement typique (en gris) au cours du cycle de marche. On voit qu'à partir du contact initial, le premier pivot (mouvement vers la flexion plantaire) normalement présent chez l'enfant à développement typique, est absent chez l'enfant hémiplegique. À la place, on observe directement le mouvement de dorsiflexion qui constitue le second pivot.

#### 4.2.2.1. Les premières pistes : spasticité, conservation des réflexes primaires et immaturité du pattern locomoteur

Le terme de spasticité, tel qu'il a été défini par Lance (1980) est un « trouble moteur caractérisé par une augmentation vitesse dépendante du réflexe tonique d'étirement avec des réflexes ostéotendineux exagérés, provenant d'une hyperexcitabilité du réflexe d'étirement et constituant une des composantes du syndrome du motoneurone supérieur ». En d'autres termes, la spasticité est due à une hyperactivité du réflexe myotatique dans ses deux composantes phasique et tonique. Souvent, des auteurs vont choisir d'inclure dans le terme de spasticité un ensemble de symptômes et de réactions associés, tels que le clonus, des troubles du tonus musculaire ou des déficits moteurs qui sont le reflet d'une altération de la commande motrice descendante en raison de l'atteinte de la voie corticospinale (Dietz, 2000; Marque & Brassat, 2012; Nielsen et al., 2007; Sköld et al., 1999). Ces déficits moteurs sont la perte du contrôle

sélectif, un haut niveau de coactivation de muscles antagonistes et une faiblesse musculaire (Burke, 1988; Gracies, 2005a, 2005b).

Lors de la marche digitigrade chez l'enfant atteint de PC, qu'un équin soit associé ou non, on va observer une activation des fléchisseurs plantaires qui va démarrer dès la fin de phase d'oscillation, avant le contact du pied avec le sol, ainsi qu'une faiblesse du tibial antérieur (Aiona & Sussman, 2004; Berger et al., 1982; Patikas et al., 2007; van der Krogt et al., 2010). La spasticité touchant particulièrement les membres inférieurs et étant susceptible de provoquer une hypertonicité et une hyperactivité des fléchisseurs plantaires, il est généralement admis que l'activation précoce de ces derniers, en fin de phase d'oscillation, et la marche digitigrade associée, soient causées par la spasticité (Graham et al., 2016; Romkes & Brunner, 2007; Winters et al., 1987; Wren et al., 2005). En d'autres termes, l'hyperactivité des réflexes d'étirement due à la spasticité provoquerait la contraction précoce des fléchisseurs plantaires en fin de phase d'oscillation et conduirait à la suppression du premier pivot (autour du talon) chez les enfants atteints de PC (Buffenoir et al., 2004; Graham et al., 2016; Wren et al., 2004). Il s'avère que les caractéristiques du pattern d'activation EMG des membres inférieurs observées à la marche des enfants atteints de PC âgés d'au moins 8 ans sont très similaires à celles observées chez l'enfant DT qui vient tout juste d'acquérir la marche autonome, décrit au (§2.2.2) (Berger et al., 1982, 1984; Berger, 1998; Brouwer & Smits, 1996; Forssberg, 1999; Leonard et al., 1991). Cela a conduit à considérer que les troubles de la marche rencontrés dans la PC reposeraient en partie sur une atteinte de la maturation du pattern locomoteur, avec un manque de modulation des réflexes spinaux en plus de la spasticité des fléchisseurs plantaires. Hodapp et al. (2007) ont notamment émis l'hypothèse qu'une maturation retardée au niveau de la voie corticospinale serait responsable du déficit de modulation tonique des réflexes d'étirement au cours de la locomotion observé chez les enfants atteints de PC. Cependant, la contribution des réflexes d'étirement et de la spasticité des fléchisseurs plantaires à la marche digitigrade n'ont, dans la littérature, jamais fait consensus et de nombreux éléments remettent en question le lien de causalité entre spasticité et cinématique de cheville chez les enfants atteints de PC<sup>1</sup>.

---

<sup>1</sup> Il est à noter que dans ce travail, lorsque nous évoquons la pose du pied en équin associée à une marche digitigrade, nous évoquons le phénomène dynamique provoqué par une activation précoce des fléchisseurs plantaires, et non un phénomène passif qui serait due à la présence d'une rétraction musculaire fixant le pied en flexion plantaire, même en absence d'une contraction des fléchisseurs plantaires (Graham et al., 2016; Horsch et al., 2019)

#### 4.2.2.2. La spasticité peu encline à expliquer la pose du pied à plat

Les raisons du postulat admettant que la spasticité était responsable de la pose du pied par l'avant associée à la perte de premier pivot chez les enfants atteints de PC viennent d'être évoqués. Ces hypothèses, à la vue de la définition de la spasticité et des données de la littérature semblent tout à fait tangibles, au point que la majorité des interventions thérapeutiques dans la prise en charge de la PC sont destinées à réduire la spasticité. L'injection de toxine botulique de type A (Graham et al., 2000) ou la rhizotomie dorsale sélective (Peacock et al., 1987; Steinbok, 2011) constituent des stratégies thérapeutiques visant à la réduction de la spasticité et, par voie de conséquence, à une amélioration des troubles de la marche. Cependant, il n'y a pas de consensus sur la capacité d'une réduction de la spasticité à rétablir un contact initial du pied par le talon, voir même à diminuer l'équin et la marche digitigrade chez les enfants atteints de PC (Koog & Min, 2010). De plus, de nombreuses considérations théoriques et expérimentales viennent questionner la réelle contribution de la spasticité et des réflexes d'étirement exagérés à la marche digitigrade et à la pose du pied à plat chez les enfants atteints de PC.

Premièrement, de nombreux auteurs ont suggéré que les modifications des propriétés mécaniques des fibres musculaires des membres inférieurs pourraient avoir, encore davantage que la spasticité elle-même, une importante contribution à la marche digitigrade et à la pose du pied en équin. On retrouve notamment une augmentation de la raideur passive des fléchisseurs plantaires (Crenna, 1998; Dietz et al., 1981; Gracies, 2005a, 2005b; Marsden et al., 2012; Willerslev-Olsen et al., 2013) à laquelle pourrait prendre part une augmentation de la quantité de collagène dans l'endomysium (Booth et al., 2001), une diminution du nombre de sarcomères (Hufschmidt & Mauritz, 1985; O'Dwyer et al., 1989) et une augmentation de la raideur intrinsèque des fibres musculaires elles-mêmes (Berger, Horstmann, et al., 1984). Ces modifications mènent à l'apparition des rétractions musculaires (Gracies, 2005b, 2005a) qui se caractérisent, en plus d'un accroissement de la rigidité passive, par une diminution de l'amplitude de mouvement articulaire qui peut même parfois engendrer une modification de la position de repos des articulations (Mathewson et Lieber 2015). Cette réduction de l'amplitude articulaire joue un rôle dans la pose du pied en équin. Si on a longtemps pensé que la spasticité était responsable de l'apparition des rétractions, ces dernières semblent plutôt découler d'un retard de croissance musculaire lui-même causé par le manque d'activité des enfants atteints de PC (Willerslev-Olsen et al., 2018).



L'amélioration de l'amplitude de mouvement de l'articulation de cheville est donc un objectif thérapeutique majeur dans la PC, dans le but de faciliter un contact initial du talon avec le sol.

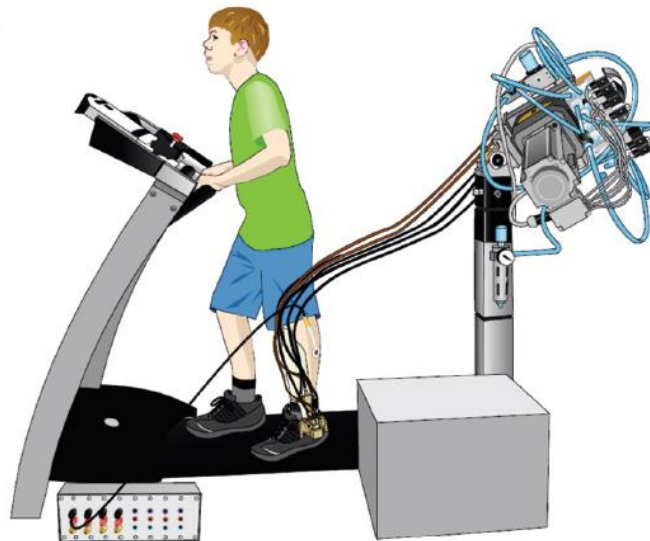
#### 4.2.2.3. L'activité réflexe des fléchisseurs plantaires contribue peu au pattern de marche des enfants atteints de PC

De nombreuses études ont mis à mal la contribution d'une hyperactivité réflexe aux déviations prenant place au niveau de la cheville chez les enfants atteints de PC pendant la marche. Depuis une quarantaine d'années, des auteurs soulignent d'une part qu'un rôle fonctionnel de l'hyperactivité réflexe n'est pas à exclure, et doutent d'autre part de la réelle présence d'une exagération des réflexes d'étirement à la marche chez des enfants atteints de PC (Dietz et al., 1981; Dietz & Sinkjaer, 2007; Sinkjaer & Magnussen, 1994; Willerslev-Olsen et al., 2014). En effet, il faut garder à l'esprit que lorsque l'on mesure l'activité électromyographique des muscles des membres inférieurs au cours de la marche, il n'est pas possible de faire la distinction sur le signal EMG de surface entre l'activité due à la commande motrice descendante de celle provoquée par les afférences sensorielles (Crenna, 1998).

Il faut aussi noter que peu de différences cinématiques et EMG sont observées lorsque l'on compare la marche digitigrade spontanée (due à une pathologie telle que la PC ou à la suite d'un AVC) avec la marche digitigrade volontaire de sujets sains auxquels on demande de marcher sur la pointe des pieds avec un équin (Berger et al., 1982; Romkes & Brunner, 2007; Schmid et al., 2013; Schweizer et al., 2013). D'ailleurs, dans le cas de la marche normale, on observe chez l'enfant DT une activation des fléchisseurs plantaires en fin de phase d'oscillation de la même manière que les enfants atteints de PC (Dietz & Sinkjaer, 2007; Willerslev-Olsen et al., 2014). Si dans la PC, cette activation était attribuée à des réflexes d'étirement exagérés à cause de la spasticité, il est alors surprenant de constater que la quantité d'activité des fléchisseurs plantaires chez les enfants atteints de PC n'est pas plus importante que pour les enfants DT. Il est donc peu probable qu'une activité anormale des fléchisseurs plantaires en fin de phase d'oscillation soit seule responsable de la pose du pied à plat dans la PC (Willerslev-Olsen et al., 2014). En ce sens, dans une étude s'intéressant à la modulation des réflexes d'étirement au cours de la marche des enfants atteints de PC, des chercheurs ont provoqué des réflexes H au niveau des fléchisseurs plantaires pendant la phase d'appui et la phase d'oscillation (Hodapp et al., 2007). Ils ont alors remarqué que la modulation rythmique des réflexes d'étirement (§2.2.2) prenait normalement place chez les enfants atteints de PC. Cela

veut dire que durant la phase d'oscillation, les réflexes d'étirement des fléchisseurs plantaires sont normalement déprimés, comme chez l'enfant DT. Ces résultats confirment les conclusions de Berger et al. (1982) qui n'ont pas mis en évidence une quelconque activité réflexe pathologique qui pourrait expliquer l'hypertonie observée au niveau des membres inférieurs au cours de la marche des enfants atteints de PC.

Une des limites au fait de provoquer un réflexe H au cours de la marche est que le mécanisme sous-jacent outrepassse le fuseau neuromusculaire, ce qui est donc différent des réflexes d'étirement naturels qu'on va retrouver dans la marche spontanée (Enriquez-Denton et al., 2002; Morita et al., 1998). Afin de se rapprocher au maximum de conditions écologiques, Willerslev-Olsen et al. (2014) ont fait marcher sur tapis des enfants atteints de PC et des enfants DT, équipés d'un dispositif permettant l'étirement mécanique des fléchisseurs plantaires pendant la marche (Figure 32)



**Figure 32.** Dispositif permettant l'étirement mécanique des fléchisseurs plantaires au cours de la marche sur tapis roulant des enfants atteints de PC. D'après Willerslev-Olsen et al. (2014).

Leurs résultats ont permis plusieurs constats importants pour la compréhension de la physiopathologie de la marche des enfants atteints de PC. Premièrement, contrairement à l'étude d'Hodapp et al. (2007), les enfants atteints de PC ne semblent pas avoir de modulation phasique de leurs réflexes d'étirement au cours de la marche, c'est-à-dire qu'ils ne sont pas déprimés pendant la phase d'oscillation, alors que c'est le cas chez les enfants DT lorsqu'ils grandissent. En revanche, tout comme les enfants atteints de PC, les enfants DT montrent une activation des fléchisseurs plantaires en fin de phase d'oscillation, avant le CI. Une activation anormale des fléchisseurs plantaires ne contribuerait donc pas à la marche digitigrade et à

l'équin. De plus, lorsque les rétroactions sensorielles sont supprimées, la baisse d'activité EMG du soléaire n'est pas plus importante chez les enfants atteints de PC et est même, dans certains cas, moins importante que pour les enfants DT. En d'autres termes, les rétroactions sensorielles en provenance de l'étirement des fléchisseurs plantaires ne contribuent pas à l'activité de ces derniers, et l'exagération des réflexes d'étirement due à la spasticité est peu propice à provoquer les troubles de la marche observés au niveau de l'articulation de cheville dans la PC. Les auteurs proposent qu'une altération de la commande centrale ainsi que la rigidité passive des muscles seraient les principaux facteurs d'apparition de la marche digitigrade.

#### 4.2.2.4. La marche digitigrade contrôlée par des mécanismes proactifs

A la suite de ces travaux, la même équipe a mis en avant plusieurs éléments suggérant d'une part que la marche digitigrade volontaire chez l'adulte sain avait un mode de contrôle proactif et d'autre part une implication quasi inexistante des informations sensorielles en provenance de l'étirement des fléchisseurs plantaires à leur activation (Lorentzen et al., 2018). Des adultes asymptomatiques marchaient dans un couloir de marche équipé d'une plateforme pouvant soudainement s'abaisser de 8cm lors du contact du pied avec cette dernière. Ils avaient pour consigne d'imiter une marche digitigrade, avec parfois la plateforme qui allait s'abaisser de manière imprévisible. Dans une condition, une ischémie au niveau du membre inférieur permettait de bloquer la transmission des afférences sensorielles en provenance des fibres de gros diamètre.

Leurs résultats réfutent la contribution du réflexe d'étirement à l'activité EMG du soléaire pendant la marche digitigrade et suggèrent plutôt un contrôle proactif sans intervention des rétroactions sensorielles. Premièrement, la marche digitigrade forcée qui nécessite de garder le pied en flexion plantaire pendant la phase d'appui, avec l'ensemble du poids du corps au-dessus du pied, devrait entraîner un réflexe d'étirement des fléchisseurs plantaires lors de l'impact. Néanmoins, l'absence d'allongement des fibres musculaires du soléaire lors du contact initial (révélée grâce à une échographie dynamique) malgré un étirement du complexe muscle-tendon suffisamment important et rapide pour déclencher une activité, semble réfuter la présence d'une activité réflexe. De plus, l'absence d'effet sur l'activité EMG de la suppression des afférences sensorielles (grâce à l'ischémie) réfute également l'hypothèse d'une contribution de la voie réflexe monosynaptique à l'activité du soléaire pendant la marche digitigrade. Les auteurs expliquent que les sujets, à la suite de l'ischémie, auraient pu modifier leur façon de marcher en raison de la suppression des informations sensorielles. Cependant, la

descente soudaine de la plateforme pendant la marche, juste après le CI, n'induit pas non plus de changement dans l'activité du soléaire dans les 100ms suivant la perturbation. Ce délai est incompatible avec une implication du réflexe monosynaptique spinal. Ces deux observations chez des adultes sains valident l'hypothèse d'un contrôle proactif de la marche digitigrade volontaire, avec une implication minimale voire inexistante des rétroactions sensorielles à l'activité EMG des fléchisseurs plantaires en début de phase d'appui. Chez l'enfant DT, la maîtrise de ce contrôle proactif de la marche digitigrade met plusieurs années à se développer, et est mature vers l'âge de 10-12 ans (Lorentzen et al., 2019). Avant cet âge, on observe des différences entre le pattern des enfants et des adultes. Alors que les adultes activent leurs fléchisseurs plantaires juste avant le contact initial et en tout début de phase d'appui, et que dans le même temps le tibial antérieur devient silencieux, les enfants vont quant à eux montrer d'importantes co-contractions des muscles agonistes et antagonistes de l'articulation de cheville pendant la quasi-totalité du cycle de marche. Cela représenterait un moyen efficace de stabiliser l'articulation de cheville, en limitant le nombre de *ddl*. Avec l'âge, les co-contractions tendent à disparaître et on observe une libération progressive des *ddl*. Les auteurs proposent que cette libération progressive refléterait un processus d'apprentissage des processus proactifs permettant de mieux prédire les conséquences sensorielles de l'impact du pied avec le sol, et offrant ainsi un contrôle moins rigide de l'articulation de cheville. Chez les enfants atteints de PC, on n'observe pas de différence avec les enfants DT avant l'âge de 10-12 ans. Ainsi, le pattern de co-contraction des fléchisseurs plantaires et dorsaux pour la marche digitigrade des enfants atteints de PC et DT de moins de 10 ans serait une stratégie de contrôle dépendante de l'âge, qui évoluerait ensuite chez les enfants DT mais pas chez les enfants atteints de PC (Lorentzen et al., 2019).

#### 4.2.2.5. Un rôle fonctionnel de la marche digitigrade chez les enfants atteints de PC ?

La maturation des processus de contrôle proactif pour la marche digitigrade semble altérée chez les enfants atteints de PC. Il y aurait, au niveau central, une persistance pathologique d'une commande commune aux motoneurones des muscles agonistes et antagonistes. Cette persistance pourrait être une stratégie permettant de palier à une faiblesse musculaire au niveau de l'articulation de cheville, présente dans la PC (Schweizer et al., 2013), afin de mieux stabiliser l'articulation. Il est également possible que la persistance de cette coactivation antagoniste en début d'appui, avec une forte contribution précoce des fléchisseurs

plantaires, ait un rôle fonctionnel, permettant de pallier des déficits posturaux et plus particulièrement des troubles du contrôle postural des segments axiaux.

### **4.3. Troubles du contrôle postural des segments axiaux dans la paralysie cérébrale**

Nous avons vu au début de ce chapitre que les troubles posturaux font partie intégrante des troubles moteurs décrits dans la PC. On retrouve, en particulier, des déficits dans l'ajustement fin des réactions posturales, ainsi que de plus grandes oscillations en posture orthostatique, dans différentes conditions. Parmi les troubles posturaux rencontrés dans la PC, ceux du contrôle des segments axiaux méritent un intérêt tout particulier, du fait du rôle prépondérant que jouent ces derniers pour le développement, le contrôle, l'organisation et l'exécution d'un grand nombre d'habiletés posturocinétiques chez l'être humain (*chapitre 3*).

#### **4.3.1. De la station assise à la locomotion : des indices des troubles du contrôle axial à tous les niveaux.**

##### **4.3.1.1. Déficit du contrôle postural en station assise et difficulté de stabilisation céphalique : un mauvais support du tronc ?**

Chez les enfants atteints de PC, les difficultés à réaliser un ajustement fin des synergies posturales suite à des perturbations en posture assise (§4.1.1) procèdent d'une probable altération du développement des mécanismes de contrôle du haut du corps et notamment du tronc dans cette population (Brogren et al., 1998). Cette altération est en fait présente dès la petite enfance où à l'âge de 12 mois<sup>2</sup> on observe un contrôle déficitaire de la posture assise, avec des oscillations posturales plus importantes par rapport aux enfants DT (Harbourne et al., 2010; Kyvelidou et al., 2010, 2013). Des études incluant ensuite des enfants atteints de PC âgés de 5 à 15 ans font l'état d'oscillations posturales plus importantes chez les enfants atteints de PC. En posture assise non perturbée, Cherng et al. (2009) et da Costa et al. (2019) rapportent des amplitudes et des surfaces de l'ellipse de confiance des déplacements du CdP significativement plus élevées en comparaison avec les enfants DT. Les amplitudes du CdP augmentent lorsque le support est fixé dans une position inclinée vers l'avant ou l'arrière (Cherng et al., 2009) ou lorsque le support réalise des oscillations périodiques sur l'axe antéro-postérieur (Liao et al., 2003). Ces difficultés sont donc dépendantes des conditions de la tâche,

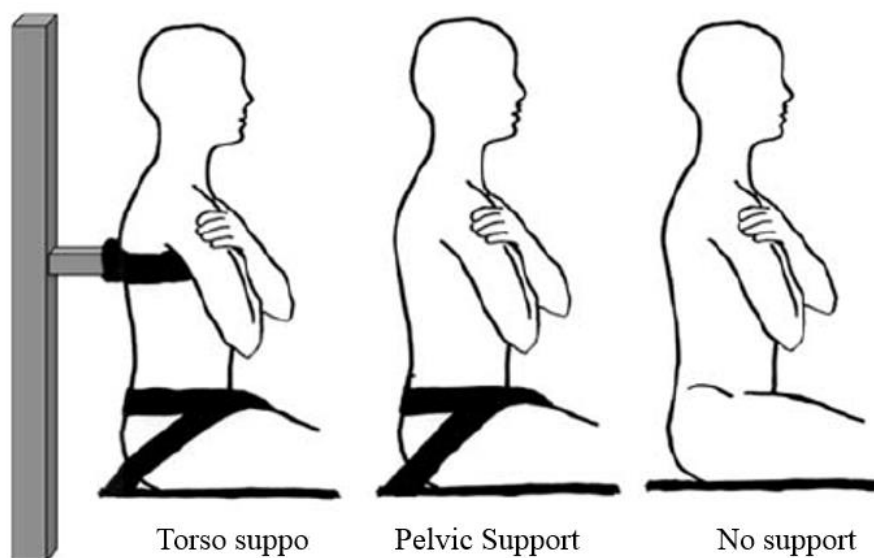
---

<sup>2</sup> Les enfants de cette série d'études étaient nés prématurément et ont été par la suite diagnostiqués comme ayant une paralysie cérébrale.

et les auteurs rapportent aussi que les oscillations sont plus importantes sur l'axe médio-latéral par rapport à l'axe antéro-postérieur. De plus, les difficultés à s'adapter à des oscillations sinusoïdales, avec un caractère prévisible, pourrait suggérer que les mécanismes de contrôle proactifs sont moins développés ou moins efficaces chez les enfants atteints de PC.

Concernant l'effet de manipulations expérimentales des entrées sensorielles, da Costa et al. (2019) rapportent un effet similaire de l'absence de vision ou de l'utilisation d'une surface de support compliant chez les enfants atteints de PC et DT. Dans leur étude, la privation de vision ou la perturbation des informations proprioceptives n'avaient pas d'effet sur les variables liées aux déplacements du CdP. Seule la combinaison des deux manipulations (yeux fermés sur un support compliant) avait un effet sur la structure des oscillations posturales. Ces dernières devenaient moins complexes et plus prévisibles pour les deux groupes, ce qui suggérait une moindre capacité à répondre efficacement à des perturbations imprévisibles. Ces troubles du contrôle des oscillations posturales en station assise vont perdurer tout au long du développement et être encore présents à l'âge adulte (Barbado et al., 2018), signe que malgré des interactions avec leur environnement, les enfants atteints de PC n'améliorent pas spontanément leur contrôle postural.

Les enfants atteints de PC ont également des difficultés à contrôler les oscillations de leur tête au cours de la station assise orthostatique. Cela a été démontré par Saavedra et al. (2010), dans une étude où les oscillations de la tête ont été évaluées dans différentes conditions de support. En partant du constat que les enfants atteints de PC avaient des oscillations posturales plus importantes au cours de la station assise (Cherng et al., 2009; Liao et al., 2003) et stabilisaient leur tête en premier lors de perturbations provoquées par des translations soudaines du support (Brogren et al., 1998) ils ont suggéré que les enfants atteints de PC avaient des difficultés à stabiliser leur tête dans l'espace. Ils ont également fait l'hypothèse que cela pourrait être lié à une incapacité du tronc à offrir un support adéquat pour la stabilisation de la tête. Pour tester cette hypothèse, ils ont évalué les oscillations de la tête au cours de la posture assise orthostatique dans trois conditions de support : sans support, avec un support pour le pelvis, auquel un support pour le tronc était ajouté dans la dernière condition (Figure 33).



**Figure 33.** De gauche à droite : condition de support soutenant le pelvis et le tronc, condition de support soutenant le pelvis et condition sans support. D'après Saavedra et al. (2010).

Cette étude, réalisée sur des enfants atteints de PC répartis en deux groupes d'âges (6-9 ans et 10-16 ans) et DT répartis en 3 groupes (4-6, 7-9 et 10-15 ans) ainsi que des adultes, rapporte premièrement que les enfants atteints de PC, à tout âge, présentent des difficultés à stabiliser leur segment céphalique, quelle que soit la condition de support. Les enfants atteints de PC les plus âgés ont des oscillations plus importantes que les plus jeunes DT. De plus, même lorsque la stabilité initiale est augmentée grâce au support du tronc, les enfants atteints de PC conservent des oscillations plus importantes de la tête dans le plan sagittal en comparaison aux DT. Les auteurs suggèrent alors que même si chez les enfants atteints de PC, les déficits neuromusculaires au niveau du tronc empêchent ce dernier d'offrir un support suffisamment stable pour le contrôle de la tête en station assise, les mécanismes posturaux de base pour la stabilité de la tête pourraient également être perturbés.

Les difficultés des enfants atteints de PC à utiliser leur tronc comme référentiel ne se limitent pas à la stabilisation de la tête. Une étude d'Heyrman et ses collaborateurs en 2013 (Heyrman, et al., 2013) a permis de mieux caractériser les déficits du tronc observés chez les enfants atteints de PC à l'aide du *Trunk Control Measurement Scale* (TCMS) qu'ils avaient validé dans une étude précédente (Heyrman et al., 2011). Cette échelle, dont la traduction est disponible en **annexe 1** et décrite au *chapitre méthodologique*, permet notamment une évaluation fonctionnelle de différents aspects du tronc : sa capacité à servir de segment support pour les membres supérieurs et inférieurs, son contrôle sélectif, ou encore les réactions d'équilibration qui nécessitent son implication. Leur étude portait sur des enfants atteints de PC

hémiplégiques et diplégiques d'une moyenne d'âge de 12 ans, GMFCS I à IV. Premièrement, ils ont montré que plus l'atteinte est importante et plus le contrôle du tronc est impacté, avec un niveau de performance inversement proportionnel au niveau de GMFCS. De plus, les enfants hémiplégiques ont toujours de meilleurs scores que les diplégiques dès lors qu'il leur est demandé de réaliser des mouvements actifs des membres inférieurs depuis la station assise, tout en conservant la stabilité du tronc. Ils mettent aussi en avant des troubles du contrôle sélectif du tronc, avec des difficultés à dissocier les ceintures scapulaire et pelvienne dans le plan transverse. Ce dernier élément est concordant avec l'étude de Liao et al. (2003), où les oscillations posturales des enfants atteints de PC en station assise, sur un support réalisant des rotations sinusoïdales autour de l'axe transversal, étaient particulièrement importantes sur l'axe médio-latéral.

Les études abordées dans cette section, en montrant les difficultés à utiliser le tronc comme référentiel pour la stabilisation de la tête et pour des tâches orientées, suggèrent un déficit du contrôle spécifique de ce dernier. Cependant, la stabilisation propre du contrôle postural des segments axiaux dans une tâche d'équilibration nécessitant spécifiquement l'utilisation de ces derniers pour se stabiliser n'a jamais été évaluée. Cela permettrait pourtant de questionner leur contribution aux troubles de l'équilibre orthostatique observés dans la PC.

#### 4.3.1.2. Le contrôle des segments axiaux est également perturbé au cours de la marche chez les enfants atteints de PC

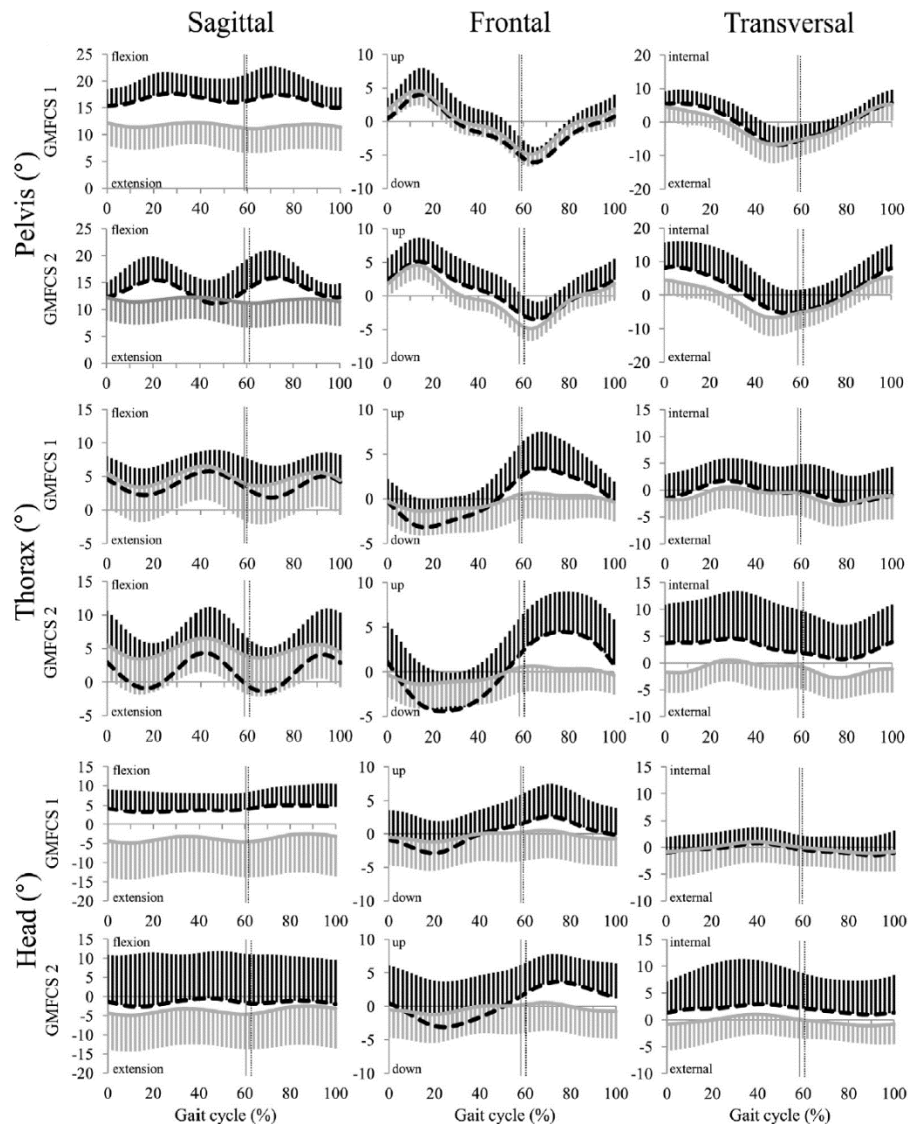
Si l'analyse quantifiée de la marche (AQM) est un outil d'aide à la compréhension, au diagnostic et à la décision pour la prise en charge thérapeutique des enfants atteints de PC utilisée depuis une quarantaine d'années (Armand et al., 2016; Gage, 1994), la très grande majorité des études que l'on trouve dans la littérature se concentre sur les déviations et le comportement des membres inférieurs. Bien que les troubles au niveau des membres inférieurs représentent un frein important aux capacités de marche des enfants atteints de PC, il est tout de même surprenant que les segments axiaux n'aient été que très peu analysés, à la vue de leur importance pour l'organisation et le contrôle de la locomotion (§3.2). Ce n'est que tardivement qu'un intérêt pour le comportement du haut du corps au cours de la marche des enfants atteints de PC s'est développé dans la littérature scientifique. Par conséquent, l'analyse du comportement axial au cours de la marche des enfants atteints de PC constitue un moyen de compréhension des troubles locomoteurs de cette population et peut apporter un plus pour la prise en charge thérapeutique.



En s'intéressant à la cinématique du pelvis, du tronc, et de la tête au cours d'AQM, de nombreux auteurs ont rapporté des déviations de ces segments dans les trois plans de l'espace, que ce soit pour la marche spontanée (Attias et al., 2015; Galli et al., 2012; Heyrman, et al., 2013; Romkes et al., 2007; Swinnen et al., 2016; Wallard et al., 2012), la marche en virages (Bartonek et al., 2019) ou sur terrain irrégulier (Malone et al., 2015). On observe en particulier des amplitudes importantes de la tête, du tronc et du pelvis dans les trois plans de l'espace. Ces amplitudes observées chez des enfants âgés entre 7 et 12 ans sont d'autant plus importantes que le niveau d'atteinte est élevé (hémiplégiques ou diplégiques et niveau de GMFCS) (Attias et al., 2015; Bartonek et al., 2019; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013). Des amplitudes importantes des segments axiaux pendant la marche sont des indicateurs d'une stabilité dynamique perturbée (Ledebt & Bril, 2000; Romkes et al., 2007) et pourraient également refléter la faiblesse musculaire au niveau du tronc (Degelaen et al., 2016). Lors de l'apprentissage de la marche, il y a d'ailleurs une plus grande variabilité d'activation des muscles du tronc chez les enfants atteints de PC en comparaison aux enfants DT (Prosser et al., 2010).

Chez des enfants atteints de PC âgés de 9 ans, dans le plan sagittal, l'amplitude augmentée de flexion-extension du thorax ainsi que le pattern particulier en double bosse en comparaison aux amplitudes peu importantes chez l'enfant DT (Figure 34, 2<sup>ème</sup> ligne, 1<sup>ère</sup> colonne) suggèrent une stabilité antéro-postérieure réduite. Les mouvements du thorax pourraient être une compensation à la double bascule antérieure du pelvis, afin de préserver autant que faire se peut l'équilibre locomoteur. Kiernan et O'Sullivan, (2019) soulignent que ce comportement met en évidence la nécessité pour les enfants atteints de PC de réduire les excursions du CdM et d'éviter un déport trop important des forces de réaction au sol par rapport au genou et à la hanche, afin de ne pas subir des contraintes articulaires trop importantes. Dans le plan frontal, on va également observer une opposition de phase entre les mouvements du pelvis et du thorax (Figure 34, 1<sup>ère</sup> et 2<sup>ème</sup> ligne, 2<sup>ème</sup> colonne), alors que la tête et le thorax ont plutôt tendance à fonctionner en bloc (Figure 34, 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> ligne, 2<sup>ème</sup> colonne). Ce pattern en bloc se retrouve également dans le plan transverse et tout particulièrement en début d'appui, où le thorax et la tête ne semblent pas exécuter de contre-rotation aux mouvements du pelvis (Figure 34, 3<sup>ème</sup> colonne). Une tendance similaire a été retrouvée dans l'étude d'Attias et al. (2015), pour qui ce comportement, associé aux grandes amplitudes de mouvement en rotation, contribuerait à la coordination de la longueur de pas et soutiendrait la progression vers l'avant. Ces amplitudes pourraient également refléter une stratégie visant à créer un élan plus important,

pour compenser la faiblesse musculaire des membres inférieurs qui limite la capacité de propulsion de ces derniers (Degelaen et al., 2016; Molenaers et al., 2006). Enfin, il n'est pas à exclure que les difficultés de dissociation des ceintures scapulaire et pelvienne dans le plan transverse révélées par le *TCMS* (Heyrman et al., 2013) contribuent également au comportement en bloc de ces segments au cours de la locomotion.



**Figure 34.** Amplitudes de mouvement (°) au cours du cycle de marche du pelvis, du tronc et de la tête, chez des enfants diploïques spastiques GMFCS I et II (courbes pointillées noires) en comparaison aux enfants DT (courbes pleines grises). D'après Heyrman et al. (2013).

Aux déviations cinématiques et amplitudes de mouvement augmentées s'ajoute donc une coordination intersegmentaire différenciée avec la mise en place de stratégies de contrôle en bloc. Ces stratégies permettent la réduction du nombre de *ddl* à contrôler afin de simplifier le contrôle moteur et sont utilisées chez les enfants DT lors de l'apprentissage de la marche

(§2.2.5). Les déviations du tronc suggèrent une incapacité de ce dernier à remplir normalement son rôle de filtre atténuant les oscillations de hautes fréquences provoquées par les membres inférieurs (Cappozzo, 1983; Kavanagh et al., 2006; Mazzà et al., 2010). Le SNC mettrait en place des stratégies de contrôle permettant de malgré tout préserver la stabilisation de la tête (Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013; Wallard et al., 2012). La grande variabilité des déplacements de la tête suggère néanmoins que ces stratégies restent insuffisantes (Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Van de Walle, et al., 2013; Holt et al., 1999). Wallard et al. (2012) ont observé une stabilisation de la tête sur le tronc dans le plan frontal et dans le plan sagittal, qui s'ajoute au fonctionnement globalement en bloc dans le plan transverse. Ainsi, la tête fonctionnerait exclusivement en bloc avec le tronc chez les enfants atteints de PC, contrairement aux enfants DT de plus de 7 ans et aux adultes, qui sont capables d'avoir un contrôle sélectif des *ddl* de leur segment céphalique, en fonction des caractéristiques de la tâche locomotrice (Assaiante & Amblard, 1995; Assaiante, 1998). Comme dans la station assise orthostatique, les difficultés à stabiliser la tête, qui entraînent des compensations (les stratégies de contrôle en bloc), ne seraient pas uniquement les conséquences d'une incapacité du tronc à remplir son rôle de support (et de filtre des oscillations pendant la marche), mais seraient aussi liées à des déficits dans les mécanismes centraux du contrôle de la tête (Saavedra et al., 2010).

Beaucoup d'études de la littérature sur la marche des enfants atteints de PC considèrent que les déviations cinématiques du haut du corps sont des conséquences des troubles des membres inférieurs, comme par exemple la faiblesse des abducteurs et des extenseurs de hanche (Krautwurst et al., 2013; Metaxiotis et al., 2000; Perry, 1992). D'autres études proposent également que les déviations des segments axiaux soient des compensations, qui vont par exemple permettre de réduire les contraintes articulaires en diminuant le bras de levier des forces de réaction au sol sur l'articulation de genou (Gage, 2004; Kiernan & O'Sullivan, R., 2019; Romkes et al., 2007). Enfin, l'organisation globalement en bloc du pelvis, du thorax et de la tête au cours de la marche chez les enfants atteints de PC pourrait être une stratégie mise en place par le SNC pour pallier aux troubles de l'équilibre d'une part et aux déficits de propulsion d'autre part (Attias et al., 2015; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013; Wallard et al., 2012). Nonobstant la possibilité que ces deux origines cohabitent et expliquent les plus grandes amplitudes de mouvement et le comportement en bloc des segments axiaux au cours de la marche des enfants atteints de PC, une troisième origine probable serait des troubles primaires du contrôle du tronc (Gage, 2004) mis en évidence via l'utilisation du

*TCMS* (Heyrman et al., 2013). Ces mêmes auteurs ont d'ailleurs démontré des corrélations entre le score du *TCMS*, l'amplitude des mouvements du thorax pendant la marche, le *Trunk Profile Score* et le *Trunk Variable Scores*, des outils permettant une évaluation globale de l'altération et de la variabilité des mouvements du tronc au cours de la marche. Ils rapportent également une absence de lien entre le *Trunk Profile Score* et le *Gait Profile Score* (un outil permettant une évaluation globale des déviations des membres inférieurs au cours de la marche, (Baker et al., 2009)). Cela indique non seulement la présence d'un déficit sous-jacent de contrôle du tronc au cours de la marche, mais également que les déviations cinématiques du tronc ne sont que peu liées aux déviations cinématiques des membres inférieurs (Heyrman et al., 2014)<sup>3</sup>. Ce déficit sous-jacent du contrôle du tronc pourrait contribuer à la moins bonne stabilité observée à la marche des enfants atteints de PC.

#### **4.3.2. Le contrôle des segments axiaux : instabilité et propulsion, un cercle vicieux dangereux pour l'équilibre locomoteur**

La notion de contrôle postural est liée à celle de stabilité, qui se définit, dans le cas de l'équilibre orthostatique, par la capacité à maintenir la projection du CdM à l'intérieur de la base d'appui. Il se trouve que, si la projection du CdM est en dehors de la base d'appui pendant 80% d'un cycle de marche, la notion de stabilité locomotrice n'en est pas moins liée à la dynamique du CdM et par voie de conséquence à celle des segments axiaux. En effet, pendant la marche, la stabilité se définit comme la capacité à réaliser un déplacement de l'ensemble du corps en minimisant les oscillations du haut du corps et en résistant aux perturbations externes ou internes (Iosa et al., 2012, 2014). Cela implique d'une part, l'atténuation des accélérations générées par les membres inférieurs qui vont remonter jusqu'au segment céphalique, et d'autre part à minimiser les excursions du CdM et lisser au maximum sa trajectoire. Ces deux impératifs pour la stabilité de la marche sont fortement dépendants du contrôle du tronc. Rappelons premièrement que le tronc est le segment qui contribue le plus à l'atténuation des perturbations en provenances des membres inférieurs, afin de permettre la stabilisation de la tête (Cappozzo, 1983; Kavanagh et al., 2006; Kavanagh et al., 2005; Mazzà et al., 2010). Et secondement, parce qu'il représente la proportion de masse corporelle la plus importante et qu'il occupe une position anatomiquement élevée, même de petites déviations du tronc vont avoir des conséquences importantes sur les trajectoires du CdM (Winter, 1995).

---

<sup>3</sup> Le GPS ne prenant en compte que la cinématique, cela n'exclut pas les liens des déviations des segments axiaux avec les activations musculaires et la cinétique des membres inférieurs.

Cette contribution du contrôle du tronc peut être constatée si l'on met en relation les travaux s'étant intéressés à la dynamique du tronc et ceux ayant analysé la dynamique du CdM au cours de la marche chez les enfants atteints de PC en comparaison à celle d'enfants DT. Une étude de Saether et al. (2014) a montré que les enfants et adolescents atteints de PC avaient des accélérations du tronc supérieures aux enfants DT, et ce dans les trois plans de l'espace. Pour les auteurs, ces accélérations sont en partie la conséquence des troubles du contrôle du tronc et pourraient refléter des ajustements posturaux réactifs trop importants (comme lors des perturbations en station assise) en raison d'un contrôle proactif insuffisant. En fait, il a été montré d'une part que le tronc était, au cours de la marche, impliqué dans son propre contrôle anticipé (Tang et al., 1998) et d'autre part que le contrôle anticipé, chez les enfants atteints de PC était déficitaire (Girolami et al., 2010; Tomita et al., 2013). De plus, Bigongiari et al. (2011) ont rapporté des ajustements posturaux anticipés inadéquats au niveau du tronc lors de mouvements de saisie chez des enfants atteints de PC en posture assise.

Les accélérations augmentées du tronc pourraient indiquer une incapacité de ce dernier à atténuer les oscillations du CdM dues à l'activité des membres inférieurs. Cette supposition va tout à fait dans le sens des études sur la dynamique du CdM au cours de la marche des enfants atteints de PC. En effet, on rapporte des différences de déplacement, de vitesse et d'accélération du CdM dans les trois plans de l'espace entre les enfants atteints de PC et DT. En fait, l'ensemble de ces paramètres, à l'exception du déplacement antéro-postérieur, sont supérieurs chez les enfants atteints de PC (Hsue et al., 2009a, 2009b; Iosa et al., 2012, 2013; Massaad et al., 2004). De la même manière que pour les amplitudes de mouvement du pelvis, du thorax et de la tête, les déviations du CdM sont d'autant plus importantes que le niveau d'atteinte de l'enfant est important (Hsue et al., 2009b; Massaad et al., 2004).

Ces déviations seraient la conséquence du couplage entre des troubles posturaux et des difficultés de propulsion, qui s'appliqueraient dans les trois plans de l'espace. Sur l'axe antéro-postérieur, Hsue et al. (2009) évoquent ces deux raisons pour expliquer les déplacements plus courts du CdM chez les enfants atteints de PC en comparaison aux enfants DT. D'une part, le déficit de propulsion lors du push-off ne permettrait pas de créer un élan suffisant pour le CdM. D'autre part, les déficits posturaux n'autoriseraient de toute façon pas des excursions trop importantes du CdM en dehors de la base d'appui, puisqu'elles pourraient mener à une perte d'équilibre. Dans le plan frontal, les excursions importantes du CdM pourraient être induites par la grande amplitude de mouvement du haut du corps sur l'axe médio-latéral. Elles seraient également liées aux déficits de propulsion : l'organisation en bloc des segments axiaux dans le

plan frontal serait un moyen pour les enfants atteints de PC de créer une accélération passive facilitant le décollage du pied par rapport au sol. Cela leur permettrait une progression vers l'avant nécessitant moins de force musculaire. Enfin, sur l'axe vertical, les différences d'accélération du CdM et du tronc sont les plus importantes en comparaison aux enfants DT (Hsue et al., 2009b; Saether et al., 2014). Or, ce sont précisément les accélérations du CdM sur l'axe vertical qui reflètent la capacité à contrôler les forces gravitaires pour créer un élan propulseur et gérer l'équilibre locomoteur (Brenière & Bril, 1998).

L'analyse de la relation entre le CdM et le CdP au cours de la marche chez les enfants atteints de PC permet de mettre encore plus en évidence le couplage entre les déficits de propulsion et les troubles de l'équilibre locomoteur. Les enfants atteints de PC, pour se propulser, utilisent la même stratégie que des enfants DT âgés de moins de 5 ans (§2.2.1), qui consiste à créer une situation de chute perpétuelle (« marcher en tombant ») avec une position du CdM constamment devant celle du CdP l'axe antéro-postérieur (Hsue et al., 2009a, 2009b). La création d'une distance entre le CdP et le CdM reflète d'ailleurs la capacité à générer des forces propulsives. Les enfants atteints de PC, qui ont des difficultés de propulsion, devraient logiquement créer un décalage plus important, pour palier à ces déficits de propulsion causés par la faiblesse musculaire. Cependant, les troubles du contrôle postural qu'ils rencontrent les empêchent d'augmenter ce décalage, car ils risqueraient ainsi de générer un déséquilibre trop important, pouvant mener à une chute. La stratégie adoptée ne consisterait donc pas à augmenter le décalage en termes de distance, mais en termes de durée, avec un décalage CdP-CdM qui va durer plus longtemps (Wallard et al., 2014, 2017).

Une dynamique semble donc s'installer entre (i) les déviations cinématiques et cinétiques des segments axiaux et du CdM dans les trois plans de l'espace et (ii) les troubles de l'équilibre locomoteur et le déficit de propulsion observés chez les enfants atteints de PC. Les grandes accélérations du tronc observées sur l'axe antéro-postérieur auraient pour fonction de créer un élan dynamique compensant un déficit de propulsion (Hsue et al., 2009a; Molenaers et al., 2006; Wallard et al., 2014). Cependant, les déficits sous-jacents du contrôle du tronc (Heyrman et al., 2014) qui menacent la stabilité de la marche (Hsue et al., 2009a, 2009b; Iosa et al., 2012; Saether et al., 2014, 2015) rendent cette adaptation d'autant plus difficile à gérer qu'ils constituent une réelle menace pour le maintien de l'équilibre locomoteur. Le SNC doit alors mettre en place des stratégies de compensation permettant d'assurer la stabilité de l'équilibre au cours de la marche chez les enfants atteints de PC.

- ☑ Les enfants atteints de PC présentent des troubles de la posture et du mouvement qui vont limiter leur performance et leur participation aux activités de la vie quotidienne.
- ☑ Dès le plus jeune âge, les enfants atteints de PC manifestent des déficits du contrôle postural statique et dynamique, avec des réactions posturales anormales en station assise et debout à la suite de perturbations externes, ainsi que des oscillations posturales plus importantes en comparaison avec des enfants à développement typique, lors de la posture orthostatique.
- ☑ Les troubles de la marche vont également être caractéristiques des atteintes motrices de la PC et sont une question centrale de la prise en charge thérapeutique.
- ☑ La marche digitigrade et la pose du pied en équin, les troubles les plus communément observés, ne sont pas une conséquence de la spasticité et d'une hyperactivité réflexe des fléchisseurs plantaires. Le rôle fonctionnel de ce comportement est une question rémanente depuis des décennies dans la littérature scientifique.
- ☑ Chez les enfants avec PC, il existe un déficit du contrôle postural des segments axiaux qui jouent un rôle majeur pour le contrôle de l'équilibre statique et locomoteur.
- ☑ Pendant la marche, on observe des déviations des segments axiaux dans les trois plans de l'espace et une instabilité globale fortement liée à un contrôle du tronc déficitaire.
- ☑ De plus, les enfants atteints de PC présentent une stratégie de propulsion qui consiste à marcher en tombant. Cette stratégie utiliserait les segments axiaux et plus particulièrement le tronc pour créer la propulsion vers l'avant.
- ☑ Mais les troubles sous-jacents du contrôle postural du tronc rendent cette stratégie menaçante pour l'équilibre locomoteur.
- ☑ Des compensations pour limiter la perte d'équilibre pourraient alors se mettre en place.

### 5. Problématique et objectifs de la thèse

#### 5.1. Contribution des segments axiaux au développement du contrôle postural chez l'enfant à développement typique

Le contrôle postural est une composante fondamentale de l'activité motrice chez l'être humain, nécessaire à la planification, la réalisation et la performance de l'ensemble des actes moteurs de la vie quotidienne. Le développement du système postural et l'apprentissage des capacités posturocinétiques est long, complexe et multifactoriel. Il va dépendre de l'intégrité des systèmes neuromusculaire et squelettique, reposer sur la maturation du système nerveux, la croissance osseuse et le développement musculaire, mais également sur les interactions entre l'individu et son environnement (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Chez l'enfant à développement typique, grâce à l'expérience et à la maturation du SNC, on va observer la maturation des caractéristiques des réactions posturales, ainsi qu'une diminution des oscillations spontanées en posture orthostatique. Cette dernière reposerait notamment sur une amélioration des processus d'intégration et de repondération sensorielle et sur une amélioration des processus de contrôle proactifs (Christensen et al., 2018; Micarelli et al., 2019; Sá et al., 2018). Cependant, du fait du rôle primordial des segments axiaux pour le contrôle postural statique et dynamique, il est possible que l'amélioration du contrôle postural soit également liée au développement du contrôle des segments axiaux. En effet, avec l'âge, les segments axiaux pourraient être plus à même d'être les segments de référence dans une organisation modulaire de la posture dont les trois rôles fondamentaux sont la fonction antigravitaire, la fonction d'orientation, et l'interfaçage avec l'environnement (Massion, 1994, 1998).

Étonnement, malgré le grand intérêt de la littérature scientifique pour l'ontogénèse du contrôle postural, le développement de la stabilisation spécifique des segments axiaux au cours de l'enfance n'a jamais été abordé. Des études se sont intéressées à leur comportement au cours d'activités posturocinétiques, en montrant notamment une maîtrise progressive avec l'âge de la capacité à stabiliser le pelvis, le tronc ou la tête sur l'espace (Assaiante, 1998; Assaiante et al., 2005; Mallau et al., 2010; Roncesvalles et al., 2005). Cependant, l'évaluation spécifique des segments axiaux, sans possible intervention ou influence des segments distaux, n'a jamais été réalisée. C'est pourquoi la première étude de ce travail de thèse avait pour objectif de qualifier le développement propre du contrôle postural des segments axiaux et de proposer une réflexion



sur sa contribution au développement du contrôle postural de l'enfant à développement typique (DT).

Cette expérimentation était une étude développementale transversale faisant intervenir 3 groupes d'enfants DT (6-7 ans, 8-9 ans, 10-11 ans) et un groupe d'adultes. L'objectif était d'évaluer la stabilisation spécifique des segments axiaux à l'aide d'un dispositif d'assise instable permettant de neutraliser la contribution des membres inférieurs et supérieurs au contrôle postural. La tâche de stabilisation dynamique consistait donc à s'équilibrer sur le dispositif d'assise instable en utilisant uniquement ses segments axiaux. Nous avons fait l'hypothèse que les oscillations posturales enregistrées au cours de cette tâche allaient diminuer avec l'âge. De plus, la période de 6 à 12 ans étant celle de l'apparition et de la maîtrise progressive des stratégies de stabilisation segmentaire sur l'espace, nous avons fait l'hypothèse que la capacité à stabiliser le tronc et la tête sur l'espace allait dépendre de l'âge, mais également de la difficulté de la tâche posturale. La diminution des oscillations posturales des segments axiaux au cours de la tâche de stabilisation posturale poserait la question de leur contribution aux oscillations au cours de la posture orthostatique, dont la diminution avec l'âge a déjà été montrée dans la littérature.

Le contrôle des segments axiaux est également un facteur déterminant pour l'équilibre locomoteur. Lorsque l'on marche, le CdM se trouve pendant 80% de la durée d'un cycle en dehors de la base d'appui, ce qui se trouve être une situation de déséquilibre. On observe aussi un décalage quasi permanent de la projection du CdM avec celle du CdP, qui est nécessaire à la production de la propulsion vers l'avant. Il est aussi intéressant de noter que le segment qui contribue le plus à la propulsion vers l'avant, en participant à la création d'une distance antéro-postérieure entre le CdM et le CdP se trouve être le tronc (Cromwell, Aadland-Monahan, et al., 2001; Gillet et al., 2003). En plus de participer à la propulsion, il participe activement à la diminution des oscillations provoquées par l'activité des membres inférieurs, et sa coordination avec le bassin et la tête contribue à l'équilibre locomoteur. Cette coordination est primordiale pour diminuer et lisser les excursions du CdM (Kavanagh et al., 2006; Kavanagh et al., 2005). Les fléchisseurs plantaires ont aussi une forte contribution à l'équilibre locomoteur pendant la phase de mise en charge du cycle de marche (Honeine et al., 2013, 2014). Ils vont notamment, lorsque le pied est à plat, décélérer la progression antérieure du tronc et la chute du CdM (Liu et al., 2006; Neptune et al., 2001). Les segments axiaux sont donc actifs dans la propulsion et l'équilibre locomoteur, mais sont également soutenus par les fléchisseurs plantaires.

L'équilibre locomoteur reposerait donc sur le contrôle et la coordination des segments axiaux, qui se développent avec l'âge au cours de la marche (Assaiante, 1998; Assaiante et al., 2005), et sur les interactions des segments axiaux avec les membres inférieurs (Honeine et al., 2013, 2014; Liu et al., 2006; Neptune et al., 2001). La gestion des forces gravitaires pour le contrôle locomoteur se développant également avec l'âge (Brenière & Bril, 1998; Blandine Bril et al., 2015), il serait intéressant de questionner les conséquences d'un déficit de la stabilisation axiale sur l'équilibre locomoteur dans une pathologie qui associe des troubles développementaux, posturaux et moteurs.

## **5.2. Troubles de la stabilisation axiale dans la paralysie cérébrale, quelles conséquences sur les activités posturocinétiques ?**

### **5.2.1. Un trouble spécifique de la stabilisation axiale dans la PC**

La paralysie cérébrale (PC) paraît être un cadre tout à fait pertinent pour cette problématique. En effet, on rapporte chez ces enfants des difficultés dans l'utilisation du tronc comme référentiel pour la stabilisation de la tête (Saavedra et al., 2010) ou comme support pour des tâches orientées des membres inférieurs et supérieurs (Heyrman et al., 2011; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013). Les mécanismes centraux du contrôle de la tête semblent également déficitaires (Saavedra et al., 2010). De plus, les réactions posturales ainsi que les oscillations au cours de la station assise semblent indiquer des troubles du contrôle axial dans la PC (Brogren et al., 1998; Cherng et al., 2009; Liao et al., 2003). Néanmoins, ces troubles ont été mesurés soit avec une échelle fonctionnelle, le *Trunk Control Measurement Scale (TCMS)* (Heyrman et al., 2011), ou lors de tâches posturales impliquant les segments axiaux, mais jamais dans le cadre d'une évaluation spécifique. Il serait pourtant intéressant de lever ce verrou scientifique, en analysant spécifiquement la capacité des enfants atteints de PC à stabiliser leurs segments axiaux dans une tâche posturale impliquant leur seule utilisation pour s'équilibrer.

L'objectif de la deuxième étude était de mettre en évidence un déficit de la stabilisation axiale chez des enfants atteints de PC âgés de 6 à 12 ans, période pendant laquelle se développe, chez l'enfant DT, la capacité à stabiliser les segments axiaux sur l'espace au cours de la marche. Nous avons fait l'hypothèse que les enfants atteints de PC seraient moins performants que des enfants DT dans une tâche de stabilisation sur un dispositif d'assise instable nécessitant l'utilisation des segments axiaux pour s'équilibrer. Nous souhaitons de plus établir un lien entre ces difficultés de stabilisation et les troubles rencontrés au cours de tâches fonctionnelles,

mis en évidence par le *TCMS*. Enfin, nous souhaitons évaluer la contribution de la stabilisation axiale au déficit du contrôle des oscillations posturales en station debout rapporté chez les enfants atteints de PC.

### **5.2.2. Liens entre troubles du contrôle axial et déviations à la marche chez les enfants atteints de PC.**

Ce déficit du contrôle des segments axiaux pourrait contribuer à l'instabilité dynamique rapportée au cours de la marche des enfants atteints de PC. Les mouvements anormaux du tronc, habituellement considérés comme des compensations consécutives aux déviations des membres inférieurs, seraient aussi en partie dus à un déficit sous-jacent du contrôle du tronc (Heyrman et al., 2014). L'instabilité dynamique et les troubles du contrôle du tronc pourraient nécessiter des compensations prenant place au niveau des membres inférieurs qui auraient pour fonction de préserver l'équilibre locomoteur. On aurait donc une influence bidirectionnelle entre le tronc et les membres inférieurs au cours de la marche chez les enfants atteints de PC.

La marche digitigrade et la pose du pied en équin sont les troubles les plus communs dans la marche des enfants atteints de PC hémiplésiques et diplésiques spastiques. Pendant longtemps considérée comme une conséquence de la spasticité, la littérature récente tend à remettre en question l'origine réflexe de la marche digitigrade (Willerslev-Olsen et al., 2014). Des chercheurs ont d'ailleurs conclu que la marche digitigrade reposerait sur des mécanismes de contrôle proactifs (Lorentzen et al., 2018, 2019). Cela soulève la question du rôle fonctionnel de ce comportement. Les troubles de la stabilité dynamique chez les enfants atteints de PC pourraient renforcer l'importance de la phase de mise en charge du cycle de marche, pendant laquelle les fléchisseurs plantaires rempliraient principalement un rôle postural. D'ailleurs, l'activation précoce des fléchisseurs plantaires au cours de la phase de mise en charge chez les enfants atteints de PC est précisément associée à la production d'un freinage mécanique important (Berger et al., 1982; Cimolin et al., 2007; Colborne et al., 1994; Kurz et al., 2010). Ainsi, la pose du pied à plat et l'absence de premier pivot chez les enfants atteints de PC pourraient résulter d'un mécanisme adaptatif facilitant l'absorption de puissance et le freinage au niveau de l'articulation de cheville lors de la phase de mise en charge chez les enfants atteints de PC. Cette adaptation pourrait avoir pour fonction de participer activement au contrôle de l'équilibre locomoteur, en décélérant de manière importante la progression du tronc vers l'avant et la chute du CdM au cours de la phase de mise en charge. Cela permettrait de compenser l'instabilité causée par les déficits du contrôle postural des segments axiaux.

Pour tester ces hypothèses, nous avons d'abord fait marcher des enfants atteints de PC dans trois conditions de chaussage : pieds nus, avec des chaussures normales et des chaussures à cambrure inversée. Ces dernières avec une architecture telle que le talon se trouve plus bas que l'avant de la chaussure imposent une inclinaison du pied de  $10^\circ$  lorsqu'elles sont posées à plat. Si la marche digitigrade résultait effectivement d'un dysfonctionnement neuromusculaire d'origine centrale des fléchisseurs plantaires, alors il ne serait pas possible pour des enfants atteints de PC de s'adapter à ces chaussures et de marcher avec. Nous avons fait l'hypothèse que les enfants atteints de PC (i) seraient capables d'adapter leur cinématique de cheville et de réaliser une dorsiflexion pour poser le pied à plat ; et (ii) conserveraient un freinage précoce et plus important en comparaison à des enfants DT au cours de la phase de mise en charge du cycle de marche, quelle que soit la condition de chaussage. Il s'agit d'une étude commencée avant la période du doctorat et que nous avons complétée avec, entre autres, l'ajout d'un groupe témoin.

La dernière étude visait dans un premier temps à établir une relation significative entre le freinage actif de cheville associé à la marche digitigrade et la dynamique des segments axiaux et du CdM au cours de la phase de mise en charge. La deuxième partie de cette étude consistait à évaluer le potentiel d'une rééducation ciblant spécifiquement le contrôle postural des segments axiaux. Habituellement, la rééducation des enfants atteints de PC accorde une part très importante aux troubles musculaires des membres inférieurs, et vise en particulier à traiter la faiblesse musculaire, à limiter l'apparition de rétractions musculaires, à réduire le tonus excessif et à restaurer, conserver ou augmenter les amplitudes articulaires (Franki et al., 2019). Peu de place est donc laissée à la rééducation touchant le contrôle postural : l'amélioration de la stabilisation du haut du corps ne constitue pas un objectif thérapeutique majeur.

Pourtant l'amélioration des capacités de stabilisation des segments axiaux chez les enfants atteints de PC pourrait avoir un impact bénéfique sur la contribution des segments axiaux, et notamment du tronc, à servir de référentiel pour des tâches orientées des membres inférieurs et supérieurs, et pour le contrôle postural et la stabilité de la marche. Nous avons donc formulé l'hypothèse qu'une rééducation ciblant spécifiquement le contrôle postural des segments axiaux entraînerait (i) une amélioration du contrôle postural des segments axiaux ; (ii) une amélioration du contrôle postural orthostatique ; et (iii) une diminution du freinage actif par l'articulation de cheville au cours de la phase de mise en charge du cycle de marche, associée à une diminution de la décélération antérieure du tronc et verticale du CdM. En effet,

l'amélioration du contrôle axial améliorerait l'équilibre locomoteur, réduisant la nécessité de ces stratégies de compensation.

## 6. Méthodologie

### 6.1. Populations

Des adultes sains, qui étaient de jeunes adultes volontaires de la faculté des sciences du sport de Nancy, étudiants ou enseignants ont contribué à l'étude 1.

Des enfants du personnel de l'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation (IRR) de Nancy et de la Faculté des Sciences du Sport de Nancy ont été recrutés sur la base du volontariat pour les 4 études. Certains des enfants ont participé à l'ensemble des 4 études, en intervenant à plusieurs reprises. Les enfants des **études 2** et **4** sont les mêmes.

Les enfants atteints de PC des **études 2** et **4** sont les mêmes et ont été recrutés dans le cadre du parcours de soins et sur la base du volontariat. Certains d'entre eux étaient suivis par un kinésithérapeute libéral, d'autres étaient suivis en soin au Centre de Médecine Physique et de Réadaptation (CMPRE) de Flavigny-sur-Moselle. Aucun des patients ne nécessitait une hospitalisation complète. Les enfants atteints de PC de **l'étude 3** ne sont pas les mêmes que ceux des **études 2** et **4**.

Les enfants inclus dans les différentes études étaient âgés de 6 à 12 ans. Ces âges ont été déterminés pour plusieurs raisons. Premièrement, nos travaux portent notamment sur la capacité des enfants atteints de PC à gérer les forces gravitaires au cours de la marche en comparaison à des enfants DT. Il est admis dans la littérature (Brenière et Bril 1998; Sutherland et al. 1980b), que c'est vers l'âge de 6 ans que le contrôle de l'action des forces gravitaires sur le CdM est maîtrisé chez les enfants DT. De plus, c'est également à cet âge que la libération progressive des degrés de libertés (*ddl*) des segments axiaux permet le début de la maîtrise des stratégies de contrôle articulées.

De plus, le dispositif d'assise instable utilisé dans les **études 1, 2** et **4** nécessitait une procédure de calibration dont les consignes étaient potentiellement complexes pour des enfants en bas âge. De même, réaliser des analyses quantifiées de la marche (AQM) chez des enfants trop jeunes peut parfois s'avérer long et compliqué, ce qui ajouterait forcément un biais de mesure lié à la fatigue. Enfin, les enfants atteints de PC (à l'exception de ceux de **l'étude 3**), devaient réaliser un protocole de rééducation spécifique pendant une période de 3 mois qui nécessitait une bonne coopération de leur part. Nous avons donc fait le choix d'inclure des enfants avec un bon niveau de compréhension et volontaires. Concernant la limite supérieure

de 12 ans, nous souhaitons éviter les biais de mesure liés à la forte croissance survenant à la puberté.

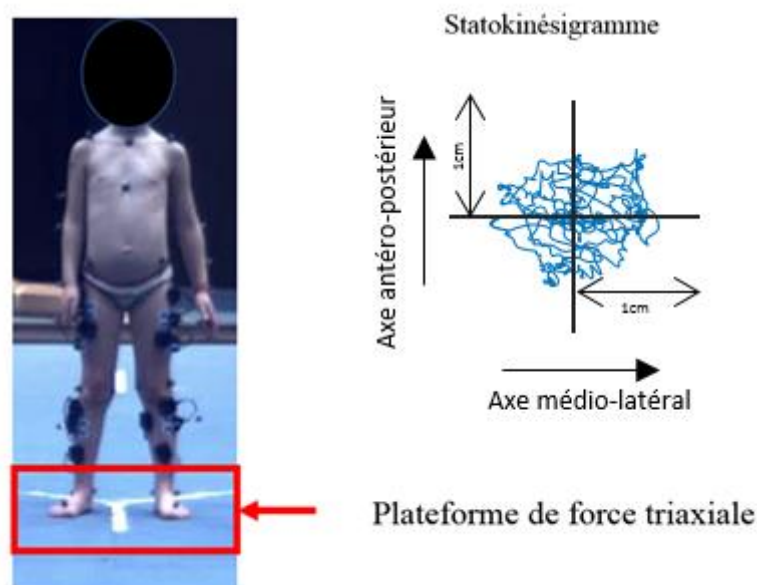
## 6.2. Evaluation du contrôle postural

### 6.2.1. Les tâches de stabilisation

Dans cette première partie nous présenterons en premier lieu les conditions expérimentales

#### 6.2.1.1. Evaluation de l'équilibre orthostatique : la posturographie

La posturographie (§1.5.6) est un des examens les plus largement utilisés pour évaluer le contrôle postural auprès de nombreuses populations, pathologiques ou non. Les trajectoires du CdP d'un sujet se tenant sur une plateforme de force mono ou triaxiale sont recueillies, et permettent par exemple la création d'un statokinésigramme (Figure 35). À partir de ces déplacements, des paramètres du CdP vont être calculés pour analyser le contrôle postural. Cette méthodologie est fréquemment utilisée pour caractériser les oscillations posturales au cours de l'âge (da Costa et al., 2019; Micarelli et al., 2019; Rival et al., 2005; Sá et al., 2018).



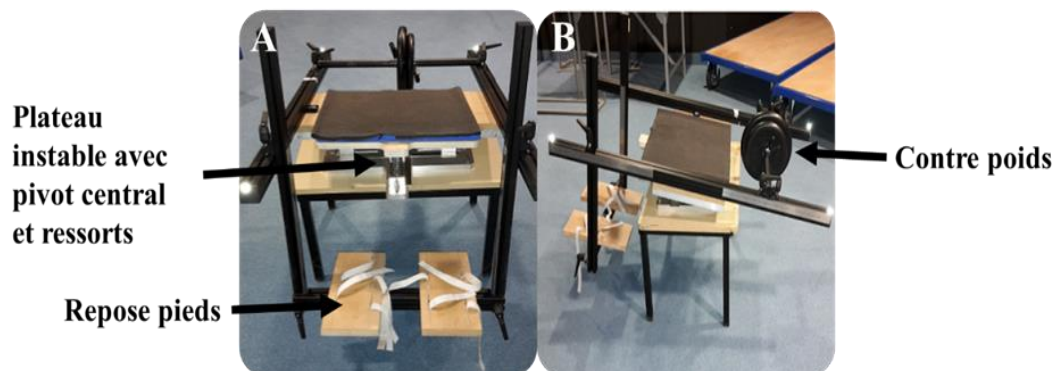
**Figure 35.** Enfant se tenant en posture orthostatique sur une plateforme de force triaxiale pour réaliser une posturographie statique.

Dans les **études 1, 3 et 4**, il était demandé aux enfants DT, aux enfants atteints de PC et aux adultes de se tenir immobile en station debout, avec les yeux ouverts ou avec les yeux fermés. Chaque enregistrement durait 30 secondes, en accord avec les recommandations de Le Clair & Riach (1996) pour une bonne reproductibilité inter-essais.

### 6.2.1.2. Tâche de stabilisation sur un dispositif d'assise instable pour l'évaluation du contrôle postural des segments axiaux.

Le dispositif d'assise instable utilisé pour évaluer le contrôle postural des segments axiaux est un prototype adapté de l'outil proposé par Larivière et al. (2013). Ce type de dispositif, permettant de neutraliser la contribution des membres inférieurs et supérieurs au maintien de l'équilibre, permet d'évaluer spécifiquement le contrôle postural des segments axiaux. En effet, lorsqu'il est demandé au sujet de se maintenir en équilibre sur le siège en état d'instabilité, seuls les mouvements des segments axiaux permettent de réguler les mouvements du siège.

Notre dispositif (Figure 36) a été développé à l'occasion d'un stage de M2<sup>4</sup> au cours duquel nous avons pu déterminer le cahier des charges du dispositif, réaliser sa mise au point, son assemblage et valider son utilisation chez l'enfant (Pierret, 2015; Pierret et al., 2015). Il se compose d'un support plat (longueur : 30cm, largeur : 70cm, épaisseur : 5cm) avec un tissu anti dérapant, sur lequel le sujet vient s'asseoir.



**Figure 36.** Dispositif d'assise instable utilisé dans les études 1, 2 et 4. Le plateau instable repose sur un système de double cardan permettant au siège de s'incliner sur les axes AP et ML en annulant la contribution des membres inférieurs et supérieurs.

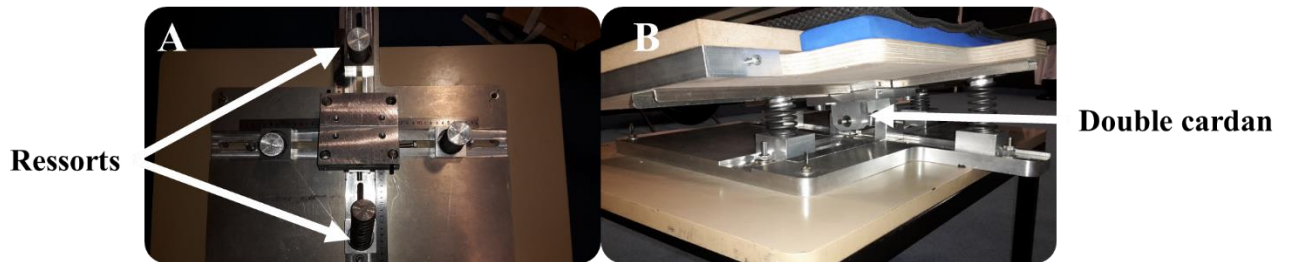
Ce système repose sur un double cardan à deux degrés de liberté (Figure 37B), fabriqué par deux étudiants de l'Institut Universitaire de Technologie Nancy-Brabois -Département de

<sup>4</sup> Le développement du dispositif de l'assise instable a été valorisé dans deux congrès avec actes : Pierret, J., Caudron, S., Haldric, M.-A., & Beyaert, C. (2015). Adaptation d'un dispositif d'évaluation du contrôle postural des segments axiaux à une population pédiatrique. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 45(4), 407, 22th SOFPEL Congress, 4-5 December 2015, Paris, France

Pierret, J., Caudron, S., Clanché, F., Haldric, M.-A. & Beyaert, C. (2016). L'évaluation du contrôle postural des segments axiaux est-il possible chez l'enfant comme chez l'adulte ? 15th SOFAMEA Congress, 27-29 January 2016, Brest, France



Génie Mécanique et Productique, sous la direction de Jérôme Tijou. Le double cardan assure la fonction de point de pivot et permet au siège de s'incliner sur l'axe antéro-postérieur et l'axe médio-latéral, sans aucun frottement. Le double cardan est entouré par 4 ressorts (hauteur : 10 cm, rigidité :  $3062.5 \text{ N. m}^{-1}$ , distance maximale par rapport au pivot : 22,5 cm), 2 sur l'axe AP et deux sur l'axe ML (Figure 37A). L'inclinaison maximale du siège est de  $12^\circ$ .

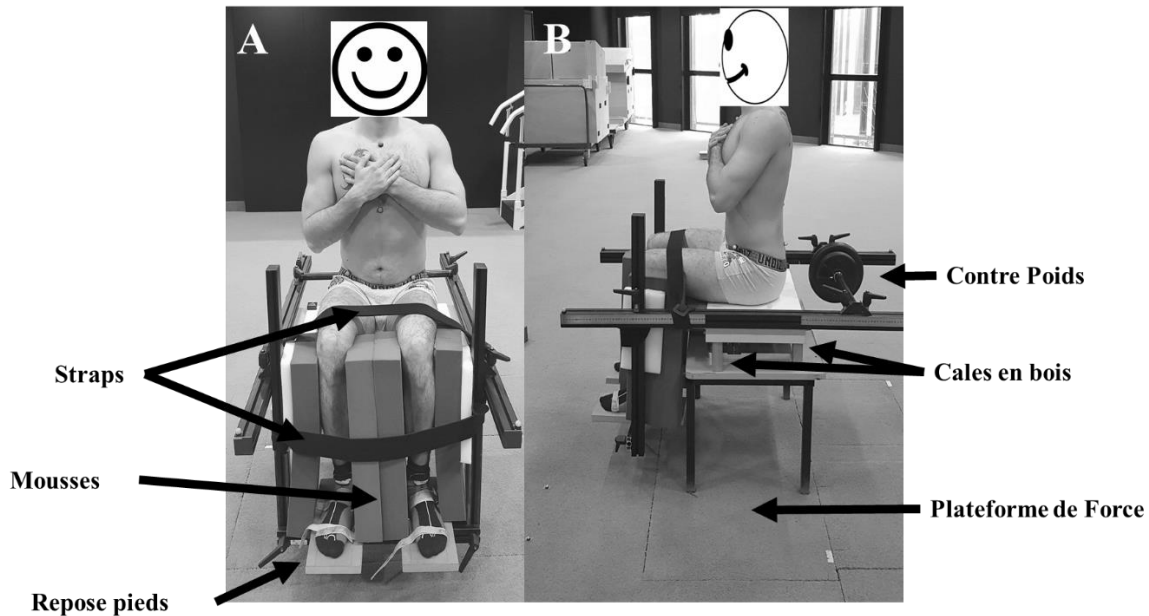


**Figure 37.** A : vue transversale du système de double cardan et de ressort sur lequel le plateau repose. B : vue de  $\frac{3}{4}$  du système de double cardan et de ressort.

Lorsque le sujet est assis sur le dispositif, les ressorts vont créer des moments de force qui s'opposent à l'inclinaison du siège. Ainsi, la distance des ressorts par rapport au pivot va permettre de moduler ces moments de force : plus un ressort est éloigné du point de pivot, plus son bras de levier par rapport à ce dernier sera élevé et inversement. C'est donc par la distance des ressorts par rapport au pivot central que la difficulté de la tâche de stabilisation peut être modulée. Un système de vis permet de bloquer la position des ressorts, afin d'empêcher tout déplacements de ces derniers pendant les acquisitions. Enfin il est possible de bloquer les deux degrés de liberté du dispositif avec des cales en bois et de maintenir le dispositif en position horizontale si on le souhaite.

Le siège est équipé d'un repose-pied ajustable en hauteur et en profondeur (afin de s'adapter aux différentes morphologies de participants), solidaire du plateau instable où le sujet est assis et permettant de maintenir un degré de flexion constant ( $90^\circ$ ) pour la hanche, le genou et la cheville, pendant les mouvements du siège. Cela permet de neutraliser le rôle des membres inférieurs dans la stabilisation. Les rétroactions tactilo-somesthésiques des membres inférieurs sont limitées en plaçant des mousses, maintenues par des straps, autour des membres inférieurs du sujet (Figure 38A). La contribution des membres supérieurs est aussi neutralisée en demandant au sujet de croiser les bras sur la poitrine pendant la tâche de stabilisation. Des repères visuels permettent de contrôler la position du sujet sur le siège, afin de s'assurer qu'il est placé au même endroit à chaque essai. Enfin, un contrepoids constitué d'une barre et de

poids placés à l'arrière du siège permet de contrebalancer le poids des membres inférieurs du sujet et du repose-pied situés à l'avant. De ce fait, lorsque le système est au repos, il reste à l'horizontale.



**Figure 38.** Vue antérieure (A) et de profil (B) d'un sujet assis sur le dispositif lorsque ce dernier est maintenu en position horizontale grâce à des cales. Le sujet croise les bras sur la poitrine pour neutraliser la contribution des membres supérieurs. Les repose-pieds et les mousses permettent de neutraliser la contribution des membres inférieurs et des afférences tactilo-somesthésiques des jambes et des cuisses. Le dispositif est placé sur une plateforme de force.

L'ensemble du système est centré sur une table à 4 pieds et est placé sur une plateforme de force tridimensionnelle (3D) (AMTI, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA). Il y a donc une transmission de force depuis la surface du siège jusqu'au sol, en passant par les 4 ressorts et le pivot, puis les 4 pieds de la table. Cette chaîne de transmission de force a été vérifiée lors d'un test préliminaire : l'assise instable a été placée sur la plateforme de force, puis des disques de poids de 1, 2, 5 et 10kg ont été posés sur le siège et déplacés sur plusieurs distances dans plusieurs conditions :

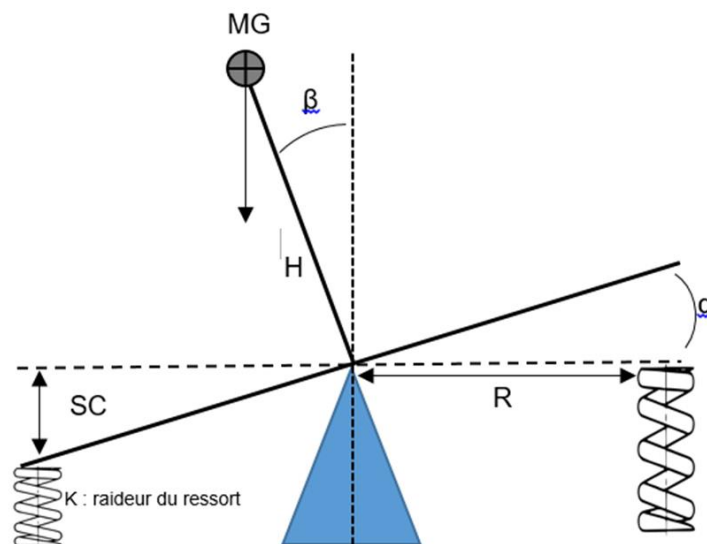
- Avec le dispositif maintenu en position horizontale grâce à des cales en bois.
- Avec le dispositif pouvant s'incliner sur les axes AP et ML, avec plusieurs distances de ressorts par rapport au pivot.

Lorsque les poids étaient déplacés, nous avons enregistré les déplacements du CdP mesurés par la plateforme de force et vérifié que ses amplitudes de déplacement correspondaient bien aux

déplacements effectifs des disques de poids sur le siège. Ainsi, nous nous sommes assurés de la fiabilité des mesures des déplacements du CdP lors des tâches posturales sur l'assise instable.

### Homogénéisation de la difficulté

La performance d'un sujet lors d'une tâche de stabilisation sur ce type de dispositif instable pouvant être influencée par ses caractéristiques anthropométriques (Cholewicki et al., 2000), il est important d'homogénéiser la difficulté de la tâche afin qu'elle soit indépendante de ces dernières et de permettre des comparaisons intra et inter-sujets pertinentes. Afin de mieux appréhender la procédure de calibration de Larivière et al. (2013) qui permet d'homogénéiser la difficulté, une modélisation simple du système est proposée Figure 39. L'objectif étant de déterminer, pour chaque sujet, la distance minimale des ressorts par rapport au pivot propre à chaque sujet pour laquelle l'ensemble dispositif-sujet pourra être considéré comme « *neutralement stable* ». Cette distance permet aux ressorts de créer un moment de force égale et opposé au moment de force dû à l'action de la gravité sur le CdM du sujet.



**Figure 39. Modélisation du système d'assise instable.** Avec **M** : masse du sujet ; **G** : constante de gravité (9,81 m.s<sup>-2</sup>) ; **H** : hauteur du CDM du sujet par rapport au pivot ; **α** : angle d'inclinaison du siège par rapport à l'horizontale ; **β** : angle d'inclinaison du tronc du sujet par rapport à la verticale ; **R** : distance des ressorts par rapport au pivot ; **SC** : compression des ressorts ; **K** : constante de raideur des ressorts

Le système est considéré comme étant à l'équilibre lorsque l'équation (1) est égale à 0.

$$(1) MgH \times \sin(\beta) - (K \times SC) \times R = 0$$

La seule variable de l'équation pouvant être modulée étant **R** il faut alors la déterminer. Pour ce faire, le sujet se tient droit sur le siège, les hanches, les genoux et les chevilles fixées à 90°. Il va alors laisser le système basculer vers l'avant, jusqu'à ce qu'il atteigne la limite physique

d'inclinaison de  $12^\circ$ . Deux centrales inertielles Phidget Spatial 3/3/3 (PhidgetsSpatial, Calgary, Canada), l'une placée sur le siège, l'autre au niveau de la septième vertèbre cervicale du sujet (C7) et orientées perpendiculairement l'une envers l'autre, permettent de récupérer les angles  $\alpha$  et  $\beta$  tout au long de leurs inclinaisons respectives. À partir de ces angles, la compression des ressorts **SC** est calculée à l'aide de l'équation 2.

$$(2) SC = R \times \tan(\alpha)$$

On remplace alors **SC** dans l'équation 1 pour obtenir l'équation 3 :

$$(3) MgH \times \sin(\beta) = K \times R^2 \times \tan(\alpha)$$

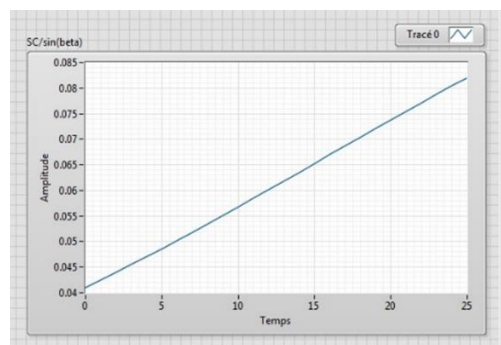
L'inclinaison du tronc et du siège étant très faible (du point de vue trigonométrique ; maximum  $12^\circ$ ) il est possible de considérer que  $\tan(\alpha) = \sin(\alpha)$  et donc que  $\tan(\alpha) = \sin(\beta)$ . Cela permet d'éliminer  $\tan(\alpha)$  et  $\sin(\beta)$  de l'équation 3. On va alors pouvoir estimer la distance de ressort **R** permettant d'avoir un système à l'équilibre via l'équation 4 :

$$(4) R = \sqrt{\frac{MgH}{K}}$$

Nous pouvons estimer **MgH** à l'aide de l'équation 5 :

$$(5) MgH = K \times R \times \frac{SC}{\sin(\beta)}$$

La relation  $\frac{SC}{\sin(\beta)}$ , dans un intervalle allant de la compression initiale des ressorts à la compression maximale des ressorts étant parfaitement linéaire (Figure 40), nous pouvons remplacer cette relation par sa pente, dans l'équation 5.



**Figure 40.** Relation typique  $SC/\sin(\beta)$  au cours d'une procédure de calibration

En utilisant la valeur calculée de MgH dans l'équation 5, nous calculons alors une valeur théorique **R** pour laquelle le système sera neutralement à l'équilibre. La collecte des données ainsi que les calculs nécessaires à la calibration ont été réalisés via le logiciel Labview (National Instruments, Austin, Texas, USA). Cette procédure de calibration a été validée chez l'adulte sain et lombalgique (Larivière et al., 2013). Sa fiabilité a été démontrée via des mesures réalisées au cours de deux sessions d'évaluation espacées d'une journée.

Nous avons reproduit les résultats de leur étude chez les adultes ainsi que chez les enfants. Pour chaque groupe, nous avons pu établir un modèle de régression comprenant la taille et la masse des sujets en prédicteurs qui permettait de prédire la valeur de **R**. La procédure de calibration nous permet alors effectivement d'homogénéiser la difficulté de la tâche de stabilisation en fonction des caractéristiques anthropométriques des sujets, de la même manière chez les enfants que chez les adultes (Pierret, 2015; Pierret et al., 2015). Nous avons également pu déterminer que des distances de ressorts par rapport au pivot correspondant à 80 et 90% de la valeur **R** calculée lors de la calibration offraient une difficulté acceptable pour la tâche de stabilisation chez les enfants, tout en s'assurant que la tâche pouvait effectivement être réalisée. Concernant les enfants atteints de PC, lors de pré-tests, nous avons déterminé que 90% de la valeur **R** offrait une difficulté suffisamment élevée pour cette population.

#### 6.2.1.3. Variables utilisées pour les tâches de stabilisation statique et dynamique

Les données brutes relatives aux trajectoires du CdP ont été enregistrées avec une fréquence d'acquisition de 1000Hz puis filtrées avec un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4, avec une fréquence de coupe de 12 Hz. Puis nous avons calculé la vitesse moyenne des déplacements du CdP (VCOP) (en  $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ ), la surface de l'ellipse de confiance à 95% (Surface) des déplacements du CdP (en  $\text{mm}^2$ ) et la moyenne quadratique des déplacements du CdP (RMS) (en  $\text{mm}^2$ ). La VCOP est un indicateur de la quantité d'activité neuromusculaire nécessaire pour conserver la stabilité et représenterait également la capacité du SNC à utiliser les mécanismes de contrôle proactifs pour le maintien postural (Geurts et al., 1993; Riach & Starkes, 1993). C'est également le paramètre le plus reproductible et le plus sensible pour détecter des changements dus à l'âge ou à des troubles neurologiques (Lemay et al., 2013; Lin et al., 2008; Rocchi et al., 2002). La surface de l'ellipse de confiance donne une idée de la précision du contrôle postural puisqu'elle exprime la capacité du SNC à restreindre les oscillations sur une surface réduite. Enfin, la RMS des déplacements du CdP est un bon indicateur de la variabilité spatiale autour de la position moyenne (Vuillerme et al., 2008).

Etant donné que le dispositif d'assise instable induit des déstabilisations combinées sur les axes AP et ML, nous avons choisi de calculer, pour la VCOP et la Surface, la résultante des deux axes.

### **6.3. Le Trunk Control Measurement Scale : une évaluation fonctionnelle du tronc.**

*Le Trunk Control Measurement Scale* développé par Heyrman et al. (2011) est une échelle clinique qui permet de réaliser une évaluation statique et dynamique du contrôle du tronc à partir d'une posture assise. C'est une adaptation du Trunk Impairment Scale (TIS) (Verheyden et al., 2004), une échelle clinique d'évaluation du tronc développée pour les patients ayant eu un AVC. La fiabilité intra et inter examinateurs du TIS chez les enfants atteints de PC avait d'ailleurs été démontrée par Saether et Jørgensen. (2011). Néanmoins, ce test n'est pas tout à fait adapté aux spécificités de la PC. En effet, contrairement à l'AVC qui entraîne des déficits unilatéraux, les enfants atteints de PC peuvent avoir une atteinte unilatérale ou bilatérale. Il était donc nécessaire d'adapter le TIS afin de pouvoir évaluer les côtés gauche et droit du tronc. De plus, le TIS évalue les mouvements sélectifs du tronc dans le plan frontal et transverse alors que les enfants atteints de PC ont également des troubles dans le plan sagittal. Enfin, les items du TIS n'évaluent pas le contrôle de la stabilisation du tronc lorsque des mouvements se font en dehors du polygone de sustentation, ce qui est pourtant un aspect essentiel du contrôle du tronc.

Le *TCMS (annexe 1)*, évalue deux composantes fondamentales du contrôle du tronc : la capacité du tronc à constituer une base de support stable et sa capacité à être un segment corporel mobile. Il est composé de 15 items répartis en 3 sous échelles ciblant chacune un aspect spécifique du contrôle du tronc. L'Equilibre Statique Assis, évalue le contrôle statique du tronc au cours de mouvements des membres inférieurs et supérieurs. Par exemple, à partir d'une position assise, on demande au patient de croiser une jambe au-dessus de l'autre, afin de voir si d'une part le mouvement est possible pour lui et d'autre part s'il le réalise sans compensation telle que des mouvements excessifs au niveau du tronc. Le Contrôle Sélectif du Tronc, évalue la capacité à réaliser des mouvements sélectifs du tronc, dans les trois plans de l'espace, tout en restant dans le polygone de sustentation. On va par exemple demander à l'enfant de réaliser des mouvements de dissociation des ceintures scapulaire et pelvienne (faire des rotations du haut du tronc sans mouvement du bassin) ou encore des mouvements nécessitant de dissocier la droite et la gauche (incliner le bassin de manière unilatérale). De plus, cette sous-échelle

permet de voir si l'enfant utilise des stratégies de contrôle en bloc ou articulées lors du contrôle sélectif du tronc (réussir à tourner le haut du tronc sans que cela ne s'accompagne d'une rotation de la tête). La dernière échelle, les Mouvements d'Atteinte Dynamique, évalue la performance lors de mouvements d'atteinte avec les membres supérieurs qui nécessitent d'aller au-delà du polygone de sustentation. Le score total du TCMS va de 0 à 58, 58 étant la meilleure performance possible. Lorsque l'on évalue l'effet d'une prise en charge thérapeutique sur le score total du TCMS, la différence doit être d'au moins 6 points pour montrer un réel changement (Marsico et al., 2017). Sa fiabilité et sa répétabilité pour l'évaluation du contrôle du tronc ont été montrées pour des populations âgées de 5 à 19 ans, avec des troubles du contrôle du tronc faibles à importants (Marsico et al., 2017). Son utilisation est recommandée pour guider et évaluer la prise en charge thérapeutique des enfants atteints de PC (Bañas & Gorgon, 2014).

Pour chacune des études où il a été utilisé (2 et 4), l'examineur était toujours le même. Chaque item était expliqué oralement et une démonstration était réalisée si nécessaire. L'enfant réalisait l'item 3 fois et la meilleure performance était retenue.

#### **6.4. Les analyses quantifiées de la marche**

L'analyse quantifiée de la marche (AQM) est un examen standardisé utilisé pour l'aide au diagnostic et l'orientation de la prise en charge thérapeutique des populations présentant des troubles neuro-orthopédiques (S. Armand et al., 2016; James R. Gage, 1994; T. A. L. Wren et al., 2011). L'AQM repose sur la modélisation tridimensionnelle du corps humain en mouvement à partir du recueil de la trajectoire de marqueurs réfléchissants qui vont être collés sur la peau du patient, sur des repères anatomiques précis et standardisés. La trajectoire des marqueurs est alors utilisée dans un modèle qui repose sur le principe des angles d'Euler pour calculer les déplacements et les variations angulaires dans les trois plans de l'espace des différents segments corporels. En couplant la cinématique et les données extraites des plateformes de force, il est également possible d'obtenir la cinétique relative à chaque articulation. Ces analyses sont couplées à l'électromyographie de marche (EMG) qui permet de mesurer l'activité musculaire associée à la cinématique et à la cinétique articulaire (Armand et al., 2016; Baker et al., 2017). Enfin, les paramètres spatio-temporels de la marche sont également recueillis.

Les analyses quantifiées de la marche des **études 3 et 4** ont été réalisées par les deux mêmes évaluateurs expérimentés, au sein du laboratoire d'exploration fonctionnelle de l'IRR

de Nancy (UGECAM Nord-Est). Ce laboratoire offre un couloir de marche d'une douzaine de mètres permettant l'enregistrement d'un nombre conséquent de cycles de marche à chaque essai. Le système d'acquisition comprend :

- 2 caméras vidéo Basler (Basler AG, Ahrensburg, Germany) échantillonnées à 50Hz.
- Un système optoélectronique Vicon (VICON Oxford Metrics, Oxford, UK) avec 9 caméras échantillonnées à 100Hz.
- 3 plateformes de force triaxiales AMTI (AMTI, Watertown, MA, USA) échantillonnées à 1000Hz.
- Un système électromyographique Myon (Myon AG, Schwarzenberg, Suisse) échantillonné à 2000Hz.

#### **6.4.1. Variables d'intérêt des études et traitement du signal.**

Les données recueillies au cours des AQM ont été traitées sur les logiciels Vicon Nexus (1.8.5), Vicon Polygon (3.5.2). Les données EMG de l'**étude 2** ont été traitées sur le logiciel Matlab (R2017). Les marqueurs réfléchissants ont été placés selon le modèle de marche conventionnel (Baker et al., 2017; Leboeuf et al., 2019)

Les paramètres spatio-temporels ont été normalisés en fonction des caractéristiques anthropométriques des sujets. La longueur de pas et la vitesse de marche (**étude 3** et **4**) ont été normalisées en fonction de la longueur des membres inférieurs ; la largeur de pas a été normalisée en fonction de la largeur du bassin, mesurée par la distance entre les deux épines iliaques antérosupérieures (Hof & Zijlstra, 1997; Hof, 1996).

Les données cinématiques et cinétiques, enregistrées de manière synchronisée, avec une fréquence de 100Hz pour la cinématique et 1000Hz pour la cinétique, ont été filtrées par un filtre de Woltring avec une erreur quadratique moyenne de 20mm<sup>2</sup> (Woltring, 1986).

Les cinématiques articulaires dans le plan sagittal de la cheville (**étude 3** et **4**) et du genou (**étude 3**) sont rapportées en degrés. La dorsiflexion et la flexion plantaire de cheville ont été calculées en prenant en compte la rotation du pied autour de l'axe latéral du tibia (Nair et al., 2010).

Pour caractériser le freinage réalisé par l'articulation de cheville au cours de la phase de mise en charge du cycle de marche (**étude 3** et **4**), nous avons mesuré la puissance de cheville en Watt.kg<sup>-1</sup> et rapporté le pic négatif après le contact initial. Pour caractériser la dynamique du tronc et du CdM, nous avons porté un intérêt au pic de décélération antérieure du tronc (m.s<sup>-2</sup>) et au pic de décélération vers le bas (m.s<sup>-2</sup>) du CdM (**étude 4**). Pour cela, nous avons utilisé la



décélération antérieure du marqueur placé au niveau du sternum et la décélération verticale du marqueur placé au niveau du sacrum comme étant les variables associées aux actions de freinage de l'avancée du tronc et de support antigravitaire des fléchisseurs plantaires (Correa et al., 2012; Neptune et al., 2001). Les travaux de Jeong et al. (2018) montrent d'excellentes corrélations entre les accélérations verticales du CdM calculées via une analyse segmentaire et celles du marqueur placé au niveau du sacrum.

Dans l'**étude 3**, les activités EMG du tibial antérieur et du soléaire ont été enregistrées. Les signaux EMG brutes ont été filtrés avec filtre bande passe (25 Hz–1000 Hz) et rectifiés. Un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 4 à 10 Hz a ensuite permis de créer une enveloppe EMG. Une contraction volontaire maximale ne pouvant pas être réalisée par les enfants atteints de PC, nous avons choisi de normaliser le signal EMG en fonction de l'activité maximale au cours de la condition pieds nus.

Le Tableau 2 résume les objectifs, méthodologies et variables des études 1 à 4.

**Tableau 2.** Récapitulatifs des objectifs, méthode et variables de chaque étude.

| <i>Etude</i> | <i>Population</i>   | <i>Objectifs</i>  | <i>Méthode</i>   | <i>Variables</i>   |
|--------------|---|---|--|--|
| 1            | Enfants DT (n=36) et Adultes (n=11)                                 | Observer l'effet de l'âge sur la stabilisation des segments axiaux sur une population d'enfants DT âgés de 6 à 12 ans<br>(1) Sur les oscillations posturales<br>(2) Sur les stratégies de stabilisation   | Tâche de stabilisation sur un dispositif d'assise instable nécessitant l'utilisation des segments axiaux pour le maintien de l'équilibre<br><br>3 groupes d'enfants : 6-7 ;8-9 ;10-11 ans)   | Paramètres CdP :<br>- VCOP<br>- RMS déplacement<br>- Surface<br><br>Stratégies de stabilisation :<br>- Indices d'ancrage   |
| 2            | Enfants DT (n=17) et PC (n=17)<br><br>Même population que l'étude 4 | Mettre en évidence un déficit de la stabilisation des segments axiaux en situation statique et dynamique chez les enfants atteints de PC.<br><br>Questionner l'effet de ce déficit sur la posture orthostatique et les capacités fonctionnelles du tronc  | Posturographie statique et dynamique sur un dispositif d'assise instable nécessitant l'utilisation des segments axiaux pour le maintien de l'équilibre<br><br>Posturographie en posture debout<br><br>Evaluation fonctionnelle du contrôle du tronc  | Paramètres CdP<br>- VCOP<br>- RMS déplacement<br>- Surface<br><br>Capacité fonctionnelle du tronc :<br>- Score TCMS  |
| 3            | Enfants DT (n=11) et PC (n=12)                                      | Mettre en évidence le rôle fonctionnel de la marche digitigrade chez les enfants atteints de PC, qui permettrait aux fléchisseurs plantaires de contribuer de manière précoce à l'absorption de puissance pendant la phase de mise en charge  | AQM dans 3 conditions de chaussage : pieds nus, chaussures normales et chaussures à cambrure inversée nécessitant de réaliser une dorsiflexion pour pouvoir poser le pied à plat   | Dorsiflexion au CI<br><br>Direction et amplitude du premier mouvement de cheville pendant la mise en charge<br><br>Pic de puissance négative de cheville associé au premier mouvement de cheville pendant la phase de mise en charge<br><br>Activité EMG du soléaire et du tibial antérieur pendant la phase d'oscillation et la phase de mise en charge |
| 4            | Enfants DT (n=17) et PC (n=17)<br><br>Même population que l'étude 2 | Caractériser les troubles de l'équilibre impliquant les segments axiaux au cours de la posture assise chez les enfants atteints de PC<br><br>Caractériser la relation entre les troubles du contrôle du tronc et la puissance négative de cheville pendant la marche chez les enfants atteints de PC<br><br>Observer les effets d'une rééducation ciblant spécifiquement le contrôle postural du tronc sur la posture et la marche des enfants atteints de PC | Posturographie dynamique sur un dispositif d'assise instable nécessitant l'utilisation des segments axiaux pour le maintien de l'équilibre<br><br>Posturographie en posture debout<br><br>Evaluation fonctionnelle du contrôle du tronc<br><br>AQM<br><br>TFR et rééducation conventionnelle d'une durée de 3 mois, réalisées dans l'ordre AB ou BA selon le groupe. | Paramètres CdP<br>- VCOP<br>- Surface<br><br>TCMS<br><br><u>Pendant l'AQM</u><br>Pics d'accélération du sternum et du sacrum pendant la mise en charge<br>Pic de puissance négative de cheville pendant la mise en charge.<br>Dorsiflexion au CI<br>Longueur, largeur de pas<br>Vitesse de marche  |

## Chapitres expérimentaux

---

### **7. Etude 1 : Développement de la stabilisation des segments axiaux chez les enfants à développement typique âgés de 6 à 12 ans.**

Un des objectifs généraux de ce travail de thèse est de souligner la contribution du contrôle des segments axiaux au contrôle posturale et au maintien de l'équilibre au cours d'activités statiques et dynamiques. L'effet de l'âge sur les oscillations posturales est bien connu, avec une diminution notable de celles-ci au cours de l'enfance, depuis l'acquisition de la station debout et jusqu'à la fin de l'adolescence, voir le début de l'âge adulte (Hsu et al., 2009; Micarelli et al., 2019). La maturation du SNC, de l'intégration et du traitement de l'information sensorielle est souvent mis en avant pour expliquer l'effet de l'âge sur les oscillations posturales (Barela et al., 2011; Micarelli et al., 2019; Rinaldi et al., 2009; Sá et al., 2018). Cependant, les segments axiaux et en particulier le tronc sont particulièrement impliqués dans le contrôle des oscillations posturales (Blackburn et al., 2003; Day et al., 1993; Rietdyk et al., 1999) et dans l'équilibre dynamique, notamment au cours de la locomotion (Cromwell et al., 2004; Kavanagh et al., 2006; Kavanagh et al., 2005; Tang et al., 1998). L'équilibre locomoteur repose également sur la coordination intersegmentaire des segments axiaux ainsi que sur la capacité à les stabiliser par rapport à la verticale gravitaire (Assaiante & Amblard, 1995; Assaiante et al., 2005).

Cependant, l'effet de l'âge sur la capacité à contrôler les oscillations et à stabiliser les segments axiaux dans l'espace n'a jamais été évalué au cours d'une tâche d'équilibration nécessitant leur seule implication pour maintenir son équilibre. Lever ce verrou scientifique serait une contribution certaine à l'ontogénèse des capacités posturocinétiques chez les enfants à développement typique. L'objectif de cette étude était donc d'évaluer le développement de la stabilisation des segments axiaux chez des enfants âgés entre 6 et 12 ans. Pour cela, des enfants DT et des adultes ont réalisés une tâche de stabilisation dynamique sur le dispositif d'assise instable. Des tâches de stabilisation en posture assise et debout statique ont également été réalisées. Il était ainsi possible pour nous de confirmer que nos sujets avaient bien une diminution linéaire de leurs oscillations posturales au cours de la posture orthostatique et de voir si cette diminution se faisait également en posture assise statique et dynamique.

# ***How do children aged 6 to 11 stabilize themselves on an unstable sitting device? The progressive development of axial segment control.***

**Jonathan Pierret<sup>1\*</sup>, Christian Beyaert<sup>1,2</sup>, Jean Paysant<sup>1,2</sup> & Sébastien Caudron<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Université de Lorraine, DevAH (EA3450 Développement, Adaptation & Handicap), F-54000 Nancy, France.

<sup>2</sup> Institut Régional de Réadaptation, Ugecam du Nord-Est, Nancy, France.

Cet article a été accepté le 14.04.2020 dans la revue *Human Movement Science*

Volume 71, Juin 2020

<https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102624>



Contents lists available at ScienceDirect

Human Movement Science

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/humov](http://www.elsevier.com/locate/humov)



Full Length Article

How do children aged 6 to 11 stabilize themselves on an unstable sitting device? The progressive development of axial segment control

Jonathan Pierret<sup>a,\*</sup>, Christian Beyaert<sup>a,b</sup>, Jean Paysant<sup>a,b</sup>, Sébastien Caudron<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Université de Lorraine, DevAH (EA3450 Développement, Adaptation & Handicap), F-54000 Nancy, France

<sup>b</sup> Institut Régional de Réadaptation, Ugecam du Nord-Est, Nancy, France

Cette étude a également été valorisée par une communication orale en congrès :

Pierret, J., Caudron, S., Beyaert, C. Développement du contrôle postural en station debout et sur assise instable : importance de la contribution des segments axiaux. Communication orale XIV<sup>ème</sup> congrès de l'ESCEBD ; 15-18 Septembre 2018, Nancy, France.

## **Résumé**

Le contrôle postural continue à se développer au cours de la moyenne enfance, comme le montre la diminution des oscillations corporelles au cours de la posture orthostatique, entre 5 et 11 ans. Bien que le contrôle de la tête et du tronc soit crucial pour le contrôle de l'équilibre pendant les activités statiques et dynamiques, l'évaluation de leur développement spécifique et de leur contribution au contrôle postural global reste un défi méthodologique. Dans cette étude, nous avons utilisé un dispositif d'assise instable adapté de telle manière que seuls les segments axiaux pouvaient contrôler l'équilibre du dispositif et par voie de conséquence l'équilibre du haut du corps. L'objectif de cette étude était d'évaluer le développement de la stabilisation

posturale des segments axiaux au cours de la moyenne enfance (chez des enfants âgés entre 6 et 12 ans). Trente-six enfants (répartis dans 3 groupes : 6-7 ans, 8-9 ans et 10-11 ans) et 11 adultes, ont réalisé une tâche de stabilisation des segments axiaux sur le dispositif d'assise instable dans plusieurs conditions : à un niveau de difficulté modéré ou élevé, avec les yeux ouverts (YO) ou fermés (YF). Les oscillations posturales des segments axiaux (reflétées par la Surface, la VCOP et la RMS des déplacements du CdP) diminuaient progressivement avec l'âge (6-7 ans > 8-9 ans > 10-11 ans > adultes) et cet effet de l'âge était accentué lorsque le niveau de difficulté était élevé (pour la surface des déplacements du CdP) et dans la condition YF (pour la surface et la RMS). Les stratégies de stabilisation ont été évaluées par les indices d'ancrage calculés à partir de la cinématique 3D des segments axiaux. Un passage progressif depuis des stratégies « en bloc » à 6-7 ans vers un mode de contrôle articulé (comme l'adulte) à partir de 10-11 ans était observé. Une stratégie de stabilisation de la tête par rapport à l'espace émergeait vers l'âge de 8-9 ans. La moyenne enfance est une période importante pour le développement de la stabilisation des segments axiaux, qui continue à mûrir jusqu'à l'âge adulte. Ce développement pourrait être lié à l'apparition et à la maîtrise progressive des processus sensorimoteurs de contrôle proactifs et pourrait contribuer fortement au développement du contrôle postural global.

**Abstract:**

Postural control continues to develop during middle childhood as shown by the decrease in body sway in stance between the ages of 5 and 11. Although head and trunk control is crucial for balance control during both static and dynamic activities, evaluating its specific development and its contribution to overall postural control is methodologically challenging. Here, we used an unstable sitting device adapted to ensure that only the axial segments could control the balance of the device and thus the balance of the upper body. This study aimed to assess the development of the postural stabilization of axial body segments during middle childhood. Thirty-six children (in three age groups: 6-7yo, 8-9yo, and 10-11yo) and 11 adults sat on the unstable sitting device and had to stabilize their axial segments under several conditions: a moderate vs. high level of balance challenge, and eyes open vs. eyes closed. Upper-body postural sway (area, mean velocity and root mean square (RMS) of the center of pressure (CoP) displacement) decreased progressively with age (6-7yo > 8-9yo > 10-11yo > adults), and this effect was accentuated when the balance challenge was high (for CoP area) or in the “eyes closed” condition (for CoP area and RMS). The stabilization strategies were assessed by anchoring indexes computed from three-dimensional kinematics. A progressive

shift was showed, from an “en bloc” pattern at 6-7 years of age toward a more articulated (i.e. adult-like) pattern at 10-11. A head-on-space stabilization strategy first emerged at the age of 8-9. Middle childhood is an important period for the development of axial segment stabilization, which continues to mature until adulthood. This development might be related to the introduction and progressive mastery of feedforward sensorimotor processes and might contribute strongly to the development of overall postural control.

## 7.1. Introduction

Postural control involves both balance (i.e. whole body stabilization) and the orientation and stabilization of body segments, in order to interact with the environment during (for example) a voluntary movement (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Although children are able to stand independently and counteract balance disturbances early in childhood (Mijna Hadders-Algra, 2005), the various components of postural control continue to develop through childhood and into adolescence (Assaiante, 2012; Verbecque et al., 2016). In particular, overall postural sway during quiet stance decreases between the ages of 5 and 10-11 (Hsu et al., 2009), and there are still differences between adolescents and adults (Ferber-Viart et al., 2007; Verbecque et al., 2016). Moreover, this developmental effect appears to be even more pronounced when control of balance is challenged by (i) experimental sensory manipulations, such as a lack of vision (Ferber-Viart et al., 2007; Wolff et al., 1998) or vibration-induced proprioceptive disturbance (Cuisinier et al., 2011), and (ii) postural task demands, such as oscillation (Mallau et al., 2010) or sudden displacements of the support (Forssberg & Nashner, 1982). These observations suggest that the ability to stabilize the body develops progressively and significantly during middle childhood (i.e. between 5 and 12 years of age).

In static and dynamic situations, balance requires coordinated control of the different body segments' positions and the resulting center of mass (CoM) (Massion 1997). The axial segments can be functionally divided into a head module (head + neck), a trunk module (thorax + abdomen), and a pelvis module, which can be moved relative to each other. Together, the trunk and pelvis modules have a key role in balance because of their high mass (60% of the total body mass, cf. Winter, 1995). Indeed, small trunk deviations can strongly impact the position of the CoM and thus destabilize the body. Axial segment control is essential (from infancy onward) for several motor activities such as sitting, walking, reaching and grasping (Assaiante, 2012; Rachwani et al., 2015). Moreover, the trunk serves as a means of organizing postural control (Assaiante et al., 1997). For example, although the head is often selected as the reference frame (probably because it contains the visual and vestibular receptors), its position is determined by the central nervous system

(CNS) with respect to space and to the coordinates of the supporting trunk. Moreover, the trunk has a key role in reducing head oscillations because it acts as a low-pass filter and thus stabilizes the visual field and facilitates the integration of vestibular information (Kavanagh et al., 2004). Therefore, trunk stabilization is essential for controlling the head's position in space. The trunk is also an egocentric reference for planning and controlling movements of the upper and lower limbs (Mouchnino et al., 1993; Roncesvalles et al., 2005). Indeed, trunk stabilization is closely linked to the performance and accuracy of reaching movements (Flatters et al., 2014; Saavedra et al., 2009).

Efficient stabilization of the axial segments is crucial for postural control. It is based on the articulated control of the joints that connect the pelvis to the trunk and the trunk to the head. It is not clear how this motor ability develops because the CNS has to cope with redundancy in the degrees of freedom (DoF), due to the multisegment control of posture and to complexity of the neuromusculoskeletal system. As suggested by Bernstein (1967) and as reported for the development of other motor skills, the development of axial postural control might be driven by the CNS via (i) the freezing of certain joints in order to lower the number of simultaneously controlled DoF, and (ii) the gradual release of these previously frozen DoF when this skill has developed sufficiently with age, practice and/or expertise. Anchoring index (AI), introduced by Assaiante and Amblard (1995), is a kinematic method allowing to compare the stabilization of a given body segment with respect to both external space and the underlying anatomical segment. This approach has been used in developmental studies in order to determine when the children would release their DoF during the development of locomotion. They showed that children used an "en bloc" stabilization strategy when they begin to walk, with the head and trunk stabilized on their underlying segments (the trunk and pelvis, respectively). With age and walking experience, the children progressively move to articulated head-in-space and trunk-in-space stabilization strategies (HSSS and TSSS, respectively) (Assaiante & Amblard, 1995). Even though this articulated mode of control between the head and trunk usually appears at about 7 years of age for locomotion, the stabilization of axial segments (and especially the trunk) nevertheless

continues to mature until adolescence. More specifically, children may return to an “en bloc” control of the head with respect to the trunk during difficult tasks, due to changes in the sensory context or under more challenging balance conditions (Assaiante, 1998).

Axial segment coordination and stabilization are crucial for static and dynamic postural control. These processes continue to develop during middle childhood and depend on the difficulty of the postural challenge. However, to the best of our knowledge, the axial segments’ specific contribution to the development of postural control has not been directly evaluated. This may be because quantifying each body segment’s contribution to the control of posture (i.e. separating the trunk’s contribution from the limbs’ contribution) is methodologically challenging. Nevertheless, researchers have recently developed unstable sitting devices (half-sphere or ball-bearing systems) that isolate the upper body and thus serve as tools for challenging the balance of axial segments during a seated postural task (Cholewicki et al., 2000; Larivière et al., 2013). As shown by Larivière et al. (2013), classical posturographic variables (see Prieto et al. 1996) can be computed for seated postural control on these unstable platforms, just as they can be for standing posture. Moreover, Larivière et al. (2013) also introduced a calibration procedure that standardized the stabilization task’s level of difficulty as a function of the seated participant’s anthropometric characteristics. Consequently, the task’s level of difficulty can be incremented in the same way for all participants.

Given that (i) postural control continues to develop throughout childhood; and (ii) the stabilization of axial body segments (the head, trunk, and pelvis) is crucial for the control of posturokinetic activities, the objective of the present study of typically developing children aged between 6 and 11 was to assess the effect of age on the postural stabilization of axial body segments. To this end, three age groups of

children and a control group of adults were studied during a postural task on an unstable sitting device requiring the specific use of the axial segments to maintain balance. We hypothesized that postural sway would decrease with age and that this developmental effect would be accentuated by the task difficulty (i.e. the degree of balance challenge) and the visual condition (eyes open vs. eyes closed). Hence, we expected that head and trunk stabilization in the younger children would be more affected by a difficult balance challenge. This age effect might be based on the use of different segment stabilization strategies for the head and the trunk, as a function of the age. We further hypothesized that the younger children would rely on “en bloc” segmental stabilization strategies (with the head and the trunk stabilized on their underlying segments, and especially when the balance task was difficult), whereas older children and adults would use articulated head-in-space and trunk-in-space stabilization strategies.

## **7.2. Experimental Procedures**

### **7.2.1. Participants**

Eleven adults (6 females and 5 males) and 36 children (19 females and 17 males) were included in the study. To assess the development of postural control during middle childhood, the children were separated into three age groups: 6-7 years old (yo) (n=13), 8-9yo (n=12) and 10-11yo (n=11). Characteristics of studied groups are reported in Table 3.

The main exclusion criteria were a history of neurologic or musculoskeletal disorders, acute or chronic low back pain, and uncorrected vision defects. The study was performed in compliance with the tenets of the Declaration of Helsinki. All the adult participants and the children’s parents gave their written, informed consent to participation before the study.



**Table 3. Characteristics of the study subgroups. Data are quoted as the mean  $\pm$  SD**

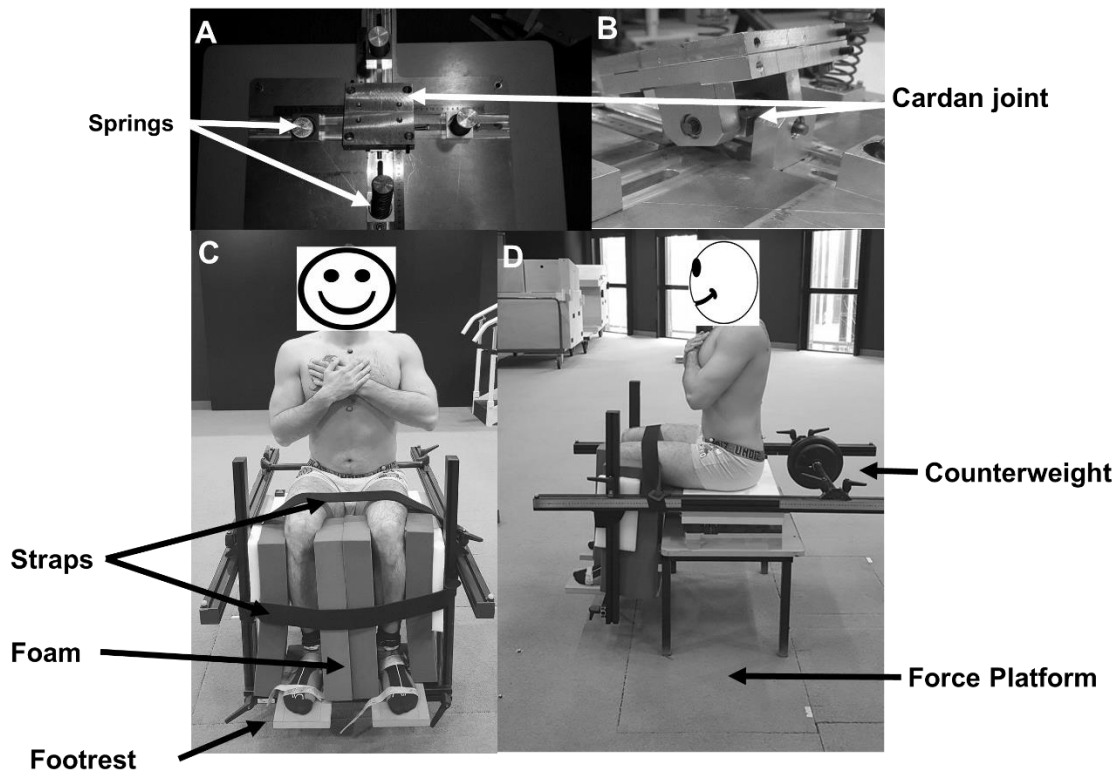
| Group          | Age (years)    | Height (cm)     | Weight (kg)    | Sex ratio (F/M) |
|----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|
| 6-7yo (n=13)   | 6.7 $\pm$ 0.7  | 124 $\pm$ 1.3   | 26.7 $\pm$ 3.5 | 6/7             |
| 8-9yo (n=12)   | 9.1 $\pm$ 0.5  | 136.5 $\pm$ 2.1 | 31.2 $\pm$ 2.1 | 7/5             |
| 10-11yo (n=11) | 10.8 $\pm$ 0.6 | 143.1 $\pm$ 3.3 | 38.4 $\pm$ 4.2 | 6/5             |
| Adults (n=11)  | 20.9 $\pm$ 4.2 | 172 $\pm$ 0.8   | 68 $\pm$ 12.2  | 6/5             |

### 7.2.2. The unstable sitting device

The unstable sitting device (Fig 41) was a prototype based on the wobble chair system developed earlier by Larivière et al. (2013). The seat area was built from a flat plate (length: 35 cm, width: 70 cm, height: 5 cm) with an anti-slip coating. The plate's center (pivot point) was fitted with a cardan joint with two degrees of freedom (DoF) and four springs (maximum distance from the pivot point: 22.5 cm; stiffness: 3062.5 N.m<sup>-1</sup>; height: 10 cm) arranged around the cardan joint (two on the anteroposterior axis and two on the mediolateral axis). The cardan joint allowed the seat to tilt in a frictionless manner along both axes, with a maximum tilt of 12°. The distance between the pivot point and the springs could be adjusted so as to modulate the seat's degree of instability and therefore the difficulty of the unstable sitting postural task: the further the springs were from the cardan joint, the greater the leverage and thus the easier it was for the springs to resist any tilting. Conversely, the closer together the springs were, the less they were able to resist the tilting of the seat. In order to maintain the device motionless when necessary, each of the two DoF of rotation could be locked with chocks.

The seat device was fitted with an adjustable footrest (for height and depth) so that the degree of flexion at the hip, knee and ankle joint was kept constant (90°) during movements of the seat. This ensured that only the axial segments could control the balance of the device and thus the balance of the upper body. Moreover, movements of the lower limbs were restricted by foam blocks strapped between and around them. Thus, a tilt of the unstable sitting device and stabilization of the axial segments could not be counterbalanced by the action of the lower limbs. The potential role of the upper limbs was also cancelled out by asking the participants to keep their elbows by their side and their arms crossed on the chest. The participant's position on the seat (with the

ischial tuberosities centered on the flat support) was checked using visual cues. Lastly, weights were placed on a bar at the back of the seat, in order to counterbalance the load constituted by the participant's lower limbs and the foot-rest at the front; hence, the seat remained horizontal at rest. The whole unstable sitting device was centered on top of a four-leg table, which in turn stood on a three-dimensional (3D) force platform (AMTI, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA) with a sampling rate of 1000 Hz. Hence, the forces were transmitted from the surface of the seat to the ground through the four springs and the pivot, and then the four legs of the table. During preliminary technical tests, we made sure that the displacement of a weight placed on the device over a given length would result in a CoP displacement of the same length on the force platform. The calibration procedure developed by Larivière et al. (2013) was used to make the balance task's level of difficulty independent of the individual participant's anthropometric characteristics. For each participant, the calibration procedure involved determining the minimal spring-pivot distance for which the system could be considered as neutrally stable for the subject, relative to his/her anthropometric characteristics (see Larivière et al., 2013 for more details). In preliminary experiments, we checked that a distance corresponding to 80 or 90% of that calculated in the calibration procedure was an acceptable level of difficulty for the balance task, while ensuring that the task could be achieved by children aged between 6 and 11 years. Preliminary experiments also showed that bringing the springs progressively closer to the pivot (in increments of 10% of the distance calculated in the calibration procedure) was sufficient to obtain significant differences in the CoP variables.



**Figure 41. The tilt mechanism of the unstable sitting device and the set-up for the postural task.** (A) A view of the underside of the seat, showing the cardan joint and the four springs. The distance between the springs and the cardan joint (placed at the pivot point) could be modulated, in order to graduate the instability of the seat and make the difficulty of the postural task independent of the participant's anthropometric characteristics. The greater the distance between the spring and the central pivot, the more it opposes a tilt of the seat. (B) A side view of the cardan joint. The joint allowed the seat to tilt on the mediolateral and anteroposterior axes around a pivot point in a frictionless manner and with a maximum tilt angle of 12°. Frontal (C) and sagittal (D) views of the set-up used in the seated postural tasks. In these photos, the participant stabilized himself in an upright upper body posture.

### 7.2.3. Tasks and data acquisition

Trunk and head postural control was assessed using the unstable sitting device described above (Fig 41). The participant was seated on the unstable sitting device, in order to perform unstable sitting postural trials with two levels of difficulty. For the medium level of difficulty, the springs were set to 90% of the distance calculated during the calibration procedure. For the high level of difficulty, the springs were set to 80% of the calibration distance. At each level of difficulty (medium or high), the participant performed three trials with the eyes open (the EO condition), and three with the eyes closed (the EC condition). Participants were asked to remain as stable as possible and to adopt an upright upper body posture, with their arms crossed on the chest. Each trial lasted 30 seconds. Trials in EO or EC conditions with a medium or high level of difficulty were

intermixed and presented in random order. During a 1-minute rest period being trials, the participant remained on the seat (with the latter being locked in a static position).

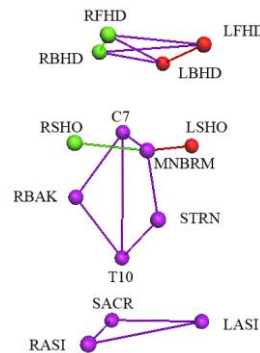
### 7.2.4. Data recording and processing

CoP trajectories on the 3D force platform were recorded at a frequency of 1000 Hz. Raw data were filtered by a low-pass Butterworth filter (order: 4; cut-off: 12 Hz). Next, the CoP displacements were analyzed as the mean of three postural variables: (i) the CoP area (mm<sup>2</sup>), computed from the 95% confidence ellipses of the CoP displacement; (ii) the CoP mean velocity (mm.s<sup>-1</sup>); and (iii) the root mean square (RMS) of the CoP displacements (mm). The CoP area evaluates the accuracy of the postural control and the CoP RMS its variability. Lastly, the CoP mean velocity is considered as the most reliable

parameter to show age effects on postural control (Prieto et al., 1996). Moreover, these parameters are not influenced by body mass (Chiari et al., 2002). Since destabilization was induced along both pitch and roll axes, RMS and mean velocity were computed from the resultant displacement of the CoP.

Angular displacements of the head, trunk and pelvis were measured with a 9-camera 3D optoelectronic motion capture system (VICON, Oxford Metrics, Oxford, UK). The marker set (Fig 42) was a

simplified Plug-in Gait set-up (Oxford Metrics), with four markers on the head (two on the left and right of the forehead, and two on the left and right of the back of the head), one on the right acromion, one on the left acromion, five on the trunk (the spinous process of the 7<sup>th</sup> cervical vertebrae, the spinous process of the 10<sup>th</sup> thoracic vertebrae, the suprasternal notch of the manubrium, the xiphoid process of the sternum, and middle of the right scapula), and three on the pelvis (on the left and right anterior superior iliac spine, and the sacrum).



**Figure 42.** A simplified Plug-in-Gait marker-set with 14 reflective markers. LFHD and RFHD: left and right forehead; LBHD and RBHD: left and right back of the head; LSHO and RSHO: left and right acromion; C7: spinous process of the 7<sup>th</sup> cervical vertebrae; T10: spinous process of the 10<sup>th</sup> vertebrae; MNBRM: the suprasternal notch of the manubrium; STRN: the xiphoid process of the sternum; RBAK: middle of the right scapula; LASI and RASI: left and right anterior superior iliac spine; SACR: the sacrum.

The markers' trajectories (sampling rate: 100 Hz), the synchronization with CoP data, and the marker labels were determined using VICON Nexus software (version 1.8.5, Oxford Metrics). The raw data were filtered with a low-pass Butterworth filter (order: 4; cut-off: 12 Hz). On the basis of these kinematic data, anchoring indexes were computed for the head and the trunk in the sagittal, frontal and transversal planes. The AI provides information on the segmental stabilization strategy used by a subject in a particular plane. It is defined as the ratio between the relative angular dispersion of a given body segment to the relative angular dispersion of the underlying segment and the total angular dispersion of the two segments, according to the equation  $AI_{segment} = (\sigma_r^2 - \sigma_a^2) / (\sigma_r^2 + \sigma_a^2)$ , where  $\sigma_a$  and  $\sigma_r$  are respectively the standard deviation (SD) of the absolute segment's angular displacement and the SD of the relative segment's angular displacement (with respect to the underlying segment). A significantly positive  $AI_{head}$  or  $AI_{trunk}$  indicates that an articulated control strategy, i.e. respectively that an HSSS or a TSSS is being used. Conversely, a significantly

negative  $AI_{head}$  or  $AI_{trunk}$  indicates the operation of an "en bloc pattern" control strategy for each segment (i.e. with the head stabilized on the trunk or with the trunk stabilized on the pelvis, respectively). Lastly, an AI that does not differ significantly from zero indicates that a mixed (articulated + "en bloc") strategy is being used. All data processing was carried out using MATLAB R2017 software (MathWorks, Inc., Natick, MA, USA)

### 7.2.5. Statistical analyses

Quantitative data were expressed as the mean  $\pm$  SD. Postural sway during unstable sitting was analyzed with separate mixed-design analyses of variance (ANOVA) for the CoP area, mean velocity, and RMS. For each of these variables a  $4 \times 2 \times 2$  three-way ANOVA was performed with the "age group" as the between-subject factor (6-7yo; 8-9yo; 10-11yo; adults) and the "vision condition" (EO; EC) and the "level of difficulty" (medium; high) as within-subject factors. Tukey's honestly significant difference (HSD) test was used for post-hoc comparisons, when necessary. The threshold for

statistical significance was set to  $\alpha=0.05$ . Size effects were reported with partial eta<sup>2</sup> statistics ( $\eta_p^2$ ).

To examine the changes with age in segmental strategies, the mean  $\pm$  SD values of  $AI_{\text{head}}$  and  $AI_{\text{trunk}}$  were computed for the sagittal, frontal and transversal planes for each age group, at each level of difficulty of the unstable sitting postural task (medium; high) and in EO and EC conditions. Two-tailed one-sample t-tests were used to determine whether  $AI_{\text{head}}$  and  $AI_{\text{trunk}}$  differed significantly from zero, with a threshold for statistical significance of  $\alpha=0.05$ .

### 7.3. Results

#### 7.3.1. Postural sway analyzed with the CoP area, CoP velocity and CoP RMS

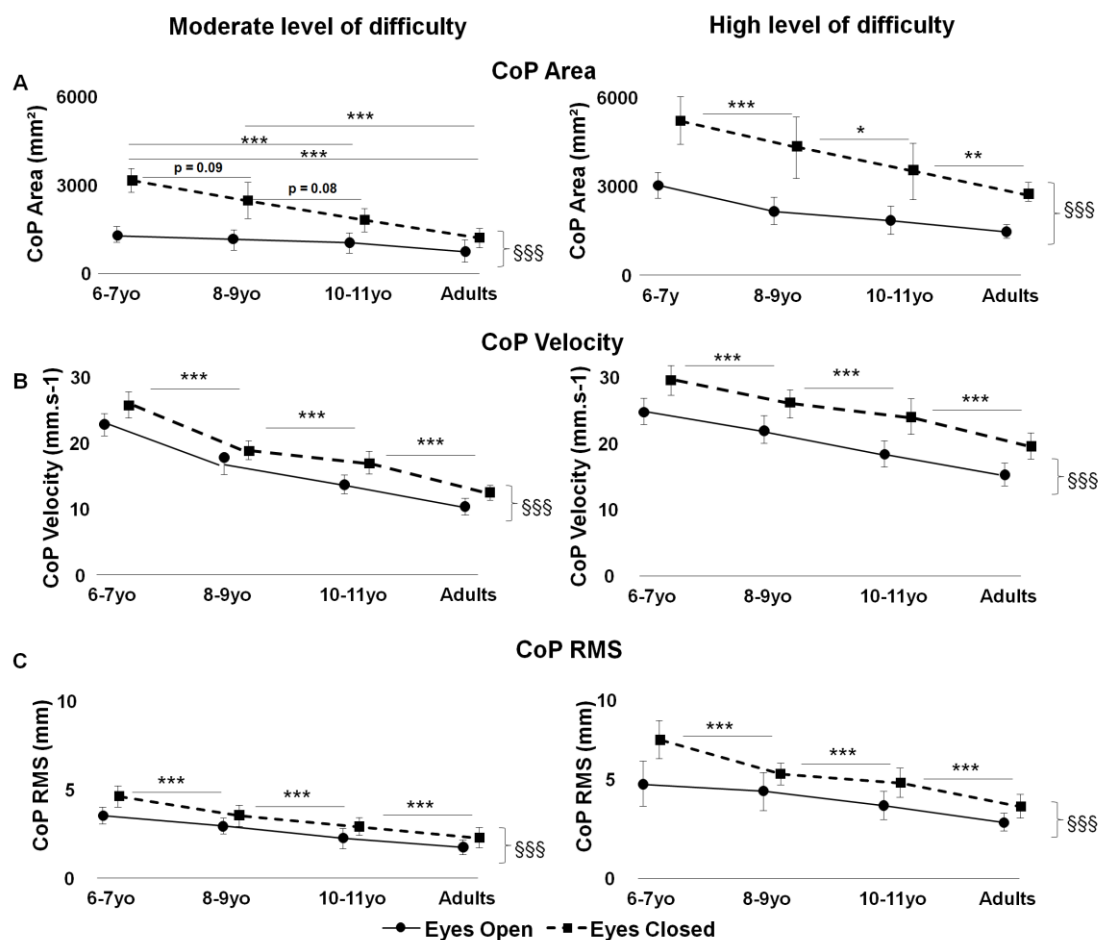
Unsurprisingly, a higher level of difficulty was associated with a greater CoP area [ $F(1,43) = 415.1$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.91$ ], mean velocity [ $F(1,43) = 59.6$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.58$ ] and RMS [ $F(1,43) = 222.3$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.84$ ]. Moreover, the overall degree of sway was greater in the EC condition than in the EO condition, with a main effect of vision on the CoP area [ $F(1,43) = 408.2$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.90$ ], mean velocity: [ $F(1,43) = 97.3$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.69$ ], and RMS [ $F(1,43) = 123.2$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.74$ ]. Hence, the participants were globally less stable when a higher level of difficulty was combined with the EC condition, as attested to by the significant level of difficulty  $\times$  vision interaction observed for the CoP area [ $F(1,43) = 17.6$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.29$ ], mean velocity [ $F(1,43) = 8.14$ ,  $p = 0.01$ ,  $\eta^2 = 0.15$ ], and RMS [ $F(1,43) = 6.28$ ,  $p = 0.016$ ,  $\eta^2 = 0.13$ ].

One key objective of the present study was to investigate the effect of age on the postural sway measured in an unstable sitting condition that requires the use of axial segments alone for stabilization. As depicted in Figure 43, we observed a developmental hierarchy (6-7yo > 8-9 yo > 10-11yo > adults) for postural sway, with a significant main effect of age reported for the CoP area [ $F(3,43) = 86.2$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.86$ ], mean velocity [ $F(3,43) = 77.34$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.84$ ] and RMS [ $F(3,43) = 121.6$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.89$ ]. Moreover, post-hoc

comparisons of successive pairs of age groups showed that in each case, the older of the two groups was significantly more stable (i.e. had lower mean values of the CoP variables) than the younger age group ( $p < 0.001$  for all post-hoc pairwise comparisons and all dependent variables).

The age effect depended significantly on the level of difficulty for the CoP area [ $F(3,43) = 5.82$ ,  $p = 0.002$ ,  $\eta^2 = 0.29$ ] but not for the CoP mean velocity [ $F(3,43) = 0.5$ ,  $p = 0.69$ ] or RMS [ $F(3,43) = 1.43$ ,  $p = 0.25$ ]. The relative decrease in the CoP area with increasing age was greater at a high level of task difficulty (Figure 43A), and all pairwise comparisons of age groups at this level were significant (all  $p < 0.05$ ). At the medium level of difficulty, the overall age hierarchy for the mean CoP area was also 6-7yo > 8-9yo > 10-11yo > adults; however, the differences between adults and the 10-11yo group ( $p = 0.23$ ), between the 10-11yo and 8-9yo groups ( $p = 0.079$ ), and between the 8-9 and 6-7yo groups ( $p = 0.091$ ) did not reach the significance level. The other differences between older and younger groups of participants were significant ( $p < 0.001$ ).

Furthermore, the absence of vision affected the CoP area and RMS to a larger extent in the younger groups of children than in the older and in the adults (Figure 43A and 43C), as confirmed by the significant interactions between age and vision [ $F(3,43) = 13.3$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.48$  for CoP area;  $F(3,43) = 7.07$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.33$  for CoP RMS]. It should be noted that this interaction was not significant for the CoP mean velocity [ $F(3,43) = 0.1$ ,  $p = 0.97$ ]. Tukey HSD post-hoc analyses showed that the mean CoP area and CoP RMS were always significantly greater in the EC condition than in the EO condition for each age group (all  $p < 0.05$ ). It is noteworthy that the difference between EO and EC conditions was particularly marked in the 6-7yo group (see the area and RMS data in Figures 43A and 43C) and substantial for 10-11yo group (see the area data in Figure 43A). Lastly, we noted that the three-way age  $\times$  vision  $\times$  level of difficulty interactions were not significant for the CoP area [ $F(3,43) = 0.61$ ,  $p = 0.61$ ], mean velocity [ $F(3,43) = 0.03$ ,  $p = 0.99$ ] and RMS [ $F(3,43) = 0.98$ ,  $p = 0.41$ ].



**Figure 43. Upper-body postural sway assessed with CoP variables in unstable sitting.** (A) The mean 95% confidence ellipse for the CoP area (in mm<sup>2</sup>), (B) the mean CoP velocity (in mm.s<sup>-1</sup>), and (C) the mean RMS of the CoP displacement (in mm) at a moderate level of difficulty (left side) and a high level of difficulty (right side) in unstable sitting, in the eyes-open condition (EO - circles and solid line) and the eyes-closed conditions (EC - squares and dashed line). The error bars correspond to  $\pm 1$  SD. Consecutive significant differences between age groups are indicated by asterisks (\* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ ; \*\*\* $p < 0.001$ ). It should be noted that these asterisks refer to post-hoc tests of the main effect of age on the CoP velocity and the CoP RMS, because the Age  $\times$  level of difficulty interaction was not significant for these two variables. The symbol § on the right side of the plots refers to a significant main effect of vision (§§§ $p < 0.001$ ), and the post-hoc differences between the EO and EC conditions were significant for each age group and all three CoP variables. See the text for more details on the significant vision  $\times$  age interaction for CoP area and RMS.

### 7.3.2. Stabilization strategies

The AIs for the head and trunk in all planes during unstable sitting are displayed in Figure 44 (for a medium level of difficulty) and Figure 45 (for a high level of difficulty). Firstly, one can note that the AI in the transverse plane was never significantly different from zero, regardless of the level of difficulty, vision condition, and group ( $p > 0.05$  for all). This might be an inherent feature of the task;

indeed, the postural disturbance caused by the tilt of the seat involved displacements along the anteroposterior and mediolateral axes but never involved axial rotation. Interestingly, similar patterns were observed in the sagittal and frontal pattern for each group and in each experimental condition.

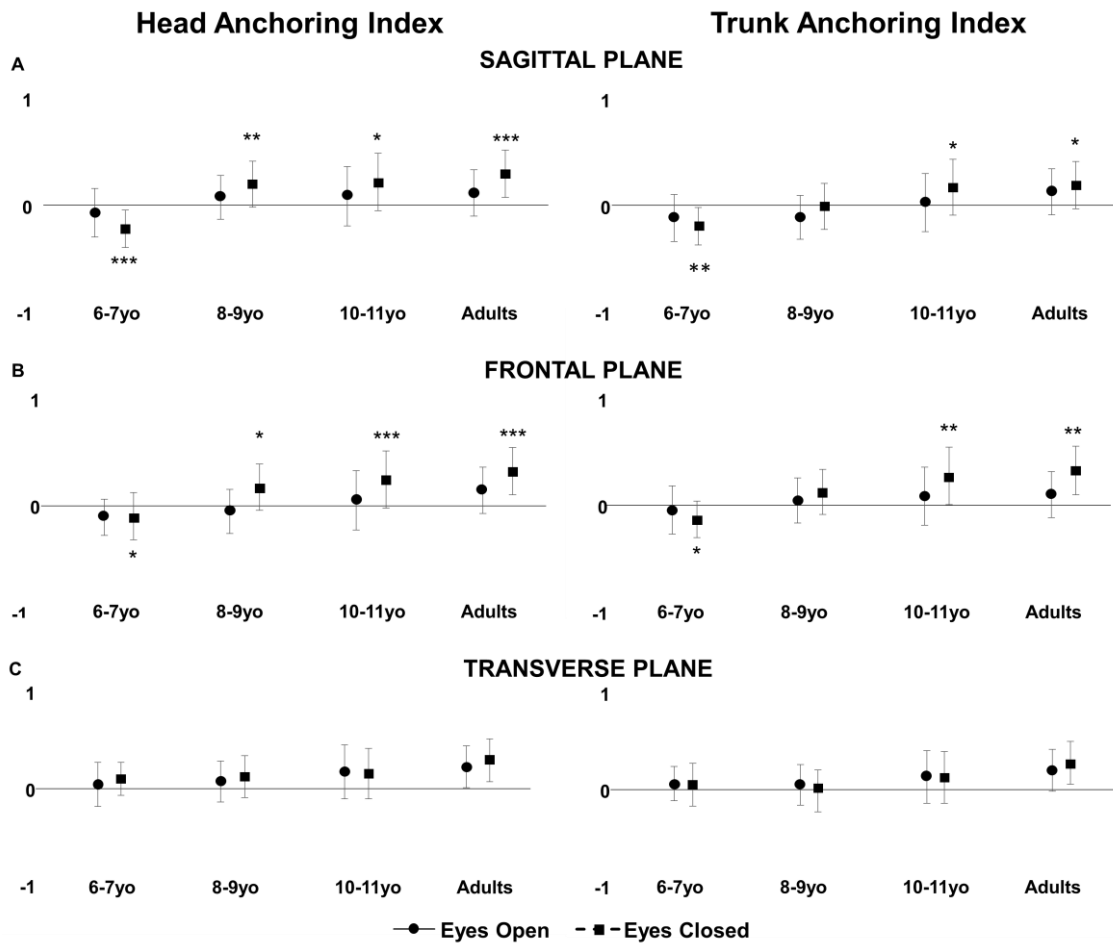
In the 6-7yo group, the mean values of  $AI_{\text{head}}$  and  $AI_{\text{trunk}}$  in both the sagittal and frontal planes were negative under all experimental conditions. In the

EC condition,  $AI_{\text{head}}$  and  $AI_{\text{trunk}}$  for both planes were significantly negative at the medium level of difficulty ( $AI_{\text{head}}$ :  $p < 0.001$ ;  $AI_{\text{trunk}}$ :  $p < 0.01$ ; Fig 44) and the high level of difficulty ( $p < 0.05$ ); this indicated the use of head-on-trunk and trunk-on-pelvis stabilization strategies with the eyes closed. This was also the case in the EO condition at the high level of difficulty for  $AI_{\text{head}}$  ( $p < 0.05$ ), whereas  $AI_{\text{trunk}}$  did not differ significantly from zero ( $p > 0.05$ ). At the medium level of difficulty (Fig 44) and the EO condition, the values of  $AI_{\text{head}}$  and  $AI_{\text{trunk}}$  were also negative but did not differ significantly from zero ( $p > 0.05$ ); this suggested the use of a mixed stabilization strategy when the postural challenge was less difficult.

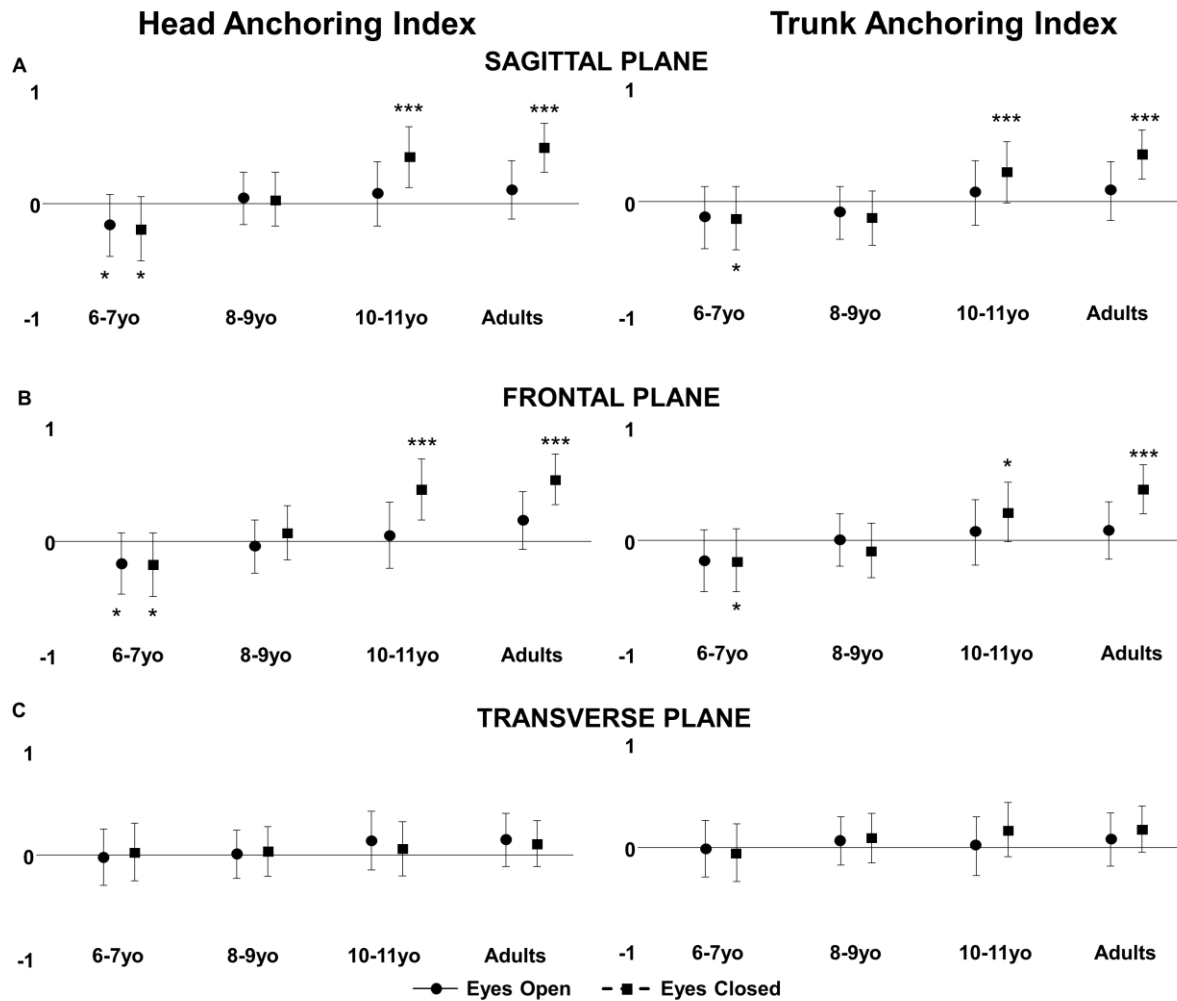
In the 8-9yo group,  $AI_{\text{head}}$  in both sagittal and frontal planes was significantly positive at the moderate level of difficulty with EC ( $p < 0.01$  and  $p < 0.05$  respectively; Fig 45); this clearly demonstrated the emergence of a HSSS in this condition. However, for both planes and in all other experimental conditions,  $AI_{\text{head}}$  and  $AI_{\text{trunk}}$  did not differ significantly from

zero ( $p > 0.05$ ), suggesting that mixed strategies were being used to stabilize the head and trunk.

Lastly, very similar patterns of results were observed for sagittal and frontal  $AI_{\text{head}}$  and  $AI_{\text{trunk}}$  in the 10-11yo group and in the adult group, whatever the experimental condition. In both groups, all the mean values of  $AI_{\text{head}}$  and  $AI_{\text{trunk}}$  were positive. Moreover,  $AI_{\text{head}}$  and  $AI_{\text{trunk}}$  in frontal and sagittal planes were significantly positive in the EC condition with a moderate level of difficulty (Fig 44; sagittal plane:  $p < 0.05$  in all cases except  $p < 0.001$  for the adult group's  $AI_{\text{head}}$ ; frontal plane:  $p < 0.001$  for  $AI_{\text{head}}$  and  $p < 0.01$  for  $AI_{\text{trunk}}$  in both 10-11yo and adults groups) and with a high level of difficulty (Fig 45;  $p < 0.001$  in all cases except  $p < 0.05$  in the frontal plane for  $AI_{\text{trunk}}$  in the 10-11yo group). These results indicated that the 10-11yo group and adults were using an HSSS and a TSSS when deprived of vision. In the EO condition, the positive mean values of  $AI_{\text{head}}$  and  $AI_{\text{trunk}}$  in both the 10-11yo and adult groups did not differ from zero, regardless of the level of difficulty ( $p > 0.05$  for all); this indicated that mixed strategies were used when vision was available.



**Figure 44.** The figure shows the mean AIs for the head (left panel) and the trunk (right panel) in each age group, in the sagittal (A), frontal (B) and transversal (C) planes and under eyes-open (EO – black circles) and eyes-closed (EC – black squares) conditions. Error bars indicate  $\pm 1$  SD. Significant differences from 0 are indicated by asterisks (\* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ ; \*\*\* $p < 0.001$ ).



**Figure 45.** The figure shows the mean AIs for the head (left panel) and the trunk (right panel) in each age group, in the sagittal (A), frontal (B) and transversal (C) planes and under eyes-open (EO – black circles) and eyes-closed (EC – black squares) conditions. Error bars indicate  $\pm 1$  SD. Significant differences from 0 are indicated by asterisks (\* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ ; \*\*\* $p < 0.001$ ).

#### 7.4. Discussion

In the present study, we assessed the development of the postural stabilization of axial body segments in children aged 6-11 and in adults (as controls) performing a postural task on an unstable sitting device under EO or EC conditions and with a moderate or high level of balance challenge. As we had initially hypothesized, postural sway (evaluated from the area, velocity or RMS of the CoP) gradually decreased with the age group (6-7yo > 8-9yo > 10-11yo), and there were still differences between the 10-11yo group and the adults. This progressive effect of age on postural sway was accentuated when balance was especially challenging, due either to a lack of vision (for CoP Area and CoPRMS) or a high level of postural task difficulty (for CoP Area).

Furthermore, the development of axial stabilization was characterized by progressive changes in the segmental strategies used between 6 and 11 years of age, with a move from an “en bloc” pattern at 6-7yo to HSSS and TSSS at 10-11yo. In fact, the head and trunk anchoring indexes were significantly negative in the EC condition or at a high level of difficulty in the 6-7yo group but started to become positive in 8-9yo group ( $IA_{head}$  at a moderate level of difficulty). Behavior in the 10-11yo and adult groups was qualitatively similar, with positive anchoring indexes for the head and the trunk. Interestingly, the indexes did not differ significantly from zero in the EO condition at both levels of difficulty, indicating the use of a mixed strategy. In contrast, the 10-11yo



and adult groups used HSSS/TSSS in the EC condition.

#### **7.4.1. A progressive improvement in axial segment stabilization between 6 and 11 years of age**

With the exception of the CoP area measured at a moderate level of difficulty with EO (where only trends were present), we observed significant main effects of age and significant differences between pairs of successive age groups for all the CoP variables. This indicated a progressive improvement in axial segment stabilization between the ages of 6 and 11. This decrease in postural sway was associated with the progressive acquisition and mastery of adult-like stabilization strategies for the head and the trunk. Indeed, when the balance task was difficult (i.e. EC at the moderate level of difficulty and EC and EO at the high level of difficulty), the negative anchoring indexes clearly showed that younger children used “en bloc” stabilization strategies, with the head and the trunk respectively stabilized over their underlying segments (the trunk and the pelvis).

Next, from the age of 8 onwards, the anchoring indexes did not differ significantly from zero - suggesting that the “en bloc” stabilization strategies had disappeared even when the task was difficult. Conversely, “in-space” strategies started to emerge progressively (when the postural challenge was moderate) in this age group. However, a trunk-in-space stabilization strategy was still absent, as indicated by the not significantly positive anchoring indexes for the trunk at both levels of difficulty and under both visual conditions. The age of 8 thus appears to be pivotal; adult-like segmental stabilization strategies start to emerge, although stabilizing the head in space during a difficult task remains challenging - as also previously reported during locomotion (Assaiante & Amblard, 1995). Our findings are also in line with Roncesvalles et al.’s (2005) report on a transition phase around the ages of 7-9, as characterized by a shift from an egocentric frame of reference to an exocentric frame of reference (with segments oriented with respect to the gravity). Moreover, this emerging strategy in the 8-9yo group was efficient for the postural control of axial segments, since a significant decrease (relative to children aged 7) in body sway during postural tasks was observed in the present study and in the literature (Olivier et al., 2010). Some researchers consider that these clear changes around the age of 8 (observed in this instance during quiet standing or

during dynamic activities such as walking) evidence the “non-linear” development of postural control; in relative terms, they report that the postural sway decreases significantly to the age of 8, does not change between 8 and 11, and then decreases further after the age of 11 (Assaiante & Amblard, 1995; Cuisinier et al., 2011; Forssberg & Nashner, 1982; Kirshenbaum et al., 2001; Olivier et al., 2010). These researchers have suggested that there is a turning point in the sensory integration process, with a shift from visual dependence to adult-like postural control based on a combination of visual and proprioceptive feedback (Shumway-Cook & Woollacott, 1985). However, our results show that the age of 8-9 years corresponds to the progressive, essentially linear development of axial control, rather than a “turning point”. Although new stabilization strategies appeared at this age, the decreases in postural sway during unstable sitting were quite similar before (vs. 6-7yo) and again (vs. 10-11yo). Similarly, the EC vs. EO differences in postural sway decreased (at least for CoP Area and CoP RMS) not only from 6-7yo to 8-9yo but also from 8-9yo to 10-11yo and again from 10-11yo to adulthood.

Ultimately, from the age of 10 onwards, the children became able to use an HSSS and a TSSS even when the task was difficult. The mastery of an articulated strategy at the trunk is especially important for the development of dynamic balance because it can attenuate head sway during balance tasks - as previously reported for locomotion (Kavanagh et al., 2006). Overall, the gradual changes in the AIs (from negative to positive) between the 6-7yo and 10-11yo groups and the decrease in postural sway appeared to be in line with Bernstein’s DoF theory; one or more previously frozen DoF (i.e. spatially constrained joints) are progressively released during the development of axial segment stabilization (Bernstein, 1967). These fundamental changes in the stabilization of axial segments during middle childhood emphasize the importance of the segments’ contribution to the development of overall postural control.

#### **7.4.2. The shift from reactive axial segment control to proactive axial segment control, and its contribution to postural control**

In the present study on an unstable seated postural task, we observed developmental differences in postural sway over the 6-11 age range. These changes were related to the postural control of the trunk and head. Similar developmental changes during middle childhood have also been shown for

standing tasks (Ferronato & Barela, 2011; Hsu et al., 2009; Stambolieva et al., 2012). These findings raise the question of how the development of axial segment control specifically contributes to changes in postural sway observed during ontogenesis – changes that might also be due to maturation of the CNS's control processes. Age-related improvements in postural control are often considered as a reflect of the maturation of the CNS in general and sensorimotor processes in particular, resulting in postural control that is more accurate (i.e. small CoP sway area) and efficient (i.e. small RMS and slow CoP displacements) (Kirshenbaum et al., 2001; Rival et al., 2005). More precisely, the researchers argued that the high velocity of CoP displacements at the age of 6-7 and the progressive decrease in this velocity with age until adulthood is the sign of a transition from a reactive control strategy (with fast correction of the CoP's position based on sensory feedback) to a more proactive strategy (with a combination of feedforward and feedback control of the CoP displacement) (Ferronato & Barela, 2011; Rival et al., 2005; Stambolieva et al., 2012). Our present results showed that the velocity of the CoP displacement decreased with age during an unstable sitting postural task, indicating that the same improvement in the child's postural control strategy applied to axial segments. In the present study, the ability to remain stable on the unstable sitting device relied on the participant's ability to anticipate movements of the seat. In some cases, these movements were initiated by movements of the participant's axial segments. Hence, stability should depend on anticipatory control and feedforward mechanisms. Several studies (Assaiante et al., 2014; Barela et al., 2003; Barlaam et al., 2012; Cignetti, Caudron, et al., 2013) have found that feedforward postural control mechanisms are closely linked to construction of the body schema and to internal models of action. The fact that the construction of the body schema and refinements of the internal model (both of which are involved in the anticipatory control of posture) mature slowly throughout childhood (Barlaam et al., 2012; Choudhury et al., 2007; Cignetti, Caudron, et al., 2013) may explain (i) the progressive development of axial segment postural control observed between 6 and 11 years of age, and (ii) the differences between older children and adults. We hypothesize that the improvement of postural control reported in the literature throughout middle childhood is strongly influenced by the development of axial segment stabilization, as described in the present study. Indeed, given that (i)

the trunk represents a child's first frame of reference for postural orientation, balance control and posturokinetic activities (Assaiante, 2012; Roncesvalles et al., 2005), (ii) head stabilization facilitates the sensory integration of the visual and vestibular inputs involved in postural control, and (iii) axial segments account for a large proportion of the total body mass (Massion et al., 1995; Winter, 1995), a low level of head and trunk stability (induced by weaker axial segment control) in the youngest children might lead to more frequent deviations of the CoP – and thus broader and faster corrections of the CoP – during static or dynamic postural control in stance.

#### **7.4.3. The development of postural control of axial segments continues from 11 years old to adulthood.**

Although we found that children in the 10-11yo group were able to use the same segmental stabilization strategies as adults, the postural sway was less accurate, faster, and more variable in the children than in the adults. This is in line with previous suggestions whereby postural control in general and trunk stabilization in particular continue to develop during adolescence (Assaiante, 2012; Cignetti, Caudron, et al., 2013; Cignetti, Chabeauti, et al., 2013). As suggested above, these changes might also be linked to the updating of internal models of action and the refinement of feedforward control mechanisms that occur during adolescence (Choudhury et al., 2007). Nevertheless, at the age of 11, our results show that the head and the trunk can be stabilized with respect to space in an adult-like manner - even when balance is challenged.

Unexpectedly, we found that the HSSS and TSSS were reinforced under EC conditions both in 10-11yo children and in adults, whereas the same mixed strategy was used with eyes open by the two populations. There are several possible explanations for this finding. Firstly, (Fitzpatrick et McCloskey 1994) suggested that proprioceptive information is heavily involved in detecting body postural sway. Moreover, movement of the pelvis appears to trigger postural adjustments during sitting (Forssberg et Hirschfeld 1994). Therefore, it is possible that proprioceptive information may be used less when vision is available and, conversely, that the removal of visual information (under EC conditions) allows more effective use of the pelvis's proprioceptive information for stabilization of the trunk and therefore the head with respect to space. The better

use of proprioceptive information may be enabled by attentional refocusing on pelvis movements when the eyes are closed. According to Cuisinier et al. (2011), this ability to reweight sensory information may be not available in early middle childhood and might only reach an adult-like level at around 11 years of age. If so, this could explain why only the 10-11yo children and the adults were able to use an HSSS and a TSSS in the EC condition, whereas the youngest children — more depending on visual information (Ferber-Viart et al., 2007) — used an “en bloc” strategy for the head and the trunk. Furthermore, previous studies have reported that an HSSS is the most appropriate strategy for balance control under difficult conditions (Nadeau et al., 2003). Thus, older children and adults reinforce their use of the available in-space stabilization strategy under EC conditions because the CNS detects the more challenging situation and then applies the most effective balance strategy. Lastly, this principle of effectiveness may be supplemented by a principle of efficiency; in the EO condition, a mixed stabilization strategy was enough to efficiently deal with this less challenging balance task. Given that only small postural corrections were required, the latter could have been produced by slight movements of the pelvis, trunk and/or head as part of a low-costly segmental stabilization strategy for the CNS. In contrast, more demanding (EC) conditions required children in the 10-11yo group and the adults to use the pelvis to minimize the postural sway by combining an HSSS and a TSSS. The ability to use this potentially more costly strategy would avoid large trunk adjustments that could be hazardous for stability in a more challenging balance task.

#### **7.4.4. Limitations: the age effect was studied with a cross-sectional design, without assessing gender differences.**

Our study assessed the effects of age on postural parameters in four different groups in a cross-sectional manner, rather than using a 6-year longitudinal follow-up cohort. Although we reported robust age effects (considering strong effect sizes), conclusions drawn from these group data regarding general developmental trajectories should be taken with appropriate caution. In addition, our methodology and sample sizes were not designed to study gender differences in the stabilization of axial

segments. However, known differences occur in the development of postural control between young girls and young boys. Specifically, boys around the age of 9 years sway more and show larger age-related differences than girls. These differences may indicate a slight delay in the development of postural control in young boys, and some authors suggest the use of different postural strategies, particularly with boys who potentially rely more on somatosensory feedback (Nolan et al., 2005; Smith et al., 2012). Therefore, it would be interesting to explore gender differences in the development of postural control of the axial segments further. Indeed, it is of particular interest to determine whether the same differences (girls vs. boys) will occur around the age of 9-10.

### **7.5. Conclusion**

To the best of our knowledge, the present study is the first to have assessed the effect of age on the postural stabilization of axial body segments in children aged from 6 to 11 years and in adults. When an unstable sitting device required the specific use of the axial segments to maintain balance, the postural sway gradually decreased with age (6-7yo > 8-9 yo > 10-11yo > adults). The age-related decrease was even more marked under more challenging conditions (i.e. EC and the hardest level of balance difficulty). The development of the axial segment control was also characterized by progressive changes in segmental stabilization strategies, with a move from an “en bloc” pattern at 6-7yo to the ability to select head and trunk in-space strategies when necessary at 10-11yo (as in adults). We suggest that the development of axial segment control contributes to the overall development of postural control observed between 6 and 11 years of age; this might be explained by the progressive emergence of feedforward mechanisms. The present study introduced a novel method and provided normative data on the specific use of axial segments to control posture during middle childhood. The novel method might (i) highlight impairments in axial postural control in children with medical conditions (e.g. children with cerebral palsy), (ii) serve as a tool for physical rehabilitation, and (iii) help to evaluate the efficacy of treatments that specific target axial body segments.

## 7.6. Données complémentaires

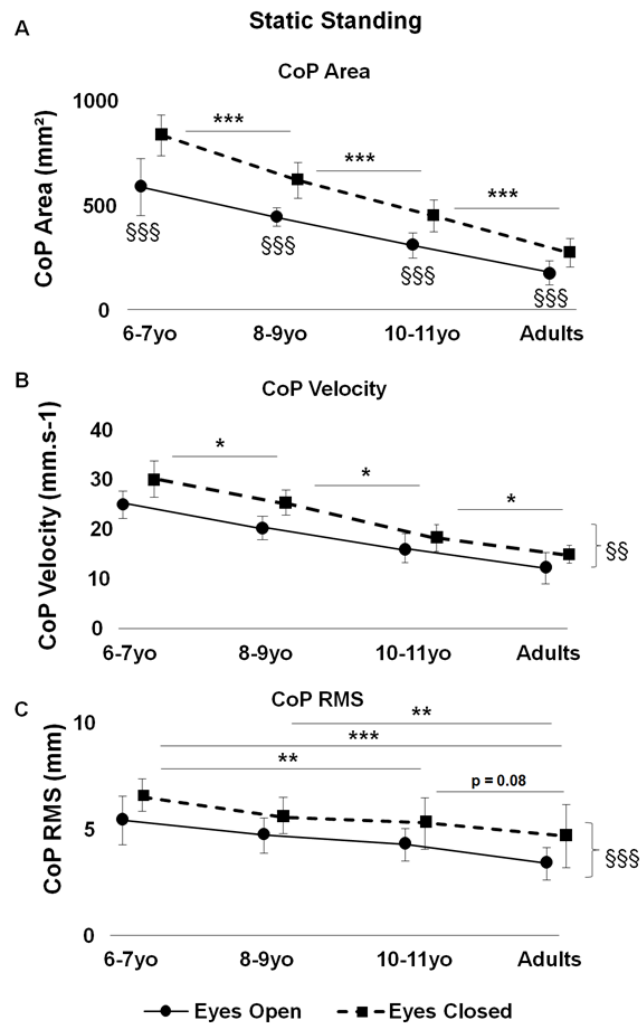
Une posturographie en position debout statique et une posturographie en posture assise statique ont également été réalisées au cours de cette étude. Les consignes étaient les mêmes que pour la posturographie dynamique sur assise instable, à savoir se tenir immobile pendant 30 secondes, avec les yeux ouverts ou fermés. Pour la posture assise, il était demandé aux sujets de se tenir droit.

Dans ces deux tâches, nous avons souhaité observer l'effet de l'âge et de la vision sur les oscillations posturales, avec pour hypothèses que (i) les oscillations posturales en station debout devraient diminuer avec l'âge, comme le rapporte largement la littérature, (ii) que les oscillations des segments axiaux, évaluées en station assise, devraient également diminuer avec l'âge et (iii) que l'absence de vision devrait entraîner une augmentation des oscillations posturales, avec un effet plus marqué chez les plus jeunes. Les valeurs moyennes de la VCOP, de la RMS et de la surface à 95% des déplacements du CdP dans ces deux tâches sont rapportées sur les Figures 46 et 47.

### 7.6.1. Analyse des oscillations posturales en posture debout et assise statique

En station debout, on observait un effet principal de la vision sur la Surface [ $F(1, 43) = 156,3$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,78$ ], la VCOP [ $F(1, 43) = 9,1$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,17$ ], et la RMS [ $F(1, 43) = 26,4$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,38$ ], avec des oscillations plus importantes lorsque les sujets avaient les yeux fermés (Figure 46). Il y avait également un effet principal de l'âge sur la Surface [ $F(3, 43) = 109,4$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,88$ ], la VCOP [ $F(3, 43) = 28,1$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,66$ ] et la RMS [ $F(3, 43) = 15,0$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,51$ ]. La Surface et la VCOP diminuent depuis la moyenne enfance jusqu'à l'âge adulte (Figure 46A et 46B), comme le montrent les différences significatives entre chaque groupe d'âges successifs ( $p < 0,001$  entre chaque groupe pour la Surface et  $p < 0,05$  pour la VCOP entre chaque groupe). La RMS quant à elle était significativement plus élevée pour les 6-7 ans que pour les enfants plus âgés et les adultes ( $p < 0,05$ ). De même, la RMS était moins élevée chez les adultes que dans les groupes d'enfants, comme le montre la différence significative entre le groupe des 8-9 ans et celui des adultes ( $p = 0,003$ ), et la tendance à une différence significative entre le groupe des 10-11 ans et celui des adultes ( $p = 0,079$ ) (Figure 46C). En revanche, il n'y avait pas de différence significative entre les 8-9 ans et les 10-11 ans ( $p = 0,60$ ). Enfin, nous avons observé un effet d'interaction entre l'âge et la vision, mais seulement pour la Surface [ $F(3, 43) = 6,76$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,32$ ], avec une différence entre

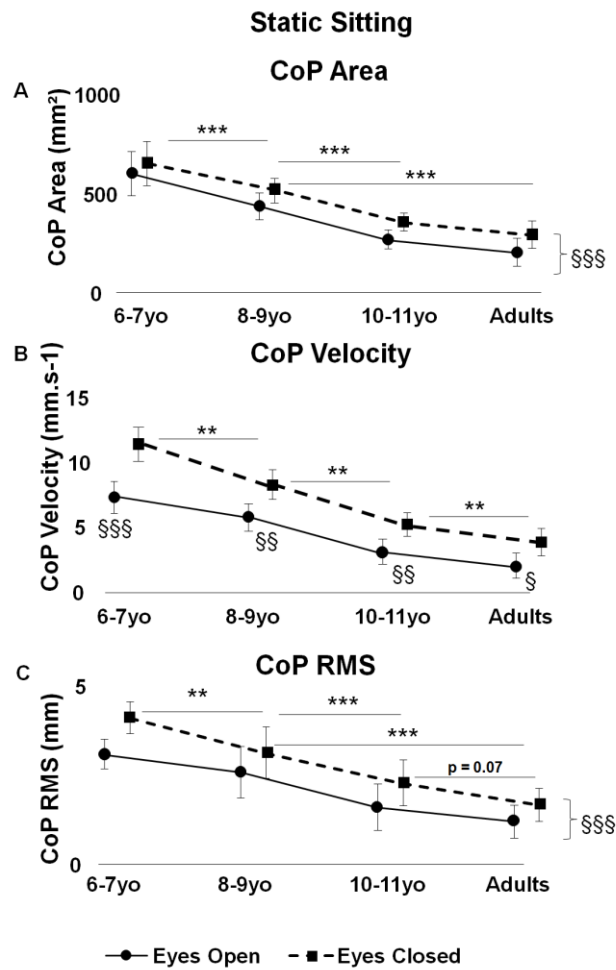
yeux ouverts et yeux fermés significative pour chaque groupe ( tous  $p < 0,05$ ), bien que l'impact de l'absence de vision semble diminuer avec l'âge (Figure 46A).



**Figure 46.** Moyenne des variables du CdP pendant la posturographie debout. (A) La Surface (en mm<sup>2</sup>); (B) la VCOP (mm.s<sup>-1</sup>), et (C) la RMS (en mm) enregistrées pendant la tâche posturographie debout pour chaque groupe d'âge, en condition yeux ouverts (EO, cercles et lignes continus) et yeux fermés (EC, carrés et lignes pointillés). Les barres d'erreur indiquent  $\pm$  un écart type. Les différences significatives entre les groupes d'âges sont indiquées par des astérisques (\* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$ ; \*\*\* $p < 0.001$ ). Le symbole § indique les différences significatives entre les conditions yeux ouverts et yeux fermés (§ $p < 0.05$ ; §§ $p < 0.01$ ; §§§ $p < 0.001$ ). Enfin, le symbole § placé sur le côté droit de la figure indique un effet principal significatif de la vision en l'absence d'une interaction significative entre l'âge et la vision.

En station assise statique, tout comme pour la posture debout, il y avait un effet significatif de la vision pour les trois variables (Figure 47), avec une Surface [ $F(1, 43) = 60.5, p < 0.001, \eta^2 = 0.58$ ], une VCOP [ $F(1, 43) = 93.0, p < 0.001, \eta^2 = 0.68$ ] et une RMS [ $F(1, 43) = 27.1, p < 0.001, \eta^2 = 0.39$ ] significativement plus élevées lorsque les sujets avaient les yeux fermés. Il est intéressant de noter que la relation entre l'âge et les oscillations posturales dans la tâche d'assise

statique est relativement similaire à celle observée debout, avec une diminution progressive des oscillations posturales avec l'avancée en âge. On observait effectivement des différences significatives entre chaque groupe d'âge, avec des oscillations plus importantes chez les 6-7 ans par rapport aux 8-9 ans, qui à leur tour oscillaient plus que les 10-11 ans. Ces derniers avaient quant à eux des oscillations qui ne différaient pas significativement de celles des adultes, à l'exception de la VCOP (Figure 47). Plus particulièrement, il y avait un effet de l'âge sur : la Surface [ $F(3, 43) = 77,0, p < 0,001, \eta^2 = 0,84$ ], la VCOP [ $F(1, 43) = 68,6, p < 0,001, \eta^2 = 0,82$ ] et la RMS [ $F(1, 43) = 48,7, p < 0,001, \eta^2 = 0,77$ ]. La VCOP était significativement plus élevée pour les 10-11 ans que pour les adultes ( $p < 0,01$ ) (Figure 47B), mais ce n'était pas le cas pour la Surface et la RMS  $p = 0,15$  et  $p = 0,068$ , Figure 47A et 47C). Toutes les autres comparaisons post-hoc par paires de groupes d'âges successifs étaient significatives pour les trois variables ( $p < 0,01$ ), avec la Surface, la VCOP et la RMS qui étaient plus élevées chez les 6-7 ans que les 8-9 ans, et chez les 8-9 ans par rapport au 10-11 ans. Enfin, il y avait un effet d'interaction entre l'âge et la vision, avec un impact plus important de l'absence de vision en fonction de l'âge sur la VCOP [ $F(3, 43) = 3,08, p = 0,037, \eta^2 = 0,17$ ]. La VCOP était en fait significativement plus élevée dans tous les groupes lorsque les sujets avaient les yeux fermés ( $p < 0,05$ ), mais la différence par rapport à la condition yeux ouverts est plus petite dans les groupes les plus âgés. Enfin, il n'y avait pas d'effet d'interaction entre l'âge et la vision pour la Surface [ $F(3, 43) = 1,01, p = 0,40$ ] et la RMS [ $F(3, 43) = 1,12, p = 0,35$ ].



**Figure 47.** : Moyenne des variables du CdP pendant la posturographie assise. (A) La Surface (en mm<sup>2</sup>); (B) la VCOP (mm.s<sup>-1</sup>), et (C) la RMS (en mm) enregistrées pendant la tâche posturographie debout pour chaque groupe d'âge, en condition yeux ouverts (EO, cercles et lignes continus) et yeux fermés (EC, carrés et lignes pointillés). Les barres d'erreur indiquent  $\pm$  un écart type. Les différences significatives entre les groupes d'âges sont indiquées par des astérisques (\*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001). Le symbole § indique les différences significatives entre les conditions yeux ouverts et yeux fermés (§p < 0.05; §§p < 0.01; §§§p < 0.001). Enfin, le symbole § placé sur le côté droit de la figure indique un effet principal significatif de la vision en l'absence d'une interaction significative entre l'âge et la vision.

### 7.6.2. Interprétations

Les données de la posture debout orthostatique de notre étude confirment les observations de la littérature, avec une diminution progressive des oscillations posturales avec l'âge. Cette diminution linéaire des oscillations s'observe également au cours de la station assise statique. Aussi, bien que la posture debout soit principalement régulée par l'articulation de cheville (Horak & Nashner, 1986), il n'en reste pas moins que les mouvements du tronc interviennent significativement sur le contrôle des déplacements du CdP en station debout

(Blackburn et al., 2003; Rietdyk et al., 1999). De plus, les segments axiaux représentent une part élevée de la masse corporelle, allant d'environ 60% à 5 ans à 52% à 12 ans (Jensen, 1986), ce qui a un impact important sur l'élévation du CdM et les déplacements de ce dernier (Winter, 1995). Ainsi, la maîtrise progressive du contrôle postural des segments axiaux pourrait fortement contribuer à la diminution progressive des oscillations posturales observée en station debout. Il est possible que les processus d'actualisation et de maturation des modèles internes observés au cours du développement moteur de l'enfant (Barlaam et al., 2012; Choudhury et al., 2007; Cignetti, Chabeauti, et al., 2013) permettent une meilleure construction de l'orientation spatiale des segments axiaux ainsi que de la représentation interne de leur position relative les uns par rapport aux autres. Cette maturation des caractéristiques spatiales des segments axiaux dans le modèle interne permettrait à ce dernier de devenir plus précis, ce qui entraînerait une amélioration du contrôle postural (Barela et al., 2003).

De plus, un contrôle postural adéquat des segments axiaux étant nécessaire à l'obtention de la posture debout et à l'initiation de la marche autonome (Brenière & Bril, 1998), nous suggérons que la maturation du contrôle des segments axiaux, contribue également au contrôle des activités posturocinétiques, notamment au contrôle de l'équilibre locomoteur.



## 7.7. Conclusion de l'étude 1

Cette étude est à notre connaissance la première à évaluer l'effet de l'âge sur les capacités de stabilisation des segments axiaux chez des enfants âgés de 6 à 12 ans. Les principaux résultats montrent une diminution progressive des oscillations posturales des segments axiaux avec l'âge, en posture assise statique et dynamique. A l'adolescence, les oscillations des segments axiaux ne sont pas encore comparables à celles de l'adulte. Les différences entre chaque groupe d'âges successifs augmentent lorsque la tâche devient plus difficile (par l'augmentation du niveau de difficulté ou la suppression des informations visuelles). Au cours de la tâche de stabilisation dynamique, on observe avec l'âge, en plus de la diminution des oscillations, l'apparition progressive de la capacité à stabiliser la tête et le tronc sur l'espace. Cette maîtrise progressive des degrés de liberté et la meilleure stabilisation des segments axiaux avec l'âge, reflétée par la diminution des oscillations au cours des tâches posturales assises statique et dynamique, pourrait contribuer à la diminution avec l'âge des oscillations en posture debout statique, rapportée par la littérature et confirmée par nos données expérimentales.

De manière intéressante, les stratégies de stabilisation sur l'espace de la tête et du tronc, lorsqu'elles sont maîtrisées (à partir de l'âge de 10 ans), sont utilisées quand la tâche devient très difficile. Il est possible que lors d'une instabilité importante, la priorité pour le SNC soit d'assurer la stabilisation spatiale des segments axiaux, peut-être pour favoriser une meilleure intégration des informations visuelles, vestibulaires et graviceptives. De plus, la part importante de la masse corporelle que représentent les segments axiaux constituerait une menace à l'équilibre si leurs mouvements devenaient trop importants. Ainsi, il est possible que les stratégies de stabilisation sur l'espace du tronc et de la tête permettent également de minimiser le mouvement de ces derniers, tout en utilisant le pelvis pour minimiser les mouvements du siège.

L'assise instable constitue une nouvelle méthode d'analyse du contrôle postural des segments axiaux qui permet une homogénéisation de la difficulté en fonction des caractéristiques anthropométriques des sujets, permettant alors des comparaisons entre groupes d'âges mais également entre populations différentes. Cet outil ouvre donc des perspectives intéressantes pour l'analyse du contrôle des segments axiaux, que ce soit pour l'évaluation clinique ou le suivi des performances de population présentant des déficits de la stabilisation axiale.

## 8. Etude 2 : Déficits de la stabilisation des segments axiaux chez les enfants atteints de PC

Chez les enfants atteints de PC, des données expérimentales rapportent des difficultés à utiliser les segments axiaux et en particulier le tronc pour le contrôle de l'équilibre au cours d'activités posturocinétiques. L'utilisation du tronc comme référentiel pour stabiliser la tête en posture statique (Saavedra et al., 2010) ou suite à des perturbations externes (Brogren et al., 1998, 2001) semble déficitaire. Le contrôle proactif impliquant le tronc est également impacté (Bigongiari et al., 2011; Van der Fits et al., 1999). Enfin, on rapporte chez les enfants atteints de PC des difficultés à contrôler et utiliser leur tronc comme support au cours de tâches orientées des segments distaux (Heyrman, Desloovere, et al., 2013).

Ces résultats constituent les indicateurs d'un déficit du contrôle axial chez les enfants atteints de PC. Néanmoins, aucune étude n'a à ce jour spécifiquement analysé la capacité des enfants atteints de PC à se stabiliser lorsqu'ils ne peuvent utiliser que les segments axiaux pour maintenir leur équilibre. L'**étude 1** suggère que la stabilisation axiale contribue au développement des oscillations posturales entre 6 et 12 ans et pourrait également impacter le contrôle de l'équilibre au cours d'activités nécessitant le contrôle dynamique de l'équilibre. Cela nous amène à considérer l'intérêt d'une évaluation de la contribution axiale au contrôle posturale dans une population où des troubles du développement semblent impacter l'équilibre et la motricité.

L'**étude 2** visait donc à comparer la stabilisation des segments axiaux d'enfants atteints de PC par rapport à des enfants DT. Les enfants étaient âgés de 6 à 12 ans, période pendant laquelle le développement de la stabilisation axiale semble contribuer au développement du contrôle des oscillations posturales. Les enfants ont donc réalisé une tâche de stabilisation dynamique sur l'assise instable. Nous avons également analysé les oscillations en posture assise et debout statique. Enfin, pour analyser l'impact fonctionnel du déficit de la stabilisation axiale, les enfants ont réalisé le *Trunk Control Measurement Scale (TCMS)*.

## ***Impaired postural control of axial segments in children with cerebral palsy.***

**Jonathan Pierret<sup>1\*</sup>, Sébastien Caudron<sup>1</sup>, Jean Paysant<sup>1,2</sup> & Christian Beyaert<sup>1,2</sup>**

<sup>1</sup> Université de Lorraine, DevAH (EA3450 Développement, Adaptation & Handicap), F-54000 Nancy, France.

<sup>2</sup> Institut Régional de Réadaptation, Ugecam du Nord-Est, Nancy, France.

Cette étude a été soumise à la revue *Gait & Posture* le 07.10.2019

### **Résumé**

Contexte : Les enfants atteints de PC présentent des troubles du contrôle postural lors de la posture debout et de la locomotion, avec notamment des difficultés à stabiliser la tête et le tronc pendant la position assise ou la marche. Cela suggère que les enfants atteints de PC pourraient être spécifiquement affectés dans le contrôle postural des segments axiaux.

Question de recherche : Par rapport aux enfants DT, les enfants atteints de PC présentent-ils une plus grande instabilité au cours d'une tâche posturale dynamique sur un dispositif d'assise instable et d'une tâche posturale orthostatique et un score inférieur au *TCMS* ?

Méthode : 17 enfants atteints de PC (GFMCS I-II) et 17 enfants DT ont effectué une évaluation du contrôle postural du tronc via le *TCMS* et les oscillations posturales au cours de tâches posturales. Dans ces dernières, les participants devaient maintenir leur équilibre au cours de stations assise stable et dynamique sur un dispositif d'assise instable et durant la posture orthostatique, avec les yeux ouverts et les yeux fermés. Dans les tâches assises, les participants devaient se stabiliser sans pouvoir utiliser leurs membres supérieurs et inférieurs (assurant ainsi la seule utilisation des segments axiaux).

Résultats : Des différences significatives entre CP et DT ont été relevées sur la surface, la VCOP et la RMS des déplacements du CdP pour la tâche d'assise instable et la posture debout statique, en condition YO et YF. En revanche, il n'y avait pas de différence significative au cours de la tâche d'assise statique. Le score total et les sous-scores du *TCMS* étaient significativement inférieurs chez les enfants atteints de PC, et le score total était significativement corrélé avec des variables posturales des posturographies assises et debout.

Conclusion : les enfants atteints de PC ont des troubles spécifiques du contrôle postural des segments axiaux. Ces derniers jouant un rôle majeur dans la stabilisation en posture debout et pour l'équilibre locomoteur, ces déficits doivent être pris en compte dans la prise en charge thérapeutique des enfants atteints de PC.

Mots clés : Paralysie Cérébrale ; contrôle postural ; segments axiaux ; assise instable ; développement postural.

### **Abstract**

Background: Children with cerebral palsy (CP) display impaired postural control even when standing or walking and, notably, difficulties to stabilize head and trunk during sitting or walking. This suggests that children with CP could be specifically impaired in the postural control of axial segments.

Research question: Relative to typically developing (TD) children, would children with CP show (i) greater instability in a challenging unstable sitting task and during quiet stance, and (ii) lower scores on the Trunk Control Measurement Scale (TCMS, a clinical evaluation of trunk control under static and dynamic conditions)?

Method: Seventeen children with CP (GMFCS I-II) and 17 TD children from 5 to 13 years old were rated on the TCMS and assessed using posturography during postural tasks. In the latter, participants had to maintain balance during stable sitting, unstable sitting and quiet standing in “eyes open” and “eyes closed” conditions. In sitting tasks, the participants had to remain stable while being prevented from using the lower and upper limbs (i.e. to ensure the involvement of axial segments alone).

Results: The CP and TD groups differed significantly with regard to the area, mean velocity and RMS of CoP displacements measured during the unstable sitting task and the standing task, under both “eyes open” and “eyes closed” conditions. No significant group effects were observed during the stable sitting task. The TCMS total score and all subscores were significantly lower in the CP group than in the TD group, and the total score was significantly correlated with postural variables in the sitting and standing tasks.

Significance: Children with CP indeed have a specific impairment in the postural control of axial segments. Since the postural control of axial segments is important for standing and walking, its impairment should be taken into account in rehabilitation programs for children with CP.

Keywords: Cerebral palsy, postural control, axial segment, unstable sitting, postural development.

## 8.1. Introduction

From early childhood onwards, children with cerebral palsy (CP) exhibit impairments in postural control in static and dynamic situations, even after they are able to stand and walk on their own (Nashner et al., 1983; Rose et al., 2002; Saxena et al., 2014). Indeed, their postural control is impaired during quiet standing under various sensory conditions (Cherng et al., 2007; Liao et al., 1997; Nashner et al., 1983), with greater center of pressure (CoP) sway than in typically developing (TD) children. Children with CP have specific difficulty in resolving intersensory conflicts when standing, and appear to be more affected when somatosensory information is disrupted (Cherng et al., 2007; Saxena et al., 2014). With regard to the effect of vision on posture, most previous studies found that children with CP swayed more in an “eyes closed” (EC) condition than in an “eyes open” (EO) condition (Rose et al., 2002; Saxena et al., 2014) – as did TD children, whereas a few studies did not evidence any difference between the two conditions (Cherng et al., 2007; Donker et al., 2008).

Children with CP also exhibit abnormal postural reactions to external disturbances, with abnormal muscle recruitment while sitting (Eva Brogren et al., 1998) or standing (Burtner et al., 1998; Nashner et al., 1983; Woollacott et al., 1998). Specifically, children with CP show a top-down pattern of muscle recruitment, rather than the normal bottom-up pattern; this top-down pattern is associated with highly variable muscle responses, long activation latencies, antagonistic co-contractions, and poor adaptation to the intensity of the disturbance (Brogren et al., 1998; Burtner et al., 1998; Nashner et al., 1983; Woollacott et al., 1998). Since the alterations in balance recovery after an external perturbation are similar when sitting or standing, it has been suggested that the postural control of axial segments contributes significantly to these postural impairments. In the sitting position, children with CP notably have difficulty keeping their head stable, and sway more than TD children (Cherng et al., 2009; Liao et al., 2003; Saavedra et al., 2010). When walking, children with CP have larger ranges of head and trunk motion in each plane (Attias et al., 2015; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013; Wallard et al., 2012). Given that the trunk is the primary reference frame for postural control (Massion et al., 1998), the development of postural and kinetic activities (such as locomotion and the

acquisition of gross motor skills) is also likely to be altered by impaired control of axial segments (Assaiante et al., 2005).

We therefore reasoned that evaluating ability to stabilize axial segments may be of value for the therapeutic management of children with CP. Growing interest in the assessment of trunk control in children with CP has prompted the development of a validated, specific clinical tool - the Trunk Control Measurement Scale (TCMS) (Heyrman et al., 2011). This scale provides a functional evaluation of trunk control in a sitting subject during movements of the upper and lower limbs (with the trunk stabilized) or during active movements of body segments (including the trunk). Furthermore, a number of unstable seat devices have been recently developed; the maintenance of balance on these devices requires strong postural regulation specifically by the upper body (Cholewicki et al., 2000; Larivière et al., 2013; Slota et al., 2008). To the best of our knowledge, unstable seat devices have not previously been used to challenge the postural control of axial segments in children with CP. We wondered whether this approach might highlight the contribution of axial segment impairments to balance disorders in children with CP and might provide guidance on therapeutic management in this setting.

The primary objective of the present study was to determine whether children with CP aged from 6 to 12 would have more worse postural control in general and worse axial segment control in particular, when compared with TD children. We hypothesized that (i) relative to the TD group, the CP group would display greater instability during a challenging unstable sitting task and during quiet standing, and would have lower TCMS scores while sitting (ii) the postural variables in the unstable sitting task would be correlated with the total TCMS score, and (iii) visual deprivation would increase instability in all the postural tasks for both the CP and TD groups.

## 8.2. Method

### 8.2.1. Participants

Seventeen children with CP and 17 age-matched TD children were included in the study (Table 4). None of the children with CP had undergone surgery or had received botulinum toxin injections in the lower limbs in the 6 months preceding the study, and all

were able to walk without walking aids [Gross Motor Function Classification System (GMFCS) grade I: n=9; GMFCS grade II: n=8]. None of the TD children had a history of neurologic or musculoskeletal disorders. All the children had a sufficient level of understanding and cooperation to perform the tasks. The experimental protocol

complied with the tenets of the Declaration of Helsinki and was approved by the local investigational review board “CPP Est-III” (France) n°2015-A000022-47/15.02.03. The participants’ parents gave their written, informed consent to their child’s participation in the study.

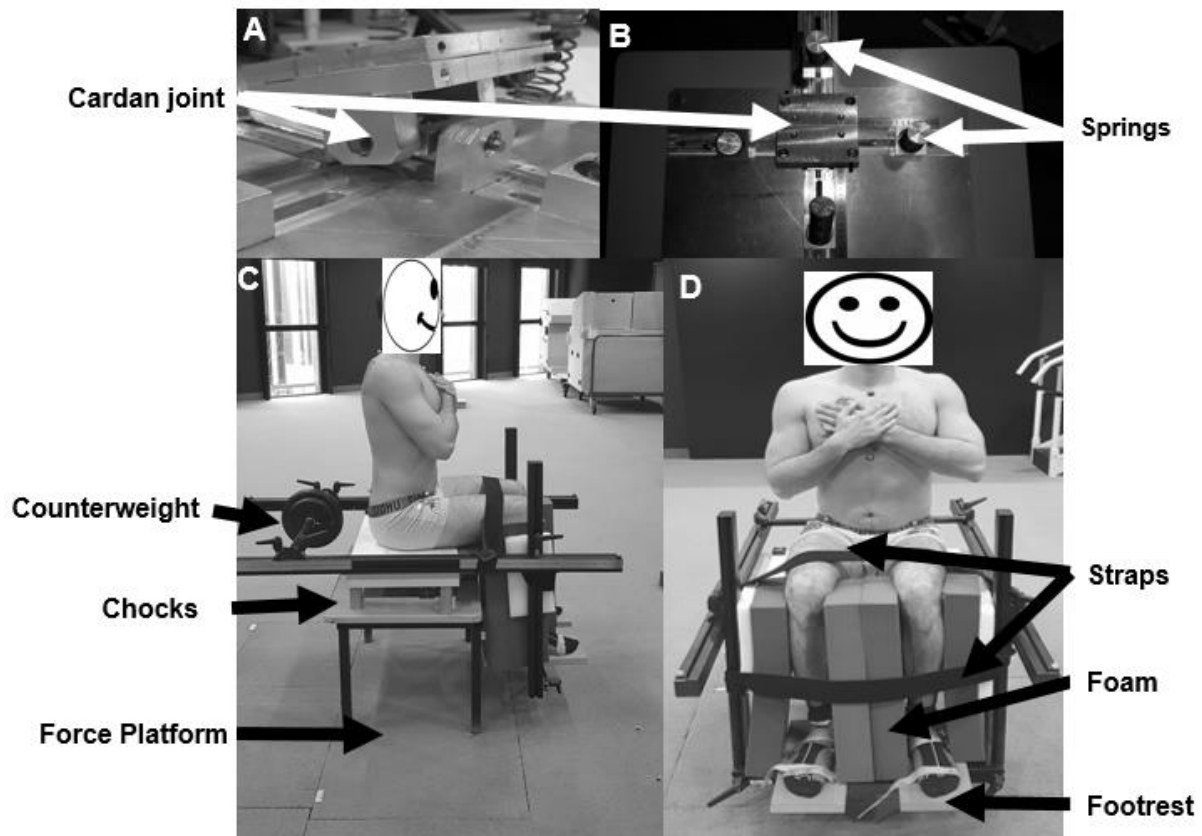
**Table 4. Characteristics of the two study groups. Data are quoted as the mean  $\pm$  SD**

| Group               | Age (years)                         | Height (cm)  | Weight (kg)    | GMFCS I/II            | Sex ratio (F/M) |
|---------------------|-------------------------------------|--------------|----------------|-----------------------|-----------------|
| <b>TD</b><br>(n=17) | 7.7 $\pm$ 2 (min: 5/ max: 11.3)     | 129 $\pm$ 15 | 25.6 $\pm$ 6.8 | <i>not applicable</i> | 8/9             |
| <b>CP</b><br>(n=17) | 7.9 $\pm$ 2.4 (min: 5.1/ max: 12.4) | 127 $\pm$ 15 | 26.7 $\pm$ 7.5 | 9/8                   | 7/10            |

### 8.2.2. Tasks and data acquisition

*The sitting postural tasks:* the children were asked to sit on an unstable seat device (Fig. 48) placed on a three-dimensional force platform (AMTI, Watertown, MA, USA). A cardan joint and four springs arranged around the cardan joint allowed the seat to tilt in a frictionless manner along the mediolateral and anteroposterior axes, with a maximum tilt of 12°. The participant was instructed to remain as still as possible while sitting in an upright position with the arms crossed on the chest (i.e. suppressing the upper limbs’ contribution to postural control), and the feet resting on an adjustable footrest integral with the unstable seating

device. The knee and hip joint angles were kept at 90°, and movements of the lower limbs were also restricted by foam blocks strapped between and around them (i.e. suppressing out the lower limbs’ contribution to postural control). Hence, only the body’s axial segments contributed to balance on the unstable seat device. The device was either locked in a static horizontal position using chocks (*the stable sitting postural task*: Fig. 48C) or was left unlocked (*the unstable sitting postural task*). In the latter task, the prior calibration procedure developed by Larivière et al. (2013) (individual adjustment of the distance between the pivot joint and the springs) (Larivière et al., 2013) meant that the task’s level of difficulty was independent of the participant’s anthropometric characteristics.



**Figure 48.** (A) A side view of the unstable seat device's cardan joint. (B) A view of the underside of the seat, showing the cardan joint and the four springs. The difficulty of the postural task can be homogenized as a function of the participant's anthropometric characteristics by changing the distance between the spring and the cardan joint; the greater the distance, the more stable the seat. (C) Sagittal and (D) frontal views of the unstable seat device.

*The standing postural task:* the child stood upright on the three-dimensional force platform with his/her the arms resting alongside the bodies, and the feet hip-width apart. The participant was instructed to stand as still as possible.

The sitting and standing postural tasks (each lasting 30 seconds) were carried out three times under both EO and EC conditions. The order of the sitting tasks stable vs. unstable combined with the EO vs. EC conditions was randomized. The participant rested for 30 seconds between tasks.

*The Trunk Control Measurement Scale.* The TCMS is composed of three subscales: the static sitting balance (SSB) subscale (20 points) evaluates the capacity to stabilize the trunk during upper and lower limb movements; the selective movement control (SMC) subscale (28 points) evaluates the selective movement of the trunk within the base of support; and the dynamic reaching (DR) subscale (10 points)

measures the ability to make reaching movements outside the base of support (Heyrman et al., 2011). Each item on the scale was scored three times, and the best of the three scores was recorded. The total TCMS score ranged from 0 (worst performance) to 58.

### 8.2.3. Data recording and processing

During all the postural tasks, CoP trajectories were recorded at a sampling rate of 1000 Hz. Raw data were filtered with a low-pass Butterworth filter (order: 4; cut-off: 12 Hz). Next, the following data were averaged over three trials: (i) the CoP area ( $\text{mm}^2$ ), computed from the 95% confidence ellipse of the CoP displacement; (ii) the CoP mean velocity ( $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ ); and (iii) the root mean square (RMS) of the CoP displacements (mm). All the data processing steps were performed using MATLAB R2017 software (MathWorks, Natick, MA, USA).

#### 8.2.4. Statistical analyses

Quantitative data were reported as the mean  $\pm$  standard deviation (SD). For each postural task, the three postural dependent variables were analyzed separately using a mixed-design analysis of variance (ANOVA). For each variable, a 2 $\times$ 2 two-way ANOVA was performed with “group” as the between-subject factor (TD group; CP group) and “vision condition” (EO; EC) as the within-subject factor. Tukey's honestly significant difference test was used for post-hoc comparisons, when necessary. Size effects were reported with partial eta<sup>2</sup> statistics ( $\eta_p^2$ ). The TCMS total score and subscale scores for the CP and TD groups were compared using independent Student's t-tests. Pearson's correlation coefficient was computed in each group, in order to examine putative linear relationships between the TCMS scores and each of the CoP variables during the sitting and standing postural tasks. The threshold for statistical significance was set to  $\alpha=0.05$ .

### 8.3. Results

#### 8.3.1. The stable sitting postural task

During the stable sitting postural task, the main effect of group and the group  $\times$  vision interaction effect were not significant both for CoP area, CoP mean velocity and CoP RMS. However, the main effect of vision was significant, with higher values under EC conditions than under EO conditions (Fig 49, Table 5).

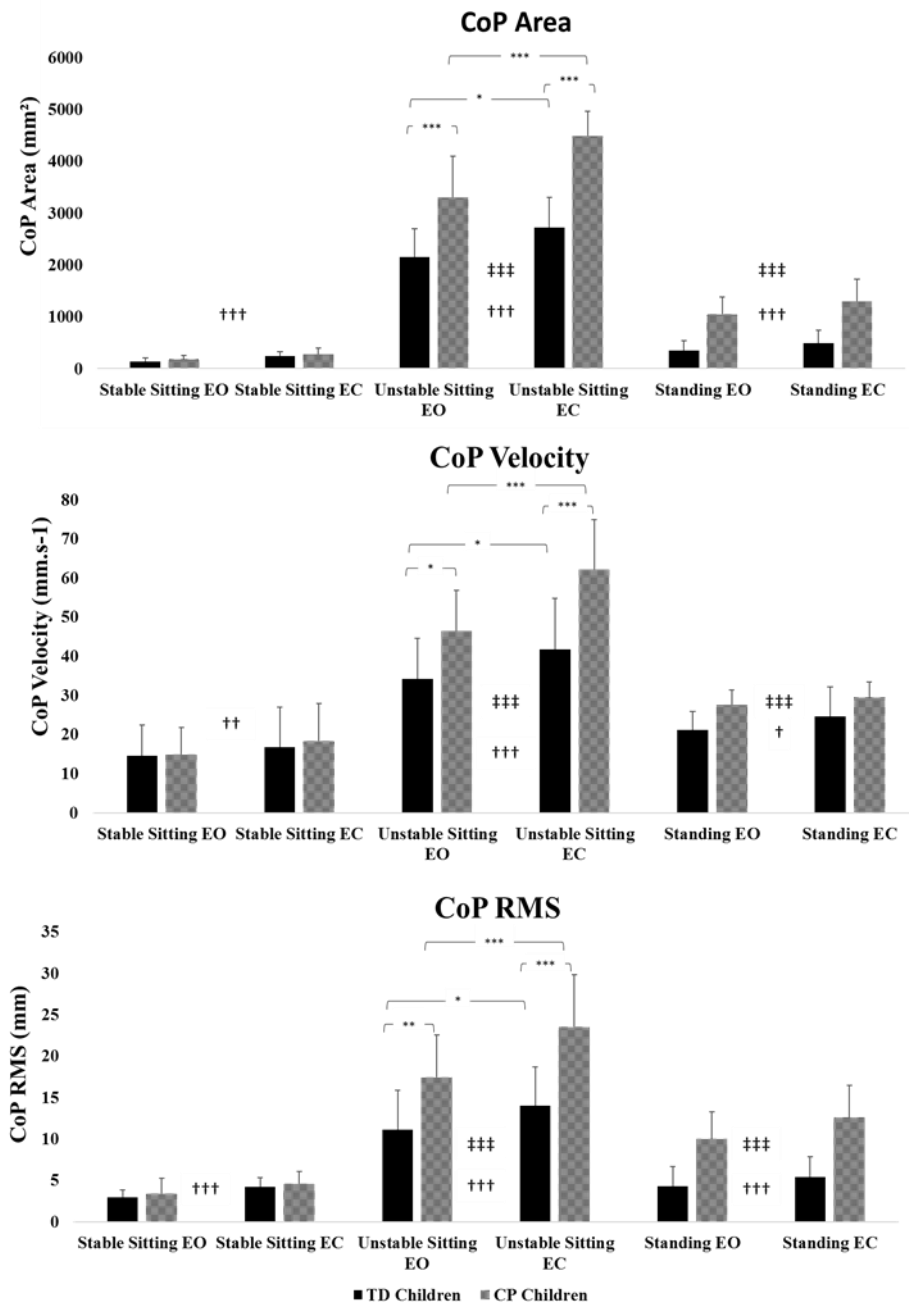
#### 8.3.2. The unstable sitting postural task

One child in the CP group failed to complete this task, and so the corresponding data were excluded from this analysis. During the unstable sitting postural task, significant main effects of group and vision were observed for the three dependent variables; the values were higher in the CP group than the TD group, and higher in the EC condition than in the EO condition, respectively (Fig 49, Table 5). There was also a significant interaction between the group and the vision condition for the three variables (Table 5). More precisely, all the variables had significantly higher values in the CP group than in the TD group under both EC and EO conditions (EC condition:  $p < 0.001$  for all variables, EO condition:  $p < 0.001$  for CoP area,  $p = 0.02$  for CoP velocity, and  $p = 0.008$  for CoP RMS). For each variable, there was a significant difference between the EO and EC conditions in each group ( $p < 0.001$  for each variable in the CP group;  $p < 0.05$  for each variable in the TD group).

#### 8.3.3. The quiet standing postural task

During the quiet standing postural task, significant main effects of group and vision were observed for the three dependent variables; the values were higher in the CP group than the TD group, and higher in the EC condition than the EO condition (Fig 49, Table 5). Lastly, there was no significant interaction between the group and the vision condition.





**Figure 49.** Mean confidence ellipse area (in mm<sup>2</sup>), CoP velocity (in mm.s<sup>-1</sup>) and CoP RMS (mm) recorded during the static sitting postural task, the unstable sitting postural task, and the standing postural task in the TD group (dark bars) and the CP group (grey bars) and under eyes-open (EO) and eyes-closed (EC) conditions. The error bars corresponds to 1 SD. The symbol † indicates a significant difference between EO and EC (††† p < 0.001), and the symbol ‡ indicates a significant difference between the TD and CP groups (‡‡‡ p < 0.001). The asterisk indicates significant post-hoc test result for the vision x group interaction (\*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001) – notably the difference between EO and EC conditions within a group, and an intergroup difference within a condition.

**Table 5.** Summary of statistical results concerning the ANOVA performed on the three CoP variables (Area, mean velocity and RMS) during each postural task (stable sitting, unstable sitting, quiet standing). Main Group effect and vision effect and group × vision interaction are reported with *F*, *p* and  $\eta^2$  values.

| Postural task    | Postural variable | Group               |                 |          | Vision condition    |                 |          | Group × vision interaction |            |          |
|------------------|-------------------|---------------------|-----------------|----------|---------------------|-----------------|----------|----------------------------|------------|----------|
|                  |                   | <i>F</i> Value      | <i>p</i>        | $\eta^2$ | <i>F</i> Value      | <i>p</i>        | $\eta^2$ | <i>F</i> Value             | <i>p</i>   | $\eta^2$ |
| Stable sitting   | CoP Area          | $F_{(1,32)} = 2.81$ | .10             |          | $F_{(1,32)} = 41.0$ | <b>&lt;.001</b> | .56      | $F_{(1,32)} = 0.13$        | .71        |          |
|                  | CoP Velocity      | $F_{(1,32)} = 0.10$ | .74             |          | $F_{(1,32)} = 10.5$ | <b>&lt;.01</b>  | .24      | $F_{(1,32)} = 0.56$        | .45        |          |
|                  | CoP RMS           | $F_{(1,32)} = 0.8$  | .37             |          | $F_{(1,32)} = 37.9$ | <b>&lt;.001</b> | .54      | $F_{(1,32)} = 0.03$        | .85        |          |
| Unstable sitting | CoP Area          | $F_{(1,31)} = 79.4$ | <b>&lt;.001</b> | .71      | $F_{(1,31)} = 41.7$ | <b>&lt;.001</b> | .71      | $F_{(1,31)} = 5.10$        | <b>.03</b> | .14      |
|                  | CoP Velocity      | $F_{(1,31)} = 20.9$ | <b>&lt;.001</b> | .40      | $F_{(1,31)} = 34.2$ | <b>&lt;.001</b> | .52      | $F_{(1,31)} = 4.17$        | <b>.04</b> | .11      |
|                  | CoP RMS           | $F_{(1,31)} = 22.2$ | <b>&lt;.001</b> | .41      | $F_{(1,31)} = 39.1$ | <b>&lt;.001</b> | .55      | $F_{(1,31)} = 4.98$        | <b>.03</b> | .13      |
| Quiet standing   | CoP Area          | $F_{(1,32)} = 58.4$ | <b>&lt;.001</b> | .64      | $F_{(1,32)} = 21.2$ | <b>&lt;.001</b> | .39      | $F_{(1,32)} = 1.40$        | .24        |          |
|                  | CoP Velocity      | $F_{(1,32)} = 15.7$ | <b>&lt;.001</b> | .32      | $F_{(1,32)} = 6.95$ | <b>&lt;.01</b>  | .17      | $F_{(1,32)} = 0.51$        | .47        |          |
|                  | CoP RMS           | $F_{(1,32)} = 46.4$ | <b>&lt;.001</b> | .59      | $F_{(1,32)} = 16.5$ | <b>&lt;.001</b> | .33      | $F_{(1,32)} = 2.60$        | .11        |          |

### 8.3.4. The TCMS scores

The mean ± SD total TCMS score was significantly lower in the CP group than the TD group [36.3±6.9 vs. 53.3±3.2, respectively;  $t(32) = 9.28$ ,  $p < 0.001$ ]. The same was true for the SSB subscale score [CP: 16.9±2.6; TD: 19.8±0.6;  $t(32) = 4.44$ ,  $p < 0.001$ ], the SMC subscale score [CP: 12.2±4.0; TD: 23.8±2.9;  $t(32) = 9.66$ ,  $p < 0.001$ ] and the DR subscale score

[CP: 7.1±1.2; TD: 9.8±0.6;  $t(32) = 8.42$ ,  $p < 0.001$ ]. The total TCMS score had significant, moderate-to-strong negative correlations with (i) the CoP area and CoP RMS during the unstable sitting task in the CP group only and during the quiet standing task in both the CP and TD groups, and (ii) the CoP velocity during the stable sitting task in the TD group although a non-significant trend was observed in the CP group (Table 6).

**Table 6.** Pearson's *r* for the correlations between the total TCMS score and the dependent postural variables.

| Postural task    | Postural variable | TD group           | CP group           |
|------------------|-------------------|--------------------|--------------------|
| Stable sitting   | CoP area          | -0.26              | -0.2               |
|                  | CoP velocity      | <b>-0.53*</b>      | -0.43 <sup>t</sup> |
|                  | CoP RMS           | -0.26              | -0.1               |
| Unstable sitting | CoP area          | 0.13               | <b>-0.52*</b>      |
|                  | CoP velocity      | 0.15               | -0.20              |
|                  | CoP RMS           | 0.13               | <b>-0.52*</b>      |
| Quiet standing   | CoP area          | <b>-0.63**</b>     | <b>-0.68**</b>     |
|                  | CoP velocity      | -0.45 <sup>t</sup> | -0.2               |
|                  | CoP RMS           | <b>-0.63**</b>     | <b>-0.68**</b>     |

\*  $p < 0.05$ ; \*\*  $p < 0.01$ ; t indicates a trend ( $p = 0.05$  to  $0.08$ ).

## 8.1. Discussion

Children with CP had more difficulty than TD children in stabilizing their axial segments during unstable sitting and quiet standing tasks. In children with CP, the total TCMS score was lower than in TD children and was negatively correlated with postural variables in both the unstable sitting and quiet standing tasks. Lastly, visual deprivation was associated with decreased stability in both groups and in all the sitting and standing postural tasks.

### 8.1.1. Impaired postural control of axial segments in children with CP

Relative to TD children, children with CP displayed an impairment in the postural control of axial segments in the unstable sitting task but not in the stable sitting task. In the latter task, however, the values of all the CoP variables were slightly higher in the CP group than in the TD group. Given that a stable sitting posture is less of a balance challenge than standing, the absence of an inter-group difference in this task suggests that in children with CP, axial segment control was sufficiently well developed to provide a stable sitting posture. Furthermore, the children with CP included in this study (GMFCS I or II) had moderate impairments of gross motor function. Liao et al (Liao et al., 2003) reported that CoP sway distances did not differ significantly when comparing children with CP and TD children during static sitting but were significantly higher in children with CP during dynamic sitting on a support tilting backward before being back to horizontal.

Once children with CP involved axial segments in an attempt to either maintain balance in a dynamic context or use them as a reference during movements, their postural control of the upper body worsened. As previously reported by Heyrman et al. (2011), our present results for the three TCMS subscale scores indicate that both static and dynamic aspects of postural control of the trunk were impaired in the CP group. Interestingly, the total TCMS score was strongly and negatively correlated with both CoP area and CoP RMS during the unstable sitting task. This finding shows that the unstable sitting task is a reliably challenging task that specifically reveals and quantifies impairments in the postural control of axial segments. Furthermore, the unstable sitting task is not based on an externally

induced movement of the support; hence, it contrasts with earlier reports of dynamic postural tasks involving either an expected movement (such as support oscillations (Liao et al., 2003) or as unexpected translations (Brogren et al., 1998)). On the contrary, the seat movements during unstable sitting are internally induced and related to movements of the axial segments because none of the four limbs can move independently. Furthermore, the self-balancing task becomes even more difficult when the seat angle is high, due to poor stabilization of the axial segments. The corresponding increase in balance disturbance therefore prompts further postural reactions. Our present results suggest that these postural reactions are probably less effective in children with CP than in TD children. This might be because certain neuromuscular disorders (such as spasticity, muscle weakness and abnormal muscle tone) may make it difficult to control axial segments during tasks that require their specific use for stabilizing the upper body or organizing postural responses to excessive self-induced imbalance.

### 8.1.2. Does the impaired control of the trunk affect the standing postural control in CP children?

Our results for the quiet standing task are in line with the literature data; children with CP are less stable than TD children (Liao et al., 1997; Rose et al., 2002; Saxena et al., 2014). Furthermore, our results highlight the axial segments' strong involvement in the overall postural impairments observed in children with CP. Given that the trunk (i) accounts for 60% of the body mass (Massion et al., 1995) and (ii) is involved in elevation of the center of mass during standing, we can assume that impaired control of the trunk contributes strongly to the impairment in overall postural control observed in children with CP. Moreover, our results for the unstable sitting task highlighted an impairment of axial segment control in children with CP in dynamic situations. The underlying impairments might also influence other dynamic activities (such as walking) during which larger trunk deviations have been described in children with CP (Attias et al., 2015; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013; Wallard et al., 2012). Furthermore, CP might delay the development of neural control mechanisms (Donker et al., 2008) that could affect postural sway in general and postural reactions after balance

disturbances in particular. Indeed, postural sway in children with CP does not decrease with age - in contrast to the situation for TD children (Rose et al., 2002). The postural responses observed in 7-year-old children with CP are similar to those produced by 10-month-old TD children (Burtner et al., 1998). Given that axial segments have an important role in the various stages of motor development (such as sitting, grasping, standing and walking) (Assaiante et al., 2005; Brogren & Hadders-Algra, 2008; Rachwani et al., 2015), the impairments in the postural control of these segments highlighted in the present study might contribute to the overall postural developmental delay in children with CP. For example, it has been shown that the crouched posture of children with CP (i.e. with a misalignment of axial segments) also contributes to impairments in the postural response to external disturbances (Burtner et al., 1998).

### **8.1.3. The effect of visual deprivation on postural control is more pronounced in CP children when the task is difficult**

As already reported elsewhere (Rose et al., 2002; Saxena et al., 2014), visual deprivation was associated with higher values of all the CoP variables in all tasks and in both groups. This finding underlines the importance of visual feedback for postural control, as extensively highlighted in the literature. The interaction observed between vision and group in the unstable sitting task suggests that when the postural challenge was accentuated (by

either increasing the level of difficulty or modifying the sensory context), the difference between CP and TD children in the control capacity of axial segments increased. Earlier research has suggested that children with CP have an impairment in the organization of sensory inputs; this would probably lead to difficulties when inputs are disrupted during task performance (Cherng et al., 2007). Although the unstable seat task assessed in the present study did not involve sensory disturbance *per se*, reliance solely on somatosensory and vestibular information prevented children with CP from balancing as effectively as TD children.

## **8.2. Conclusion**

To the best of our knowledge, the present study is the first to have used an unstable seat device in a dynamic postural task that specifically highlighted the impairment of axial segment postural control in children with CP. This impaired ability to self-stabilize by using axial segments was correlated with a more general impairment in trunk control under various static and dynamic conditions, as evidenced by the TCMS score. Since axial segments have an important role in motor activities such as standing, we suggest that the impaired postural control of axial segments is likely to contribute to the self-stabilizing difficulties observed among children with CP in quiet standing. Visual deprivation nonspecifically altered stability in all postural tasks in both groups, and specifically altered stability more in the CP group than in the TD group in the unstable sitting task.

### 8.3. Conclusion de l'étude 2

Dans une tâche dynamique où la stabilisation ne peut être réalisée qu'avec les segments axiaux, les enfants atteints de PC ont des oscillations plus importantes en comparaison aux enfants DT. Cette étude met donc en évidence un déficit du contrôle postural des segments axiaux chez les enfants atteints de PC âgés de 6 à 12 ans, période où l'apprentissage de la stabilisation axiale est important pour le développement du contrôle postural statique et dynamique. Les corrélations avec le *TCMS* indiquent également un lien entre le déficit de stabilisation et les atteintes fonctionnelles.

Contrairement aux enfants atteints de PC présentant des atteintes modérées à sévères, les enfants atteints de PC de notre étude (GMFCS I et II) semblent avoir un contrôle postural des segments axiaux suffisamment développé pour offrir une posture assise statique stable comme le rapporte l'étude de Liao et al. (2003). Lorsque la tâche devient difficile, les troubles du contrôle axial se manifestent et on observe des difficultés à stabiliser les segments axiaux. Les difficultés à se stabiliser pour les enfants atteints de PC pourraient être en partie dues aux anomalies neuromusculaires, tels que la spasticité, la faiblesse musculaire ou encore un tonus musculaire anormal. De plus, lors de la tâche de stabilisation sur l'assise instable, contrairement aux paradigmes utilisant des perturbations externes imprévisibles (c'est-à-dire des translations ou des rotations soudaines du support), les inclinaisons du siège vont plutôt être dues à des perturbations internes, liées d'une part aux mouvements propres du sujet et d'autre part à l'action de la gravité sur le sujet. Ainsi, la capacité à se stabiliser sur l'assise instable fait plutôt intervenir des mécanismes de contrôle proactifs, qui semblent perturbés chez les enfants atteints de PC (Ferrari et al., 2010; van der Heide et al., 2005) en particulier au niveau des muscles du tronc (Bigongiari et al., 2011; Van der Fits et al., 1999).

En posture orthostatique, nos données confirment celles de la littérature, avec des oscillations plus importantes chez les enfants atteints de PC en comparaison aux DT. Cependant, l'absence de vision n'a pas plus d'effet sur les oscillations des enfants atteints de PC, avec une augmentation similaire dans les deux groupes (Rose et al., 2002; Saxena et al., 2014). Cependant, lors de la tâche dynamique sur l'assise instable, l'absence de vision avait un effet plus important chez les enfants atteints de PC, suggérant des difficultés à stabiliser leurs segments axiaux lors de tâches difficiles reposant sur l'utilisation des informations somatosensorielles et vestibulaires.

Cette étude nous indique que les déficits de la stabilisation dynamique axiale des enfants atteints de PC contribueraient aux troubles du contrôle orthostatique et sont également liés à la fonction du tronc.

## 9. Etude 3 : La marche digitigrade, un rôle adaptatif permettant un freinage de l'articulation de cheville pendant la mise en charge ?

Le contrôle postural des segments axiaux, qui est déficitaire chez les enfants atteints de PC, joue un rôle prépondérant pour l'équilibre locomoteur. De ce fait, les troubles observés chez les enfants atteints de PC, à une période clé où se développent conjointement le contrôle des oscillations posturales et les stratégies de stabilisation segmentaire, pourraient contribuer aux déviations de la marche. En particulier, des adaptations motrices compensatoires pourraient se développer pour compenser les déficits posturaux.

La phase de mise en charge est un élément clé pour le contrôle de l'équilibre locomoteur et pourrait être le terrain de ces adaptations chez le PC. Chez le sujet sain, lorsque le pied est à plat, les fléchisseurs plantaires ont un rôle essentiellement postural, en soutenant le poids du corps et en ralentissant l'avancée du tronc (Honeine et al., 2013, 2014; Liu et al., 2006; Neptune et al., 2001). D'un point de vue cinétique, cette fonction se manifeste par une absorption de puissance (Donelan et al., 2002a; Kuo & Donelan, 2010). On observe d'ailleurs une absorption de puissance chez l'enfant DT de moins de 5 ans, qui apprend à marcher (Cupp et al., 1999; Samson et al., 2011, 2013) et chez qui ni le contrôle antigravitaire ni la coordination des segments axiaux ne sont matures (Assaiante et al., 2005; Brenière & Bril, 1998; Bril et al., 2015). Il est donc possible que ce soit pendant cette phase que les enfants atteints de PC manifestent des adaptations permettant de compenser les troubles des segments axiaux.

La marche digitigrade chez les enfants atteints de PC ne semble pas être une conséquence de la spasticité (Willerslev-Olsen et al., 2014) et reposerait plutôt sur des mécanismes de contrôle en feedforward (Lorentzen et al., 2018, 2019). L'absence de premier pivot consécutive à la pose du pied à plat et l'activation précoce des fléchisseurs plantaires sont associées à une absorption de puissance au niveau de l'articulation de cheville (Berger, Altenmüller, et al., 1984; Cimolin et al., 2007; Colborne et al., 1994; Davids et al., 1999), cette dernière ayant pour effet de freiner davantage le CdM que chez des enfants DT (Kurz et al., 2010). La marche digitigrade observée chez les enfants atteints de PC pourrait donc viser à faciliter cette fonction de freinage au cours de la phase de mise en charge, pour compenser l'instabilité de la marche.

Cette **étude 3** proposait donc de revisiter la physiopathologie de la marche digitigrade chez les enfants atteints de PC. Nous avons voulu tester la capacité des enfants atteints de PC à adapter leur pattern de marche et en particulier la cinématique de l'articulation de cheville au

port de chaussures à cambrure inversée (avec un talon négatif de  $10^\circ$ ). Poser le pied à plat avec ce type de chaussure nécessite de réaliser une dorsiflexion active en fin de phase d'oscillation. Si la marche en équin des enfants atteints de PC était due à une hyperactivité des fléchisseurs plantaires, cela leur serait impossible. En revanche, si la marche digitigrade sert bien une fonction de facilitation du rôle de freinage et d'absorption de puissance des fléchisseurs plantaires au cours de la phase de mise en charge, nous devrions observer une modification de la cinématique de cheville, avec notamment une augmentation de la dorsiflexion en deuxième partie de phase d'oscillation, sans pour autant que la cinétique en début d'appui ne soit modifiée.



***How are children with cerebral palsy and early equinus able to walk with negative heel shoes? A revised pathophysiologic model.***

**C. Beyaert\*<sup>a,b</sup>, J. Pierret<sup>a</sup>, R. Vasa<sup>c</sup>, J. Paysant<sup>a,b</sup>, S. Caudron<sup>a</sup>**

<sup>a</sup> Université de Lorraine, DevAH (EA3450 Développement, Adaptation Handicap), F-54000 Nancy, France

<sup>b</sup> Institut Régional de Réadaptation, UGECAM du Nord et de l'Est, Nancy, France

<sup>c</sup> RV Foundation, Centre for Brain and Spinal Injury Rehab, Mumbai, India

Cette étude a été soumise à la revue *Journal of Neurophysiology* et est actuellement en révision.

### **Résumé**

La pose du pied en équin et la marche digitigrade sont des troubles locomoteurs communs chez les enfants atteints de PC qui marchent pieds nus ou avec des chaussures normales. Il est habituellement considéré que ces troubles résulteraient d'une hyperactivité des fléchisseurs plantaires (causée par la spasticité) pendant la phase d'oscillation. Nous avons émis l'hypothèse que l'action de freinage des fléchisseurs plantaires pendant la phase de mise en charge a un rôle fonctionnel, et que le pattern cinématique du pied et de la cheville varie en fonction du chaussage. Nous avons donc réalisé des AQM chez 12 enfants atteints de PC (GMFCS I ou II, moyenne d'âge : 7,2 ans) et 11 enfants DT appariés en âge. Les participants marchaient soit pieds nus, soit avec des chaussures classiques (avec un talon positif de 4°) ou avec des chaussures à cambrure inversée (talon négatif de 10°). Dans les deux groupes, le port des chaussures à cambrure inversée était associé à une dorsiflexion plus importante lors du contact initial ainsi qu'une activité plus importante du tibial antérieur (mais pas du soléaire), pendant la phase d'oscillation. Cependant, la condition de chaussage n'a pas influencé la direction et l'amplitude du premier mouvement de cheville pendant la phase de mise en charge, pas plus que le pic de puissance négative de cheville associé. Quelle que soit la condition de chaussage, le groupe d'enfants atteints de PC a montré (i) un contact précoce du pied ou de la chaussure à plat et un mouvement ample de dorsiflexion (décélééré par les fléchisseurs plantaires) pendant la phase de mise en charge, et (ii) une faible activité du tibial antérieur et du soléaire pendant la deuxième moitié de la phase d'oscillation (contribuant à l'équin passif lors du contact initial du pied avec le sol). Chez les enfants atteints de PC, l'activation précoce des fléchisseurs plantaires (qui décélère la progression du CdM vers l'avant), pourrait être un mécanisme compensatoire en contribuant au rôle de contrôle de l'équilibre locomoteur de la phase de mise en charge.

## **Abstract**

Equinus and toe walking are common locomotor disorders in children with cerebral palsy (CP) walking barefoot or with normal shoes. They are thought to result from plantar flexor overactivity (due to spasticity) during the swing phase. We hypothesized that the plantar flexors' braking action during weight acceptance (WA) has functional role, and that the foot-ankle kinematic pattern varies with the footwear condition. Hence, we performed an instrumented gait analysis of 12 children with CP (Gross Motor Function Classification System class: I or II; mean age: 7.2 years) and 11 age-matched typically developing children. The participants walked either barefoot, with unmodified footwear ( $4^\circ$  positive-heel shoes) or with  $10^\circ$  negative-heel shoes (NHSs). In both groups, wearing NHSs was associated with greater ankle dorsiflexion upon initial foot contact, and greater tibialis anterior activity (but no difference in soleus activity) during the swing phase. However, the footwear condition did not influence the direction and amplitude of the first ankle movement during WA and the associated peak negative ankle power. Regardless of the footwear condition, the CP group displayed (i) early flattening of the foot and ample dorsiflexion (decelerated by the plantar flexors) during WA, and (ii) low tibialis anterior and soleus activities during the second half of the swing phase (contributing to passive equinus upon foot strike). In children with CP, the early action of plantar flexors (which typically decelerate the forward progression of the center of mass) may be a compensatory mechanism that contributes to the WA's role in controlling balance during gait.

## 9.1. Introduction

Cerebral palsy (CP) corresponds to a group of disorders with permanent, activity-limiting impairments in movement and posture that are attributed to damage to the developing fetal or infant brain (Bax et al. 2005; Graham et al. 2016). The motor disorders in CP result from lesions to the central nervous system (including the upper motor neurons) and the reorganization of central functions (Graham et al. 2016).

Toe-walking (defined as failure of the heel to make contact with the floor at the onset of stance or as an absence of the first heel rocker) is a common motor disorder in hemiplegic and diplegic children with CP (Armand et al. 2006; Galli et al. 1999; Rodda and Graham 2001; Winters et al. 1987). Thus, children with CP usually first strike the ground with the foot flat or with the forefoot. This initial contact (IC) is immediately followed by a second rocker: ankle dorsiflexion, where the ankle angle is defined as the foot-tibia angle (Galli et al. 1999; O'Byrne et al. 1998; Perry and Burnfield 2010; Rodda and Graham 2001; Winters et al. 1987). During the initial years of gait in children with CP, the ankle angle at IC usually corresponds to plantar flexion (i.e. equinus) but can evolve to dorsiflexion (associated with prolonged knee flexion) if gait deteriorates into "crouch gait" (Galli et al. 1999; O'Byrne et al. 1998; Rodda and Graham 2001; Winters et al. 1987). In children with CP, equinus upon IC is usually associated with activity of the gastrocnemius and soleus muscles at the end of the swing phase and the beginning of the stance phase (Patikas et al. 2007; van der Krogt et al. 2010). Although equinus is initially only "dynamic", constant equinus develops over time due to contracture of the gastrocnemius or the gastrocnemius-soleus complex (Graham et al. 2016; Horsch et al. 2019; Nordmark et al. 2009). Dynamic equinus is generally believed to be due to premature (i.e. pre-IC) over-activity of the plantar flexors, caused by hyper-excitability stretch reflexes (spasticity, according to the Lance's definition) in these muscles (Graham et al. 2016; Lance 1980; Winters et al. 1987). However, the existence and/or functional significance of exaggerated stretch reflexes during walking in spastic patients has been questioned for decades (Dietz et al. 1981; Dietz and Sinkjaer 2007; Hodapp et al. 2007; Sinkjaer and Magnussen 1994). Recently, reflex measurement studies of children with CP failed to evidence exaggerated sensory inputs to the ankle plantar flexors during the swing phase of walking

(Willerslev-Olsen et al. 2014). In contrast, toe walking in children with CP and in typically developing (TD) children is characterized by feedforward control of the ankle muscles, although some differences in the electromyographic (EMG) pattern are observed (Lorentzen et al. 2019). This finding suggests that toe walking is part of an adaptive process (Lorentzen et al. 2019).

At the beginning of the second rocker phase of gait, the plantar flexors (i) decelerate the ankle dorsiflexion and the trunk's forward progression, and (ii) accelerate the trunk vertically for body support (Neptune et al. 2001; Perry and Burnfield 2010). It is noteworthy that the plantar flexors can exert a direct action on the tibia and an indirect action on segments above the tibia only when the anterior part of the foot lever arm is touching the ground – i.e. either when the foot is flat on the ground or in the absence of heel contact (Neptune et al. 2001; Perry and Burnfield 2010). In toe-walking, plantar flexors exert an action from the IC onwards. In children with CP, toe walking is associated with early activation of the plantar flexors in the stance phase (Berger et al. 1982; Colborne et al. 1994; Wong et al. 1999) and leads to early power absorption and negative work – both of which decelerate the ankle dorsiflexion (Buckon et al. 2004; Cimolin et al. 2007; Davids et al. 1999) and thus decelerate the body's center of mass more than is seen in controls (Kurz et al. 2010). In other words, toe-walking allows the plantar flexors to make a significant contribution to the negative work exerted by the leading leg joints during the weight acceptance (WA) phase of gait (Worthen-Chaudhari et al. 2014). This can (i) prevent joint collapse and provide vertical support (Liu et al. 2006; Winter 1980), and (ii) decelerate the body's center of mass (Donelan et al. 2002; Kuo and Donelan 2010).

Thus, a combination of early equinus and toe-walking in children with CP might reflect an adaptation of the foot-ankle kinematics that enable the plantar flexors to contribute early to power absorption during WA, rather than being excessively activated during the swing phase. In line with this hypothesis, equinus upon IC might result from weak activity of the tibialis anterior (TA) during the second half of the swing phase. We reasoned that asking children with CP to walk with different footwear (i.e. an impose change in the ankle angle) would enable us to test this "adaptation" hypothesis. According to the latter hypothesis, the use of different footwear would change foot kinematics during WA so as to allow early flat-foot (or shoe)

contact and thus early ankle power absorption. Early flat-foot (or shoe) contact during WA might be associated with early ankle plantar flexion when walking barefoot or walking with conventional, positive-heel shoes (PHSs), and with early ankle dorsiflexion when walking with negative-heel shoes (NHSs, i.e. shoes in which the heel is thinner than the front of the shoe (Fig. 50)). Indeed, placing an NHS flat on the ground requires ankle dorsiflexion, i.e. motor adaptation with higher TA activity during the swing phase. However, this adaptive ankle dorsiflexion in the swing phase and upon IC would be prevented if equinus is due to over-active plantar flexors during the swing phase. We hypothesized that in both children with CP and TD children, wearing NHSs would induce ankle dorsiflexion in the swing phase and upon IC; this would be associated with higher TA activity but not with a change in soleus activity (as previously reported in healthy adults (Li and Hong 2007)). We further hypothesized that under all gait conditions, soleus activity during the swing phase would not be higher in children with CP than in TD children.

## 9.2. Method

### 9.2.1. Participants

Twelve children with CP (8 males and 4 females; mean  $\pm$  SD duration of pregnancy:  $32\pm 6$  weeks; mean age:  $7.2\pm 1.7$  years; mean body weight:  $23\pm 3.9$  kg; mean leg length:  $58\pm 6$  cm) and 11 age-matched TD children (7 males and 4 females, mean  $\pm$  SD age:  $7.7\pm 2.3$  years; mean body weight:  $23.7\pm 4.3$  kg; mean leg length:  $64\pm 8$  cm) participated in the study. The children with CP were diplegic ( $n=8$ ) or hemiplegic ( $n=4$ ). The main inclusion criteria were as follows: age between 4 and 12 years, presence of triceps surae spasticity in a clinical examination, no or minimal contracture of the triceps surae (defined as maximal ankle dorsiflexion of  $5^\circ$  or more with the knee extended), and the ability to stand upright with heel contact on a board inclined at an angle of  $15^\circ$ . The main exclusion criteria were the requirement for a walking aid, botulinum toxin injections in the previous six months, lower limb surgery in in the

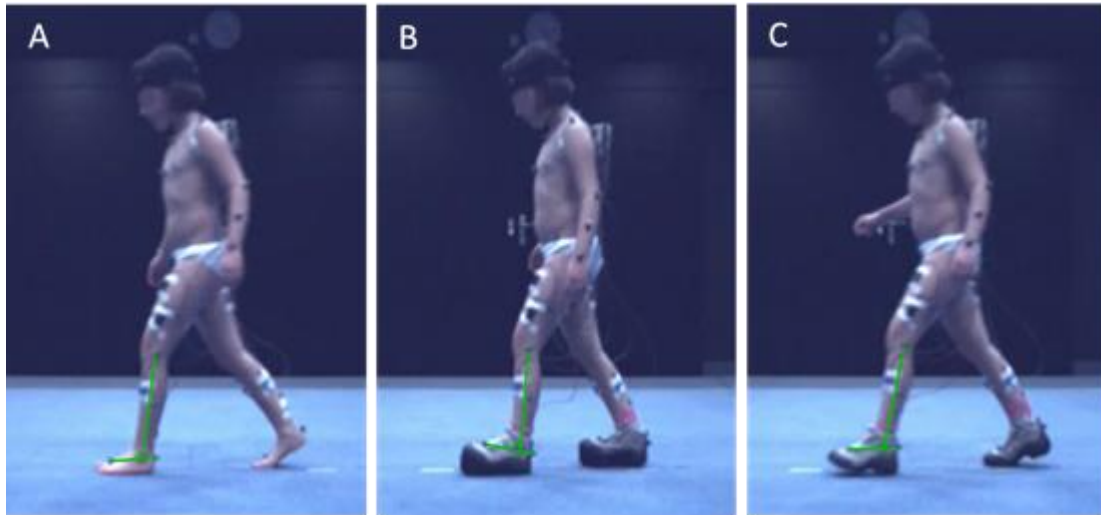
previous 12 months, minimal hip flexion above  $20^\circ$  in a clinical examination, and pain in the lower legs when standing or walking. In the TD group, the additional exclusion criteria were a history of neurological or orthopedic disease, a history of lower limb surgery, and pain in the lower legs when standing or walking. The children's parents gave their written, informed consent, and (depending on age) the children also gave their verbal informed consent. The study was approved by the local institutional review board (*CPP Est III*, Nancy, France; reference: 10.10.01).

### 9.2.2. Experimental procedures.

After the clinical examination, a three-dimensional (3D) gait analysis (including an EMG recording) was performed. Participants were asked to walk at a self-selected speed under three footwear conditions: barefoot, wearing PHSs, and wearing NHSs (in that order). In each condition, the children were asked to walk several times along a 12 m track with embedded force sensors. All the kinematic and kinetic data reported here were averaged over three gait cycles. The three gait cycles were selected after a familiarization period during which the children walked up and down the track at least twice in the barefoot and PHS conditions and at least five times in the NHS condition. We studied the affected limb in hemiplegic children with CP, the limb with the more spastic soleus in diplegic children with CP, and the right limb in TD children. Unfortunately, the PHS condition was not performed in one of the children with CP.

### 9.2.3. Shoes used in the study

The same commercially available hiking boots (with a  $4^\circ$  positive instep) were worn in the PHS condition and (after modification) in the NHS condition. The modification consisted in creating a  $10^\circ$  negative instep, i.e. the boot's heel was thinner than the effective sole at the front of the boot (Figure 50). The boot had been modified by a pedorthist using light foam (Chaussures Orthopediques G'sell, Nancy, France).



**Figure 50.** Left-foot IC for a left hemiplegic CP child while walking (A) barefoot, (B) with negative-heel shoes (NHSs,  $-10^\circ$ ) or (C) with positive-heel shoes (PHSs,  $+4^\circ$ ). Green lines indicate the foot-tibia angle. Note that the foot was flat when it touched the ground in both the barefoot and NHS conditions (associated with plantar flexion and dorsiflexion, respectively).

#### 9.2.4. Functional scores, and evaluation of soleus spasticity

In the CP group, three functional scales were assessed: (i) the Gross Motor Function Classification System for classifying children with cerebral palsy on the basis of their abilities or limitations in gross motor function (levels I to V, where level I is best) (Palisano et al. 1997); (ii) the Gillette Functional Assessment Questionnaire, for evaluating walking abilities in all community settings and over various terrains (ranging from 1, non-ambulatory, to 10, best ambulatory) (Novacheck et al. 2000); and (iii) the Functional Mobility Scale over three distinct distances (ranging from 1 to 18, where 18 is best) (Graham et al. 2004). In the CP group, soleus spasticity was assessed on the Tardieu scale (Gracies et al. 2010). Passive ankle dorsiflexion at slow and fast velocities was measured while the knee was flexed at  $90^\circ$ . Two variables were assessed: the Spasticity Angle X (i.e. the difference between the arrest angle at slow speed and the catch-and-release (clonus) angle at fast speed) and the Spasticity Grade Y (an ordinal variable that grades the intensity (gain) of the muscle's response to fast stretching) (Gracies et al. 2010).

#### 9.2.5. Three-dimensional kinetic and kinematic gait analyses

The ground reaction force and the kinetic variables were computed from recordings on three 3-D force platforms (OR6 and BP series, AMTI, Watertown, MA, USA) integrated into the 12 m walking track. The two smaller (OR) platforms were placed together in the direction of gait, and a larger (BP) platform was placed alongside them. Kinetic data were sampled at 1000 Hz and then synchronized with kinematic data. Kinematic data were recorded using a nine-camera instrumented 3D gait analysis system (the Vicon Nexus 1.8.5 from Vicon Motion Systems Ltd, Oxford Metrics, Oxford, UK). Reflective markers were placed on the skin and shoes, according to a standard gait model (the Vicon Plug-in Gait model) (Baker et al. 2017; Louey and Sangeux 2016). The marker trajectories were sampled at 100 Hz and filtered with a Woltring filter (mean square error:  $20 \text{ mm}^2$ ). The markers were labelled, and the standard gait model was applied. In particular, the model described the foot as a rod defined by a marker at the heel ("Heel") and at the dorsal surface of the forefoot ("Toe"); these markers are aligned with the sole of the foot in the sagittal plane, in the barefoot, PHS or NHS conditions (Baker et al. 2017; Louey and Sangeux 2016). Ankle dorsiflexion and plantar flexion were calculated as

the foot's angular rotation around the lateral axis of the tibia (Nair et al. 2010).

### 9.2.6. Electromyographic recordings

The EMG activity was recorded using bipolar electrodes (AMbu Blue sensor N, N-10-A/25, AMbu, Ballerup, Denmark; recording area 0.5 cm<sup>2</sup>; inter-electrode distance: 2 cm) placed over the TA and the soleus muscle according to the Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle guidelines (Freriks and Hermens 1999). Since the gastrocnemius and soleus muscles have similar levels of activity during the swing phase in children with CP (Patikas et al. 2007; van der Krogt et al. 2010), the single-joint soleus muscle was chosen for the present study. Electromyographic activity was synchronized with the 3D gait data using Vicon Nexus software (Vicon Motion Systems Ltd). The EMG signals were band-pass filtered (25 Hz - 1 kHz), amplified (2000x), sampled at 1 kHz, and stored on a personal computer for offline analysis. Next, the EMG records were rectified and low-pass filtered at 10 Hz (using a fourth-order Butterworth filter) to create a linear envelope. An average profile was constructed for each participant over 5 gait cycles for each condition, and then a grand average was calculated for all participants. The EMG activity was normalized against the maximum activity in the barefoot condition.

### 9.2.7. Variables of interest

The following time-distance variables were analyzed: dimensionless walking speed, dimensionless stride length (both normalized using Hof and Zijlstra's method (Hof and Zijlstra 1997), and the duration of the swing phase as a percentage of the gait cycle (%GC).

During the WA phase (defined as the period of combined initial power absorption activity around the lower limb joints (Worthen-Chaudhari et al. 2014), we measured the amplitude (in watts per kg, W.kg<sup>-1</sup>) and the time point (in %GC) of the peak ankle negative total power associated with the ankle's first sagittal movement. In TD children, the first ankle movement is characterized by movement towards plantar flexion from IC to the first maximum ankle plantar flexion (or minimum ankle dorsiflexion). In children with CP, the first ankle movement is usually characterized by a movement towards dorsiflexion from IC to the first maximum ankle dorsiflexion (Lin et al. 2000; Winters et al. 1987), as observed in the CP group (Fig. 51B). We

measured the amplitude (in °) and direction (dorsiflexion or plantar flexion) of the first ankle movement, the ankle dorsiflexion angle at the end of the first ankle movement (in °), and the first ankle movement's time point (in %GC). The type of foot contact with the ground (heel-only, flat-foot, or forefoot) upon IC was assessed in a lateral view (Fig. 50), and the most frequent type of contact during the analyzed gait cycles was recorded for each child. The time of first flat-foot contact with the ground (in %GC) was calculated from the trajectories of the "Heel" and "Toe" markers.

During the swing phase (i.e. between foot-off and foot IC), the following kinematic and EMG variables were analyzed: peak ankle dorsiflexion (in °) at the mid-point of the swing phase (i.e. in the middle of three swing phases of equal duration), ankle dorsiflexion upon IC (in °), and the difference between these two variables. The integrated EMG activity of the TA and the soleus (units: %peak × %GC × 10<sup>-1</sup>) were measured during the first half and second half of the swing phase. Indeed, during the first half of the swing phase, the dorsiflexors (primarily the TA) lift the foot out of plantar flexion for foot clearance; maximum dorsiflexion of the ankle and minimum plantar flexion occur approximately at the middle of the swing phase (Perry and Burnfield 2010). During the second half of the swing phase, the action of the dorsiflexors and plantar flexors will influence the foot's kinematic pattern during the WA phase, from IC onwards (Perry and Burnfield 2010).

Data were processed using Vicon Nexus software (version 1.8.5), Vicon Polygon software (version 3.5.2; both from Vicon Motion Systems Ltd), and MATLAB R2017 software (MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

### 9.2.8. Statistical analyses

Quantitative data were expressed as the mean ± SD. We performed a repeated-measures analysis of variance with a general linear model, "group" as the between-participant factor (TD group; CP group), and the "footwear condition" (barefoot; PHS; NHS) as the within-participant factor. Tukey's honestly significant difference test was used for post-hoc comparisons, when necessary. The threshold for statistical significance was set to  $\alpha=0.05$ . Pearson's correlation was calculated, in order to probe the relationship tested between muscle activity and ankle kinematic variables. All statistical analyses

were performed using Statistica software (version 13, Tibco Software Inc., Palo Alto, CA, USA).

### 9.3. Results

*Functional scores and soleus spasticity.* All 12 children in the CP group had good motor function and high levels of mobility. Two were graded I according to the Gross Motor Function Classification System, and 10 were graded II. The mean  $\pm$  SD Gillette Functional Assessment Questionnaire score was  $8.8 \pm 1.4$  and the mean  $\pm$  SD Functional Mobility Scale was  $16.3 \pm 2.5$ . The soleus muscle was spastic, with mean  $\pm$  SD spasticity angle X of  $16^\circ \pm 8$  and a spasticity grade Y of 1 (n=3) or 2 (n=9).

*Time-distance variables (Table 7).* There were no significant differences between the two groups or between the three conditions with regard to the walking speed and swing phase duration. Likewise, there were no significant group x condition interactions. These results are important because walking speed influences kinematic, kinetic and EMG signals (Schwartz et al. 2008). Stride length was significantly influenced only by the condition, with a greater distance in both the NHS and PHS conditions ( $p=0.001$  and  $p=0.002$ , respectively, for the pooled groups) than in the barefoot condition.

**Table 7.** Time-distance variables in the TD and CP groups

|   | <b>TD<br/>Barefoot<br/>(n=11)</b> | <b>TD<br/>PHS<br/>(n=11)</b> | <b>TD<br/>NHS<br/>(n=11)</b> | <b>CP<br/>Barefoot<br/>(n=12)</b> | <b>CP<br/>PHS<br/>(n=11)</b> | <b>CP<br/>NHS<br/>(n=12)</b> | <i>F-value<br/>group<br/>factor</i> | <i>p-value<br/>group<br/>factor</i> | <i>F-value<br/>condition<br/>factor</i> | <i>p-value<br/>condition<br/>factor</i> | <i>F-value<br/>group*condition<br/>factor</i> | <i>p-value<br/>group*condition<br/>factor</i> |
|---|-----------------------------------|------------------------------|------------------------------|-----------------------------------|------------------------------|------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|---|---|---|---|
| Gait speed<br>(dimensionless)             | 0.45<br>(0.07)                    | 0.47<br>(0.11)               | 0.47<br>(0.08)               | 0.48<br>(0.07)                    | 0.44<br>(0.10)               | 0.46<br>(0.09)               | 0.0                                 | .889                                | 0.5                                     | .598                                    | 1.9   | .157  |
| Swing phase<br>duration<br>(% gait cycle) | 40<br>(2)                         | 40<br>(3)                    | 40<br>(3)                    | 42<br>(1)                         | 40<br>(2)                    | 41<br>(3)                    | 1.5                                 | .238                                | 1.3                                     | .297                                    | 0.8   | .472  |
| Stride length<br>(dimensionless)          | 1.61<br>(0.17)                    | 1.87<br>(0.18)               | 1.86<br>(0.34)               | 1.53<br>(0.18)                    | 1.69<br>(0.23)               | 1.72<br>(0.27)               | 2.6                                 | .122                                | <b>9.6</b>                              | <b>&lt; .001</b>                        | 0.5   | .591  |

Values are quoted as the mean (SD).

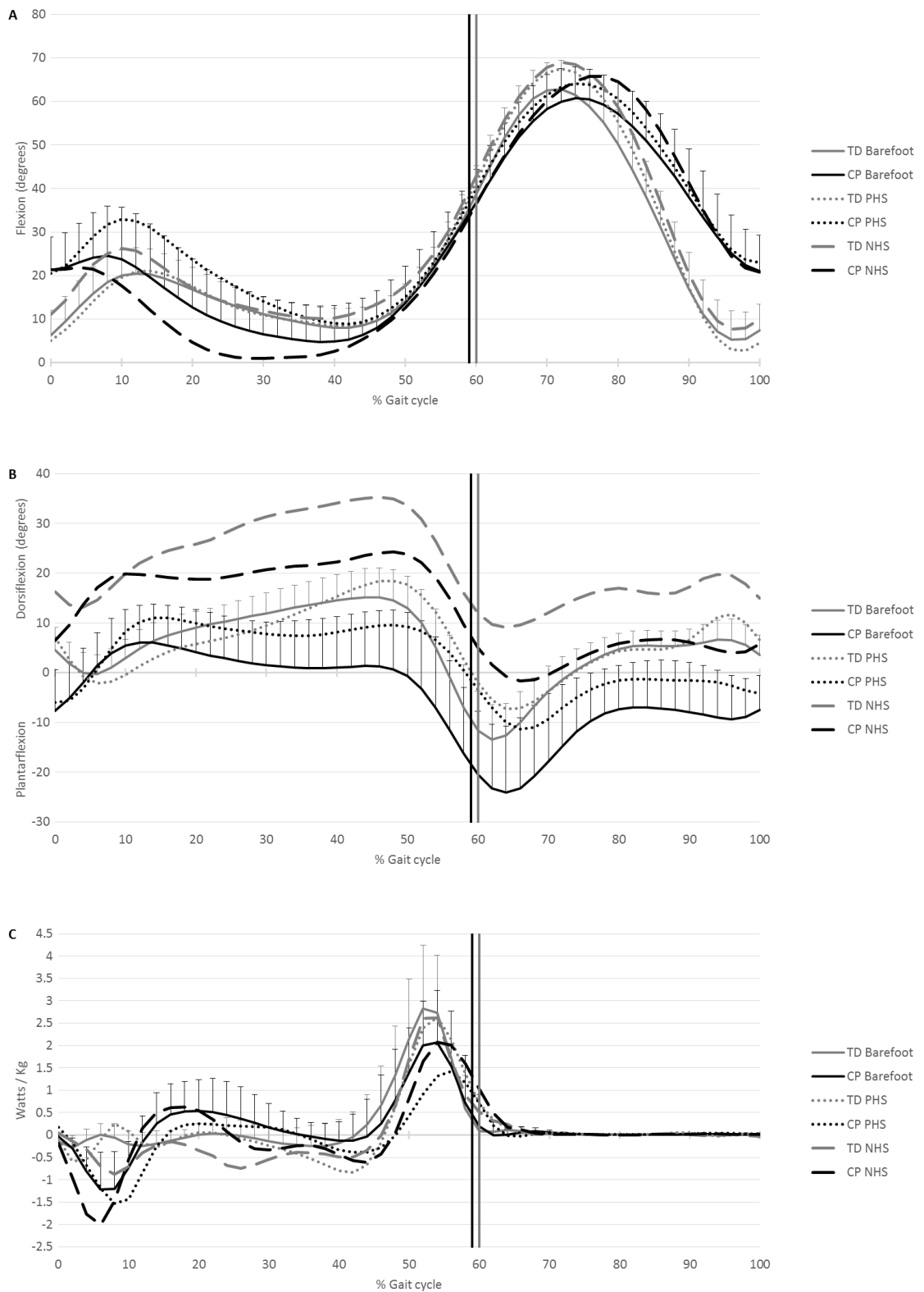


*The WA phase (Figs 51&52, Table 8).* Left-side IC by a left-side hemiplegic child in each of the three conditions is illustrated in Fig 50. It is noteworthy that (i) in the barefoot condition, flat-foot IC was made (i.e. with plantar flexion); in the NHS condition, the front and back of the boot contacted the ground together (with ankle dorsiflexion); and in the PHS condition, the IC was made by the heel (with plantar flexion).

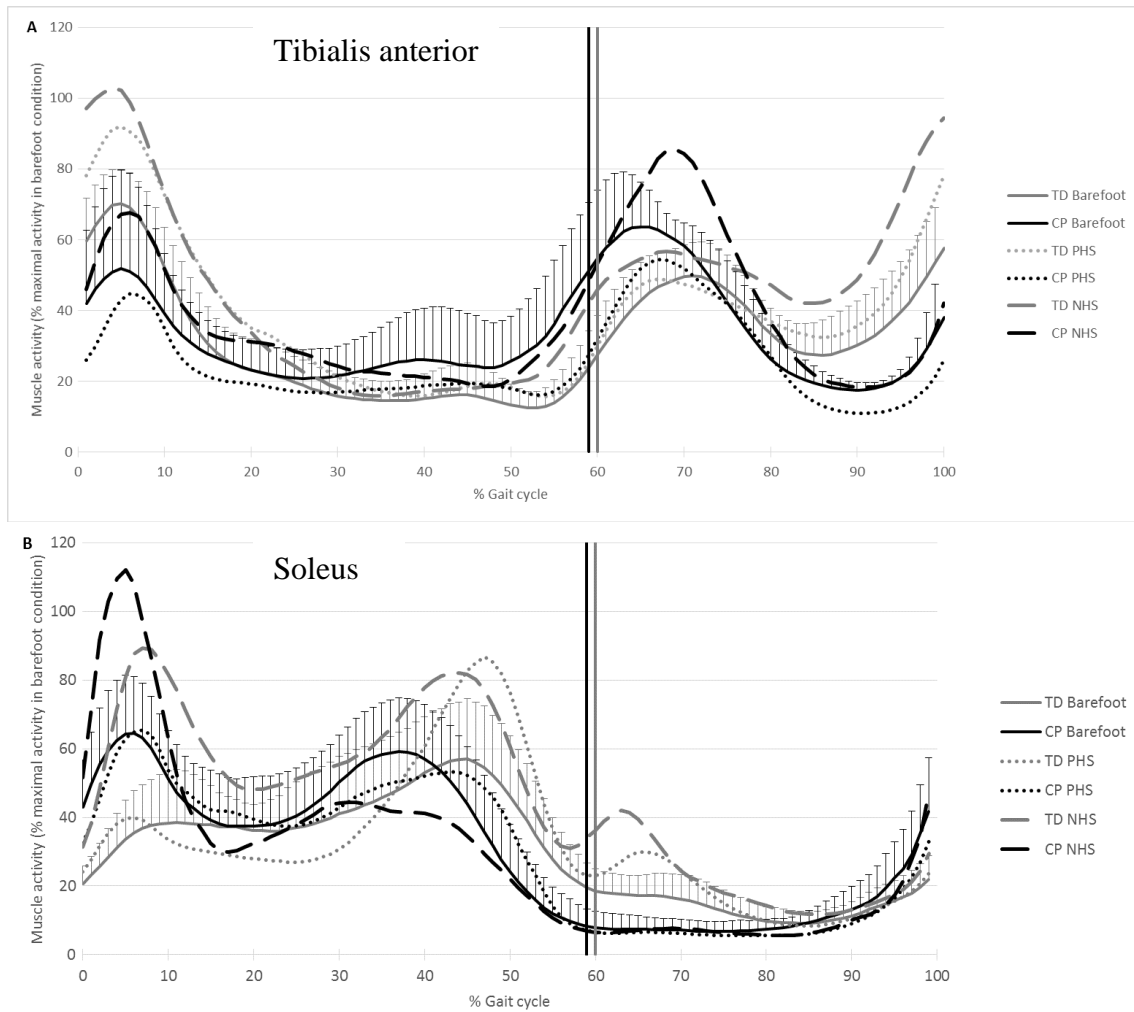
During WA, all the children in the TD and CP groups placed their foot flat on the ground. However, the groups differed markedly with regard to the foot kinematics and the associated ankle kinetics (effect of group,  $p < 0.001$  for all comparisons, and with all three conditions taken together). Thus, in the CP group, the first flat-foot contact occurred early (at  $3 \pm 3\%$  GC, on average) and was generally preceded by flat-foot contact with ankle plantar flexion ( $-2 \pm 9^\circ$ ) upon IC. The first movement of the ankle was ample ( $16 \pm 6^\circ$ , moving towards dorsiflexion), ended at  $14 \pm 4\%$  GC, and was associated with a high peak negative ankle power ( $-1.8 \pm 1.0 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ ) at the middle ( $7 \pm 3\%$  GC) of the first ankle dorsiflexion movement. Knee flexion upon IC was higher in the CP group ( $21 \pm 9^\circ$ ) than in the TD group ( $8 \pm 6^\circ$ ). In contrast, heel strike with ankle dorsiflexion ( $+9 \pm 8^\circ$ ) upon IC was most common in TD children. The first flat-foot contact occurred at  $12 \pm 3\%$  GC. The first ankle movement was small ( $9 \pm 4^\circ$ , moving towards plantar flexion), stopped early (at  $5 \pm 2\%$  GC), and was associated with a low peak negative ankle power ( $-0.4 \pm 0.3 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ ) at the middle ( $2 \pm 2\%$  GC) of the first ankle plantar flexion. Thus, the mechanical effects of negative ankle power were completely different in the TD vs. CP groups. In the TD group, negative ankle power decelerated the ankle's plantar flexion before the foot flattened on the ground. In the CP group, negative ankle power exerted a deceleration of ankle dorsiflexion and

anterior tibia tilt (since the foot was already flat on the ground soon after IC).

The footwear condition significantly altered the foot kinematics when considering the two groups together (effect of condition,  $p < 0.001$  for all comparisons). The magnitude of ankle dorsiflexion upon IC was significantly greater in the NHS condition ( $11^\circ \pm 8$ ) than in the barefoot condition ( $-2 \pm 9^\circ$ ;  $p < 0.001$ ) and the PHS condition ( $2 \pm 10^\circ$ ,  $p < 0.001$ ); this was also true at the end of the first ankle movement ( $17 \pm 9^\circ$ ,  $p < 0.001$  vs.  $3 \pm 7^\circ$  and  $6 \pm 12^\circ$ , respectively). The first flat-foot contact occurred significantly earlier in the NHS condition ( $5 \pm 12\%$  GC) than in the barefoot condition ( $7 \pm 4\%$  GC,  $p = 0.005$ ) and the PHS condition ( $10 \pm 6\%$  GC,  $p < 0.001$ ). The same was true for the end of the first ankle movement ( $7 \pm 4\%$  GC for the barefoot condition vs.  $10 \pm 5\%$  GC for the NHS,  $p = 0.01$ , and  $12 \pm 6\%$  GC for the PHS,  $p < 0.001$ ). Furthermore, the first flat-foot contact ( $p < 0.001$ ), the end of the first ankle movement ( $P < 0.001$ ) and the peak ankle power ( $7 \pm 4\%$  GC vs.  $5 \pm 3\%$  GC;  $p = 0.008$ ) occurred significantly later in the PHS condition than in the barefoot condition. However, the footwear factor did not significantly alter the direction and amplitude of the first ankle movement during WA or the associated peak ankle power. It should be noted that the footwear conditions was associated with different IC modes (but similar knee flexion angles) in the CP group only. Whereas IC for the TD children usually involved the heel in all three footwear conditions, the children with CP mostly displayed flat-foot and forefoot contact in the barefoot condition, heel contact in the PHS condition, and flat-foot contact in the NHS condition (see Table 8). We did not observe significant interactions between group and condition factors for any of the other variables during WA.



**Figure 51. Knee flexion (2A), ankle dorsiflexion/plantarflexion (2B), and ankle total power (2C) in TD children (n=11) and children with CP (n=12).** Curves and vertical bars are depicted in grey for the TD group and in black for the CP group. Solid, dashed and dotted lines indicate the barefoot, NHS and PHS conditions, respectively. Error bars represent one standard deviation. Vertical bars indicate the average toe-off event in the TD and CP groups.



**Figure 52. Integrated EMG profiles for the TA (3A) and soleus (3B) muscles in TD children (n=11) and children with CP (n=7).** Curves and vertical bars are depicted in grey for the TD group and in black for the CP group. Solid, dashed and dotted lines indicate the barefoot, NHS and PHS conditions, respectively. Error bars represent one standard deviation. Vertical bars indicate the average toe-off event in the TD and CP groups.

**Table 8.** Knee and ankle sagittal kinematics, foot ground contact patterns, and ankle total power during the WA phase, the in TD and CP groups

|  | TD<br>Barefoot<br>(n=11) | TD<br>PHS<br>(n=11) | TD<br>NHS<br>(n=11) | CP<br>Barefoot<br>(n=12)       | CP<br>PHS<br>(n=11) | CP<br>NHS<br>(n=12) | <i>F-value</i><br><i>group</i><br><i>factor</i> | <i>p-value</i><br><i>group</i><br><i>factor</i> | <i>F-value</i><br><i>condition</i><br><i>factor</i> | <i>p-value</i><br><i>condition</i><br><i>factor</i> | <i>F-value</i><br><i>group*condition</i><br><i>factor</i> | <i>p-value</i><br><i>group*condition</i><br><i>factor</i> |
|--|--------------------------|---------------------|---------------------|--------------------------------|---------------------|---------------------|---|---|---|---|---|---|
| IC knee flexion (°)                                  | 6<br>(5)                 | 5<br>(6)            | 11<br>(5)           | 21<br>(6)                      | 21<br>(10)          | 21<br>(10)          | <b>23.4</b>                                     | <b>&lt; .001</b>                                | 2.5   | .098  | 3.1   | .054  |
| IC ground contact<br>(heel, flat,<br>forefoot)       | 10 heel<br>1 flat        | 11 heel             | 10 heel<br>1 flat   | 3 heel<br>5 flat<br>4 forefoot | 8 heel<br>3 flat    | 2 heel<br>10 flat   | –   | –   | –   | –   | –   | –   |
| First flat-foot contact<br>(% Gait cycle)            | 11<br>(1)                | 15<br>(3)           | 9<br>(2)            | 3<br>(2)                       | 5<br>(3)            | 1<br>(2)            | <b>133.2</b>                                    | <b>&lt; .001</b>                                | <b>28.4</b>   | <b>&lt; .001</b>                                    | 1.8   | .178  |
| First ankle movement (°)<br>(positive if towards DF) | -6<br>(2)                | -9<br>(5)           | -5<br>(5)           | 15<br>(7)                      | 17<br>(6)           | 16<br>(6)           | <b>183.4</b>                                    | <b>&lt; .001</b>                                | 0.7   | .509  | 3.2   | .054  |
| Ankle DF at the end of<br>first ankle movement (°)   | -1<br>(4)                | -2<br>(7)           | 11<br>(6)           | 7<br>(7)                       | 13<br>(11)          | 22<br>(9)           | <b>22.1</b>                                     | <b>&lt; .001</b>                                | <b>37.7</b>   | <b>&lt; .001</b>                                    | 2.0   | .144  |
| End of first ankle<br>movement (% GC)                | 5<br>(1)                 | 8<br>(2)            | 4<br>(1)            | 14<br>(4)                      | 17<br>(5)           | 11<br>(2)           | <b>95.0</b>                                     | <b>&lt; .001</b>                                | <b>26.1</b>   | <b>&lt; .001</b>                                    | 0.8   | .452  |
| WA peak ankle power<br>(watts/kg)                    | -0.4<br>(0.2)            | -0.7<br>(0.4)       | -0.2<br>(0.2)       | -1.3<br>(0.8)                  | -1.9<br>(1.0)       | -2.1<br>(1.1)       | <b>29.2</b>                                     | <b>&lt; .001</b>                                | 2.9   | .067  | 2.7   | .084  |
| WA peak ankle power<br>occurrence (% GC)             | 2<br>(2)                 | 3<br>(1)            | 2<br>(1)            | 7<br>(2)                       | 10<br>(3)           | 6<br>(2)            | <b>49.0</b>                                     | <b>&lt; .001</b>                                | <b>12.1</b>   | <b>&lt; .001</b>                                    | 2.9   | .065  |

Values are quoted as the mean (SD). IC: initial contact; DF: dorsiflexion; WA: weight acceptance phase, \* p<0.05 vs. barefoot in the same group, † p<0.05 comparing NHS and PHS in the same group, ‡ p<0.05 vs. TD in the same condition.

*The swing phase (Table 8, Figs 51B&52).* During the swing phase, the foot is usually pre-positioned for IC; this characterizes the end of the swing phase and the beginning of the stance phase. As was seen for ankle dorsiflexion upon IC, the peak ankle dorsiflexion at mid-swing was significantly lower in the CP group than in the TD group ( $0\pm 9^\circ$  vs.  $+9\pm 8^\circ$ , respectively;  $p<0.001$ ) when all the conditions were pooled. The significant main effect of condition and a post-hoc analysis indicated that peak ankle dorsiflexion at mid-swing was also significantly higher in the NHS condition ( $12\pm 8^\circ$ ) than in the barefoot condition ( $-1\pm 9^\circ$ ;  $p<0.001$ ) and PHS conditions ( $3\pm 6^\circ$ ;  $p<0.001$ ) when the two groups were pooled. We did not observe any significant interactions between group and condition. The difference between ankle dorsiflexion upon IC and peak ankle dorsiflexion at mid-swing was much the same in the CP and TD groups (CP:  $-2\pm 4^\circ$  vs. TD:  $0\pm 4^\circ$ ,  $p=0.14$ ) and between the footwear conditions (NHS:  $-1\pm 3^\circ$ ; barefoot:  $-1\pm 3^\circ$ ; PHS:  $-1\pm 5^\circ$ ,  $p=0.82$ ) but there was a significant interaction between the group and the footwear condition factors ( $p=0.005$ ). Thus, from mid-swing to IC in the PHS condition, the ankle displayed plantar flexion in the CP group ( $-4\pm 5^\circ$ ,  $p=0.025$ ) but dorsiflexion in the TD group ( $2\pm 5^\circ$ ). In summary, ankle dorsiflexion upon IC was mainly related to peak ankle dorsiflexion at mid-swing - apart from in the PHS condition, where the children with CP (but not the TD children) added a significant plantar flexion movement than that contributed to the ankle plantar flexion upon IC (CP:  $-4\pm 8^\circ$  vs. TD:  $+7\pm 9^\circ$ ) and early flat-shoe ground contact upon IC (CP:  $5\pm 3\%$  GC vs. TD:  $15\pm 3\%$  GC).

The integrated EMG activities of the TA and soleus were recorded for all children in the TD group ( $n=11$ ) but for only 7 of the 12 children in the CP group; the other 5 children (generally the youngest) were afraid of the EMG electrodes. In the CP group, TA activity did not differ significantly from that in the TD group during the first half of the swing phase (CP:  $110\pm 35$  vs. TD:  $92\pm 30$ ;  $p=0.14$ , see Table 9) but was significantly lower than in the TD group during the second half of the swing phase

(CP:  $41\pm 11$  vs. TD:  $90\pm 40$ ;  $p=0.001$ ). In contrast, soleus activity was significantly lower in the CP group during the first half of the swing phase (CP:  $13\pm 8$  vs. TD:  $40\pm 33$ ;  $p=0.018$ ) but did not differ significantly during the second half of the swing phase (CP:  $26\pm 14$  vs. TD:  $24\pm 11$ ,  $p=0.63$ ). It should be noted that at the middle of the second half of the swing phase, TA activity in the CP group was at its lowest (considering the whole gait cycle) but was quite high in the TD group (Fig. 52A). The TA activity then increased at the end of the second half of the swing phase; a peak occurred at WA in both groups but was lower in the CP group (Fig. 52A). The soleus activity during the second half of the swing phase was similar in the two groups, with a low level for the first part of this period, an increase at the end of the period, and a peak at WA (which was higher in the CP group) (Fig. 52B). The peak ankle dorsiflexion at mid-swing was not correlated with the TA or soleus EMG activity during the first half of the swing phase ( $r=0.21$ ,  $p=0.15$  and  $r=0.22$ ,  $p=0.14$ , respectively). However, ankle dorsiflexion upon IC was significantly correlated with TA activity ( $r=0.475$ ,  $p<0.001$ ) but not with soleus activity during the second half of the swing phase ( $r=0.055$ ,  $p=0.7$ ).

The effect of footwear condition factor was only significant for TA EMG activity in both halves of the swing phase (Table 9). Thus, TA activity was significantly higher in the NHS condition than in the barefoot or PHS conditions during the first half of the swing phase (NHS:  $119\pm 41$  vs. barefoot:  $92\pm 17$ ,  $p=0.003$ ; and PHS:  $86\pm 27$ ,  $p<0.001$ ) and the second half of the swing phase (NHS:  $90\pm 52$  vs. barefoot:  $60\pm 22$ ,  $p<0.001$ ; and PHS:  $64\pm 36$ ,  $p=0.001$ ). Furthermore, the group x condition interaction was significant for the TA activity in the second half of the swing phase. In the TD group, greater TA activity was observed in the NHS condition than in either of the other two footwear conditions (barefoot:  $p<0.001$ , PHS:  $p=0.005$ ). Furthermore, the mean TA activity value in the NHS condition was significantly greater in the TD group than in the CP group ( $p=0.004$ ).

**Table 9.** Ankle kinematics and tibialis anterior and soleus integrated activity during the swing phase in the TD and CP groups

|  | TD<br>Barefoot<br>(n=11) | TD<br>PHS<br>(n=11) | TD<br>NHS<br>(n=11) | CP<br>Barefoot<br>(n=12 <sup>a</sup> )<br>(n=7 <sup>b</sup> ) | CP<br>PHS<br>(n=11 <sup>a</sup> )<br>(n=6 <sup>b</sup> ) | CP<br>NHS<br>(n=12 <sup>a</sup> )<br>(n=7 <sup>b</sup> ) | <i>F-value</i><br><i>group</i><br><i>factor</i> | <i>p-value</i><br><i>group</i><br><i>factor</i> | <i>F-value</i><br><i>condition</i><br><i>factor</i> | <i>p-value</i><br><i>condition</i><br><i>factor</i> | <i>F-value</i><br><i>group*condition</i><br><i>factor</i> | <i>p-value</i><br><i>group*condition</i><br><i>factor</i> |
|--|--------------------------|---------------------|---------------------|---|--|--|---|---|---|---|---|---|
| Mid-swing<br>peak ankle DF (°)             | 6<br>(3)                 | 5<br>(6)            | 17<br>(7)           | -6<br>(9)   | 0<br>(6)   | 7<br>(6)   | <b>17.8</b>                                     | <b>&lt; .001</b>                                | <b>40.0</b>   | <b>&lt; .001</b>                                    | 2.8   | .074  |
| IC ankle DF (°)                            | 5<br>(3)                 | 7<br>(9)            | 16<br>(7)           | -8<br>(8)   | -4<br>(8)  | 6<br>(6)   | <b>20.6</b>                                     | <b>&lt; .001</b>                                | <b>33.4</b>   | <b>&lt; .001</b>                                    | 0.2   | .844  |
| IC ankle DF-<br>Mid-S peak ankle DF<br>(°) | -1<br>(3)                | 2<br>(5)            | -1<br>(3)           | -1<br>(6)   | -4 ‡<br>(5)  | -1<br>(3)  | 2.3   | .142  | 0.2   | .815  | <b>6.0</b>  | <b>.005</b>   |
| TA activity at swing<br>half phase 1       | 84<br>(16)               | 84<br>(28)          | 108<br>(38)         | 103<br>(10)   | 89<br>(30)   | 135<br>(42)  | 2.5   | .136  | <b>11.7</b>   | <b>&lt; .001</b>                                    | 1.3   | .293  |
| TA activity at swing<br>half phase 2       | 70<br>(23)               | 82<br>(31)          | 117 *†<br>(49)      | 43<br>(6)   | 30 ‡<br>(10)   | 48<br>(9)  | <b>15.9</b>                                     | <b>.001</b>                                     | <b>8.2</b>  | <b>.001</b>   | <b>4.2</b>  | <b>.024</b>   |
| Sol activity at swing<br>half phase 1      | 29<br>(11)               | 38<br>(29)          | 55<br>(48)          | 14<br>(6)   | 12<br>(8)  | 14<br>(10)   | <b>7.2</b>                                      | <b>.018</b>                                     | 1.2   | .318  | 1.3   | .301  |
| Sol activity at swing<br>half phase 2      | 23<br>(8)                | 21<br>(10)          | 28<br>(14)          | 31<br>(13)  | 22<br>(16)   | 25<br>(14)   | 0.2   | .631  | 1.4   | .262  | 1.5   | .234  |

Values are quoted as the mean ± SD. IC: initial contact; DF: dorsiflexion; Mid-S peak ankle DF - IC ankle DF: difference between peak ankle DF at mid-swing and ankle DF upon IC; TA: tibialis anterior; Sol: soleus. Muscle integrated EMG activities as expressed as %peak × %GC × 10<sup>-1</sup>, <sup>a</sup> for kinematics, <sup>b</sup> for muscle activity, \* p<0.05 vs. barefoot in the same group, † p<0.05 comparing NHS and PHS in the same group, ‡ p<0.05 vs. TD in the same condition.

#### 9.4. Discussion

Our present results showed that the footwear condition significantly modified certain aspects of ankle kinematics but did not influence the direction and amplitude of the first ankle movement during WA and the associated peak negative ankle power. As we had hypothesized, wearing NHSs was associated with a non-disease-specific increase (i.e. observed in both CP and TD groups) in ankle dorsiflexion at mid-swing and upon IC, and an increase in TA activity (but no change in soleus activity) during the swing phase. The interaction between group and condition factors was not significant, with the exception of two variables related to the swing phase (the amplitude of ankle movement, and the TA activity during the second half of the swing phase). In other words, we did not observe CP-specific motor behaviors (particularly during WA) in the different footwear conditions. Our observation of ankle dorsiflexion upon IC suggested that children with CP adapted to NHSs in the same way that TD children did (i.e. to achieve flat-foot contact or heel strike). Wearing PHSs was associated with an additional ankle plantar flexion movement before IC in the CP group, which also contributed to early flat shoe contact during WA.

Regardless of the footwear condition, the CP and TD groups nevertheless displayed highly different foot-ankle patterns from the swing phase to WA. The TD children mainly displayed heel strike with ankle dorsiflexion upon IC; this was preceded by biphasic TA activity and low soleus activity during the swing phase and followed by short, small, decelerated ankle plantar flexion and late flat-foot ground contact. As we hypothesized, the children with CP mainly displayed a flat foot contact with ankle equinus upon IC, which was preceded by low TA and soleus activities during the second half of the swing phase and followed by a long, ample, decelerated ankle dorsiflexion movement and early flat-foot ground contact.

##### *Effect of the footwear condition on the foot-ankle pattern.*

The footwear condition significantly altered foot-ankle kinematics in both groups. These changes were linked to the shape of the shoe but did not affect the direction and amplitude of the first ankle movement, which was associated with the ankle's negative power during WA. Thus, during the swing phase and WA, ankle dorsiflexion was more ample

in the NHS condition than in the two other conditions. During WA, the shape of the NHS (i.e. with the front part raised) imposes greater ankle dorsiflexion while the tibia leans forward. During the swing phase, the thicker sole at the front of the NHS prompted a kinematic adaptation for foot clearance. Greater ankle dorsiflexion at mid-swing contributed to this adaptation, and was preceded by higher TA activity (but no change in soleus activity) during the first half of the swing phase. From mid-swing to IC, the ankle was maintained in dorsiflexion; TA activity (but not soleus activity) was higher during the second half of the swing phase. These kinematic and EMG alterations when walking in an NHS (as previously observed in adults (Li and Hong 2007)) were observed in both the TD and CP groups. Furthermore, TA activity during the second half of the swing phase in the TD group was greater in the NHS condition than in the barefoot and PHS conditions. The TA activity in the NHS condition was also higher in the TD group than in the CP group. We suggest that in the TD group, both the group and footwear condition factors led to an increase in ankle dorsiflexion upon IC, which might explain the greater TA activity during the second half of the swing phase in the NHS condition.

When considering the plantar flexors, one can note that the soleus muscle was more stretched at mid-swing and upon IC in the NHS condition than in the two other conditions; this was due to higher ankle dorsiflexion. Likewise, the gastrocnemius muscle was more stretched at least upon IC in the NHS condition for the same reason, given that knee flexion upon IC was essentially the same in all three conditions. Thus, in the NHS condition, the plantar flexors did not oppose the higher ankle dorsiflexion observed upon IC. In other words, the CP group used the same swing-phase kinematic ankle adaptation to an NHS as the TD group did; in particular, this ankle adaptation was not opposed by the soleus muscle – even though the latter was seen to be spastic in a clinical examination. In the CP group, this non-disease-specific adaptive capacity therefore enabled ankle dorsiflexion upon IC in the NHS condition. This finding suggests that ankle plantar flexion upon IC in barefoot and PHS conditions was not due to primary dysfunction of the plantar flexors. It is noteworthy that among children with CP, the TA activity during the swing phase is higher during uphill walking (a 12° slope) than during walking on the flat (as also observed for TD children) (Hosl et al. 2016); this allowed ankle dorsiflexion upon IC

and thus the maintenance of flat-foot contact, as seen during walking on the flat.

In a pooled analysis of the two groups, we found that the footwear condition significantly influenced the time point of the first flat-foot contact. Compared with the barefoot condition, this time point was earlier in the NHS condition and later in the PHS condition. However, the modalities of foot-to-ground contact upon IC differed only in the CP group; flat foot contact was most common in the NHS condition (contributing to early first flat-foot contact), and heel contact was most common in the PHS condition (contributing to later first flat-foot contact). Interestingly, the CP group added a significant ankle plantar flexion movement from mid-swing to IC in the PHS condition; this was likely to reduce the delay in the first flat-foot contact caused by wearing a PHS. Although the footwear condition significantly influenced the occurrence of first flat-foot contact and the end of the first ankle movement, it did not significantly alter the direction and amplitude of the first ankle movement during WA or the associated peak negative ankle power. In other words, the ankle's kinematic pattern (which characterizes the production of negative ankle power) was not influenced by the footwear-related modifications in the foot-ankle pattern. This motor behavior is suggestive of a task-oriented, feedforward motor control process intended to maintain the functional kinetic characteristics of the foot-ankle pattern even when footwear conditions change.

*The main foot-ankle patterns in CP and TD groups in a pooled analysis of the footwear conditions.*

The TD children displayed a typical gait pattern for their age; the first heel rocker was heel strike with ankle dorsiflexion upon IC, and was followed by a short, decelerated ankle plantar flexion and then by late flat-foot ground contact (Perry and Burnfield 2010). The TA activity during the swing phase comprised two phases. In the first half of the swing phase, dorsiflexion of the foot was required for clearance at mid-swing. In the second half of swing phase, TA activity peaked during WA, maintained ankle dorsiflexion for IC, decelerated ankle plantar flexion during WA, and thus avoided excessively sudden flat-foot ground contact (Agostini et al. 2010; Houx et al. 2014; Perry and Burnfield 2010). Most of the children with CP displayed a second rocker immediately after IC, with early flat-foot ground contact and a quite long ankle

dorsiflexion movement. This foot-ankle pattern during WA is typical in children with hemiplegic and diplegic CP (Armand et al. 2006; Galli et al. 1999; Rodda and Graham 2001; Winters et al. 1987), and is associated with negative ankle power that decelerates ankle dorsiflexion, the forward tilt of the tibia (Buckon et al. 2004; Cimolin et al. 2007; Davids et al. 1999; Martín Lorenzo et al. 2018) and the anterior progression of the body's center of mass (Kurz et al. 2010; Neptune et al. 2001; Perry and Burnfield 2010). It is noteworthy that the negative ankle power that slows the body lasted for longer and was more than 4 times more intense in the CP group than in the TD group; in the latter, the negative ankle power merely slows the flattening of the foot.

During WA, the negative power exerted by the leading limb decelerates the body's center of mass (Donelan et al. 2002; Kuo and Donelan 2010). In typical gait in adults with heel strike, the negative power and work of the leading limb during WA are mostly exerted by the eccentric vasti (up until the first peak in knee flexion), whereas the negative work exerted by the plantar flexors is low and begins after the foot has been placed flat on the ground (Ellis et al. 2014; Neptune et al. 2004; Worthen-Chaudhari et al. 2014). In early childhood, the plantar flexors are frequently active in the terminal swing phase and throughout WA (Chang et al. 2006; Sutherland et al. 1980); this activity is associated with either toe-walking in the first weeks or months of walking, or an early second rocker phase later on (Forsberg 1992; Sutherland et al. 1980). Thus, net power absorption exerted by the plantar flexors at the ankle joint is present during WA, and significantly more intense in children under the age of 4 than in older children or adults (Cupp et al. 1999; Samson et al. 2011; Samson et al. 2013). This early-onset negative power at the ankle joint exerts a decelerating effect and a stabilizing effect (Samson et al. 2011); it helps to decelerate the body and stabilize forward gait (Kuo and Donelan 2010) while the child is learning to generate and control propulsive forces (Bril et al. 2015). Plantar flexor activity during WA is also notably involved in adaptations to walking down stairs or downhill, during which the leading leg exerts high negative work in order to decelerate progression of the body (Holm et al. 2010; McFadyen and Winter 1988; Protopadaki et al. 2007). Whereas early action by plantar flexors during WA has functional benefits in early childhood or under certain ecological



conditions, its origin in children with CP is still subject to debate.

The typical foot-ankle pattern in WA during barefoot walking by children with CP combines ankle equinus upon IC and an early negative ankle power that decelerates ankle dorsiflexion (Armand et al. 2006; Martín Lorenzo et al. 2018). It is frequently suggested that equinus upon IC is due to dysfunctional, spastic over-activity of the plantar flexors prior to foot strike (Graham et al. 2016; Lance 1980; Winters et al. 1987). However, in children with CP, reflex measurements during walking have failed to evidence accentuated sensory inputs to ankle plantar flexors during the swing phase (Willerslev-Olsen et al. 2014). Although the soleus was found to be spastic in all the children with CP studied here, its activity during the first half of the swing phase was at its lowest when the muscle was stretched during rapid, ample dorsiflexion. Furthermore, soleus activity during the second half of the swing phase increased slightly before IC (with a peak at WA) but was not significantly higher than in the TD group and was not preceded by soleus stretching (ankle plantar flexion) (Fig. 51B). Therefore, our data do not support a causal relationship between spastic over-activity in the plantar flexors and equinus upon IC.

We suggest that if early plantar flexor action during WA reflects a feedforward mechanism with functional benefit, then equinus upon IC is used to ensure early flat-foot contact. The TA activity during the first half of the swing phase was much the same in the CP group as in the TD group. However, the CP group's TA activity during the second half of the swing phase was less than half that observed in the TD group. Furthermore, the TA activity during the second half of the swing phase was significantly correlated ( $r=0.475$ ) with ankle dorsiflexion upon IC when both groups were considered together. Indeed, low TA dorsiflexion during the second half of the swing phase would allow gravity-assisted passive ankle plantar flexion. The reduction in TA activity during the second half of the swing phase in TD individuals who mimic toe walking (Perry et al. 2003; Romkes and Brunner 2007) or who walk with unilateral induced equinus (Houx et al. 2014) suggests that this is indeed a feedforward mechanism. The children's ability to adapt their foot-ankle kinematics and the associated TA and soleus activities to different footwear conditions (in order to allow early flat-foot ground contact and the

maintenance of early plantar flexor action at WA) also suggests the presence of a feedforward mechanism with functional benefit. On the same lines, one can note that in individuals with CP or stroke victims, ankle-foot orthoses (frequently used to counter excessive equinus movements during the swing phase) effectively reduces ankle plantar flexion during swing phase and IC and enables heel strike but does not usually modify ankle negative power or work during WA (Buckon et al. 2004; Lam et al. 2005; Totah et al. 2019).

*An adaptive, functional role of the plantar flexors early in stance.*

Since the plantar flexors' eccentric action during WA helps to decelerate the center of mass in the forward and downward directions and thus to stabilize gait (Kuo and Donelan 2010; Kurz et al. 2010; Neptune et al. 2001), this biomechanical effect may also help to maintain balance in the anteroposterior plane during gait by children with CP, who generally have difficulty balancing during gait (Bruijn et al. 2013; Hsue et al. 2009). In particular, the plantar flexors' action at the beginning of WA (reflected by the abrupt rise in anterior acceleration of the center of pressure in the leading leg in children with CP) might counter the high forward and downward accelerations of the body's center of mass (Hsue et al. 2009). In the context of stroke (also an upper motor neuron syndrome), IC usually involves forefoot strike or flat-foot strike in equinus. As seen in children with hemiplegic CP, this occurs with an anterior shift of the center of pressure at IC (Nolan et al. 2015), together with plantar flexor activity from IC onwards (Clark et al. 2010) and ankle negative power that decelerates ankle dorsiflexion (Farris et al. 2015). Furthermore, this equinus foot-ankle pattern is not due to a primary motor dysfunction because adaptation (marked dorsiflexion) can occur upon IC when ascending stairs in order to ensure appropriate foot strike (Novak and Brouwer 2013). In individuals with stroke (who have also display poor dynamic stability during gait (Devetak et al. 2019)), the early braking action of the triceps surae might be a compensatory mechanism that stabilizes posture and forward progression (Beyaert et al. 2015). This hypothesis might explain (at least in part) the early triceps surae action typically observed under balance-challenging conditions (e.g. walking on a slippery surface) (Cappellini et al. 2010; Fong et al. 2005) or in certain

balance-challenging diseases (such as cerebellar ataxia (Martino et al. 2014; Mitoma et al. 2000) and Duchenne muscular dystrophy (Alkan et al. 2017; Gaudreault et al. 2010)). These observations suggest that the triceps surae's action early in WA might be a non-specific compensatory mechanism that helps to control center of mass acceleration in the sagittal plane under balance-challenging conditions or in a disease setting. Further studies are needed to specify the relationship between early triceps action and body balance characteristics during gait under various (patho)physiological conditions.

In conclusion, children with CP adapted to wearing NHSs by performing ankle dorsiflexion upon IC with no soleus over-activity during the swing phase. These findings suggest that equinus upon IC is not caused by spasticity of the plantar flexors. It may be that the plantar flexors' early action during WA (which might have a functional role) is allowed by early flattening of the foot, which in turn is allowed by equinus upon IC when walking barefoot or with PHSs. The plantar flexors' early action during WA decelerates the forward progression of the body's center of mass; this may help to compensate for poor trunk control and balance during gait in children with CP (Heyrman et al. 2014; Hsue et al. 2009). Further studies (including therapeutic trials) are needed to test this hypothesis. In particular, treatments that improve trunk and balance control during gait might decrease the need for early plantar flexor activation during WA.

### 9.5. Conclusion de l'étude 3

Cette étude constitue un apport majeur pour aborder la physiopathologie de la marche digitigrade des enfants atteints de PC. Les résultats montrent que dans la condition de marche avec des chaussures à cambrure inversée, les enfants atteints de PC sont capables de modifier certains éléments de la cinématique de cheville tout en conservant la cinétique. Tout comme les enfants DT, les enfants atteints de PC augmentent la dorsiflexion de cheville pendant la deuxième moitié de la phase d'oscillation. Cette augmentation de la dorsiflexion est réalisée grâce à une augmentation de l'activité du tibia antérieur. Il est tout à fait intéressant de noter qu'avec des chaussures à cambrure inversée par rapport aux deux autres conditions, (i) l'augmentation de la dorsiflexion en milieu d'oscillation et lors du contact initial entraîne un étirement plus important du soléaire et (ii) lors du contact initial, l'augmentation de la dorsiflexion sans changement de la flexion du genou entraîne un étirement plus important des gastrocnémiens. Ainsi, les fléchisseurs plantaires ne s'opposent pas à l'augmentation de la dorsiflexion chez les enfants atteints de PC, même lorsqu'ils sont spastiques à l'examen clinique. De ce fait, la pose du pied en équin et la marche digitigrade ne semblent pas être les conséquences d'une dysfonction des fléchisseurs plantaires.

Deux autres éléments tout à fait intéressants sont le fait que quelle que soit la condition de chaussage les enfants atteints de PC (i) posent rapidement le pied ou la chaussure à plat après le contact initial et (ii) le fait qu'ils conservent la même amplitude et la même direction pour le premier mouvement de cheville survenant dès le CI, à savoir une dorsiflexion ample. Ce pattern de marche associant l'absence de premier pivot au contact initial avec un pied rapidement à plat suivi d'un long mouvement de dorsiflexion est typique des enfants hémiparétiques et diparétiques. Il est associé à une puissance négative de cheville qui freine la dorsiflexion. Cette puissance négative, pendant la phase de mise en charge, est nettement supérieure chez les enfants atteints de PC en comparaison aux enfants DT.

Dans notre étude, quelle que soit la condition de marche, on observe la présence de d'une importante puissance négative de cheville pendant la phase de mise en charge. Les adaptations observées chez les enfants atteints de PC lorsqu'ils marchent avec des chaussures à cambrure négative suggèrent que la marche digitigrade et la pose du pied en équin résultent plutôt de mécanismes de contrôle proactifs que d'une dysfonction des fléchisseurs plantaires. Ces mécanismes auraient pour but de permettre la création d'un freinage important pendant la phase de mise en charge, qui pourrait avoir une fonction.

## **10.Étude 4 : Troubles des segments axiaux, troubles de la marche et rééducation chez les enfants atteints de PC**

La marche digitigrade et la pose du pied en équin chez les enfants atteints de PC ne résultent donc vraisemblablement pas d'une dysfonction neuromusculaire des fléchisseurs plantaires. Ce comportement serait plutôt une adaptation fonctionnelle permettant la production d'une puissance négative de cheville et donc d'un freinage au cours de la phase de mise en charge. L'objet de cette adaptation sera au centre de cette **étude 4**.

L'**étude 2** nous a permis de mettre en évidence un déficit de la stabilisation des segments axiaux chez les enfants atteints de PC. Ce déficit a un impact sur l'équilibre orthostatique et également un impact fonctionnel, comme le montre ses liens avec le score au *TCMS*. Le rôle prépondérant des segments axiaux laisse légitimement penser que si un déficit de leur contrôle impacte la posture orthostatique, alors ce déficit devrait également impacter l'équilibre locomoteur. Les enfants atteints de PC ont justement des déviations cinématiques des segments axiaux dans les trois plans de l'espace au cours de la marche (Attias et al., 2015; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013; Romkes et al., 2007; Wallard et al., 2012, 2014). La dynamique du tronc et du CdM sont également impactés, avec des accélérations importantes dans les trois plans de l'espace (Hsue et al., 2009b; Summa et al., 2016). Les troubles dynamiques du tronc sont d'ailleurs corrélés aux déficits fonctionnels de ce dernier (Saether et al., 2015) et impactent la stabilité de la marche (Iosa et al., 2012, 2013). Des stratégies pourraient être nécessaires pour préserver l'équilibre locomoteur.

L'**étude 3** a montré que la puissance négative de cheville associée à la marche digitigrade était maintenue inchangée dans différentes conditions de chaussage de par une adaptation fonctionnelle de la cinématique de l'articulation de cheville. La marche digitigrade ne serait donc pas un trouble primaire causé par la spasticité, mais bien une adaptation fonctionnelle permettant la création d'un freinage actif et précoce de la dorsiflexion pendant la phase de mise en charge. Au cours de cette phase, le travail mécanique négatif réalisé par la contraction des fléchisseurs plantaires lorsque le pied est à plat a pour effet de ralentir l'avancée du tronc et la chute du CdM (Liu et al., 2006; Neptune et al., 2001). Les fléchisseurs plantaires réalisent alors une action essentiellement posturale pendant cette phase (Honeine et al., 2013, 2014).

Ce comportement précoce dans la marche des enfants atteints de PC permis par la marche digitigrade pourrait donc être une adaptation fonctionnelle pour compenser les troubles du contrôle postural des segments axiaux qui constituent une menace à l'équilibre locomoteur.

L'**étude 4** avait deux objectifs majeurs. Le premier était d'établir une relation entre la puissance de cheville et la dynamique du tronc et du CdM pendant la phase de mise en charge chez les enfants atteints de PC. Nous avons fait l'hypothèse d'une corrélation entre le pic de puissance négative de cheville et (i) le pic de décélération antérieure du sternum (tronc supérieur) et de décélération vers le bas du sacrum (reflétant le CdM), au cours de la phase de mise en charge. Le second objectif était d'observer les effets d'une rééducation ciblant spécifiquement les segments axiaux sur le contrôle postural et sur la marche des enfants atteints de PC.

Habituellement, la rééducation des enfants atteints de PC qui cible les membres inférieurs vise à réduire les troubles musculaires, tels que le tonus excessif ou encore la faiblesse, afin de limiter l'apparition de rétractions d'une part, et de conserver voire d'augmenter les amplitudes articulaires d'autre part (Franki et al., 2019). La finalité est de préserver ou d'améliorer la fonction de marche, en limitant notamment les aggravations secondaires musculo-squelettiques comme l'évolution vers un pied équin fixé. On va notamment retrouver des étirements musculaires passifs et actifs, parfois couplés à des stimulations électriques (Fragala et al. 2003; Kalkman et al. 2020; Khalili et Hajihassanie 2008), des exercices de renforcement musculaire (Aye et al., 2016; Gillett et al., 2016), des massages (Bingöl et Yılmaz 2018; Malila et al. 2015; Rasool et al. 2017) ou encore la marche sur tapis à plat et incliné (Cho et al., 2016; Lorentzen et al., 2017). Ces pratiques vont pouvoir être combinées avec d'autres interventions, dont celles visant à réduire la spasticité, comme l'injection de toxine botulinique (Colovic et al., 2014; Graham et al., 2016) ou des rhizotomies dorsales sélectives (Ates et al., 2020) ou visant à allonger les muscles comme le port de plâtres successifs pour allonger le complexe musculo-tendineux des fléchisseurs plantaires (Dai & Demiryürek, 2017; Dursun et al., 2017). Cependant, ce type de rééducation n'implique et ne stimule que très peu le contrôle postural de l'enfant, en particulier des segments axiaux. Ceci pourrait favoriser la persistance de troubles de l'équilibre statique et dynamique, avec pour conséquences des adaptations cinématiques et cinétiques au niveau des membres inférieurs.

Nous avons donc formulé l'hypothèse qu'une rééducation dite axiale accentuée (**TFR** pour **Trunk Focused Rehabilitation**), entraînerait non seulement une amélioration du contrôle

postural des segments axiaux, mais également du contrôle postural en station debout et de l'équilibre locomoteur des enfants atteints de PC. Plus particulièrement, nous avons fait l'hypothèse que l'amélioration du contrôle des segments axiaux consécutive à la *TFR* permettrait de réduire le pic de puissance négative de cheville ainsi que les pics de décélération antérieure du sternum et de décélération vers le bas du sacrum au cours de la phase de mise en charge.

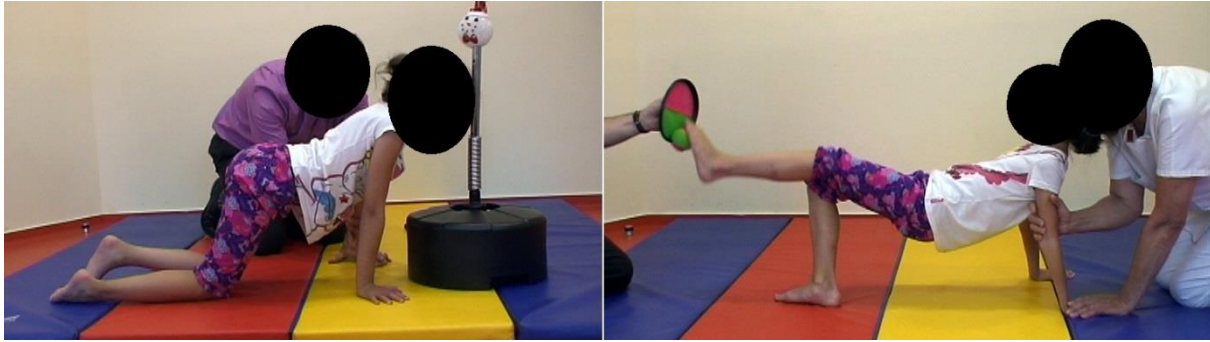
### **10.1. La rééducation axiale accentuée – Trunk Focused Rehabilitation**

Le protocole de rééducation axiale accentuée (*TFR* pour *Trunk Focused Rehabilitation*) a été réalisé par les enfants atteints de PC pendant une période de 3 mois. Cette rééducation consistait en la réalisation d'exercices impliquant fortement les segments axiaux pour le contrôle postural. Les kinésithérapeutes de chaque enfant ont accepté de participer à l'étude. Ils ont participé à des réunions interactives, présentiellles ou par visio-conférence, sur l'étude ainsi que la *TFR* et son contenu. Des livrets avec présentant les principes généraux et quelques exercices ainsi que des tableaux de suivi (**annexes 2 et 3**) ont été remis à chaque famille et au kinésithérapeute, afin de pouvoir réaliser un suivi des exercices réalisés.

#### Principes fondamentaux de la *TFR* :

La *TFR* reposait sur trois principes fondamentaux, proposés par Beyaert et al. (2015) pour la rééducation des patients post-AVC.

Le premier principe était de faire réaliser, par l'enfant seul, des exercices impliquant fortement les segments axiaux. Le contrôle de l'équilibre devait au maximum être assuré par l'enfant seul, et l'intervention d'une tierce personne devait donc être réduite le plus possible. Afin d'augmenter progressivement la difficulté des exercices et l'implication des segments dans l'équilibre, les exercices pouvaient par exemple impliquer de manière variable les 4 membres en chaîne fermée (Figure 53), afin de changer le schéma habituel de travail des muscles du tronc. Une autre méthode était l'utilisation d'appuis instables, avec par exemple l'utilisation de la coupole Abdo gain (Domyos) (Figure 54). Enfin, des actions volontaires déstabilisantes, notamment des tâches orientées des membres inférieurs ou supérieurs, permettaient de solliciter les segments axiaux pour le maintien de l'équilibre (Figure 53, 55).|



**Figure 53.** À gauche : l'enfant, depuis une position quadrupédique, va toucher une cible avec la tête ; à droite : depuis une position de pont inversé, l'enfant va toucher une cible avec son membre inférieur gauche. Ces exercices permettent un gainage du tronc. Ils permettent également de travailler l'extension de hanche (exercice de gauche et de droite), les extenseurs du tronc (exercice de gauche et de droite) et de créer une activité asymétrique du tronc lorsqu'un appui est supprimé (droite).



**Figure 54.** À gauche : travail de la stabilisation à travers une activité difficile avec un appui instable. L'enfant va réaliser des tâches orientées des membres supérieurs (frapper dans les mains, jeter un objet) ou encore faire tourner la coupole dans un sens puis dans l'autre, en s'aidant d'un membre supérieur, ou uniquement par des mouvements opposés des ceintures scapulaire et pelvienne ; à droite : tâches orientées depuis une posture avec orientation asymétrique du pelvis. Les tâches orientées provoquent des perturbations internes qui doivent être gérées par l'enfant pour préserver son équilibre tout en sollicitant le tronc de façon asymétrique.

Le second principe était d'inclure, dans une partie des exercices, des mouvements inhabituels ou difficiles pour les enfants atteints de PC, tels que la dissociation des ceintures scapulaire et pelvienne, la rétroversion de bassin, la dé-lordose lombaire (Figure 55), l'extension de hanche ou encore des activités excentriques et étirements des triceps suraux et des ischio-jambiers.



**Figure 55.** Exercice qui consiste, depuis une position quadrupédique, à placer un genou en avant et l'autre en arrière, en étant en appui sur les coudes. La consigne était ensuite d'alterner la position avant et arrière des genoux. Cet exercice nécessite une contribution importante du tronc à travers une activité inhabituelle nécessitant la dissociation des ceintures pelvienne et scapulaire. De plus, cet exercice permet de combiner la dé-lordose lombaire associée au genou placé en avant et l'extension de hanche par le genou placé en arrière.

Le troisième principe était la réalisation de ces exercices de façon régulière et fréquente et d'essayer de les inclure le plus possible dans les activités de la vie quotidienne. Ces exercices étaient réalisés pendant des séances de kinésithérapie d'environ 45 à 60 minutes, deux fois par semaine. Les kinésithérapeutes donnaient à chaque fin de séance, des exercices à reproduire à domicile, sous la surveillance des parents.



***Beneficial effects of trunk-focused rehabilitation on postural control and gait in children with cerebral palsy***

J. Pierret <sup>a,b</sup>, C. Beyaert\* <sup>a,b</sup>, R. Vasa <sup>c</sup>, E. Rumilly <sup>d</sup>, J. Paysant <sup>a,b</sup>, S. Caudron <sup>a</sup>

<sup>a</sup> Université de Lorraine, DevAH, F-54000 Nancy, France

<sup>b</sup> Institut Régional de Réadaptation, UGECAM du Nord et de l'Est, F-54000 Nancy, France

<sup>c</sup> RV Foundation, Centre for Brain and Spinal Injury Rehab, 400018 Mumbai, India

<sup>d</sup> Centre Action Médico-Sociale Précoce, Association des Paralysés de France, F-57000 Metz, France

Cette étude a été soumise à la revue *Clinical Rehabilitation*

Cette étude a également été valorisée dans plusieurs congrès nationaux et internationaux avec actes.

Communications orales :

**2018 – Communication orale au 17<sup>ème</sup> congrès de la SOFAMEA, Toulouse, France : Pierret, J., Caudron, S., Beyaert, C. (2018) Effet d'une rééducation axiale accentuée sur le contrôle du tronc des enfants atteints de paralysie cérébrale.**

**2018 - Communication orale 25<sup>ème</sup> congrès de la SOFPEL, Amiens, France : Pierret, J., Caudron, S., Paysant, J., & Beyaert, C. (2018). Effet d'une rééducation axiale accentuée sur le contrôle postural des segments axiaux et la marche des enfants atteints de paralysie cérébrale. Neurophysiologie Clinique, 48(6), 321.**

**2019 – Communication orale au 18<sup>ème</sup> congrès de la SOFAMEA, Grenoble, France : Pierret, J., Caudron, S., Paysant, J., & Beyaert, C. Amélioration du contrôle postural des segments axiaux et de la locomotion par une rééducation axiale accentuée chez les enfants atteints de paralysie cérébrale.**

**2019 – Communication orale 31<sup>ème</sup> congrès de l'EACD, Paris, France : Pierret, J., Caudron, S., Paysant, J., & Beyaert, C. Effect of a trunk targeted rehabilitation on trunk control deficit and gait disorders in children with cerebral palsy.**

**2020 – Communication orale au 19<sup>ème</sup> congrès de la SOFAMEA, Nice, France : Corrélation entre la dynamique sagittale du tronc et le freinage précoce de la dorsiflexion au cours de la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale.**

Communications affichées

**2018 – Communication affichée 27<sup>ème</sup> congrès de l'ESMAC, Prague, République Tchèque : Pierret J., Caudron S., Beyaert C. P 117 - Improving effect of enhanced axial rehabilitation on trunk control deficit in children with cerebral palsy. Gait Posture 2018. Doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.07.039.**

**2019 – Communication affichée 28<sup>ème</sup> congrès de l'ESMAC, Amsterdam, Pays-Bas : Does an enhanced axial rehabilitation improve both axial postural control and walking in children with cerebral palsy ?**

## **Résumé**

La majorité des enfants atteints de paralysie cérébrale (PC) adoptent un schéma de marche digitigrade, dans lequel les fléchisseurs plantaires décélèrent la dorsiflexion pendant la phase de mise en charge. Nous avons émis l'hypothèse que (i) ce freinage précoce décélère le tronc pour compenser les troubles du contrôle du tronc et (ii) une rééducation centrée sur le tronc améliorerait le contrôle postural et la marche en général. Dix-sept enfants (5-12 ans, GMFCS I-II) ont été assignés aléatoirement à 3 mois de rééducation axiale accentuée puis à 3 mois de leur rééducation habituelle, ou vice versa. Nous avons évalué les oscillations posturales sur un dispositif d'assise instable et en posture debout, le contrôle du tronc avec le *Trunk Control Measurement Scale (TCMS)*, et la cinétique de la marche pendant la phase de mise en charge (pic de décélération antérieure du sternum, pic de décélération vers le bas du sacrum et pic de puissance négative de la cheville), avant et après chaque période de rééducation. Par rapport aux enfants témoins appariés en âge, les enfants atteints de PC ont présenté des troubles du contrôle du tronc (*TCMS* et tâche d'assise instable) et du contrôle postural en général (posture orthostatique et marche). Pendant la phase de mise en charge, la puissance négative de cheville décélérant la dorsiflexion était corrélée avec la décélération antérieure du sternum et la décélération vers le bas du sacrum. La rééducation axiale accentuée a amélioré le contrôle du tronc et de la posture en générale. Elle a réduit la décélération antérieure du sternum, la décélération vers le bas du sacrum et la puissance négative de cheville pendant la phase de mise en charge. Nos résultats suggèrent fortement que le couplage tronc-cheville lié à l'action des fléchisseurs plantaires aide à compenser les troubles du contrôle postural du tronc, une cible clé de la rééducation des enfants atteints de PC.

## **Abstract**

Many children with cerebral palsy (CP) adopt a toe-walking gait pattern, in which the plantar flexor muscles primarily decelerate ankle dorsiflexion during the weight acceptance (WA) phase. We hypothesized that (i) this early braking decelerates the trunk to compensate for impaired trunk control, and (ii) trunk-focused rehabilitation would improve overall postural control and gait. Seventeen children with CP (age range: 5-12 years, Gross Motor Function Classification System I-II) were randomly assigned to 3 months of trunk-focused rehabilitation and then 3 months of their usual rehabilitation, or *vice versa*. We recorded the Trunk Control Measurement Scale (TCMS) score, postural sway on an unstable sitting device and while standing, and three-dimensional gait kinetics during WA (peak anterior deceleration of the

sternum, peak downward deceleration of the sacrum, and peak negative ankle power) before the rehabilitation and after each treatment phase. Relative to age-matched controls, children with CP displayed impaired trunk control (TCMS and unstable sitting task) and overall postural control (quiet stance, and walking). We observed powerful deceleration of ankle dorsiflexion (i.e. negative ankle power) during WA, correlated with anterior deceleration of the sternum and downward deceleration of the sacrum. Trunk-focused rehabilitation (but not usual rehabilitation) improved trunk and overall postural control and reduced sternum anterior deceleration, sacrum downward deceleration and negative ankle power during WA. Our results strongly suggest that the trunk-ankle coupling related to the plantar flexors' action helps to compensate for impaired postural control of the trunk – a key rehabilitation target in children with CP.

## 10.2. Introduction

Cerebral palsy (CP) describes a group of permanent, activity-limiting motor and posture disorders caused by lesions to the developing brain *in utero* or *post-partum* (Bax et al., 2005; Rosenbaum et al., 2006). The subsequent reorganization of central nervous system (CNS) functions in children with CP also results in motor disorders (Graham et al., 2016, p. 2). Indeed, the interactions between the CNS and the musculoskeletal system that are required for postural and motor control are impaired in CP (Dewar et al., 2015). Segmental trunk control development is closely linked to gross motor performance in young infants (Pin et al., 2019b) and is significantly delayed in preterm infants (Pin et al., 2019a). From early childhood onwards, children with CP display axial control disorders and abnormal postural control in the sitting position (Saavedra & Woollacott, 2015; Santamaria et al., 2016). These impairments in axial postural control (and particularly in trunk control) remain present throughout the motor development period - even after the child can stand and walk independently (Heyrman et al., 2014; Liao et al., 2003; Woollacott et al., 1998). During gait, children with CP show significant deviations in trunk kinematics and kinetics; the trunk ranges of motion in all three planes of space are much greater than in typically developing (TD) children (Attias et al., 2015; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013; Romkes et al., 2007, p. 20). These deviations are associated with poor dynamic balance control during gait (Wallard et al., 2014), as reflected by larger step widths (Kim & Son, 2014), greater accelerations of the head, thorax (upper trunk), lower back (L3 region), pelvis and body center of mass (CoM) in all three planes (Hsue et al., 2009b; Saether et al., 2014; Summa et al., 2016) and greater instability of the lower back (Iosa et al., 2012), relative to TD children. In children with CP, the trunk and the lower limbs interact biomechanically and reciprocally during gait: trunk deviations cause lower limb deviations, and *vice versa* (Heyrman et al., 2014; Meyns et al., 2020; Schweizer et al., 2014).

One of the most common lower limb disorders encountered in children with CP is toe-walking. This is defined as the absence of the first (heel) rocker and thus the absence of heel strike upon initial contact (IC) (Armand et al., 2006; Perry & Burnfield, 2010). Thus, in children with CP, IC is immediately followed by the second rocker, and the tibia rolls over the ankle (Galli et al., 1999; Perry &

Burnfield, 2010). This phase is often associated with equinus, i.e. an ankle angle in plantar flexion at IC (Armand et al., 2016; Hullin et al., 1996). The absence of the first rocker in children with CP is also associated with early-onset, intense power absorption and negative work exerted at the ankle joint, which in turn decelerates ankle dorsiflexion and the anterior tilt of the tibia during the weight acceptance (WA) phase of gait (defined as the period of combined initial power absorption activity around the lower limb joints (Worthen-Chaudhari et al., 2014)) (Beyaert et al., 2014; Buckon et al., 2004; Kurz et al., 2010). This behavior involves early-onset activity of the triceps surae, which starts at the terminal swing and lasts throughout the WA phase (Berger et al., 1982; Colborne et al., 1994). Prolonged plantar flexor activity during gait in children with CP is generally considered to be due to spasticity (hyper-excitability stretch reflexes) and to induce equinus and toe-walking (Graham et al., 2016; Lance, 1980; Wren et al., 2004). Thus, the treatment of gait impairments in CP focuses on functional and structural muscle abnormalities and on the latter's kinematic consequences (Graham et al., 2016). Ankle foot orthoses are often used to correct dynamic equinus during the swing phase, and surgery can correct fixed equinus (Graham et al., 2016). The treatment of overactive or weak plantar flexors combines muscle stretching, muscle strengthening, muscle tone reduction and/or (in cases of spasticity) muscle weakening with botulinum neurotoxin A injections (Franki et al., 2012; Graham et al., 2016). Nevertheless, the existence and/or functional significance of exaggerated stretch reflexes during gait in spastic patients has been subject to debate for decades (Dietz et al., 1981; Dietz & Sinkjaer, 2007; Hodapp et al., 2007; Sinkjaer & Magnussen, 1994). In particular, spasticity is unlikely to contribute to toe-walking in children with CP; soleus activity during the swing phase is depressed (Maïke Hodapp et al., 2007, p. 20), and an exaggerated reflex activity is absent (Willerslev-Olsen et al., 2014). In contrast, toe walking in both children with CP and TD children is characterized by feed-forward control of the ankle muscles - suggesting that this gait pattern is a part of an adaptive process (Lorentzen et al., 2019).

When the second rocker begins, the plantar flexors decelerate the ankle dorsiflexion, slow the trunk's forward progression, and support the body by accelerating it upwards (Neptune et al., 2001; Perry & Burnfield, 2010). This upward acceleration of the

body can be accomplished by either moving the CoM upwards or decelerating the CoM's downward movement (Liu et al., 2006). In children with CP, plantar flexor activity associated with the early second rocker in WA results in negative ankle power, which decelerates the ankle dorsiflexion (Buckon et al. 2004; Cimolin et al. 2007; Davids et al. 1999) and thus decelerates the body's CoM in the downward and forward directions (Correa et al., 2012). All of these actions contribute to the greater negative work exerted on the CoM by the lead leg in children with CP, relative to TD children (Kurz et al. 2010). The presence of the above-mentioned trunk control disorders and impaired dynamic balance control during gait in CP suggests that the early activation of plantar flexors and the strong negative ankle power during WA associated with toe-walking might correspond to an adaptive mechanism for decelerating the trunk's forward and downward displacements, in order to compensate for poor balance and poor postural control of the trunk.

Thus, the primary objective of the present study was to characterize postural disorders involving the trunk – either specifically during sitting, or non-specifically during quiet stance and walking. We first hypothesized that when sitting, children with CP would have impaired postural control of the axial segments (relative to TD children), as evidenced by (i) a lower Trunk Control Measurement Scale (TCMS) score, and (ii) greater center of pressure (CoP) sway during a postural task on an unstable sitting device, where specific use of the trunk and head was required to maintain balance. We further hypothesized that children with CP would have greater CoP sway during quiet stance, and that they would have a larger step width (due to impaired balance (Kim & Son, 2014)) and greater peak anterior deceleration of the sternum (upper trunk), downward deceleration of the sacrum (CoM) and negative ankle power during the WA phase. We expected the sternum and sacrum decelerations to be correlated with the peak negative ankle power during WA, due to the plantar flexors' action on the trunk or CoM (Correa et al., 2012; Neptune et al., 2001). The study's secondary objective was to determine whether a trunk-focused rehabilitation (TFR) strategy would lead to a reduction in the intensity of the above-mentioned dynamic postural and gait disorders. The TFR program was essentially based on balance control self-exercises involving the trunk. We hypothesized that participation in a TFR program over a 3 month period would be associated

with (i) improved postural control of the trunk (as evidenced by a higher TCMS score and less CoP sway during the unstable sitting postural task), (ii) reduced CoP sway during stance, and (iii) reduced step width, peak anterior deceleration of the sternum, peak downward deceleration of the sacrum, and peak negative ankle power during WA in gait (given that the latter might be an adaptive means of compensating for balance disorders involving the trunk during gait).

### 10.3. Method

#### 10.3.1. Participants

Seventeen children with CP (mean (standard deviation (SD)) age: 8.3 (2.4) years; age range: 5-12 years; 8 females and 9 males) and 17 age-matched TD children (mean (SD) age: 7.7 (2) years; age range: 5-11.3 years; 7 females and 10 males) participated in the study. The main inclusion criteria for the children with CP were as follows: age between 5 and 12, the ability to walk without aids (Gross Motor Function Classification System level: I or II) (Palisano et al., 2008), little or no contracture of the triceps surae (defined as forced ankle dorsiflexion of at least 5° with the knee extended), and the presence of soleus spasticity, according to the Tardieu scale (a mean (SD) angle X of 17 (9)° and a spasticity grade Y of 1 (n=10) or 2 (n=7)) (Gracies et al., 2010). The main exclusion criteria were botulinum toxin injections in the lower limbs in the 6 months preceding the study, lower limb surgery in the 12 months preceding the study, any changes in physical or orthopedic therapy within the previous two months, hip flexion of more than 20° in a clinical examination, and pain in the lower limbs when standing or walking. Furthermore, children with a history of neurological or orthopedic disease or a history of lower limb surgery could not be included in the TD group. Each child had a sufficient level of understanding and cooperation to perform the tasks and gave his/her verbal consent to participation in the experiment. The experimental protocol complied with the tenets of the Declaration of Helsinki and was approved by the local investigational review board (CPP Est-III, Nancy, France; reference: 2015-A000022-47/15.02.03). The parents also gave their written, informed consent to their child's participation in the study.

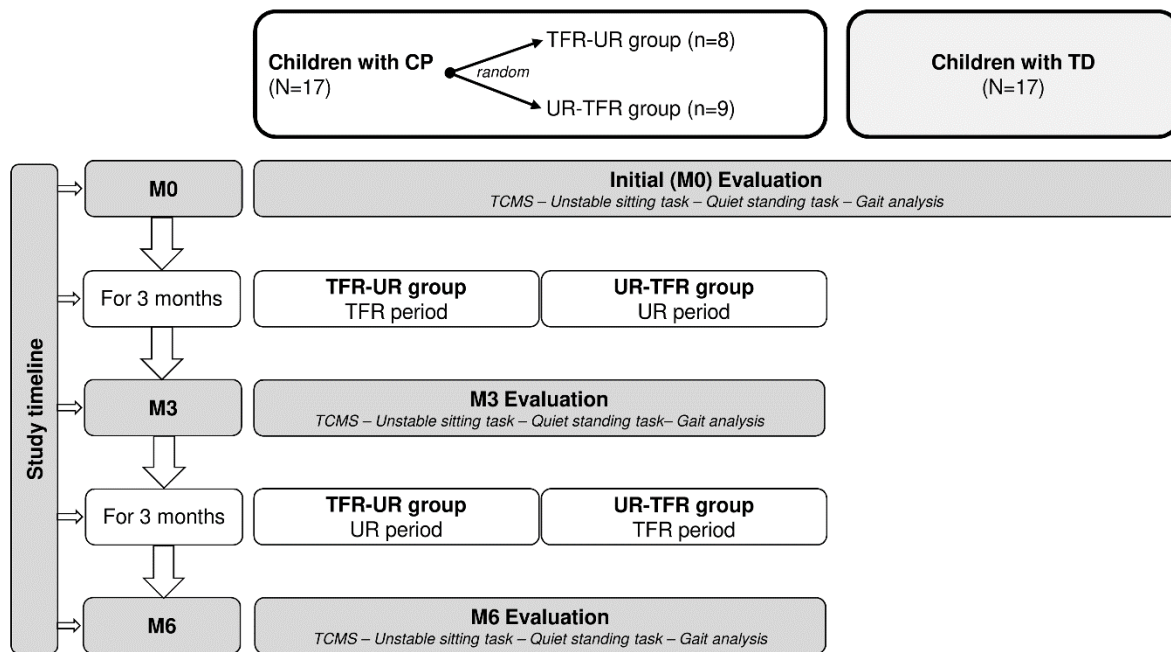
All the children with CP were randomly assigned to one of two rehabilitation programs: 3 months of TFR and then 3 months of the child's usual rehabilitation

(UR), or 3 months of UR and then 3 months of TFR. The study participants' characteristics and the group assignments are summarized in Table 10.

**Table 10. Characteristics of the study population, by subgroup.**

|                               | Children with CP<br>TFR – UR<br>(n=8) | Children with CP<br>UR – TFR<br>(n=9) | TD children<br>(n=17) |
|-------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|-----------------------|
| <b>GMFCS level I/II</b>       | 3/5                                   | 6/3                                   | /                     |
| <b>Hemiplegic/diplegic CP</b> | 5/3                                   | 6/3                                   | /                     |
| <b>Age (years)</b>            | 9 (2.5)                               | 7.6 (2.3)                             | 7.7 (2)               |
| <b>Height (cm)</b>            | 133 (14)                              | 124 (15)                              | 128 (14)              |
| <b>Weight (kg)</b>            | 29.5 (6.1)                            | 28 (13.7)                             | 25.6 (6.8)            |

Data are quoted as the mean (SD). CP: cerebral palsy; TD: typically developing; TFR: trunk-focused rehabilitation; UR: usual rehabilitation; GMFCS: Gross Motor Function Classification System.



**Figure 56. Study design.** Children with CP were randomly allocated to TFR for three months and then UR for three months (forming the TFR-UR group), or vice versa (forming the UR-TFR group). The children with CP were evaluated before the start of the rehabilitation program (at M0), within a week of the end of the first phase (at M3), and within a week of the end of the second phase (at M6). The TD children were evaluated at M0 only.

### 10.3.2. Evaluation

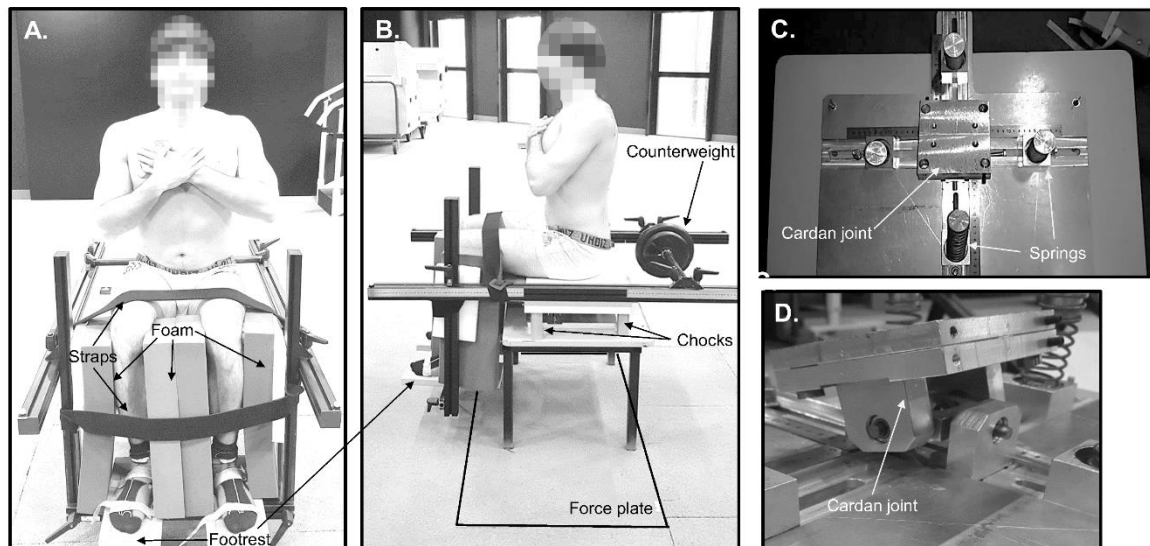
#### 10.3.2.1. The Trunk Control Measurement Scale

The TCMS (developed by (Heyrman et al., 2011)) provides a clinical, functional evaluation of the trunk. The child (sitting on the edge of a table) is asked to actively move his/her arms and legs (with the trunk stabilized) and then other body segments (including the trunk). The TCMS comprises three subscales: static sitting balance, selective movement control, and dynamic reaching. Each item is performed three times and the best performance is taken into account for scoring. The maximum possible (best) score is 58, and the lowest possible (worst) score is 0.

#### 10.3.2.2. The unstable sitting postural task

The subject sat on an unstable seat device (Fig 57) placed on a 3D force platform (AMTI, Watertown,

MA, USA). The seat was able to tilt in a frictionless manner, thanks to a cardan joint and four springs arranged around the latter. Seat movements were only possible along the mediolateral and anteroposterior axes, with a maximum possible tilt of 12°. The subject's position on the seat was standardized, with the arms crossed on the chest, and the hips, knees and ankles held in flexion at an angle of 90° (Figure 57). Lower limb movements were restricted by foam pads strapped between and around the legs; hence, body movements and device movements were solely controlled by the child's head and trunk position. The subject was instructed to remain as still as possible, in an upright position. Between each trial, the device was locked in the horizontal position with wooden chocks; this allowed the participant to rest for at least 30 seconds.



**Figure 57. The unstable seated device and the tilt mechanism**

#### 10.3.2.3. The quiet standing postural task

The subject stood upright on a 3D force platform with the arms alongside the body and the feet a hip width apart. He/she was instructed to stand as still as possible. The subject was allowed to rest for at least 30 seconds between trials.

For both the standing and unstable sitting postural tasks, three 30-seconds trials were carried out with the eyes open. The CoP trajectory was recorded at a sampling rate of 1000 Hz. The raw data were filtered with a low-pass Butterworth filter (order: 4; cut-off: 12 Hz). Using these data, we calculated the average values (over three trials) for the CoP area (in mm<sup>2</sup>,

computed from the 95% confidence ellipse of the CoP displacement), and the CoP mean velocity (mm.s<sup>-1</sup>).

#### 10.3.2.4. Three-dimensional gait analysis

A nine-camera 3D optoelectronic motion capture system (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK) was used to record kinematic gait data. The cameras were sampled at 100 Hz. Reflective markers were placed on the subject's skin according to the conventional gait model (Baker et al., 2017; Davis et al., 1991). The markers' trajectories were labelled using Nexus software (version 1.8.5, Vicon Motion Systems Ltd) and filtered with a Woltring filter

(mean square error: 20 mm<sup>2</sup>) (Woltring, 1986). We then applied the conventional gait model, in which a simplified “trunk” is considered to have two modules: the thorax (part of the upper trunk) and the pelvis (part of the lower trunk). The participants were asked to walk several times at a self-selected speed along a 12 m track with three embedded force platforms (AMTI, Watertown, MA, USA). Kinetic data were sampled at 1000 Hz and synchronized with the kinematic data.

Data were processed using Vicon Nexus software (version 1.8.5), Vicon Polygon software (version 3.5.2; both from Vicon Motion Systems Ltd), and MATLAB R2017 software (MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). The following time-distance variables were calculated: dimensionless walking speed, dimensionless step length (both normalized using Hof and Zijlstra’s method (Hof & Zijlstra, 1997)), and dimensionless step width (normalized against the pelvic width). Ankle dorsiflexion (in °) was measured at IC, with the ankle angle defined as the foot-tibia angle (Nair et al., 2010). During the WA phase, we measured the amplitude of the peak ankle negative power (in watts per kg, W.kg<sup>-1</sup>), the amplitude of the peak anterior deceleration of the sternum, and the amplitude of the peak downward deceleration of the sacrum. Hence, for the upper trunk, we calculated the accelerations (in m.s<sup>-2</sup>) of the marker located on the sternum (Nataraj et al., 2012; Summa et al., 2016). In particular, we considered the anterior deceleration of the sternum as a proxy for the plantar flexors’ braking effect on the trunk’s forward progression (Correa et al., 2012; Neptune et al., 2001). For the CoM, we calculated the vertical acceleration (in m.s<sup>-2</sup>) of the marker placed on the sacrum, given that Jeong et al.’s (2018) segmental analysis study reported an excellent correlation between the vertical acceleration of this marker and the vertical acceleration of the CoM. We considered the peak downward deceleration of the sacrum as a proxy for the plantar flexors’ gravity-resisting effect on the CoM (Correa et al., 2012; Neptune et al., 2001). It should be noted that we

chose to use the term “downward deceleration” rather than “upward acceleration”, in order to emphasize that the sacrum’s downward movement slows during the WA phase (Liu et al., 2006; Perry & Burnfield, 2010). All the gait data reported below were averaged over five gait cycles.

### 10.3.3. Rehabilitation procedures

Each child with CP underwent two physiotherapy sessions per week for a total of 6 months (3 months of UR followed by 3 months of TFR, or *vice versa*). Each session lasted for 45 to 60 minutes. The UR corresponded to the type of rehabilitation already received by the child before the study; it variously combined muscle stretching, muscle strengthening (e.g. resistance training), muscle tone reduction (e.g. Bobath concept neuro-developmental treatment), and upper and lower limb motor skill training facilitated by the therapist. These therapies targeted the lower limb muscles in all cases, the upper limb muscles in some cases, and the trunk muscles only in 2 cases. The therapist often supported the child and helped him/her to control his/her balance. The goal of TFR – an approach suggested for the rehabilitation of stroke patients (Beyaert et al., 2015) - is to improve postural and balance control during intermediate postures that are less challenging than standing and walking but that have beneficial effects on the latter through improved postural control of the trunk. Hence, the child had to control his/her balance during various voluntary actions, starting from postures such as being on all fours, bridging, or sitting on an unstable support (see Fig. 58). The child also performed challenging trunk movements, requiring the dissociation of scapular and pelvic girdle movements or a reduction in lumbar lordosis. The rehabilitation objectives for the upper and lower limbs which were given in the UR phase (e.g. hamstring stretches, plantar flexor stretches, and wrist extension) were included in some of the exercises in the TFR phase. Lastly, each child was given a selection of self-exercises to perform at home on a daily basis.





**Figure 58. Examples of exercises included in the TFR.** The child (with left hemiplegia, in this example) hit a target with one leg while bridging (left), or pushed with her right arm to spin herself around on an unstable support (Domyos® Abdo Gain Trainer, Decathlon SA, Villeneuve d'Ascq, France) (right). In both exercises, the trunk was strongly involved in postural control, and the child controlled her balance without assistance from the therapist.

#### 10.3.4. Statistical analysis

Quantitative data were reported as the mean (SD). For each variable, we used a two-sample t-test to compare the children with CP at M0 and the TD children. For the children with CP, we calculated Pearson's coefficient for the correlation between the peak negative ankle power during WA and (i) the peak sternum anterior deceleration and (ii) the peak sacrum downward deceleration. We also performed mixed-design analyses of variance with "group" (TFR-UR, UR-TFR) as the between-participant factor and the "evaluation time" (M0, M3 and M6) as the within-participant factor. When the interaction between "group" and "evaluation time" was statistically significant for a given variable, size effects was reported as the partial eta 2 ( $\eta p^2$ ), and the Newman-Keuls post-hoc test was used to compare the values recorded at the different evaluation times (M0, M3 and M6) for each group. The threshold for statistical significance (error type I rate) was set to  $\alpha=0.05$ . All statistical analyses were

performed using Statistica software (version 13, Tibco Software Inc., Palo Alto, CA, USA).

#### 10.4. Results

##### 10.4.1. Data recorded at M0 for the children with CP vs. the TD children

The CP and TD groups differed significantly with regard to all variables except step length (Table 11). Relative to TD children, children with CP had a significantly lower TCMS score, and greater CoP velocity and CoP area values in both the unstable sitting task and the standing postural task. The children with CP walked significantly more slowly and had wider steps than the TD children, although the difference in step length was not significant. The mean ankle angle at IC corresponded to plantar flexion in children with CP and slight dorsiflexion in TD children. During WA, the peak negative ankle power, the peak sternum anterior deceleration and the peak sacrum downward deceleration were all significantly higher in children with CP than in TD children.

**Table 11.** The TCMS score, postural variables, and gait variables in the children with CP (n=17) and in TD children (n=17) at M0.

|  | <b>TD group (n=17)</b> | <b>CP group (n=17)</b> | <i>t-test values<br/>(df=32)</i> | <i>p values</i>  |
|--|------------------------|------------------------|----------------------------------|------------------|
| <b>Trunk Control Measurement Scale</b>                     |                        |                        |                                  |                  |
| Total score  | 53 (3)                 | 36 (7)                 | 9.27                             | <b>&lt;0.001</b> |
| <b>Unstable sitting postural task</b>                      |                        |                        |                                  |                  |
| CoP area (mm <sup>2</sup> )                                | 2155 (547)             | 3302 (794)             | 4.39                             | <b>&lt;0.001</b> |
| CoP velocity (mm.s <sup>-1</sup> )                         | 34 (10)                | 46 (10)                | 3.36                             | <b>0.002</b>     |
| <b>Quiet standing postural task</b>                        |                        |                        |                                  |                  |
| CoP area (mm <sup>2</sup> )                                | 348 (188)              | 1048 (336)             | 7.48                             | <b>&lt;0.001</b> |
| CoP velocity (mm.s <sup>-1</sup> )                         | 11 (4)                 | 17 (3)                 | 4.80                             | <b>&lt;0.001</b> |
| <b>Gait analysis</b>                                       |                        |                        |                                  |                  |
| <b>Time-distance variables</b>                             |                        |                        |                                  |                  |
| Walking speed (dimensionless)                              | 0.46 (0.05)            | 0.40 (0.06)            | 2.45                             | <b>0.019</b>     |
| Step length (dimensionless)                                | 0.87 (0.06)            | 0.81 (0.22)            | 0.98                             | 0.331            |
| Step width (dimensionless)                                 | 0.59 (0.09)            | 0.75 (0.22)            | 2.73                             | <b>0.010</b>     |
| <b>Kinematic and kinetic variables</b>                     |                        |                        |                                  |                  |
| Dorsiflexion at IC (°)                                     | 1 (3)                  | -5 (9)                 | 2.44                             | <b>0.020</b>     |
| WA peak ankle power (W.kg <sup>-1</sup> )                  | 0.3 (0.1)              | 1.6 (0.7)              | 7.43                             | <b>&lt;0.001</b> |
| WA peak sternum anterior deceleration (m.s <sup>-2</sup> ) | 1.1 (0.3)              | 3.0 (1.1)              | 22.48                            | <b>&lt;0.001</b> |
| WA peak sacrum downward deceleration (m.s <sup>-2</sup> )  | 3.1 (1.1)              | 9.4 (3.4)              | 14.27                            | <b>&lt;0.001</b> |

Values are quoted as the mean (SD). CP: cerebral palsy; TD: typical developing; CoP: center of pressure; IC: initial contact; WA: weight acceptance; df: degrees of freedom.

#### 10.4.2. Correlation between kinetic ankle and trunk variables in the children with CP

In the children with CP, the peak negative ankle power during WA was significantly correlated with the peak sternum anterior deceleration at all three evaluation time points (M0:  $r=0.68$ ,  $p=0.02$ ; M3:  $r=0.55$ ,  $p=0.02$ ; and M6:  $r=0.53$ ,  $p=0.02$ ) and with the peak sacrum downward deceleration at the first two time points (M0:  $r=0.63$ ,  $p<0.01$ ; M3,  $r=0.52$ ,  $p=0.03$  and M6,  $r=0.34$ ,  $p=0.18$ ).

#### 10.4.3. Effects of TFR and UR in the children with CP

##### *The Trunk Control Measurement Scale*

In the TFR-UR group, the TCMS score was significantly higher at M3 and M6 than at M0; the difference between M3 and M6 was not significant. In the UR-TFR group, the TCMS was significantly higher score at M6 than at M0 and M3; the difference between M0 and M3 was not significant (Table 12).

##### *The unstable sitting postural task*

In the TFR-UR group, (i) the CoP area was significantly lower at M3 and M6 than at M0 and significantly higher at M6 than at M3, and (ii) the CoP velocity was significantly lower at M3 than at M0 and significantly higher at M6 than at M3 (Table 12). In the UR-TFR group, neither the CoP area nor the CoP velocity differed significantly when comparing M0 and M3, although both were significantly lower at M6 than at M0 and M3.

#### *The quiet standing postural task*

In the TFR-UR group, both the CoP area and the CoP velocity were significantly lower at M3 than at M0 and significantly higher at M6 than at M3 (Table 12). In the UR-TFR group, neither the CoP area nor the CoP velocity differed significantly when comparing M0 and M3, although both were significantly lower at M6 than at M0 and M3.

#### *Three-dimensional gait analysis*

The time-distance variables in the TFR-UR group did not differ significantly at the different evaluation times, although we observed a trend ( $p=0.051$ ) towards a lower step width at M3 than at M0 (Table 12). In the UR-TFR group, the step width was significantly lower at M6 than at M3, and both the walking speed and step length were significantly higher at M6 than at M3.

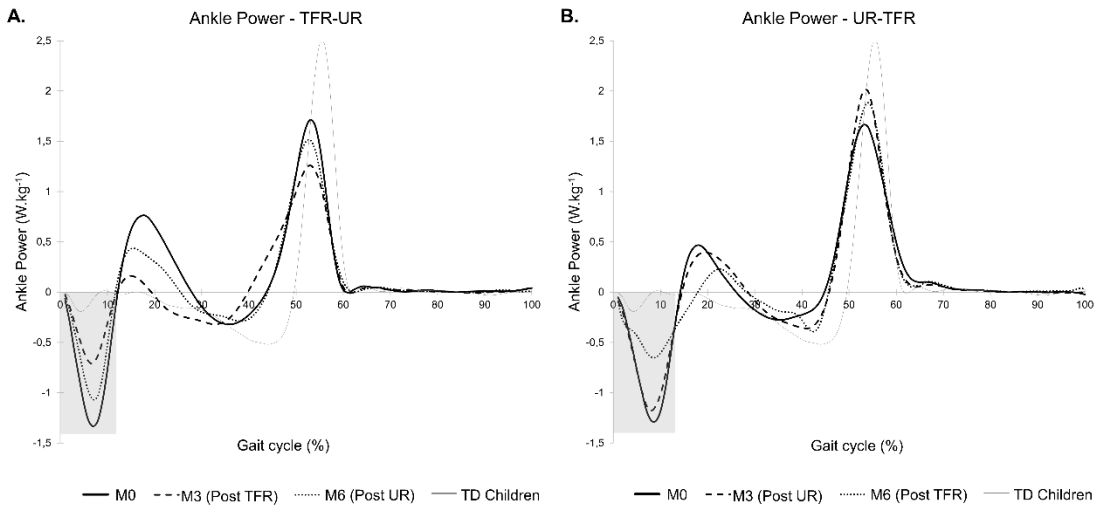
For ankle dorsiflexion at IC, the interaction between the “group” and “evaluation time” factors was not statistically significant.

In the TFR-UR group, the peak negative ankle power (Fig 59) and the peak sacrum downward deceleration (Fig 61) were significantly lower at M3 than at M0. The peak negative ankle power was significantly higher at M6 than at M3; in contrast, the peak sacrum downward deceleration at M6 did not differ from the value at M3 and was significantly lower than the value at M0. In the UR-TFR group, both the peak negative ankle power and the peak sacrum downward deceleration were significantly lower at M6 than at M0 and M3. In the TFR-UR group, the peak sternum anterior deceleration (Fig 60) was significantly lower at M3 than at M0. In the UR-TFR group, the peak sternum anterior deceleration was significantly lower at M6 than at M0 and M3.

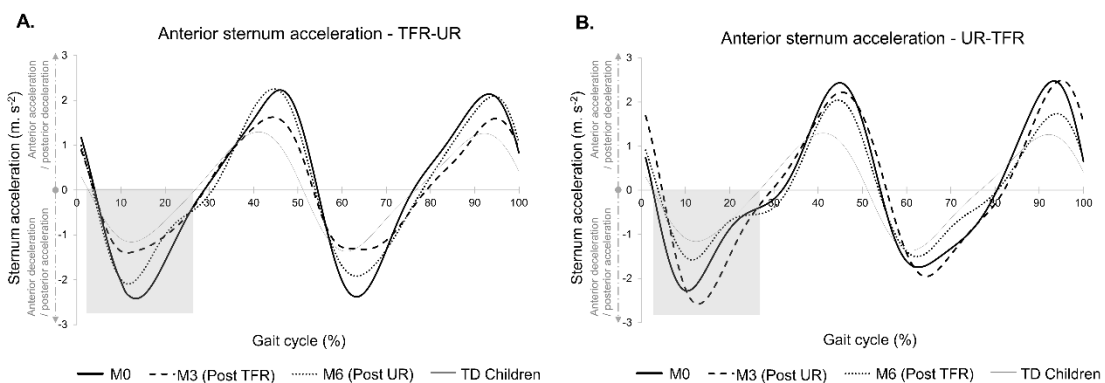
**Table 12.** The TCMS score, postural variables, and gait variables in the two groups of children with CP at M0, M3, and M6

|  | TFR-UR group |               |                | UR-TFR group |              |                  | group*evaluation time interaction (ANOVA) |                |            |
|--|--------------|---------------|----------------|--------------|--------------|------------------|---|----------------|------------|
|  | M0           | M3 (post-TFR) | M6 (post-UR)   | M0           | M3 (post-UR) | M6 (post-TFR)    | <i>F</i> <sub>(2,30)</sub> value          | <i>p</i> value | $\eta_p^2$ |
| <b>Trunk Control Measurement Scale</b>                     |              |               |                |              |              |                  |   |                |            |
| Total score  | 35 (9)       | 47 (7)**      | 44 (5)**       | 37 (4)       | 38 (4)       | 47 (4)** ††      | 22.4                                      | <0.001         | 0.76       |
| <b>Unstable sitting postural task</b>                      |              |               |                |              |              |                  |   |                |            |
| CoP area (mm <sup>2</sup> )                                | 3383 (870)   | 2816 (907)*   | 2997 (953)** † | 3239 (777)   | 3182 (671)   | 2628 (787)** ††  | <i>F</i> <sub>(2,28)</sub> = 30.5         | <0.001         | 0.68       |
| CoP velocity (mm.s <sup>-1</sup> )                         | 47 (10)      | 32 (9)**      | 43 (10)** ††   | 45.3 (11)    | 47 (11)      | 36 (9)** ††      | 26.7                                      | <0.001         | 0.65       |
| <b>Quiet standing postural task</b>                        |              |               |                |              |              |                  |   |                |            |
| CoP area (mm <sup>2</sup> )                                | 1020 (402)   | 751 (325)**   | 948 (346) ††   | 1074 (289)   | 1110 (280)   | 780 (263)** ††   | 41.4                                      | <0.001         | 0.73       |
| CoP velocity (mm.s <sup>-1</sup> )                         | 17 (4)       | 14 (2)*       | 16 (4) †       | 17 (3)       | 18 (2)       | 14 (3)** ††      | 16.0                                      | <0.001         | 0.51       |
| <b>Gait analysis</b>                                       |              |               |                |              |              |                  |   |                |            |
| <b>Time-distance variables</b>                             |              |               |                |              |              |                  |   |                |            |
| Walking speed (dimensionless)                              | 0.41 (0.06)  | 0.46 (0.04)   | 0.42 (0.04)    | 0.43 (0.06)  | 0.4 (0.06)   | 0.45 (0.09) †    | 7.2                                       | 0.002          | 0.32       |
| Step length (dimensionless)                                | 0.85 (0.32)  | 0.90 (0.37)   | 0.83 (0.32)    | 0.79 (0.09)  | 0.77 (0.11)  | 0.84 (0.14) †    | 7.4                                       | 0.002          | 0.33       |
| Step width (dimensionless)                                 | 0.77 (0.20)  | 0.58 (0.16)*  | 0.63 (0.18)    | 0.72 (0.24)  | 0.82 (0.29)  | 0.62 (0.33) †    | 5.7                                       | 0.004          | 0.28       |
| <b>Kinematic and kinetic variables</b>                     |              |               |                |              |              |                  |   |                |            |
| Dorsiflexion at IC (°)                                     | -8 (8)       | -6 (7)        | -10 (9)        | -2 (9)       | -3 (11)      | -3 (9)           | 1.6                                       | 0.226          |            |
| WA peak ankle power (W.kg <sup>-1</sup> )                  | 1.49 (0.75)  | 0.85 (0.26)** | 1.31 (0.39) †  | 1.66 (0.74)  | 1.56 (0.65)  | 0.94 (0.30)** †† | 9.3                                       | <0.001         | 0.38       |
| WA peak sternum anterior deceleration (m.s <sup>-2</sup> ) | 3.2 (1.3)    | 2.1 (0.7)*    | 2.6 (0.8)      | 2.9 (0.8)    | 3.1 (0.8)    | 2.2 (0.7)** ††   | 8.9                                       | <0.001         | 0.37       |
| WA peak sacrum downward deceleration (m.s <sup>-2</sup> )  | 6.0 (2.5)    | 4.4 (2.8)**   | 5.5 (1.3)**    | 10.2 (3.3)   | 9.2 (3.8)    | 5.4 (2.6)** ††   | 5.7                                       | 0.007          | 0.27       |

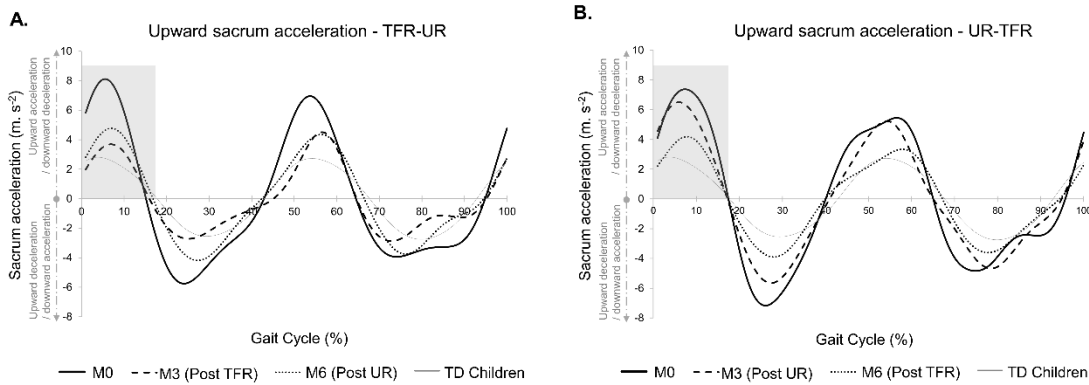
Values are quoted as the mean (SD). ANOVA: analysis of variance; CoP: center of pressure; IC: initial contact; WA: weight acceptance; \* p<0.05, \*\* p<0.01 vs. M0 in the same group, † p<0.05, †† p<0.01 M6 vs. M3 in the same group



**Figure 59.** Mean ankle power during gait in children with CP who performed TFR and then UR (panel A, n=8) or UR and then TFR (panel B, n=9), and in TD children (panels A and B, n=17). TFR: trunk-focused rehabilitation; UR: usual rehabilitation; TD: typically developing. Black lines correspond to the CP group (solid line for M0, dashed line for M3 and dotted line for M6) and the solid grey line corresponds to the TD group at M0. The rectangle corresponds to the area of interest for the peak during the WA phase. Significant differences are summarized in Table 12.



**Figure 60.** Mean anteroposterior acceleration of the sternum marker during gait in children with CP who performed TFR and then UR (panel A, n=8) or UR and then TFR (panel B, n=9), and in TD children (panels A and B, n=17). TFR: trunk-focused rehabilitation; UR: usual rehabilitation. TD: typically developing. Black lines correspond to the CP group (solid line for M0, dashed line for M3 and dotted line for M6) and the solid grey line corresponds to the TD group at M0. The rectangle corresponds to the area of interest for the peak during the WA phase. Significant differences are summarized in Table 12.



**Figure 61.** Mean upward acceleration (i.e. downward deceleration) of the sacrum marker during gait in children with CP who performed TFR and then UR (panel A, n=8) or UR and then TFR (panel B, n=9), and in TD children (panels A and B, n=17). TFR: trunk-focused-UR rehabilitation; UR: usual rehabilitation. TD: typically developing. Black lines correspond to the CP group (solid line for M0, dashed line for M3 and dotted line for M6) and the solid grey line corresponds to the TD group at M0. The rectangle corresponds to the area of interest for the peak during the WA phase. Significant differences are summarized in Table 12.

## 10.5. Discussion

By studying tasks involving the trunk either specifically (the TCMS, and the unstable sitting task) or non-specifically (quiet stance and walking), we confirmed here that postural control is impaired in children with CP (relative to TD children). During the WA phase of gait, we observed a powerful braking of ankle dorsiflexion (i.e. peak negative ankle power, not observed in the TD group); this was correlated with the sternum anterior deceleration at all three evaluation time points and the sacrum downward deceleration at two evaluation time points. Furthermore, we found that a 3-month TFR program was associated with (i) better postural control of the trunk, and (ii) lower sternum anterior deceleration, sacrum downward deceleration, and negative ankle power during the WA phase of gait.

### 10.5.1. Trunk impairment is strongly involved in poor postural control in children with CP

Impaired trunk control was evidenced in the children with CP (relative to TD children) by lower TCMS scores and by greater oscillations during the unstable sitting task. It should be noted that the control of head position by the neck muscles is considered to be part of overall trunk control. It is well known that children with CP have a low TCMS score (Heyrman et al., 2011; Kallem Seyyar et al., 2019; Pham et al., 2016); this is strongly linked to their impairments in gross motor function (Heyrman et al., 2011; Kallem

Seyyar et al., 2019; Pham et al., 2016). In the unstable sitting task, the seat's movements are (to some extent) initiated by the subject's own movements and then amplified by the effect of gravity on the subject's CoM. Therefore, the ability to remain stable involves the subject's ability to anticipate his/her movements and those of the seat, so as to produce anticipated postural adjustments at the right time. Overall, the ability to limit CoP oscillations on an unstable seat might be based on both a feedforward mechanism (to avoid excessive seat movement) and a feedback mechanism (to produce a postural response when the seat moves substantially). The observation of a greater CoP area and a greater CoP velocity during the unstable sitting task suggests that the children with CP had a specific impairment of control of the trunk. This impairment might involve both the feedforward and feedback control mechanisms. Impairment of the feedforward mechanism involving the trunk has been suggested by Bigongiari et al. (2011), who showed that children with CP displayed inadequate anticipated postural adjustments of the trunk during a reaching movement from the sitting position. Furthermore, impairment of the feedback mechanism involving the trunk in the sitting position has been evidenced in children with CP (relative to TD children) by an abnormal postural reaction following external perturbations (Brogren et al., 1998; Van Der Heide & Hadders-Algra, 2005) or by greater oscillations along the mediolateral axis during sinusoidal

oscillation of the support on the anteroposterior axis (Liao et al., 2003).

We observed that during quiet stance, postural sway was greater in children with CP than in TD children; this agrees with the literature data (Rose et al., 2002; Saxena et al., 2014). The postural alteration during stance is probably due (at least in part) to poor trunk control, since the trunk and head together account for ~60% of the child's body mass at the age of 5 and ~52% at the age of 12 (Jensen, 1986). Indeed, trunk movements in the frontal plane are involved in CoP displacements (Rietdyk et al., 1999), and Saxena et al. (2014) trunk-hip coordination is an essential component of postural control (Blackburn et al., 2003). Even small trunk deviations can greatly influence the position of the CoM and thus destabilize the whole body. Kim et al. (2018) reported significant correlations between impaired trunk control while sitting and anteroposterior acceleration amplitude of the lower back while standing.

Children with CP show significantly greater acceleration of the sternum, lower back (L3 region) and sacrum throughout the whole gait cycle, when compared with TD children (Saether et al., 2014; Summa et al., 2016). In the present study, we specifically observed greater peak sternum anterior deceleration and greater peak sacrum downward deceleration during the WA phase of gait. The latter finding is in line with the very high downward deceleration of the CoM that is known to occur during the first double support phase in children with CP (Hsue et al., 2009b). Our observations for the WA phase are important for gait kinetics because they indicate greater restraint of the body's forward momentum and the fall in the CoM – both of which challenge balance control. The larger step width broadens the support base during the double support phase, and highlights the balance difficulties encountered by children with CP during gait (Kim & Son., 2014; Kurz et al., 2012; Wallard et al., 2014).

#### **10.5.2. Are trunk and ankle kinetics coupled during WA in children with CP?**

In our analysis of the WA phase in children with CP, we observed moderate-to-strong correlations between the peak negative ankle power on one hand and the peak sternum anterior deceleration and peak sacrum downward deceleration on the other. This correlation is in line with the early action exerted by the plantar flexors, since the angular deceleration of the trunk in the sagittal plane is strongly and

primarily influenced by the plantar flexion moment generated at the ankle at the beginning of the stance phase (Nott et al., 2010). In toe-walking, the plantar flexors exert a decelerating action on ankle dorsiflexion, the associated anterior tilt of the tibia (Davids et al., 1999), and the downward and forward displacements of the CoM and the trunk from IC onwards (Correa et al., 2012; Neptune et al., 2001). The plantar flexors' early activity at the end of the swing phase and during WA (associated with toe walking, and the negative ankle power that decelerates dorsiflexion) has been attributed to spasticity as a primary impairment (Graham et al., 2016; Lance, 1980; Wren et al., 2004). However, this hypothesis has been questioned in other studies of gait in children with CP (Dietz et al., 1981; Dietz & Sinkjaer, 2007; Hodapp et al., 2007; Sinkjaer & Magnussen, 1994). In particular, spasticity is unlikely to contribute to toe-walking in children with CP because (i) the soleus activity during the swing phase is normally low (Hodapp et al., 2007), and (ii) exaggerated reflex activity is not observed (Willerslev-Olsen et al., 2014). In contrast, the deceleration of ankle dorsiflexion by the plantar flexors during WA in children with CP might have a functional role in gait because it has the same order of amplitude during kinematic adaptation (e.g. when negative-heel shoes are worn) and when barefoot (Beyaert et al., 2014). The kinematic adaptation upon IC consists of ankle dorsiflexion when the children wore negative-heel shoes or equinus when the children walked barefoot (Beyaert et al., 2014). It is noteworthy that during the WA phase, the plantar flexors' direct effect on deceleration of the anterior tilt of the tibia and their indirect effect on the forward and downward displacement of the trunk occur in children with CP but not in TD children. In other words, toe-walking enables the plantar flexors to contribute substantially to the negative work exerted by the leading leg joints during the WA phase (Worthen-Chaudhari et al., 2014). These actions might prevent joint collapse, provide vertical support (Liu et al., 2006; Winter, 1980), decelerate the body's CoM, and change the direction of the CoM's velocity vector (Donelan et al., 2002b; Kuo & Donelan, 2010).

Why, then, is deceleration of the CoM during WA (with a contribution from the plantar flexors) more intense in children with CP than in TD children (Kurz et al., 2010)? The biomechanics of locomotion provide a few clues. The production of the propulsive forces necessary for locomotion requires the creation of a gap between the trailing limb's CoP

trajectory and CoM trajectory; the resulting imbalance leads to an anterior, downward displacement of the CoM (Bril et al., 2015; Blandine Bril & Brenière, 1992; Honeine et al., 2014) that must be decelerated (to stabilize gait (Kuo & Donelan, 2010)) and redirected upwards during WA (Donelan et al., 2002b; Kuo et al., 2005). Wallard et al. (Wallard et al., 2014, 2018) have shown that relative to TD children, children with CP produce a larger, longer-lasting gap between the CoP and CoM trajectories and a greater propulsive imbalance – an imbalance that would require greater trunk deceleration during WA. The researchers studied the “en bloc” postural strategy (Wallard et al., 2014) and the fairly similar “walking by falling” strategy employed by young toddlers (Brenière & Bril, 1988; Bril & Brenière, 1992). In both these strategies, the children rotate their entire body over the ankle pivot; this reduces the effort required to create the propulsive forward imbalance but requires greater deceleration and effort to maintain balance during WA (Wallard et al., 2014). It is of value to consider both trunk and ankle-foot motor control in early childhood. In TD full-term infants, gross motor development from 8 months of age onwards is highly correlated with the degree of segmental trunk control in the sitting position (Pin et al., 2019a). During the first weeks or months of walking, the trunk progressively becomes more stable - as reflected by a decrease in (i) the trunk oscillations in the frontal and sagittal planes (Ledebt & Bril, 2000) and (ii) the trunk’s vertical amplitude of acceleration (Bisi & Stagni, 2015). The “en bloc” postural strategy (with head-trunk linkage) is observed during standing and walking in early childhood; it reduces the number of degrees of freedom that have to be controlled (Assaiante, 1998). In young TD children and children with CP, however, even a simplified “en bloc” gait strategy is challenging and requires strong deceleration of the trunk during WA (Wallard et al., 2014). In early childhood, the trunk deceleration during WA is produced partly by the plantar flexors (Chang et al., 2006; Sutherland et al., 1980). These muscles are typically associated with toe-walking or an early second rocker phase (Forssberg, 1992; Sutherland et al., 1980) and exert negative ankle power. The relative intensity of this negative ankle power is higher in children under the age of 4 than in older children (Cupp et al., 1999; Samson et al., 2011, 2013). Thus, it appears that the early action of plantar flexors during WA is part of the “en bloc” balance strategy used to compensate for poor postural control of the trunk in early childhood. In

children with CP, poor postural control of the trunk (already observed at a few months of age in infants born prematurely (Pin et al., 2019a)) persists during childhood (Heynman et al., 2014; Liao et al., 2003; Saavedra & Woollacott, 2015; Santamaria et al., 2016; Woollacott et al., 1998). This might be compensated for by a balance strategy that includes greater deceleration of the trunk and more intense action of the plantar flexors (relative to TD children) during WA. Our present results concerning the effects of TFR strongly support this hypothesis.

### **10.5.3. Beneficial effects of the trunk-focused rehabilitation**

In both subgroups of children with CP, the TFR phase was associated with a significant improvement in postural control of (i) the trunk (according to the TCMS, and performance in the unstable sitting task), and (ii) the body during quiet standing and in gait kinetics during the WA phase (as evidenced by simultaneous reductions in the peak sternum anterior deceleration, peak sacrum downward deceleration, and peak negative ankle power). This improvement at M3 in the TFR-UR group and at M6 in the UR-TFR group was specifically due to the TFR and not to a general effect of any rehabilitation; in the UR-TFR group, none of the variables had significantly improved after the UR phase at M3. Since the postural control of the trunk is crucial for balance control when standing, during gait, or in an unstable sitting task, we suggest that the observed improvement in motor behavior was primarily due to the TFR’s beneficial effect on the postural control of the trunk. In fact, the TFR included exercises (such as being on all fours, bridging, or sitting on an unstable support (Fig 58)) during which the trunk was strongly involved in various actions and in balance control. Even though the rehabilitation program implemented in the present study did not include specific training in balance control during stance and locomotion, these variables were improved by TFR - as indicated by a decrease in the CoP sway during stance and a shorter step width during gait. We hypothesize that the improved balance during gait results from a greater contribution of the trunk to dynamic balance control. Accordingly, the balance strategy observed before TFR (involving high trunk deceleration and negative ankle power at WA) was less evident after TFR.

Hippotherapy (also known as riding therapy or riding simulator therapy) is increasingly used in



rehabilitation programs for children with CP (Martín-Valero et al., 2018). Sitting on a horse or on a riding simulator challenges trunk control and improve upper body balance and gross motor function not only while sitting (Herrero et al., 2012; Martín-Valero et al., 2018; Moraes et al., 2016; Shurtleff et al., 2009) but also while standing (Lee et al., 2014), walking (Kwon et al., 2011; Mutoh et al., 2019) or performing activities of daily living (such as going up and down stairs (Martín-Valero et al., 2018)). Improved postural control of the upper body clearly has beneficial effects on various motor activities. Unfortunately, we did not assess gross motor function before and after the TFR and UR phases in the children with CP. However, the children's parents anecdotally reported various functional improvements after the TFR phase, such as fewer falls, a better sitting posture, greater walking endurance, or the ability to perform new motor activities (e.g. cycling).

It was recently reported that robot-assisted gait rehabilitation had beneficial effects on dynamic equilibrium control during gait in children with CP (Wallard et al., 2017, 2018). During gait training sessions, the child's lower limbs were fastened to an exoskeleton and the lower trunk was held in a suspension harness. The degree of bodyweight support was set to 70% initially and then reduced progressively to no less than 40%. The researchers found use of this set-up (with very little need to balance during gait) resulted in better control of the upper body during gait; the "en bloc" head-trunk strategy was replaced by a "head-in-space" stabilization strategy. Dynamic balance control during gait was also improved, as evidenced by less CoM-CoP imbalance and less braking upon IC (Wallard et al., 2017, 2018). Better postural control of the trunk might have contributed to this improvement in gait dynamics.

In the TFR-UR group, we measured the remaining effects of TFR after 3 months of UR (i.e. at M6). Postural control of the trunk was still better than at M0, as indicated by the TCMS score and the variables in the unstable sitting task. However, the performance in the unstable sitting at M6 was significantly worse than at M3. Only the peak sacrum downward deceleration during gait was lower at M6 than at M0, whereas CoP oscillation during standing and the peak negative ankle power during WA were significantly lower than at M3. These results clearly indicate that the overall effects

of TFR decreased after 3 months, although an improvement in trunk control was still present. It would be interesting to increase the duration of TFR by (for example) including trunk exercises in the child's everyday play activities. To facilitate gait analysis, the present study included children aged 5 and over. Trunk-focused rehabilitation in even younger children might have greater effects on gait (in particular), and warrants investigation in the future.

At WA, the peak negative ankle power was significantly correlated with both the peak sternum anterior deceleration and the peak sacrum downward deceleration at M0 and M3 but only with the peak sternum anterior deceleration at M6. At M6, both the TFR-UR and UR-TFR groups displayed a significant improvement in trunk postural control (as evidenced by the TCMS score and performance in the unstable sitting task) and a significant reduction in peak sacrum downward deceleration, relative to M0. At M6, the lack of a significant correlation between negative ankle power and sacrum downward deceleration might have been due to a lower contribution of the plantar flexors to deceleration of the downward displacement of the sacrum (or the CoM) and thus better trunk control in the TFR-UR and UR-TFR groups. However, advanced biomechanical analyses would be needed to study the quantitative relationships between individual joint moments or muscles of the lower limbs and the angular acceleration of the CoM or trunk (Neptune et al., 2001; Nott et al., 2010).

## 10.6. Conclusion

To the best of our knowledge, the present study is the first to have evidenced strong links between the kinetic behavior of the trunk and ankle joint kinetics during gait in children with CP. During the WA phase of toe-walking, the peak sternum anterior deceleration and peak sacrum downward deceleration were significantly correlated with the peak negative ankle power; this is in accordance with the plantar flexors' action on the trunk. We hypothesize that the coupling between trunk kinetics and ankle kinetics is part of a balance strategy that compensates for the underlying deficit in trunk postural control observed in children with CP. This hypothesis is strongly supported by the observed improvement in trunk control and the reduction in the intensity of trunk-ankle kinetic variables at WA following 3 months of TFR. More generally, certain postural abnormalities in CP may be secondary

features (i.e. compensatory mechanisms) rather than primary impairments due to brain lesions. In particular, the functional relationship between trunk kinetics and ankle-foot kinetics and its contribution to balance is a major physiopathological feature and warrants further investigation. Better knowledge of this relationship might provide a solid basis for novel rehabilitation strategies in children with CP.

## 10.7. Conclusion de l'étude 4

Cette étude permet de relier le rôle fonctionnel du freinage précoce de la dorsiflexion lors de la marche digitigrade suggéré par l'étude 3 aux troubles de la stabilisation axiale des enfants atteints de PC observés dans l'étude 2. En effet, plutôt qu'une dysfonction neuromusculaire des fléchisseurs plantaires, la marche digitigrade permettrait aux enfants atteints de PC de freiner de manière importante et précoce l'avancée du tronc et l'abaissement du CdM au cours de la phase de mise en charge. Ce comportement aurait pour fonction de compenser les troubles de l'équilibre locomoteur auxquels les déficits du contrôle du tronc contribuent.

Au cours de la locomotion des enfants atteints de PC, l'instabilité est associée aux déviations du tronc qui se manifestent via des amplitudes de mouvement (Attias et al., 2015; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013) et des accélérations (Saether et al., 2014; Summa et al., 2016) anormalement élevées dans les trois dimensions. C'est également le cas des accélérations du CdM (Hsue et al., 2009b). Nos résultats rapportent que la progression antérieure du tronc et l'abaissement du CdM au cours de la phase de mise en charge, sont fortement décélérés chez les enfants atteints de PC. Ces décélérations sont chacune corrélées au pic de puissance négative de cheville pendant la phase de mise en charge et pourraient être liées à des troubles de l'équilibre locomoteur. Le pic de puissance négative en début d'appui, comme le suggérait l'étude 2, a bien pour fonction un freinage au cours de la phase de mise en charge. La largeur de pas plus importante chez les enfants atteints de PC témoigne de troubles de l'équilibre locomoteur qui doivent être compensés.

Pour se propulser, les enfants atteints de PC génèrent une avancée du CdM par rapport au CdP d'une durée plus importante que chez les enfants DT (Wallard et al., 2014, 2018), créant un déséquilibre propulsif prolongé. Ce déséquilibre plus important, nécessaire à la propulsion implique la contribution du tronc (Cromwell, et al., 2001; Gillet et al., 2003). De plus, les enfants atteints de PC utilisent un mode de contrôle en bloc du haut du corps leur permettant de faire « tourner » le corps au-dessus de l'articulation de cheville tout en réduisant l'effort pour créer une force propulsive. Ces deux stratégies, qui impliquent les segments axiaux, nécessitent néanmoins un freinage important pendant la phase de mise en charge. Ce freinage est rendu d'autant plus nécessaire qu'ils ont des difficultés à stabiliser leurs segments axiaux.

Nos résultats montrent également que la *TFR* améliore significativement la stabilisation axiale, le contrôle fonctionnel du tronc, la posture orthostatique et la marche. Ces améliorations

étaient attendues en raison de la forte implication des segments axiaux dans l'ensemble de ces activités. Pour la marche, on observe notamment une réduction des stratégies du contrôle de l'équilibre avec une diminution du freinage de cheville en début d'appui associée à la réduction des pics des décélérations antérieures du sternum et vers le bas du sacrum. Nous faisons l'hypothèse que ces améliorations de l'équilibre locomoteur (également visibles grâce à la diminution de la largeur de pas) résultent d'une meilleure contribution du tronc à l'équilibre dynamique. Cette meilleure contribution résulterait d'une amélioration des capacités fonctionnelles du tronc suite à la rééducation ciblant ce dernier.

## Discussion générale et perspectives

---

L'objectif général de ce travail de thèse était d'apporter des éléments nouveaux caractérisant la contribution du contrôle postural des segments axiaux au développement du contrôle des oscillations posturales et aux activités posturocinétiques, en particulier la locomotion. Dans un but physiopathologique et thérapeutique, nous avons appliqué ce champ de recherche à la population d'enfants atteints de PC. Dans cette pathologie qui associe des troubles du développement postural et locomoteur, nous souhaitons caractériser les liens entre un déficit du contrôle postural axial et la présence d'une stratégie compensatoire permettant le maintien de l'équilibre locomoteur. Enfin, nous souhaitons déterminer s'il était possible d'améliorer la marche via une rééducation impliquant fortement le contrôle du tronc (*Trunk Focused Rehabilitation, TFR*).

Pour répondre à ces objectifs, nous avons dans un premier temps évalué l'effet de l'âge sur la stabilisation des segments axiaux au cours d'une tâche posturale dynamique qui nécessitait la seule utilisation des segments axiaux pour maintenir son équilibre. Pour cette **étude 1**, nous avons formulé l'hypothèse que les oscillations posturales au cours de cette tâche diminueraient avec l'âge. De plus, nous nous attendions à observer l'utilisation et la maîtrise progressive du mode de contrôle articulé, en d'autres termes, une libération progressive des degrés de liberté qui permettrait la stabilisation segmentaire sur l'espace.

L'**étude 2** utilisait ce même dispositif d'analyse de la stabilisation axiale chez les enfants atteints de PC. Notre hypothèse était que dans une tâche impliquant la stabilisation des segments axiaux, les enfants atteints de PC seraient moins performants que des enfants DT du même âge. Nous souhaitons également mettre en avant les liens entre les troubles de la stabilisation des segments axiaux avec les déficits du contrôle de la posture orthostatique et le déficit fonctionnel du tronc.

L'**étude 3** visait à revisiter la pathophysiologie de la marche digitigrade chez les enfants atteints de PC. Le but était de mettre en évidence que ce comportement était une adaptation fonctionnelle pour permettre la production d'un freinage important en début d'appui, indépendamment de l'angle tibia-cheville lors du contact initial.

L'**étude 4** servait deux objectifs. Le premier était d'établir une relation entre les troubles de la stabilisation axiale et le freinage actif de cheville, pendant la phase de mise en charge du cycle de marche. L'intention sous-jacente était d'évaluer le caractère compensatoire et fonctionnel de ce freinage, qui aurait pour fonction de palier aux déficits du contrôle axial chez

les enfants atteints de PC. Le second objectif était de tester les effets d'une rééducation ciblant spécifiquement le contrôle axial sur les troubles de la stabilisation du haut du corps, sur les troubles du contrôle orthostatique et les stratégies de compensation observées au cours de la marche.

Les Tableaux 13 et 14 présentent les principaux résultats et interprétations des quatre études.

**Tableau 13.** Principaux résultats et interprétations proposées pour les études 1 et 2

| <i>Etude</i> | <i>Principaux résultats</i>  | <i>Interprétations proposées</i>   |
|--------------|--|--|
| 1            | <p>Dans une tâche de stabilisation sur assise instable, la surface, la vitesse et la RMS du CdP diminuaient graduellement entre 6 et 12 ans chez des enfants DT, avec des différences entre chaque groupe d'âges successifs (6-7 &lt; 8-9 &lt; 10-11 &lt; adultes).</p> <p>L'effet de l'absence de vision sur les paramètres du CdP diminue avec l'âge.</p> <p>Lorsque la difficulté de la tâche est modérée et en l'absence de vision, les 6-7 ans ont des indices d'ancrage (IA) négatifs de la tête et du tronc alors que les 10-11 et les adultes ont des indices d'ancrage positifs. Pour les 8-9 ans, les IA ne sont positifs que pour la tête.</p> <p>Lorsque la tâche devient difficile, les IA de la tête et du tronc des 6-7 ans sont négatifs avec et sans vision. Les IA des 10-11 ans et des adultes sont positifs uniquement en absence de vision. Les IA des 8-9 ans ne diffèrent pas de 0, avec ou sans vision.</p> <p>La diminution des paramètres du CdP avec l'âge s'observe également lors de la station debout et de l'assise statique.</p> | <p>Le contrôle et la coordination segmentaire des segments axiaux se développent entre 6 et 12 ans et ne sont pas terminés avant l'adolescence.</p> <p>Les stratégies de stabilisation segmentaire évoluent avec l'âge, avec le passage d'un comportement en bloc avec un gel des <i>ddl</i> à des stratégies de contrôle articulées de la tête et du tronc. Ces stratégies seraient privilégiées lorsque la tâche est très difficile.</p> <p>Le développement du contrôle des segments axiaux contribue à la diminution avec l'âge des oscillations posturales en station orthostatique.</p> <p>Le développement de la stabilisation axiale pourrait être lié à la maîtrise progressive des modes de contrôle proactif de la posture.</p> |
| 2            | <p>Lors de la tâche de stabilisation des segments axiaux sur assise instable et la posture orthostatique, la surface, la vitesse et la RMS du CdP sont plus grandes chez les enfants atteints de PC en comparaison aux enfants DT.</p> <p>Pas de différences entre les deux groupes lors de la posture assise statique.</p> <p>Augmentation des oscillations en l'absence de vision dans les deux groupes, mais l'effet est plus important chez les enfants atteints de PC lors de l'assise instable.</p> <p>Le score moyen du TCMS des enfants atteints de PC est significativement inférieur à celui des enfants DT.</p> <p>Dans les deux groupes, scores moyens obtenus au TCMS corrélés aux paramètres du CdP lors de l'assise instable et de la posture orthostatique.</p>  | <p>Les enfants atteints de PC ont un déficit de la stabilisation axiale qui a un impact fonctionnel et qui contribue aux troubles du contrôle de la posture orthostatique. Néanmoins, le contrôle est suffisant pour assurer une posture assise statique stable.</p> <p>La difficulté à contrôler les oscillations des segments axiaux lors de la tâche de stabilisation dynamique pourrait provenir de troubles du contrôle en proactif couplés aux déficits neuromusculaires.</p> <p>Lorsque les enfants atteints de PC se reposent uniquement sur les informations vestibulaires et somatosensorielles pour se stabiliser sur l'assise instable, ils sont moins performants que les enfants DT.</p>                                     |

**Tableau 14.** Principaux résultats et interprétations proposées pour les études 3 et 4

| <i>Etude</i> | <i>Principaux résultats</i>  | <i>Interprétations proposées</i>   |
|--------------|--|--|
| 3            | <p>Augmentation de la dorsiflexion chez les enfants atteints de PC et DT, pendant la deuxième moitié de phase d'oscillation et au contact initial dans la condition chaussures à cambrure inversée (CCI) en comparaison aux conditions pieds nus et chaussures normales.</p> <p>Augmentation de la dorsiflexion en condition CCI associée à une augmentation de l'activité du tibial antérieur (TA) et sans augmentation de l'activité du soléaire (SOL) au cours de la phase d'oscillation, dans les deux groupes.</p> <p>Quelle que soit la condition de chaussage, conservation du pic de puissance négative de cheville pendant la mise en charge chez les enfants atteints de PC, ce pic est toujours supérieur par rapport aux DT.</p> <p>L'amplitude et la direction du premier mouvement de cheville sont toujours les mêmes chez les enfants atteints de PC et les enfants à DT, quelle que soit la condition de chaussage.</p>   | <p>Comme les enfants DT, les enfants atteints de PC sont capables d'adapter leur pattern de marche aux conditions expérimentales.</p> <p>La capacité des enfants atteints de PC à réaliser une dorsiflexion pendant la 2<sup>ème</sup> moitié d'oscillation pour pouvoir poser la chaussure CCI à plat lors du contact initial, avec une augmentation de l'activité du TA sans augmentation de celle du SOL indique que la marche digitigrade ne résulte pas d'une dysfonction des fléchisseurs plantaires.</p> <p>L'absence de premier pivot résultant de la marche digitigrade serait une adaptation permettant la production d'un pic de puissance négative de cheville pendant la mise en charge.</p> <p>La conservation du pic de puissance négative pendant la mise en charge quelle que soit la condition de chaussage suggère un rôle fonctionnel de ce dernier.</p> |
| 4            | <p>Chez les enfants atteints de PC, pics de puissance négative de cheville, de décélération antérieure du sternum et vers le bas du sacrum, supérieurs à ceux des enfants DT pendant la phase de mise en charge.</p> <p>Chez les enfants atteints de PC, corrélation entre le pic de puissance négative de cheville et les pics de décélération antérieure du sternum et vers le bas du sacrum pendant la phase de mise en charge.</p> <p><u>Après la rééducation focalisée sur le tronc (TFR) :</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Réduction de la surface et de la vitesse du CdP pendant la tâche de stabilisation sur assise instable et la posture orthostatique</li> <li>- Augmentation du score obtenu au TCMS</li> <li>- Diminution des trois pics pendant la phase de mise en charge</li> <li>- Réduction de la largeur de pas pendant la marche</li> </ul> <p>Dans le groupe <i>UR-TFR</i> : Aucun effet significatif de l'<i>UR</i> sur l'ensemble des variables, mais uniquement post <i>TFR</i>.<br/>           Dans le groupe <i>TFR-UR</i> : les bénéfices de la <i>TFR</i> ne sont pas conservés pour plusieurs variables après la reprise de l'<i>UR</i>.</p> | <p>Le rôle fonctionnel du freinage de cheville associé à la marche digitigrade est de compenser les déficits de l'équilibre locomoteur consécutifs aux troubles du contrôle des segments axiaux chez les enfants atteints de PC.</p> <p>Une rééducation ciblant spécifiquement le contrôle postural des segments axiaux permet</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- D'améliorer la stabilisation des segments axiaux</li> <li>- D'améliorer le contrôle fonctionnel du tronc</li> <li>- D'améliorer le contrôle postural orthostatique</li> <li>- De diminuer les stratégies compensatoires de contrôle de l'équilibre locomoteur pendant la phase de mise en charge.</li> <li>- D'améliorer l'équilibre locomoteur grâce à une meilleure contribution des segments axiaux à ce dernier.</li> </ul>  |

A partir de cet exposé synthétique des résultats et interprétations des études expérimentales réalisées chez des enfants avec DT et des enfants avec PC, nous proposons d'orienter la discussion sur une analyse plus approfondie de deux aspects majeurs de ce travail. Le premier aspect concerne la physiologie et la physiopathologie du développement de la stabilisation axiale et de son impact sur la locomotion. Le deuxième aspect, conséquence du premier, concerne l'importance de traiter le contrôle postural du tronc chez l'enfant avec PC. Cette analyse est associée à des perspectives d'études physiopathologiques et thérapeutiques permettant d'explorer nos hypothèses de travail enrichies de données récentes de la littérature.





## **11.L'impact du développement de la stabilisation axiale chez l'enfant DT et l'enfant atteint de PC**

### **11.1. Le développement de la stabilisation axiale se poursuit jusqu'à l'adolescence.**

Chez l'enfant DT, les études qui se sont intéressées aux réactions posturales en station assise ont montré que les synergies musculaires pour faire face à des perturbations externes arrivaient très tôt à maturité, lorsque la station debout devient autonome à 10-12 mois (Hadders-Algra et al., 1996; Hadders-Algra, 2005). Le contrôle postural est alors suffisamment développé pour offrir une posture assise stable, et les mécanismes de contrôle basés sur les rétroactions sensorielles sont suffisamment fonctionnels pour rétablir la stabilité lorsque cette dernière est menacée de manière imprévisible. Ce n'est cependant pas pour autant que le système postural atteint son niveau de maturité pour (i) le contrôle des oscillations des segments axiaux et (ii) la maîtrise des stratégies de stabilisation, dans une tâche de stabilisation dynamique. A l'instar de la posture orthostatique, pour laquelle les synergies posturales arrivent à maturité vers l'âge de 7 ans mais pas le contrôle des oscillations spontanées, le contrôle spécifique des segments axiaux n'arrive pas à maturité avant l'adolescence.

L'**étude 1** a mis en évidence que les oscillations posturales des segments axiaux, au cours d'une tâche nécessitant leur seule utilisation pour maintenir l'équilibre, diminuaient entre 6 et 12 ans. A 12 ans la performance n'a pas atteint un niveau comparable à celui de l'adulte et se poursuit pendant l'adolescence. Les segments axiaux ont un rôle de référence privilégié pour l'orientation et la stabilisation. De plus, le tronc est particulièrement impliqué dans le contrôle de la posture orthostatique. Nous suggérons de ce fait que le contrôle progressif de la stabilisation des segments axiaux contribue à la diminution des oscillations posturales au cours de l'enfance. Cette hypothèse est appuyée par les diminutions similaires des oscillations posturales au cours de la tâche de stabilisation dynamique sur assise instable et des tâches statiques en position assise et debout. Ce développement de la stabilisation axiale aurait également un impact sur les activités dynamiques, en particulier la locomotion. Il est tout à fait intéressant de noter que lors de la tâche de stabilisation sur l'assise instable, la libération progressive des degrés de liberté, qui permet de stabiliser les segments par rapport à l'espace, apparaît aux mêmes âges que pendant la locomotion. Cette stabilisation spatiale sur l'assise instable partage en plus les mêmes caractéristiques que les stratégies de contrôle articulées de la tête, du tronc et du pelvis lors de la marche. Premièrement, ces stratégies apparaissent autour

de 7 ans mais ne sont pas encore maîtrisées. De plus, l'augmentation de la difficulté de la tâche induit un retour aux stratégies de contrôle en bloc chez les jeunes enfants. Enfin, lorsque les stratégies sont totalement maîtrisées, leur utilisation sera sélective et dépendra du degré de menace à l'équilibre induit par les conditions de la tâche.

Le développement de la stabilisation axiale est donc un facteur clé de la maturation du contrôle postural, en particulier lors de tâches dynamiques. Il devenait donc légitime de s'interroger sur les conséquences dans le cas où ce développement se trouverait perturbé.

### **11.2. La paralysie cérébrale : impact des troubles du développement de la stabilisation axiale sur les activités posturocinétiques.**

Les premiers indices d'un contrôle déficitaire du haut du corps chez les enfants atteints de PC sont les synergies posturales anormales lorsqu'ils sont soumis à des perturbations imprévisibles du support. En station assise (comme debout), les réactions posturales des enfants atteints de PC montrent des signes d'immaturation à des âges où elles sont similaires à celles des adultes chez les enfants DT (Brogren et al., 1998, 2001; Brogren & Hadders-Algra, 2005; Burtner et al., 1998; Van Der Heide & Hadders-Algra, 2005; Woollacott et al., 1998). De plus, la capacité du tronc à servir de référence pour stabiliser la tête est également impactée chez des enfants atteints de PC âgés de 6 à 15 ans en comparaison à des enfants DT appariés en âge (Saavedra et al., 2010). L'**étude 2** a permis de confirmer que les troubles du développement postural impactent aussi la stabilisation axiale. En effet, les enfants atteints de PC ont des oscillations posturales plus importantes que des enfants DT appariés en âge lors de la tâche de stabilisation sur assise instable. Il est intéressant de noter que les valeurs moyennes de la surface et de la vitesse du CdP des enfants atteints de PC de l'**étude 2** sont supérieures à ces valeurs chez les enfants DT de 6-7 ans de l'**étude 1**. Les troubles de la stabilisation axiale ont également un impact sur les capacités fonctionnelles du tronc et sur le contrôle de la posture orthostatique.

### **11.3. Perturbations des mécanismes de contrôle proactifs nécessaires à la stabilisation axiale chez les enfants atteints de PC.**

Chez l'enfant DT, les phénomènes généralement mis en avant pour expliquer la maturation du contrôle postural sont la maturation du SNC avec la maîtrise progressive des mécanismes de contrôle proactifs et du traitement de l'information sensorielle. Ces processus pourraient être impactés chez les enfants atteints de PC. En effet, les mécanismes de contrôle proactif sont perturbés chez les enfants atteints de PC (Ferrari et al., 2010; Girolami et al., 2010;

Tomita et al., 2013; Van Der Heide & Hadders-Algra, 2005) et ce en particulier au niveau des muscles du tronc au cours des tâches orientées des membres supérieurs (Bigongiari et al., 2011). Les difficultés à se stabiliser sur l'assise instable reflètent bien le manque de maturation des mécanismes proactifs pour la stabilisation axiale. Dans cette tâche, les mouvements du siège sont principalement dus aux perturbations consécutives aux mouvements du participant qui cherche à se stabiliser. C'est donc la capacité à contrôler et surtout anticiper ses propres mouvements selon un mode de contrôle proactif qui permet de minimiser ses oscillations posturales sur le dispositif. Cette capacité semble bien altérée chez les enfants atteints de PC. Chez l'enfant DT, le contrôle proactif de l'action, que ce soit pour le mouvement ou la posture, est basé sur la capacité du cerveau à construire des modèles internes de son environnement (Simoneau et al., 1999) et de l'action (Miall & Wolpert, 1996; Wolpert et al., 1995). Ces modèles vont permettre de prédire les conséquences sensorielles de la sortie motrice et d'adapter la programmation motrice en conséquence (Assaiante et al., 2014; Barela et al., 2003; Barlaam et al., 2012; Cignetti, Caudron, et al., 2013). Ces modèles internes se développent lentement au cours de l'enfance (Barlaam et al., 2012; Choudhury et al., 2007; Cignetti, Caudron, et al., 2013) et ce développement semble perturbé chez les enfants atteints de PC (Steenbergen et al., 2013). Cependant, les données relatives à ces modèles internes dans la PC sont peu nombreuses dans la littérature, notamment dans le domaine du contrôle postural. Il serait donc intéressant à l'avenir de mettre en place des protocoles permettant d'évaluer la capacité de l'enfant atteint de PC à actualiser ses modèles internes en fonction des modifications de l'environnement lors d'une tâche posturale qui implique les segments axiaux. Nous pourrions par exemple reproduire la méthodologie proposée par Assaiante et al. (2011) qui consistait à modifier l'inclinaison du support pendant une tâche de transition assis-debout puis de retour à la station assise. Cela permettrait d'analyser la capacité des enfants atteints de PC à modifier la programmation d'un acte moteur en fonction des conditions de la tâche, sur la base d'une actualisation des modèles internes d'action.

L'**étude 4** rapporte quant à elle l'impact des déficits du contrôle axial sur la marche des enfants atteints de PC, avec la mise en place de stratégies de compensation en réponse aux troubles de la stabilisation des segments axiaux. L'instabilité de la marche est liée chez les enfants atteints de PC aux grandes amplitudes de mouvement du tronc (Attias et al., 2015; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013; Wallard et al., 2014) ainsi qu'à ses importantes accélérations dans les trois plans de l'espace (Iosa et al., 2012; Saether et al., 2014; Summa et al., 2016). Ces déviations sont liées aux troubles fonctionnels du contrôle du tronc

(Saether et al., 2015). Ce dernier, au cours de la marche, est fortement impliqué dans son propre contrôle anticipé (Patla et al., 1999; Tang et al., 1998). C'est pourquoi, les troubles du contrôle proactif des segments axiaux qui impactent leur stabilisation au cours de tâches posturales dynamiques sont également susceptibles de contribuer aux troubles du contrôle axial au cours de la locomotion.

### **11.3.1. L'intégration sensorielle également responsable des troubles du contrôle axial ?**

Une deuxième explication souvent évoquée pour la maturation du contrôle postural est relative à l'intégration sensorielle. Avec l'âge, l'enfant serait plus apte à intégrer, traiter et repondérer lorsque cela est nécessaire les différentes informations sensorielles dans le but de se stabiliser. Chez l'enfant DT, l'**étude 1** montre que l'effet de l'absence de vision sur les oscillations posturales diminue avec l'âge. Cela est cohérent avec les études rapportant une préférence de l'utilisation de la vision pour se stabiliser chez les jeunes enfants (Ferber-Viart et al., 2007; Franchignoni et al., 1985; Wolff et al., 1998) qui diminue avec l'âge (Newell et al., 1997; Sparto et al., 2006) en même temps que les processus d'intégration de l'information somatosensorielle continuent à se développer (Cignetti, Caudron, et al., 2013).

Chez les enfants atteints de PC, des études rapportent des troubles de l'intégration sensorielle, avec par exemple une moins bonne discrimination tactile, une stéréognosie moins performante et des troubles de la proprioception (Cooper et al., 1995; Sanger & Kukke, 2007; Wingert et al., 2009). Les troubles proprioceptifs se manifestent en particulier par des déficits kinesthésiques et stathésiques (Riquelme & Montoya, 2010; Wingert et al., 2009). Même si les raisons de ces déficits sont encore méconnues, les études en imagerie cérébrale semblent donner quelques pistes. Premièrement, Riquelme et Montoya (2010) ont rapporté des altérations du traitement de l'information somatosensorielle chez les enfants atteints de PC, avec des potentiels évoqués somatosensoriels plus importants chez les enfants atteints de PC en comparaison aux enfants DT lors de stimulations tactiles. L'imagerie cérébrale a également révélé des altérations des fibres blanches se connectant au cortex somatosensoriel (Hoon Jr et al., 2009; Thomas et al., 2005) et une diminution du nombre de projections thalamocorticales, depuis le thalamus vers le cortex somatosensoriel primaire (Papadelis et al., 2014; Tsao et al., 2014), régions toutes deux impliquées dans le traitement de l'information sensorielle.

L'intégration et le traitement des informations visuelles et vestibulaires sont également perturbés chez les enfants atteints de PC, ce qui contribuerait aux déficits posturaux (Pavão et

al., 2015; Pavão & Rocha, 2017). Barela et al. (2011) apportent d'ailleurs des éléments en faveur d'un déficit du couplage entre la vision et les oscillations posturales des enfants atteints de PC, en utilisant le paradigme de la chambre mobile. Ils ont notamment montré que si les enfants atteints de PC étaient capables de pondérer l'information visuelle en réponse aux déplacements du champ visuel, ce processus n'était pas de la même amplitude et d'une efficacité moindre en comparaison aux enfants DT. Les enfants atteints de PC sont donc capables de coupler les informations visuelles aux sorties motrices, mais d'une manière moins flexible et adaptable que les enfants DT, et montrent également des difficultés à diminuer l'influence d'une entrée sensorielle indésirable qui perturbe la posture (Barela et al., 2011).

Le développement des mécanismes de contrôle proactif et de l'intégration sensorielle impliqués dans la maturation des oscillations posturales serait donc perturbé chez les enfants atteints de PC et contribuerait aux troubles du développement de la stabilisation axiale. Il est également possible que les dysfonctionnements neuromusculaires, observés lors des réactions posturales en réponse à des perturbations externes en station assise, impactent également la performance sur l'assise instable. En effet, les mouvements du siège impliquent des étirements et nécessitent des contractions au niveau de la musculature axiale. Il est possible que l'ajustement fin de ces contractions soit perturbé. A l'avenir, il pourrait être pertinent de coupler l'analyse cinématique des inclinaisons du siège et des segments axiaux avec l'électromyographie de surface.

### **11.3.2. Le développement du contrôle axial au cours de la marche également perturbés chez les enfants atteints de PC ?**

Ce retard développemental chez les enfants atteints de PC s'illustre également très bien au cours de la marche. Chez l'enfant DT, rapidement après l'émergence de la locomotion on observe une diminution des oscillations frontales et sagittales du tronc (Ledebt & Bril, 2000) et des accélérations verticales du tronc (Bisi & Stagni, 2015). Ces signes d'une amélioration du contrôle de l'équilibre locomoteur sont présents dans la première année qui suit l'apparition de la marche. Chez les enfants atteints de PC, à l'adolescence, on observe des excursions et des accélérations importantes des segments axiaux (Attias et al., 2015; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013; Saether et al., 2014; Summa et al., 2016) qui pourraient être en partie liées à une immaturité du contrôle des segments axiaux. Plusieurs stratégies de compensation sont mises en place, avec en particulier, comme l'ont montré les **études 3 et 4**, le freinage en début d'appui associé à la marche digitigrade, qui compense l'instabilité due au

retard développemental du contrôle des segments axiaux chez les enfants atteints de PC. Un autre moyen d'évaluer le contrôle de l'équilibre locomoteur en lien avec les segments axiaux est d'analyser la coordination segmentaire de ces derniers. Lorsqu'il apprend à marcher, pour pallier aux difficultés de contrôle de l'équilibre locomoteur, l'enfant DT utilise une stratégie en bloc qui consiste à geler des degrés de liberté. Cela permet de simplifier le contrôle moteur lors de l'apprentissage d'une nouvelle habileté motrice (Bernstein, 1967). Entre 6 et 12 ans, on va observer une libération progressive des degrés de liberté du tronc et de la tête, permettant la mise en place de stratégies de contrôle articulées (Assaiante & Amblard, 1995; Assaiante et al., 2005). Chez les enfants atteints de PC, des études rapportent un comportement en bloc, notamment dans le plan frontal et le plan transversal (Attias et al., 2015; Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, et al., 2013; Wallard et al., 2014). Les auteurs proposent que ces stratégies aient pour objectif de faciliter le passage du pas, d'augmenter la longueur de pas et de participer au maintien de la propulsion vers l'avant. Cependant, ces stratégies pourraient également contribuer à simplifier le contrôle moteur des segments axiaux dont la stabilisation n'est pas maîtrisée chez les enfants atteints de PC de 6 à 12 ans.

## **12. Apport clinique : le tronc doit être une cible prioritaire de la prise en charge thérapeutique de la PC**

Si cette consigne peut paraître contre-intuitive dans une pathologie où l'on s'est depuis toujours attelé à corriger les troubles des membres inférieurs, beaucoup d'éléments récents amènent à considérer le tronc et plus globalement les segments axiaux pour la rééducation des enfants atteints de PC.

L'**étude 2** souligne l'impact des troubles du contrôle de la stabilisation axiale sur la posture orthostatique et sur le contrôle fonctionnel du tronc. D'autres études récentes ont également souligné le rôle du tronc sur la fonction motrice globale et la locomotion des enfants atteints de PC. Curtis et al. (2014) ont rapporté une influence du contrôle du tronc sur la fonction motrice globale, avec la performance lors du *Segmental Assessment of Trunk Control (SATCo)*<sup>5</sup>, qui était l'un des prédicteurs les plus importants de la *Pediatric Evaluation of Disability Inventory*. Cette échelle mesure les capacités de l'enfant dans les domaines de l'autonomie des soins personnels, de la mobilité et ses fonctions sociales (Feldman et al., 1990). Ces relations entre le contrôle et la fonction motrice globale ont également été rapportées en utilisant le *TCMS* et le *GMFM*

---

<sup>5</sup> Le *SATCo* mesure le contrôle segmentaire du tronc dans une position verticale neutre (Butler et al., 2010)

(Kallem Seyyar et al., 2019; Pham et al., 2016). Le contrôle du tronc impacte également le contrôle de la marche.

La marche est considérée comme une des activités les plus importantes de la vie quotidienne (Chiou & Burnett, 1985) et elle est essentielle pour la participation aux activités sociales. Restaurer, préserver et améliorer la fonction de marche doit être un objectif majeur de la prise en charge thérapeutique des enfants atteints de PC. La qualité de la marche impacte énormément l'estime de soi chez les enfants et les adolescents atteints de PC (Riad et al., 2013) et influencent la participation aux activités sociales et aux activités de la vie quotidienne (Kerr et al., 2011). La marche impacte également la qualité de vie des PC : on rapporte, chez les adultes PC ayant des fonctions ambulatoires altérées, des douleurs plus fréquentes et plus intenses, ainsi qu'une fatigabilité plus importante (Opheim et al., 2009). Il est donc important que les troubles de la marche soient rapidement pris en charge chez les enfants atteints de PC.

### **12.1. Cibler le tronc permet d'améliorer la marche chez les enfants atteints de PC**

Ce travail de thèse vient renforcer les études qui soulignent d'une part la contribution des déficits du contrôle du tronc aux troubles de la marche et celles qui d'autres part montrent qu'une rééducation impliquant le contrôle de l'équilibre et du tronc peut avoir des effets bénéfiques sur la fonction de marche. Les **études 3 et 4** mettent en évidence qu'un des troubles les plus communément observés chez les enfants atteints de PC, la marche digitigrade, est en réalité une adaptation fonctionnelle faisant partie d'un mécanisme compensatoire des troubles de la stabilisation axiale. Balzer et al. (2017) rapportent quant à eux que le contrôle du tronc est le prédicteur le plus fort de la capacité de marche des enfants atteints de PC. A l'inverse, dans leur modèle, la spasticité (mesurée par l'échelle d'Ashworth) ne constitue par un facteur influençant la fonction de marche. Le score au *TCMS* est fortement corrélé à la performance lors du test du *Time Up and Go*<sup>6</sup> (Williams et al., 2005). Les auteurs proposent que la forte relation entre le tronc et les membres inférieurs puissent en partie s'expliquer par leur proximité sur l'homonculus de Penfield (Schott, 1993). Il apparaît également que le contrôle du tronc soit un facteur limitant du développement de la marche chez les enfants atteints de PC (Gage et al., 2009), les capacités ambulatoires des enfants atteints de PC étant meilleures lorsque les atteintes neuromusculaires se situent davantage au niveau distal que proximal (Lauer et al., 2007; Policy

---

<sup>6</sup> Test fonctionnel qui consiste à chronométrer le temps nécessaire à un sujet pour se lever, marcher trois mètres, faire demi-tour et retourner dans la position initiale.

et al., 2001). Ces relations amènent à considérer l'intérêt d'une rééducation visant spécifiquement le tronc pour l'amélioration de la marche chez les enfants atteints de PC. C'est pourquoi les protocoles de rééducation doivent proposer des activités motrices permettant d'améliorer le contrôle de l'équilibre dynamique (Kurz et al., 2012) et en particulier celui du tronc (Barbado et al., 2018).

L'efficacité de protocoles impliquant le tronc au travers de l'équilibre assis a été démontrée par les études rapportant les bénéfices sur la posture, la fonction et la marche après des sessions d'équithérapie, en pratique réelle d'équitation ou sur simulateur équestre. L'équithérapie utilise les mouvements équestres afin d'améliorer la fonction des enfants atteints de PC car ils vont permettre de travailler le tonus musculaire, l'équilibre et la coordination du haut du corps (Casady & Nichols-Larsen, 2004; Mutoh et al., 2019; Snider et al., 2007). En fait, les mouvements du cheval entraînent des oscillations du tronc et du CdM dans les trois plans de l'espace, de manière continue, ce qui va stimuler les réactions posturales (Janura et al., 2012; Lee et al., 2014; Silkwood-Sherer et al., 2012). Cela va permettre, en plus de stimuler fortement le pelvis et le tronc, de nécessiter l'intervention des réactions posturales, mais également du contrôle anticipé afin de réagir au mieux aux perturbations induites par les mouvements du cheval (Martín-Valero et al., 2018; Mutoh et al., 2019; Shurtleff et al., 2009). L'équilibre du tronc est alors amélioré, avec une diminution des oscillations posturales lors de la station assise statique (Borges et al., 2011; Kang et al., 2012; Moraes et al., 2016) qui devient plus stable (Herrero et al., 2012). En améliorant le contrôle, la coordination et l'alignement de la tête et du tronc (Shurtleff et al., 2009), l'équithérapie permet également d'améliorer la station debout et la marche. Les enfants atteints de PC vont effectivement améliorer leur score dans les dimensions liées au contrôle de l'équilibre et à la mobilité des échelles *PEDI* et *GMFM* (Herrero et al., 2012; Martín-Valero et al., 2018; Moraes et al., 2016; Mutoh et al., 2019). Elle améliore également significativement la marche, avec une augmentation de la vitesse et de la longueur de pas ainsi qu'une diminution de la cadence (Kwon et al., 2011; Mutoh et al., 2019). L'équithérapie permet enfin d'améliorer les fonctions sociales, comme le montrent les améliorations de ces dimensions du *PEDI* (Casady & Nichols-Larsen, 2004; Herrero et al., 2012). L'équithérapie stimulerait la neuroplasticité et conduirait le SNC à se réorganiser de manière à produire des réactions plus appropriées et plus efficaces, qui seraient transférables à des activités dynamiques telles que la marche (Casady & Nichols-Larsen, 2004).

D'autres études ont montré l'effet bénéfique sur la marche d'un protocole de rééducation qui, s'il ne ciblait pas en particulier le tronc, permettait néanmoins l'apprentissage progressif de la



gestion de l'équilibre et du poids du corps. Les travaux de Wallard et al. (2017, 2018) ont montré l'effet bénéfique d'une rééducation à la marche robotisée chez les enfants atteints de PC. Leur protocole permettait d'augmenter progressivement la décharge du poids du corps lors des sessions de marche robotisée, avec une diminution initiale de 70% du poids du corps qui allait être de moins en moins importante au long des 8 semaines. Ils ont formulé l'hypothèse que cela permettrait d'améliorer l'équilibre locomoteur, avec un apprentissage progressif de la gestion du poids du corps au cours de la marche. Leur protocole a permis d'améliorer la vitesse de marche et la longueur de pas, tout en diminuant la cadence et la largeur de pas. La diminution de la largeur de pas traduit un meilleur équilibre locomoteur. Ce dernier était également reflété par une meilleure organisation de la coordination tête-tronc après la rééducation. Enfin, cette rééducation qui permet un apprentissage progressif de la gestion des forces gravitaires a permis d'améliorer la gestion de la distance CdP-CdM nécessaire à la propulsion et également de diminuer le freinage en début d'appui associé aux troubles de l'équilibre locomoteur (Wallard et al., 2017, 2018).

De la même manière que l'**étude 4**, ces résultats montrent qu'une rééducation qui touche directement ou indirectement le tronc et la stabilisation des segments axiaux, améliore le contrôle de l'équilibre locomoteur et la qualité de la marche chez les enfants atteints de PC. Si ces interventions constituent des avancées majeures dans la prise en charge thérapeutique des enfants atteints de PC, elles sont néanmoins difficiles à mettre en place. Elles nécessitent en effet l'accès à un centre équestre ou à un équipement lourd et onéreux. A cela, la TFR présente des avantages majeurs.

La rééducation focalisée sur le tronc (*TFR*) a eu un effet bénéfique sur le contrôle de la stabilisation axiale, ainsi que sur l'équilibre orthostatique. Elle a amélioré le contrôle fonctionnel du tronc et surtout, elle a permis d'améliorer la stabilité de la marche et de diminuer le freinage important observé pendant la phase de mise en charge du cycle de marche chez les enfants atteints de PC. La diminution du freinage n'est en plus pas associée à une diminution de la vitesse de marche, qui est un facteur qui influence la puissance. Les enfants atteints de PC produisent donc un travail mécanique négatif moins important, tout en conservant leur vitesse de marche, et en ayant un équilibre locomoteur amélioré, comme le suggère la diminution de la largeur de pas. Dans l'**étude 4** l'efficacité de la *TFR* sur le contrôle des segments axiaux et l'équilibre locomoteur était comparée à celle de la rééducation habituelle des enfants. La rééducation habituelle consistait principalement en des exercices qui visaient à réduire le tonus musculaire des membres inférieurs (par des étirements ou des massages). Des exercices

ciblaient également le renforcement musculaire. Peu de place était consacrée au contrôle de l'équilibre ou au contrôle sélectif et fonctionnel des segments axiaux. A la fin de la première période de 3 mois, seul le groupe ayant réalisé la *TFR* avait progressé sur l'ensemble de nos critères de jugement. Les bénéfices de la *TFR* étaient donc bien dus à celle-ci, et non simplement au fait qu'il y ait eu une prise en charge thérapeutique quelle qu'elle soit.

La *TFR* implique la sélection d'exercices variés impliquant fortement le tronc dans le maintien de l'équilibre, qui peuvent facilement être inclus dans la prise en charge thérapeutique en cabinet avec le kinésithérapeute, mais également être intégrés aux activités de la vie quotidienne, lorsque l'enfant est à domicile. Elle est donc facilement réalisable et ne nécessite pas (ou peu) de matériel spécifique ou l'accès à des infrastructures particulières. Pour les kinésithérapeutes, conserver la motivation de leur patient est un défi constant (Bertoti, 1988) et une certaine lassitude peut parfois être rapportée par les enfants. Les patients inclus dans l'**étude 4** rapportaient pour certains un manque de motivation car ils étaient entrés auparavant dans une routine. Cette sensation pouvait être exacerbée par le fait que la rééducation contenait principalement des exercices de renforcement musculaire ou des étirements, dont il a été montré un effet faible ou modéré sur la marche (Anttila et al., 2008; Pin et al., 2007; Scianni et al., 2009). La *TFR* était pour eux l'occasion d'intégrer un protocole novateur différent de leur prise en charge habituelle, ce qui avait un aspect bénéfique sur leur motivation. Les exercices de la *TFR* ont été conçus afin d'être ludiques et de pouvoir être intégrés dans la vie quotidienne, sous forme de jeux avec la fratrie ou les parents. Pour entretenir la motivation, il était possible d'y ajouter des objectifs sous forme de défis (tenir une position plus longtemps que son frère ; réussir à atteindre une position cible plus rapidement qu'à l'essai précédent ; etc.). Cela permettait d'entretenir la motivation et la participation des enfants, qui étaient réellement acteurs de leur rééducation. Le fait de pouvoir intégrer les exercices à la vie quotidienne permettait une pratique fréquente, l'aspect quantitatif étant un facteur de progression dans la rééducation des enfants atteints de PC (Tsorlakis et al., 2004).

Les troubles de la stabilisation posturale sur l'assise instable chez les enfants atteints de PC (**étude 2**) suggèrent que les troubles du contrôle des segments axiaux chez ces derniers pourraient être liés à des modes de contrôle proactifs moins performants. Cette supposition est en accord avec plusieurs études sur les ajustements posturaux anticipés des enfants atteints de PC (Bigongiari et al., 2011; Ferrari et al., 2010; Tomita et al., 2013; van der Heide et al., 2005). La *TFR* avait pour principe d'inclure des exercices dans lesquels le tronc servait de segment de référence stabilisé pour la production de tâches orientées des membres inférieurs et supérieurs,

parfois à partir d'une posture instable. Ces exercices impliquaient l'utilisation du contrôle postural anticipé du tronc pour pouvoir maintenir son équilibre, ce qui a peut-être permis d'améliorer les mécanismes de contrôle proactif chez les enfants atteints de PC. Cela permettait également de renforcer la capacité du tronc à être le segment de référence pour l'organisation de l'acte moteur. L'amélioration du contrôle proactif du tronc par la *TFR* permet donc d'améliorer les capacités de stabilisation et de contrôle fonctionnel du tronc. De plus, le tronc étant acteur de l'équilibre locomoteur et impliqué dans son propre contrôle anticipé, cette amélioration des processus proactifs pourrait contribuer aux améliorations de l'équilibre locomoteur que nous avons observés à la suite de la *TFR*.

## **12.2. Quelles suites pour la rééducation des segments axiaux chez les enfants atteints de PC ?**

### **12.2.1. Des perspectives d'amélioration**

Nous avons évoqué la possibilité que des troubles liés à l'intégration et au traitement de l'information sensorielle contribuent aux troubles du contrôle postural des segments axiaux chez les enfants atteints de PC. Un des principes de la *TFR* est que l'enfant réalise de façon la plus autonome possible le contrôle de son équilibre depuis des postures intermédiaires. Dans ces conditions, l'intégration des afférences somatosensorielles pourrait être optimisée pour l'apprentissage du contrôle de l'équilibre autonome dans la mesure où l'équilibre ne serait que peu ou pas contrôlé par une tierce personne. En d'autres termes, l'apprentissage d'un contrôle autonome de l'équilibre, qui nécessite en particulier d'exploiter les informations proprioceptives pour la représentation interne et la gestion du CdM corporel, est une forme de rééducation de la proprioception. Un élément essentiel de l'apprentissage du contrôle de l'équilibre serait cependant, en fonction du niveau d'évolution motrice de l'enfant, de le réaliser à partir de postures intermédiaires progressivement contraignantes pour l'équilibre afin de réduire (voire d'éviter) le développement de stratégies de compensation de troubles de l'équilibre.

Il serait de plus aussi possible d'envisager d'inclure aux exercices de la *TFR* des variantes permettant de jouer sur l'intégration sensorielle, en réalisant par exemple les exercices sur une surface compliant, avec les yeux fermés, ou dans un environnement permettant un déplacement du champ visuel. Certains chercheurs préconisent d'ailleurs d'intégrer à la rééducation des enfants atteints de PC des activités permettant des expositions sensorimotrices variées (da Costa et al., 2019; Franki et al., 2019). Nous pourrions également envisager de

coupler ces manipulations à l'utilisation de biofeedback, comme cela a pu être fait dans des protocoles visant à améliorer le contrôle orthostatique chez les hémiplegiques (Annick Ledebt et al., 2005). Nous pourrions imaginer d'intégrer les nouvelles technologies et par exemple utiliser des casques de réalité virtuelle ou augmentée pour fournir aux patients des biofeedbacks visuels sur des positions à atteindre.

Si la *TFR* permet une réduction du pic de puissance négative de cheville lors de la phase de mise en charge du cycle de marche, nous n'avons cependant pas observé de modifications de la cinématique de cheville. Pourtant, restaurer la dorsiflexion de cheville lors du contact initial est un objectif recherché dans la rééducation à la marche des enfants atteints de PC. Le fait de restaurer un contrôle postural du tronc suffisant devrait selon notre hypothèse initiale ne plus nécessiter de stratégie de compensation impliquant une action des fléchisseurs plantaires sur le tronc via une marche digitigrade. En d'autres termes, un contrôle postural restauré du tronc permettrait de marcher en attaquant par les talons de façon principale et automatique. Actuellement, un certain nombre d'enfants atteints de PC peuvent attaquer par les talons de façon volontaire bien que le mode habituel soit digitigrade.

L'utilisation d'orthèses ou d'attelles est une pratique courante pour améliorer la dorsiflexion des enfants atteints de PC, mais aussi la vitesse de marche et la longueur de pas. Néanmoins, l'utilisation d'orthèses peut avoir pour conséquence d'augmenter les amplitudes de mouvement du tronc (Kerkum et al., 2017; Meyns et al., 2020). Pour Molenaers et al. (2006), cette augmentation serait une compensation en raison de la diminution de la production de puissance nécessaire à la propulsion en raison du port de l'orthèse. Il est intéressant de noter que si la production de puissance est diminuée par le port d'orthèse, ce n'est pas le cas de l'absorption de puissance pendant la phase de mise en charge (Buckon et al. 2004; Lam et al. 2005; Totah et al. 2019). Il y aurait peut-être un bénéfice à tirer de la réduction de la flexion dorsale permise par le port d'une orthèse combinée avec la réduction du freinage en début d'appui grâce à la *TFR*. On pourrait également imaginer combiner le port des chaussures à cambrure de l'**étude 3** comme d'un outil de rééducation dans la vie quotidienne à la *TFR*.

Un autre aspect permettant potentiellement d'améliorer les bénéfices de la *TFR*, qu'elle soit couplée ou non avec d'autres interventions thérapeutiques visant à restaurer la cinématique de cheville, est lié avec l'intérêt de démarrer très tôt la prise en charge des enfants atteints de PC. A la naissance, le cerveau d'un nouveau-né comporte un nombre important de neurones et de synapses, lui permettant de créer une quantité de connexions nerveuses bien plus importante

que nécessaire. Cela offre au SNC un grand nombre de possibilités pour la structuration de son comportement moteur. Les thèses sélectivistes du développement postulent que seules les connexions actives sont renforcées et restent fonctionnelles, alors que les autres sont perdues. Pour Jean-Pierre Changeux, l'ontogénèse est « l'histoire de cette stabilisation sélective des synapses » (Changeux et al., 1973). Il est de ce fait très dur de défaire un comportement mis en place depuis le plus jeune âge et ayant perduré plusieurs années. Les troubles du contrôle axial se manifestant dès la petite enfance chez les enfants atteints de PC, les stratégies de compensation pour le maintien de l'équilibre locomoteur se mettent donc rapidement en place. Il y a donc un intérêt à rendre possible l'utilisation des principes de la *TFR* dans la prise en charge du très jeune enfant atteint de PC. Ainsi, il serait peut-être possible de limiter l'apparition des mécanismes de compensation et in fine de la marche digitigrade.

### **12.2.2. Des investigations supplémentaires**

Certains aspects des bénéfices de la *TFR* mériteraient d'être clarifiés. Nous avons largement évoqué la relation CdP-CdM au cours de ce travail de thèse, que ce soit pour la stabilisation lors de la posture orthostatique mais surtout pour la création d'une force propulsive nécessaire à la locomotion et la gestion de l'équilibre locomoteur. Les travaux de Wallard et al. (2018) montrent une amélioration significative de cette relation, avec une durée réduite après la rééducation robotisée qui permettait un apprentissage progressif de la gestion du poids du corps. Nous n'avons malheureusement pas évalué cette relation dans nos études, et des analyses complémentaires montrant une amélioration de la relation CdP-CdM constitueraient des arguments supplémentaires pour l'intérêt de prendre en compte le contrôle postural des segments axiaux dans la prise en charge thérapeutique des enfants atteints de PC. Wallard et al. 2017 ont également mis en avant une amélioration de la coordination intersegmentaire. Nous pourrions envisager d'utiliser l'indice d'ancrage (Amblard, 1998; Assaiante, 1998; Assaiante & Amblard, 1995) pour analyser l'effet de la *TFR* sur les stratégies de contrôle de la tête et du tronc au cours de la marche ou de la stabilisation sur l'assise instable.

Une dernière perspective est liée au coût énergétique de la marche des enfants atteints de PC qui est supérieur à ce qui est mesuré chez l'enfant DT (Johnston et al., 2004; Rose et al., 1989). Ce coût pourrait être lié au freinage important au cours de la phase de mise en charge. Chez les enfants atteints de PC en effet, la production d'un travail mécanique négatif important au début de la phase de double appui nécessite, pour conserver l'élan vers l'avant, la production d'un travail mécanique positif important lors de la phase de simple appui subséquente (Kurz et

al., 2010). La diminution du travail négatif en début d'appui grâce à la *TFR* pourrait avoir significativement réduit la nécessité d'un travail mécanique positif important, diminuant ainsi le travail mécanique total produit au cours de la marche des enfants atteints de PC et réduisant le coût de la marche. De plus, le travail mécanique produit pendant la phase de double appui, dont la fonction principale est la redirection du CdM, représente la part énergétique la plus importante de la marche normale (Kuo et al., 2005). La *TFR* qui réduit les pics de décélération antérieure du tronc et verticale du CdM pendant la phase de mise en charge pourrait donc réduire le coût de la redirection du CdM lors du double appui.

## Conclusion générale

---

Ce travail de thèse permet de reconsidérer l'importance des segments dans une approche modulaire et systémique de la posture. L'**étude 1** apporte une contribution notable à littérature du développement du contrôle postural chez l'enfant à développement typique. Grâce à une approche originale permettant d'analyser la stabilisation axiale lors d'une tâche dynamique, nous avons pu mettre en évidence que (i) le contrôle de la stabilisation axiale se développe au cours de l'enfance entre 6 et 12 ans et (ii) ce développement contribue à la diminution des oscillations posturales lors de la station orthostatique. Les segments axiaux et leur stabilisation doivent être considérés lorsque l'on s'intéresse au développement moteur de l'enfant. En effet, le contrôle postural et la capacité à stabiliser les segments axiaux dans un référentiel géocentré constituent des habiletés motrices transversales à toutes les activités posturocinétiques, en particulier la locomotion.

Les **études 2, 3 et 4** constituent des apports sur le plan fondamental et le plan clinique pour la compréhension et la prise en charge des troubles de la marche dans la PC. Sur le plan fondamental, nous avons pu montrer que les enfants atteints de PC avaient un déficit spécifique de la stabilisation axiale à des âges où elle se développe chez l'enfant à développement typique. Ces déficits contribuent aux troubles du contrôle postural et aux difficultés rencontrées par les enfants atteints de PC à utiliser leur tronc comme segment de référence pour des tâches orientées. De plus, la marche digitigrade chez les enfants atteints de PC, ne résulte pas d'une dysfonction neuromusculaire des fléchisseurs plantaires. C'est en réalité une adaptation permettant la production d'un freinage en début d'appui, qui a pour fonction de palier aux déficits de l'équilibre locomoteur en raison des troubles de la stabilisation axiale.

Sur le plan clinique, nous avons montré qu'une rééducation centrée sur le contrôle du tronc pouvait (i) améliorer la stabilisation axiale chez les enfants atteints de PC et (ii) réduire les compensations des troubles de la stabilité dynamique, avec notamment une réduction du freinage en début d'appui, associée à une meilleure dynamique des segments axiaux.

Les segments axiaux jouent donc un rôle prépondérant dans les troubles posturaux et locomoteurs rencontrés par les enfants atteints de PC. C'est pourquoi la prise en charge thérapeutique, en particulier la rééducation, doit s'inscrire dans une approche multimodale permettant d'améliorer significativement la stabilisation axiale, grâce à des exercices variés nécessitant d'utiliser le tronc comme segment de référence pour le maintien de l'équilibre et la réalisation de tâches orientées des membres inférieurs et supérieurs.

## Bibliographie

---

- Adamovich, S., Archambault, P., Ghafouri, M., Levin, M., Poizner, H., & Feldman, A. (2001). Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. *Experimental Brain Research*, 138(3), 288-303. <https://doi.org/10.1007/s002210100694>
- Adkin, A.L., Bloem, B. R., & Allum, J. H. J. (2005). Trunk sway measurements during stance and gait tasks in Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 22(3), 240-249. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.09.009>
- Adkin, A.L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., & Peysar, G. W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental Brain Research*, 143(2), 160-170. <https://doi.org/10.1007/s00221-001-0974-8>
- Aiona, M. D., & Sussman, M. D. (2004). Treatment of spastic diplegia in patients with cerebral palsy : Part II. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 13(3), S13-S38.
- Alexandrov, A., Frolov, A., & Massion, J. (1998). Axial synergies during human upper trunk bending. *Experimental Brain Research*, 118(2), 210-220.
- Allard, P., Chavet, P., Barbier, F., Gatto, L., Labelle, H., & Sadeghi, H. (2004). Effect of Body Morphology on Standing Balance in Adolescent Idiopathic Scoliosis: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(9), 689-697. <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000137344.95784.15>
- Allum, J. H. J., Adkin, A. L., Carpenter, M. G., Held-Ziolkowska, M., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests : Effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait & posture*, 14(3), 227-237.
- Allum, J. H. J., Honegger, F., & Keshner, E. A. (1992). Head-trunk coordination in man : Is trunk angular velocity elicited by a support surface movement the only factor influencing head stabilization. *The head-neck sensory motor system*, 571-575.
- Allum, J. H. J., Yamane, M., & Pfaltz, C. R. (1988). Long-term modifications of vertical and horizontal vestibulo-ocular reflex dynamics in man : I. After acute unilateral peripheral vestibular paralysis. *Acta oto-laryngologica*, 105(3-4), 328-337.
- Allum, J. H. J., Zamani, F., Adkin, A. L., & Ernst, A. (2002). Differences between trunk sway characteristics on a foam support surface and on the Equitest® ankle-sway-referenced support surface. *Gait & posture*, 16(3), 264-270.
- Amblard, B. (1998). Les descripteurs du contrôle postural. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 41, 225-237. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168605498800172>
- Amblard, B., Cremieux, J., Marchand, A. R., & Carblanc, A. (1985). Lateral orientation and stabilization of human stance : Static versus dynamic visual cues. *Experimental brain research*, 61(1), 21-37.
- Andersson, G., Hagman, J., Talianzadeh, R., Svedberg, A., & Larsen, H. C. (2002). Effect of cognitive load on postural control. *Brain research bulletin*, 58(1), 135-139.
- André-Thomas, A. S., & Ajuriaguerra, J. (1948). *L'axe corporel, musculature, et innervation*.
- Anttila, H., Autti-Rämö, I., Suoranta, J., Mäkelä, M., & Malmivaara, A. (2008). Effectiveness of physical therapy interventions for children with cerebral palsy : A systematic review. *BMC Pediatrics*, 8(1), 14. <https://doi.org/10.1186/1471-2431-8-14>
- Armand, S., Decoulon, G., & Bonnefoy-Mazure, A. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Reviews*, 1(12), 448-460. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000052>
- Armand, S., Watelain, E., Mercier, M., Lensele, G., & Lepoutre, F.-X. (2006). Identification and classification of toe-walkers based on ankle kinematics, using a data-mining method. *Gait & posture*, 23(2), 240-248.
- Aruin, A. S., Forrest, W. R., & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 109(4), 350-359.
- Asai, H. (1994). Limiting factor for movable range of the center of foot pressure in backward direction. *Vestibular and Neural Front.*, 525-528.
- Assaiante, C. (1998a). Development of locomotor balance control in healthy children. *Neuroscience & biobehavioral reviews*, 22(4), 527-532.
- Assaiante, C. (2012). Action and representation of action during childhood and adolescence : A functional approach. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 42(1-2), 43-51. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2011.09.002>
- Assaiante, C. (1998b). La construction des stratégies d'équilibre chez l'enfant au cours d'activités posturocinétiques. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 41, 239-249. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168605498800184>
- Assaiante, C., & Amblard, B. (1993). Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children : Influence of visual cues. *Experimental Brain Research*, 93(3), 499-515.
- Assaiante, C., & Amblard, B. (1995). An ontogenetic model for the sensorimotor organization of balance control in humans. *Human Movement Science*, 14(1), 13-43. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(94\)00048-J](https://doi.org/10.1016/0167-9457(94)00048-J)



- Assaiante, C., Barlaam, F., Cignetti, F., & Vaugoyeau, M. (2014). Body schema building during childhood and adolescence : A neurosensory approach. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 44(1), 3-12. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2013.10.125>
- Assaiante, C., Chabeauti, P., Sveistrup, H., & Vaugoyeau, M. (2011). Updating process of internal model of action as assessed from motor and postural strategies in young adults. *Human Movement Science*, 30(2), 227-237. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.05.007>
- Assaiante, C., & Chabrol, B. (2010). Développement et troubles de la marche chez l'enfant. *revue neurologique*, 166(2), 149-157.
- Assaiante, C., Mallau, S., Viel, S., Jover, M., & Schmitz, C. (2005). Development of postural control in healthy children : A functional approach. *Neural plasticity*, 12(2-3), 109-118.
- Assaiante, C., McKinley, P. A., & Amblard, B. (1997). Head-trunk coordination during hops using one or two feet in children and adults. *Journal of Vestibular Research*, 7(2-3), 145-160.
- Ates, F., Brandenburg, J. E., & Kaufman, K. R. (2020). Effects of Selective Dorsal Rhizotomy on Ankle Joint Function in Patients With Cerebral Palsy. *Frontiers in Pediatrics*, 8.
- Attias, M., Bonnefoy-Mazure, A., Lempereur, M., Lascombes, P., De Coulon, G., & Armand, S. (2015). Trunk movements during gait in cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 30(1), 28-32. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.11.009>
- Aye, T., Thein, S., & Hlaing, T. (2016). Effects of strength training program on hip extensors and knee extensors strength of lower limb in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Journal of physical therapy science*, 28(2), 671-676.
- Babinski, J. (1899). De l'asynergie cerebelleuse. *Revue Neurologique*, 7, 806-816.
- Bair, W.-N., Kiemel, T., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2007). Development of multisensory reweighting for posture control in children. *Experimental Brain Research*, 183(4), 435-446. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1057-2>
- Baker, R. (2007). The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & posture*, 26(3), 331-342.
- Baker, R., Leboeuf, F., Reay, J., & Sangeux, M. (2017). The Conventional Gait Model—Success and Limitations. In B. Müller, S. I. Wolf, G.-P. Brueggemann, Z. Deng, A. McIntosh, F. Miller, & W. S. Selbie (Éds.), *Handbook of Human Motion* (p. 1-19). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1\\_25-2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_25-2)
- Baker, R., McGinley, J. L., Schwartz, M. H., Beynon, S., Rozumalski, A., Graham, H. K., & Tirosh, O. (2009). The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. *Gait & Posture*, 30(3), 265-269. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.020>
- Baloh, R. W., Jacobson, K. M., Beykirch, K., & Honrubia, V. (1998). Static and dynamic posturography in patients with vestibular and cerebellar lesions. *Archives of neurology*, 55(5), 649-654.
- Balzer, J., Marsico, P., Mitteregger, E., van der Linden, M. L., Mercer, T. H., & van Hedel, H. J. A. (2017). Influence of trunk control and lower extremity impairments on gait capacity in children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, 1-7. <https://doi.org/10.1080/09638288.2017.1380719>
- Bañas, B. B., & Gorgon, E. J. R. (2014). Clinimetric Properties of Sitting Balance Measures for Children with Cerebral Palsy : A Systematic Review. *Physical & Occupational Therapy In Pediatrics*, 34(3), 313-334. <https://doi.org/10.3109/01942638.2014.881952>
- Barbado, D., Reina, R., Roldan, A., McCulloch, K., Campayo-Piernas, M., & Vera-Garcia, F. J. (2018). How much trunk control is affected in adults with moderate-to-severe cerebral palsy? *Journal of Biomechanics*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.009>
- Bard, P. (1933). Studies on the cerebral cortex : I. Localized control of placing and hopping reactions in the cat and their normal management by small cortical remnants. *Archives of Neurology & Psychiatry*, 30(1), 40-74.
- Barela, A. M., Barela, J. A., Rinaldi, N. M., & de Toledo, D. R. (2009). Influence of imposed optic flow characteristics and intention on postural responses. *Motor Control*, 13(2), 119-129.
- Barela, J. A., Focks, G. M. J., Hilgeholt, T., Barela, A. M., Carvalho, R. de P., & Savelsbergh, G. J. (2011). Perception-action and adaptation in postural control of children and adolescents with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2075-2083.
- Barela, J. A., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2003). Postural control in children : Coupling to dynamic somatosensory information. *Experimental Brain Research*, 150(4), 434-442. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1441-5>
- Barela, J. A., Weigelt, M., Polastri, P. F., Godoi, D., Aguiar, S. A., & Jeka, J. J. (2014). Explicit and implicit knowledge of environment states induce adaptation in postural control. *Neuroscience letters*, 566, 6-10.
- Barlaam, F., Fortin, C., Vaugoyeau, M., Schmitz, C., & Assaiante, C. (2012). Development of action representation during adolescence as assessed from anticipatory control in a bimanual load-lifting task. *Neuroscience*, 221, 56-68.
- Barozzi, S., Socci, M., Soi, D., Di Bernardino, F., Fabio, G., Forti, S., Gasbarre, A. M., Brambilla, D., & Cesarani, A. (2014). Reliability of postural control measures in children and young adolescents. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 271(7), 2069-2077.

- Bartonek, A., Lidbeck, C., Hellgren, K., & Gutierrez-Farewik, E. (2019). Head and trunk movements during turning gait in children with cerebral palsy. *Journal of motor behavior*, 51(4), 362–370.
- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., Jacobsson, B., & Damiano, D. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental medicine and child neurology*, 47(8), 571–576.
- Belenkii, V. E., Gurfinkel, V. S., & Paltsev, E. I. (1967). On the control elements of voluntary movements. *Biofizika*.
- Benda, B. J., Riley, P. O., & Krebs, D. E. (1994). Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2(1), 3–10.
- Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I., & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly : Validation of an instrument. *Canadian journal of public health= Revue canadienne de sante publique*, 83, S7–11.
- Berger, W. (1998). Characteristics of locomotor control in children with cerebral palsy. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 579–582.
- Berger, W., Altenmüller, E., & Dietz, V. (1984). Normal and Impaired Development of Children's Gait. *Hum Neurobiol*, 3, 163-170. <https://doi.org/10.1159/000421491>
- Berger, W., Horstmann, G., & Dietz, V. (1984). Tension development and muscle activation in the leg during gait in spastic hemiparesis : Independence of muscle hypertonia and exaggerated stretch reflexes. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 47(9), 1029–1033.
- Berger, W., Quintern, J., & Dietz, V. (1982). Pathophysiology of gait in children with cerebral palsy. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 53(5), 538–548.
- Bernard-Demanze, L., Burdet, C., Berger, L., & Rougier, P. (2004). Recalibration of somesthetic plantar information in the control of undisturbed upright stance maintenance. *Journal of integrative neuroscience*, 3(04), 433–451.
- Bernstein, N. (1967). *The coordination and the regulation of movement*. Pergamon.
- Bertenthal, B., & Von Hofsten, C. (1998). Eye, head and trunk control : The foundation for manual development. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 515–520.
- Berthoz, A. (1997). *Le sens du mouvement*. Odile Jacob.
- Bertoti, D. B. (1988). Effect of therapeutic horseback riding on posture in children with cerebral palsy. *Physical therapy*, 68(10), 1505–1512.
- Beyaert, C., Caudron, S., Avila, F., Billon, C., & Paysant, J. (2014). Use of negative heel shoes and pathophysiology of equinus gait in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 39, S59–S60.
- Beyaert, C., Vasa, R., & Frykberg, G. E. (2015). Gait post-stroke : Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 45(4-5), 335-355. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.005>
- Bigongiari, A., Corrêa, J. C. F., Corrêa, F. I., & Franco, R. C. (2007). Corporal oscillation during static biped posture in children with cerebral palsy. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 47(3), 131-136.
- Bigongiari, A., de Andrade e Souza, F., Franciulli, P. M., Neto, S. E. R., Araujo, R. C., & Mochizuki, L. (2011). Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Human Movement Science*, 30(3), 648-657. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.006>
- Biguer, B., Jeannerod, M., & Prablanc, C. (1982). The coordination of eye, head, and arm movements during reaching at a single visual target. *Experimental brain research*, 46(2), 301–304.
- Bingöl, H., & Yılmaz, Ö. (2018). Effects of functional massage on spasticity and motor functions in children with cerebral palsy : A randomized controlled study. *Journal of Exercise Therapy and Rehabilitation*, 5(3), 135–142.
- Bisi, M. C., & Stagni, R. (2015). Evaluation of toddler different strategies during the first six-months of independent walking : A longitudinal study. *Gait & posture*, 41(2), 574–579.
- Black, F. O., Wall III, C., Rockette Jr, H. E., & Kitch, R. (1982). Normal subject postural sway during the Romberg test. *American journal of Otolaryngology*, 3(5), 309–318.
- Blackburn, J. T., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm, foam, and multiaxial support surfaces. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 655-661. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00091-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00091-3)
- Booth, C. M., Cortina-Borja, M. J., & Theologis, T. N. (2001). Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. *Developmental medicine and child neurology*, 43(5), 314–320.
- Borel, L., Harlay, F., Magnan, J., Chays, A., & Lacour, M. (2002). Deficits and recovery of head and trunk orientation and stabilization after unilateral vestibular loss. *Brain*, 125(4), 880–894.
- Borges, M. B. S., Werneck, M. J. da S., Silva, M. de L. da, Gandolfi, L., & Pratesi, R. (2011). Therapeutic effects of a horse riding simulator in children with cerebral palsy. *Arquivos de neuro-psiquiatria*, 69(5), 799–804.
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience letters*, 22(3), 263–270.
- Bouisset, S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Elsevier Masson.

- Bouisset, S., & Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvement. Base et applications de la méthode électromyographique*. Hermann.
- Bouisset, S., & Maton, B. (1995). Coordinations musculaires dans la posture et le mouvement. In *Muscles, posture et mouvement. Base et applications de la méthode électromyographique* (p. 336-543). Hermann.
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1990). Segmental movement as a perturbation to balance? Facts and concepts. In *Multiple muscle systems* (p. 498-506). Springer.
- Brenière, Y., & Bril, B. (1988). Pourquoi l'enfant marche-t-il en tombant, alors que l'adulte tombe en marchant? *Compte-rendu de l'Académie des Sciences*, 307, 617-622.
- Brenière, Y., & Bril, B. (1998). Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Experimental Brain Research*, 121(3), 255-262. <https://doi.org/10.1007/s002210050458>
- Breniere, Y., & Do, M. C. (1986). When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin? *Journal of Biomechanics*, 19(12), 1035-1040. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(86\)90120-x](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90120-x)
- Brenière, Y., Bril, B., & Fontaine, R. (1989). Analysis of the Transition From Upright Stance to Steady State Locomotion in Children With Under 200 Days of Autonomous Walking. *Journal of Motor Behavior*, 21(1), 20-37. <https://doi.org/10.1080/00222895.1989.10735462>
- Brenière, Y., Cuong Do, M., & Bouisset, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior*, 19(1), 62-76.
- Bril, B., & Brenière, Y. (1988). Do temporal invariances exist as early as the first six months of independent walking. *Posture and gait: Development, adaptation and modulation*, 23-31.
- Bril, B., & Ledebt, A. (1994). Les débuts de la marche autonome chez l'enfant. *Journal de Pédiatrie et de Puériculture*, 7(1), 21-33.
- Bril, B., & Brenière, Y. (1992). Postural requirements and progression velocity in young walkers. *Journal of motor Behavior*, 24(1), 105-116.
- Bril, B., Dupuy, L., Dietrich, G., & Corbetta, D. (2015). Learning to tune the antero-posterior propulsive forces during walking : A necessary skill for mastering upright locomotion in toddlers. *Experimental Brain Research*, 233(10), 2903-2912. <https://doi.org/10.1007/s00221-015-4378-6>
- Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1996). Postural control in children with spastic diplegia : Muscle activity during perturbations in sitting. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 38(5), 379-388.
- Brogren, E., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2001). Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 43(8), 534-546.
- Brogren, E., & Hadders-Algra, M. (2005). *Postural Dysfunction in Children with Cerebral Palsy: Some Implications Therapeutic Guidance*. 9.
- Brogren, E., & Hadders-Algra, M. (2008). *Postural control: A key issue in developmental disorders*. Mac Keith. <http://public.eblib.com/choice/publicfullrecord.aspx?p=3329149>
- Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1998). Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 591-596.
- Bronstein, A. M. (1988). Evidence for a Vestibular Input Contributing to Dynamic Head Stabilization in Man. *Acta Oto-Laryngologica*, 105(1-2), 1-6. <https://doi.org/10.3109/00016488809119438>
- Brouwer, B., & Smits, E. (1996). Corticospinal input onto motor neurons projecting to ankle muscles in individuals with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 38(9), 787-796.
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2010). The effects of arm swing on human gait stability. *Journal of experimental biology*, 213(23), 3945-3952.
- Brumagne, S., Cordo, P., & Verschueren, S. (2004). Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neuroscience Letters*, 366(1), 63-66. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.05.013>
- Brumagne, S., Janssens, L., Janssens, E., & Goddyn, L. (2008). Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. *Gait & posture*, 28(4), 657-662.
- Bruyneel, A.-V., Chavet, P., Bollini, G., Allard, P., & Mesure, S. (2008). The influence of adolescent idiopathic scoliosis on the dynamic adaptive behaviour. *Neuroscience letters*, 447(2), 158-163.
- Buckon, C. E., Thomas, S. S., Jakobson-Huston, S., Moor, M., Sussman, M., & Aiona, M. (2004). Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 46(9), 590-598.
- Buffenoir, K., Roujeau, T., Lapierre, F., Menei, P., Menegalli-Boggelli, D., Mertens, P., & Decq, P. (2004). Spastic equinus foot : Multicenter study of the long-term results of tibial neurotomy. *Neurosurgery*, 55(5), 1130-1137.
- Burke, D. (1988). Spasticity as an adaptation to pyramidal tract injury. *Advances in neurology*, 47, 401-423.
- Burtner, P. A., Qualls, C., & Woollacott, M. H. (1998). Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy. *Gait & posture*, 8(3), 163-174.

- Butler, P. B. (1998). A preliminary report on the effectiveness of trunk targeting in achieving independent sitting balance in children with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, *12*(4), 281–293.
- Butler, P. B., & Major, R. E. (2003). The Missing Link? : Therapy issues of open and closed chains. *Physiotherapy*, *89*(8), 465–470.
- Butler, P. B., Saavedra, S., Sofranac, M., Jarvis, S. E., & Woollacott, M. H. (2010). Refinement, Reliability, and Validity of the Segmental Assessment of Trunk Control: *Pediatric Physical Therapy*, *22*(3), 246–257. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181e69490>
- Butowicz, C. M., Acasio, J. C., Silfies, S. P., Nussbaum, M. A., & Hendershot, B. D. (2019). Chronic low back pain influences trunk neuromuscular control during unstable sitting among persons with lower-limb loss. *Gait & Posture*, *74*, 236–241. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.09.019>
- Cabanas-Valdés, R., Bagur-Calafat, C., Girabent-Farrés, M., Caballero-Gómez, F. M., Hernández-Valiño, M., & Urrútia Cuchí, G. (2016). The effect of additional core stability exercises on improving dynamic sitting balance and trunk control for subacute stroke patients : A randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, *30*(10), 1024–1033.
- Callaghan, J. P., Patla, A. E., & McGill, S. M. (1999). Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics*, *14*(3), 203–216.
- Cans, C. (2007). Surveillance of cerebral palsy in Europe : A collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *42*(12), 816–824. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2000.tb00695.x>
- Cappozzo, A. (1981). Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*, *14*(6), 411–425.
- Cappozzo, A. (1983). The forces and couples in the human trunk during level walking. *Journal of Biomechanics*, *16*(4), 265–277.
- Caron, O., Gélat, T., Rougier, P., & Blanchi, J.-P. (2000). A comparative analysis of the center of gravity and center of pressure trajectory path lengths in standing posture : An estimation of active stiffness. *Journal of Applied Biomechanics*, *16*(3), 234–247.
- Carver, S., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2006). Modeling the dynamics of sensory reweighting. *Biological cybernetics*, *95*(2), 123–134.
- Casady, R. L., & Nichols-Larsen, D. S. (2004). The effect of hippotherapy on ten children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*, *16*(3), 165–172.
- Caudron, S., Ceyte, H., Barraud, P.-A., Cian, C., & Guerraz, M. (2018). Perception of body movement when real and simulated displacements are combined. *PLOS ONE*, *13*(3), e0193174. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193174>
- Caudron, S., Guerraz, M., Eusebio, A., Gros, J.-P., Azulay, J.-P., & Vaugoyeau, M. (2014). Evaluation of a visual biofeedback on the postural control in Parkinson’s disease. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *44*(1), 77–86.
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., & Margaria, R. (1963). External work in walking. *Journal of applied physiology*, *18*(1), 1–9.
- Cavalheiro, G. L., Almeida, M. F. S., Pereira, A. A., & Andrade, A. O. (2009). Study of age-related changes in postural control during quiet standing through Linear Discriminant Analysis. *BioMedical Engineering OnLine*, *8*(1), 35. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-8-35>
- Ceyte, H., Cian, C., Nougier, V., Olivier, I., & Roux, A. (2006). Effects of neck muscles vibration on the perception of the head and trunk midline position. *Experimental brain research*, *170*(1), 136–140.
- Ceyte, H., Cian, C., Zory, R., Barraud, P.-A., Roux, A., & Guerraz, M. (2007). Effect of Achilles tendon vibration on postural orientation. *Neuroscience letters*, *416*(1), 71–75.
- Chang, C.-L., Kubo, M., Buzzi, U., & Ulrich, B. (2006). Early changes in muscle activation patterns of toddlers during walking. *Infant Behavior and Development*, *29*(2), 175–188. <https://doi.org/10.1016/j.infbeh.2005.10.001>
- Changeux, J.-P., Courrège, P., & Danchin, A. (1973). A theory of the epigenesis of neuronal networks by selective stabilization of synapses. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *70*(10), 2974–2978.
- Charpiot, A., Tringali, S., Ionescu, E., Vital-Durand, F., & Ferber-Viart, C. (2010). Vestibulo-ocular reflex and balance maturation in healthy children aged from six to twelve years. *Audiology and Neurotology*, *15*(4), 203–210.
- Chaudhry, H., Bukiet, B., Ji, Z., & Findley, T. (2011). Measurement of balance in computer posturography : Comparison of methods—A brief review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *15*(1), 82–91. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.03.003>
- Chen, J., & Woollacott, M. H. (2007). Lower Extremity Kinetics for Balance Control in Children With Cerebral Palsy. *Journal of Motor Behavior*, *39*(4), 306–316. <https://doi.org/10.3200/JMBR.39.4.306-316>
- Cherng, R. J., Chen, J. J., & Su, F. C. (2001). Vestibular System in Performance of Standing Balance of Children and Young Adults under Altered Sensory Conditions. *Perceptual and Motor Skills*, *92*(3\_suppl), 1167–1179. <https://doi.org/10.2466/pms.2001.92.3c.1167>
- Cherng, R.-J., Hsu, Y.-W., Chen, Y.-J., & Chen, J.-Y. (2007). Standing balance of children with developmental coordination disorder under altered sensory conditions. *Human Movement Science*, *26*(6), 913–926. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.05.006>

- Cheng, R.-J., Lin, H.-C., Ju, Y.-H., & Ho, C.-S. (2009). Effect of seat surface inclination on postural stability and forward reaching efficiency in children with spastic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities, 30*(6), 1420–1427. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2009.07.002>
- Chiang, J.-H., & Wu, G. (1997). The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait & Posture, 5*(3), 239–245. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01091-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01091-0)
- Chiari, L., Rocchi, L., & Cappello, A. (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics, 17*(9–10), 666–677. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00107-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00107-9)
- Chiba, R., Takakusaki, K., Ota, J., Yozu, A., & Haga, N. (2016). Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. *Neuroscience research, 104*, 96–104.
- Chiou, I.-I. L., & Burnett, C. N. (1985). Values of activities of daily living : A survey of stroke patients and their home therapists. *Physical Therapy, 65*(6), 901–906.
- Cho, C., Hwang, W., Hwang, S., & Chung, Y. (2016). Treadmill training with virtual reality improves gait, balance, and muscle strength in children with cerebral palsy. *The Tohoku journal of experimental medicine, 238*(3), 213–218.
- Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics, 33*(12), 1733–1737.
- Choudhury, S., Charman, T., Bird, V., & Blakemore, S.-J. (2007). Development of action representation during adolescence. *Neuropsychologia, 45*(2), 255–262.
- Christensen, I. K., Deilami, S. S. J., Amiri, S., Nissen, M. H., Devantier, L., & Ovesen, T. (2018). Validation of posturographic measurements in adolescents. *Otology & Neurotology, 39*(7), e568–e574.
- Cignetti, Caudron, S., Vaugoyeau, M., & Assaiante, C. (2013). Body Schema Disturbance in Adolescence : From Proprioceptive Integration to the Perception of Human Movement. *Journal of Motor Learning and Development, 1*(3), 49–58. <https://doi.org/10.1123/jmld.1.3.49>
- Cignetti, F., Chabeauti, P.-Y., Sveistrup, H., Vaugoyeau, M., & Assaiante, C. (2013). Updating process of internal models of action as assessed from motor and postural strategies in children. *Neuroscience, 233*, 127–138. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2012.12.040>
- Cimolin, V., Piccinini, L., D'Angelo, M. G., & Turconi, A. C. (2007). Are patients with hereditary spastic paraplegia different from patients with spastic diplegia during walking? Gait evaluation using 3D gait analysis. *Functional neurology, 22*(1), 23.
- Clément, G., Gurfinkel, V. S., Lestienne, F., Lipshits, M. I., & Popov, K. E. (1984). Adaptation of postural control to weightlessness. *Experimental Brain Research, 57*(1). <https://doi.org/10.1007/BF00231132>
- Clement, G., Pozzo, T., & Berthoz, A. (1988). Contribution of eye positioning to control of the upside-down standing posture. *Experimental brain research, 73*(3), 569–576.
- Colborne, G. R., Wright, F. V., & Naumann, S. (1994). Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy : A controlled study. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 75*(1), 40–45.
- Collet, C., & Paillard, J. (2001). *Mouvements & cerveau : Neurophysiologie des activités physiques et sportives*. De Boeck Supérieur.
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture : A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental brain research, 95*(2), 308–318.
- Collins, S. H., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences, 276*(1673), 3679–3688.
- Colovic, H., Dimitrijevic, L., Stankovic, I., Nikolic, D., Radovic-Janosevic, D., & Zivanovic, D. (2014). The effects of botulinum toxin type A on improvement and dynamic spastic equinus correction in children with cerebral palsy—preliminary results. *Archives of medical science: AMS, 10*(5), 979.
- Cordo, P. J., & Nashner, L. M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of neurophysiology, 47*(2), 287–302.
- Correa, T. A., Schache, A. G., Graham, H. K., Baker, R., Thomason, P., & Pandy, M. G. (2012). Potential of lower-limb muscles to accelerate the body during cerebral palsy gait. *Gait & posture, 36*(2), 194–200.
- Crémeux, J., & Mesure, S. (1994). Differential sensitivity to static visual cues in the control of postural equilibrium in man. *Perceptual and motor skills, 78*(1), 67–74.
- Crenna, P., & Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *The Journal of physiology, 437*(1), 635–653.
- Crenna, P. (1998). Spasticity and spastic gait in children with cerebral palsy. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 22*(4), 571–578.
- Cromwell, R. L., Aadland-Monahan, T. K., Nelson, A. T., Stern-Sylvestre, S. M., & Seder, B. (2001). Sagittal Plane Analysis of Head, Neck, and Trunk Kinematics and Electromyographic Activity During Locomotion. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 31*(5), 255–262. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.5.255>
- Cromwell, R. L., Newton, R. A., & Carlton, L. G. (2001). Horizontal Plane Head Stabilization During Locomotor Tasks. *Journal of Motor Behavior, 33*(1), 49–58. <https://doi.org/10.1080/00222890109601902>

- Cromwell, R. L., Pidcoe, P. E., Griffin, L. A., Sotillo, T., Ganninger, D., & Feagin, M. (2004). Adaptations in horizontal head stabilization in response to altered vision and gaze during natural walking. *Journal of Vestibular Research*, *14*(5), 367–373.
- Cuisinier, R., Olivier, I., Vaugoyeau, M., Nougier, V., & Assaiante, C. (2011). Reweighting of Sensory Inputs to Control Quiet Standing in Children from 7 to 11 and in Adults. *PLoS ONE*, *6*(5), e19697. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0019697>
- Cumberworth, V. L., Patel, N. N., Rogers, W., & Kenyon, G. S. (2007). The maturation of balance in children. *The Journal of Laryngology & Otology*, *121*(5), 449–454.
- Cupp, T., Oeffinger, D., Tylkowski, C., & Augsburg, S. (1999). Age-related kinetic changes in normal pediatrics. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, *19*(4), 475–478.
- Curtis, D. J., Butler, P., Saavedra, S., Bencke, J., Kallelose, T., Sonne-Holm, S., & Woollacott, M. (2014). The central role of trunk control in the gross motor function of children with cerebral palsy : A retrospective cross-sectional study. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *57*(4), 351–357. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12641>
- da Costa, C. S. N., Pavão, S. L., Visicato, L. P., de Campos, A. C., & Rocha, N. A. C. F. (2019). Effects of sensory manipulations on the dynamical structure of center-of-pressure trajectories of children with cerebral palsy during sitting. *Human Movement Science*, *63*, 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.11.003>
- Dai, A. I., & Demiryürek, A. T. (2017). Serial casting as an adjunct to botulinum toxin type a treatment in children with cerebral palsy and spastic paraparesis with scissoring of the lower extremities. *Journal of child neurology*, *32*(7), 671–675.
- Dalleau, G., Damavandi, M., Leroyer, P., Verkindt, C., Rivard, C. H., & Allard, P. (2011). Horizontal body and trunk center of mass offset and standing balance in scoliotic girls. *European Spine Journal*, *20*(1), 123–128. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1554-z>
- Dalleau, G., Allard, M. S., Beaulieu, M., Rivard, C.-H., & Allard, P. (2007). Free moment contribution to quiet standing in able-bodied and scoliotic girls. *European Spine Journal*, *16*(10), 1593–1599. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0404-0>
- Dankaerts, W., O’Sullivan, P., Burnett, A., & Straker, L. (2006). Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. *Spine*, *31*(6), 698–704.
- Davids, J. R., Foti, T., Dabelstein, J., & Bagley, A. (1999). Voluntary (normal) versus obligatory (cerebral palsy) toe-walking in children : A kinematic, kinetic, and electromyographic analysis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, *19*(4), 461–469.
- Davies, P. M. (1990). *Right in the middle : Selective trunk activity in the treatment of adult hemiplegia*. Springer Science & Business Media.
- Davis, J. R., Campbell, A. D., Adkin, A. L., & Carpenter, M. G. (2009). The relationship between fear of falling and human postural control. *Gait & posture*, *29*(2), 275–279.
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, *10*(5), 575–587. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- Day, B. L., Steiger, M. J., Thompson, P. D., & Marsden, C. D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing : Implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of physiology*, *469*(1), 479–499.
- Degelaen, M., De Borre, L., Buyl, R., Kerckhofs, E., De Meirleir, L., & Dan, B. (2016). Effect of supporting 3D-garment on gait postural stability in children with bilateral spastic cerebral palsy. *NeuroRehabilitation*, *39*(2), 175–181. <https://doi.org/10.3233/NRE-161349>
- Delignières, D., Torre, K., Lemoine, L., & Bernard, P. (2006). Quelles informations peut-on réellement tirer du signal stabilométrique. *Posture et équilibre. De Marey à nos jours: un siècle de recherches sur la posture et le mouvement. Marseille: Solal*, 165–178.
- Dewar, R., Love, S., & Johnston, L. M. (2015). Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy : A systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *57*(6), 504–520. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12660>
- Diener, H. C., Dichgans, J., Guschlbauer, B., & Mau, H. (1984). The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain research*, *296*(1), 103–109.
- Dietz, V., Quintern, J., & Berger, W. (1981). Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity. Evidence that altered mechanical properties of muscle contribute to hypertonia. *Brain: a journal of neurology*, *104*(3), 431–449.
- Dietz, V., Trippel, M., & Horstmann, G. A. (1991). Significance of proprioceptive and vestibulo-spinal reflexes in the control of stance and gait. In *Adaptability of human gait* (Vol. 78, p. 37–52). Elsevier.
- Dietz, V. (1998). Evidence for a Load Receptor Contribution to the Control of Posture and Locomotion. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 495–499. [https://doi.org/10.1016/S0149-7634\(97\)00035-3](https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00035-3)
- Dietz, V. (2000). Spastic movement disorder. *Spinal cord*, *38*(7), 389–393.
- Dietz, V., & Sinkjaer, T. (2007). Spastic movement disorder : Impaired reflex function and altered muscle mechanics. *The Lancet Neurology*, *6*(8), 725–733.

- Dijkstra, T. M. H., Gielen, C., & Melis, B. J. M. (1992). Postural responses to stationary and moving scenes as a function of distance to the scene. *Human Movement Science, 11*(1-2), 195–203.
- Do, M. C., Bussel, B., & Breniere, Y. (1990). Influence of plantar cutaneous afferents on early compensatory reactions to forward fall. *Experimental brain research, 79*(2), 319–324.
- Dobson, F., Morris, M. E., Baker, R., & Graham, H. K. (2007). Gait classification in children with cerebral palsy : A systematic review. *Gait & Posture, 25*(1), 140–152. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.01.003>
- Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. D. (2002a). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of Experimental Biology, 205*(23), 3717–3727.
- Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. D. (2002b). Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics, 35*(1), 117–124. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00169-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00169-5)
- Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research, 184*(3), 363–370. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1105-y>
- Droulez, J., & Berthoz, A. (1986). Servo-controlled (conservative) versus topological (projective) mode of sensory motor control. *Disorders of posture and gait, 83–97*.
- Duarte, E., Marco, E., Muniesa, J. M., Belmonte, R., Diaz, P., Tejero, M., & Escalada, F. (2002). Trunk control test as a functional predictor in stroke patients. *Journal of rehabilitation medicine, 34*(6), 267–272.
- Dubey, L., Karthikbabu, S., & Mohan, D. (2018). Effects of Pelvic Stability Training on Movement Control, Hip Muscles Strength, Walking Speed and Daily Activities after Stroke : A Randomized Controlled Trial. *Annals of Neurosciences, 25*(2), 80–89. <https://doi.org/10.1159/000486273>
- Dunk, N. M., & Callaghan, J. P. (2010). Lumbar spine movement patterns during prolonged sitting differentiate low back pain developers from matched asymptomatic controls. *Work, 35*(1), 3–14.
- Dupin, L., Hayward, V., & Wexler, M. (2018). Radial trunk-centred reference frame in haptic perception. *Scientific Reports, 8*(1), 13550. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-32002-3>
- Dursun, N., Gokbel, T., Akarsu, M., & Dursun, E. (2017). Randomized controlled trial on effectiveness of intermittent serial casting on spastic equinus foot in children with cerebral palsy after botulinum toxin-A treatment. *American journal of physical medicine & rehabilitation, 96*(4), 221–225.
- Dusing, S. C. (2016). Postural variability and sensorimotor development in infancy. *Developmental Medicine & Child Neurology, 58*, 17–21.
- Ellis, R. G., Sumner, B. J., & Kram, R. (2014). Muscle contributions to propulsion and braking during walking and running : Insight from external force perturbations. *Gait & posture, 40*(4), 594–599.
- Enriquez-Denton, M., Morita, H., Christensen, L. O. D., Petersen, N., Sinkjær, T., & Nielsen, J. B. (2002). Interaction between peripheral afferent activity and presynaptic inhibition of Ia afferents in the cat. *Journal of neurophysiology, 88*(4), 1664–1674.
- Era, P., Sainio, P., Koskinen, S., Haavisto, P., Vaara, M., & Aromaa, A. (2006). Postural Balance in a Random Sample of 7,979 Subjects Aged 30 Years and Over. *Gerontology, 52*(4), 204–213. <https://doi.org/10.1159/000093652>
- Feldman, A. B., Haley, S. M., & Coryell, J. (1990). Concurrent and construct validity of the Pediatric Evaluation of Disability Inventory. *Physical therapy, 70*(10), 602–610.
- Ferber-Viart, C., Ionescu, E., Morlet, T., Froehlich, P., & Dubreuil, C. (2007). Balance in healthy individuals assessed with Equitest : Maturation and normative data for children and young adults. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 71*(7), 1041–1046. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2007.03.012>
- Fernie, G. R., & Holliday, P. J. (1978). Postural sway in amputees and normal subjects. *The Journal of bone and joint surgery. American volume, 60*(7), 895–898.
- Ferrari, A., Tersi, L., Ferrari, A., Sghedoni, A., & Chiari, L. (2010). Functional reaching discloses perceptive impairment in diplegic children with cerebral palsy. *Gait & posture, 32*(2), 253–258.
- Ferronato, P. A. M., & Barela, J. A. (2011). Age-related changes in postural control : Rambling and trembling trajectories. *Motor control, 15*(4), 481–493.
- Figura, F., Cama, G., Capranica, L., Guidetti, L., & Pulejo, C. (1991). Assessment of static balance in children. *J Sports Med Phys Fitness, 31*(2), 235–242.
- Fitzpatrick, R. C., Gorman, R. B., Burke, D., & Gandevia, S. C. (1992). Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects : Bandwidth of response and transmission characteristics. *The Journal of physiology, 458*(1), 69–83.
- Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of Physiology, 478* ( Pt 1), 173–186.
- Fitzpatrick, R., Burke, D., & Gandevia, S. C. (1994). Task-dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans. *The Journal of physiology, 478*(2), 363–372.

- Flatters, I., Mushtaq, F., Hill, L. J., Rossiter, A., Jarrett-Peet, K., Culmer, P., Holt, R., Wilkie, R. M., & Mon-Williams, M. (2014). Children's head movements and postural stability as a function of task. *Experimental brain research*, 232(6), 1953–1970.
- Forssberg, H. (1985). Ontogeny of human locomotor control I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Experimental Brain Research*, 57(3), 480–493. <https://doi.org/10.1007/BF00237835>
- Forssberg, H. (1992). Evolution of plantigrade gait : Is there a neuronal correlate? *Developmental Medicine & Child Neurology*, 34(10), 920–925.
- Forssberg, H., & Hirschfeld, H. (1994). Postural adjustments in sitting humans following external perturbations : Muscle activity and kinematics. *Experimental Brain Research*, 97(3), 515–527.
- Forssberg, H., & Wallberg. (1980). Infant locomotion : A preliminary movement and electromyographic study. In *Berg K, Eriksson BO: Children and exercise* (p. 32–40). University Park Press.
- Forssberg, H. (1999). Neural control of human motor development. *Current Opinion in Neurobiology*, 9(6), 676–682.
- Forssberg, H., & Nashner, L. M. (1982). Ontogenetic development of postural control in man : Adaptation to altered support and visual conditions during stance. *The Journal of Neuroscience*, 2(5), 545–552.
- Fragala, M. A., Goodgold, S., & Dumas, H. M. (2003). Effects of lower extremity passive stretching : Pilot study of children and youth with severe limitations in self-mobility. *Pediatric Physical Therapy*, 15(3), 167–175.
- Franchignoni, F. P., Vanni, G., & Savoini, C. (1985). Computerized analysis of the effects of age on posture control. *Minerva medica*, 76(17–18), 835–839.
- Franki, I., Bar-On, L., Molenaers, G., Van Campenhout, A., Craenen, K., Desloovere, K., Feys, H., Pauwels, P., De Cat, J., & Ortibus, E. (2019). Tone Reduction and Physical Therapy : Strengthening Partners in Treatment of Children with Spastic Cerebral Palsy. *Neuropediatrics*.
- Franki, I., Desloovere, K., De Cat, J., Feys, H., Molenaers, G., Calders, P., Vanderstraeten, G., Himpens, E., & Van den Broeck, C. (2012). The evidence-base for basic physical therapy techniques targeting lower limb function in children with cerebral palsy : A systematic review using the International Classification of Functioning, Disability and Health as a conceptual framework. *Journal of rehabilitation medicine*, 44(5), 385–395.
- Fukuda, T. (1959). The stepping test : Two phases of the labyrinthine reflex. *Acta oto-laryngologica*, 50(1–2), 95–108.
- Gage, J. R. (2004). *The treatment of gait problems in children with cerebral palsy*. Mac Keith Press.
- Gage, J. R., Schwartz, M. H., Koop, S. E., & Novacheck, T. F. (2009). *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy*. Mac Keith. [https://scholar.google.com/scholar\\_lookup?title=The%20identification%20and%20treatment%20of%20gait%20problems%20in%20cerebral%20palsy&author=J.R.%20Gage&publication\\_year=2009](https://scholar.google.com/scholar_lookup?title=The%20identification%20and%20treatment%20of%20gait%20problems%20in%20cerebral%20palsy&author=J.R.%20Gage&publication_year=2009)
- Gage, J. R. (1994). The role of gait analysis in the treatment of cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 14(6), 701–702.
- Gagey, P.-M., & Weber, B. (1999). Posturologie. *Régulation et dérèglements de la station debout. Deuxième édition, préface du professeur Henrique Martins da Cunha Masson, Paris*.
- Gahéry, Y., & Massion, J. (1981). Co-ordination between posture and movement. *Trends in Neurosciences*, 4, 199–202.
- Galli, M., Cimolin, V., Crivellini, M., Romkes, J., Albertini, G., & Brunner, R. (2012). Quantification of upper limb motion during gait in children with hemiplegic Cerebral Palsy. *Journal of Developmental and Physical Disabilities*, 24(1), 1–8.
- Galli, M., Fazzi, E., Motta, F., & Crivellini, M. (1999). Kinematic and dynamic analysis of the ankle joint in children with cerebral palsy. *Functional neurology*, 14(3), 135–140.
- Geurts, C. H., Nienhuis, B., & Mulder, T. (1993). *Intrasubject Variability of Selected Force-Platform Parameters in the Quantification of Postural Control*. 8.
- Gibson, J. J. (1966). *The senses considered as perceptual systems*.
- Gillet, C., Duboy, J., Barbier, F., Armand, S., Jeddi, R., Lepoutre, F.-X., & Allard, P. (2003). Contribution of Accelerated Body Masses to Able-Bodied Gait: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(2), 101–109. <https://doi.org/10.1097/00002060-200302000-00004>
- Gillett, J. G., Boyd, R. N., Carty, C. P., & Barber, L. A. (2016). The impact of strength training on skeletal muscle morphology and architecture in children and adolescents with spastic cerebral palsy : A systematic review. *Research in developmental disabilities*, 56, 183–196.
- Girolami, G. L., Shiratori, T., & Aruin, A. S. (2010). Anticipatory postural adjustments in children with typical motor development. *Experimental Brain Research*, 205(2), 153–165. <https://doi.org/10.1007/s00221-010-2347-7>
- Goulème, N., Debue, M., Spruyt, K., Vanderveken, C., De Siati, R. D., Ortega-Solis, J., Petrossi, J., Wiener-Vacher, S., Bucci, M. P., Ionescu, E., Thai-Van, H., & Deggouj, N. (2018). Changes of spatial and temporal characteristics of dynamic postural control in children with typical neurodevelopment with age : Results of a multicenter pediatric study. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 113, 272–280. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2018.08.005>



- Goulème, N., Ezane, M. D., Wiener-Vacher, S., & Bucci, M. P. (2014). Spatial and temporal postural analysis: A developmental study in healthy children. *International Journal of Developmental Neuroscience*, 38, 169–177. <https://doi.org/10.1016/j.ijdevneu.2014.08.011>
- Gracies, J.-M. (2005a). Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 31(5), 535–551.
- Gracies, J.-M. (2005b). Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 31(5), 552–571.
- Gracies, J.-M., Burke, K., Clegg, N. J., Browne, R., Rushing, C., Fehlings, D., Matthews, D., Tilton, A., & Delgado, M. R. (2010). Reliability of the Tardieu Scale for assessing spasticity in children with cerebral palsy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(3), 421–428.
- Graham, H. K., Aoki, K. R., Autti-Rämö, I., Boyd, R. N., Delgado, M. R., Gaebler-Spira, D. J., Gormley, M. E., Guyer, B. M., Heinen, F., Holton, A. F., Matthews, D., Molenaers, G., Motta, F., García Ruiz, P. J., & Wissel, J. (2000). Recommendations for the use of botulinum toxin type A in the management of cerebral palsy. *Gait & Posture*, 11(1), 67–79. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00054-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00054-5)
- Graham, H. K., Rosenbaum, P., Paneth, N., Dan, B., Lin, J.-P., Damiano, D. L., Becher, J. G., Gaebler-Spira, D., Colver, A., Reddihough, D. S., Crompton, K. E., & Lieber, R. L. (2016). Cerebral palsy. *Nature Reviews. Disease Primers*, 2, 15082. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2015.82>
- Greco, A. L. R., da Costa, C. S. N., & Tudella, E. (2018). Identifying the level of trunk control of healthy term infants aged from 6 to 9 months. *Infant Behavior and Development*, 50, 207–212.
- Gresty, M. A., Bronstein, A. M., & Barratt, H. (1987). Eye movement responses to combined linear and angular head movement. *Experimental brain research*, 65(2), 377–384.
- Grillner, S., Deliagina, T., El Manira, A., Hill, R. H., Orlovsky, G. N., Wallén, P., Ekeberg, Ö., & Lansner, A. (1995). Neural networks that co-ordinate locomotion and body orientation in lamprey. *Trends in neurosciences*, 18(6), 270–279.
- Grossman, G. E., Leigh, R. J., Abel, L. A., Lanska, D. J., & Thurston, S. E. (1988). Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Experimental brain research*, 70(3), 470–476.
- Guerraz, M., & Bronstein, A. M. (2008). Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 391–398.
- Guerraz, M., Sakellari, V., Burchill, P., & Bronstein, A. M. (2000). Influence of motion parallax in the control of spontaneous body sway. *Experimental brain research*, 131(2), 244–252.
- Gurfinkel, V. S., Levik, Y. S., Popov, K. E., Smetanin, B. N., & Shlikov, V. Y. (1988). Body scheme in the control of postural activity. In *Stance and motion* (p. 185–193). Springer.
- Gurfinkel, V. S., Lipshits, M. I., Mori, S., & Popov, K. E. (1981). Stabilization of body position as the main task of postural regulation. *Human Physiology*.
- Gurfinkel, V. S., & Osovets, S. M. (1972). Dynamics of equilibrium of the vertical posture in man. *Biophysics*, 17(3), 496–506.
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996). Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy: Variation, selection and modulation. *The Journal of physiology*, 493(1), 273–288.
- Hadders-Algra, M., Fits, I. B. M. V. D., Stremmelaar, E. F., & Touwen, B. C. L. (1999). Development of postural adjustments during reaching in infants with CP. *Developmental Medicine & Child Neurology*. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1999.tb00537.x>
- Hadders-Algra, M. (2005). Development of postural control during the first 18 months of life. *Neural plasticity*, 12(2-3), 99–108.
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996). Training affects the development of postural adjustments in sitting infants. *The Journal of physiology*, 493(Pt 1), 289.
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1998). Postural adjustments during sitting at preschool age: Presence of a transient toddling phase. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 40(7), 436–447. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1998.tb15393.x>
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., Katz-Salamon, M., & Forssberg, H. (1999). Periventricular leucomalacia and preterm birth have different detrimental effects on postural adjustments. *Brain*, 122(4), 727–740. <https://doi.org/10.1093/brain/122.4.727>
- Hamaoui, A., Gonneau, E., & Le Bozec, S. (2010). Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode. *Neuroscience letters*, 475(3), 141–144.
- Harbourne, R. T., Willett, S., Kyvelidou, A., Deffeyes, J., & Stergiou, N. (2010). A Comparison of Interventions for Children With Cerebral Palsy to Improve Sitting Postural Control: A Clinical Trial. *Physical Therapy*, 90(12), 1881–1898. <https://doi.org/10.2522/ptj.2010132>
- Head, H., & Holmes, G. (1911). Sensory disturbances from cerebral lesions. *Brain*, 34(2-3), 102–254.

- Hedberg, Å., Schmitz, C., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2007). Early development of postural adjustments in standing with and without support. *Experimental Brain Research*, *178*(4), 439-449. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0754-6>
- Hedberg, Carlberg, E. B., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2005). Development of postural adjustments in sitting position during the first half year of life. *Developmental medicine and child neurology*, *47*(5), 312-320.
- Hedberg, E., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2004). Postural adjustments due to external perturbations during sitting in 1-month-old infants : Evidence for the innate origin of direction specificity. *Experimental Brain Research*, *157*(1), 10-17. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1811-z>
- Hegeman, J., Shapkova, E. Y., Honegger, F., & Allum, J. H. (2007). Effect of age and height on trunk sway during stance and gait. *Journal of Vestibular Research*, *17*(2, 3), 75-87.
- Hendershot, B. D., & Nussbaum, M. A. (2013). Persons with lower-limb amputation have impaired trunk postural control while maintaining seated balance. *Gait & Posture*, *38*(3), 438-442. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.008>
- Herrero, P., Gómez-Trullén, E. M., Asensio, Á., García, E., Casas, R., Monserrat, E., & Pandyan, A. (2012). Study of the therapeutic effects of a hippotherapy simulator in children with cerebral palsy : A stratified single-blind randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, *26*(12), 1105-1113. <https://doi.org/10.1177/0269215512444633>
- Heyrman, L., Desloovere, K., Molenaers, G., Verheyden, G., Klingels, K., Monbaliu, E., & Feys, H. (2013). Clinical characteristics of impaired trunk control in children with spastic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *34*(1), 327-334. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.08.015>
- Heyrman, L., Feys, H., Molenaers, G., Jaspers, E., Monari, D., Meyns, P., & Desloovere, K. (2013). Three-dimensional head and trunk movement characteristics during gait in children with spastic diplegia. *Gait & Posture*, *38*(4), 770-776. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.019>
- Heyrman, L., Feys, H., Molenaers, G., Jaspers, E., Monari, D., Nieuwenhuys, A., & Desloovere, K. (2014). Altered trunk movements during gait in children with spastic diplegia : Compensatory or underlying trunk control deficit? *Research in Developmental Disabilities*, *35*(9), 2044-2052. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.04.031>
- Heyrman, L., Feys, H., Molenaers, G., Jaspers, E., Van de Walle, P., Monari, D., Aertbeliën, E., & Desloovere, K. (2013). Reliability of head and trunk kinematics during gait in children with spastic diplegia. *Gait & Posture*, *37*(3), 424-429. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.021>
- Heyrman, L., Molenaers, G., Desloovere, K., Verheyden, G., De Cat, J., Monbaliu, E., & Feys, H. (2011). A clinical tool to measure trunk control in children with cerebral palsy : The Trunk Control Measurement Scale. *Research in Developmental Disabilities*, *32*(6), 2624-2635. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.06.012>
- Hirabayashi, S., & Iwasaki, Y. (1995). Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain and development*, *17*(2), 111-113.
- Hirschfeld, H., & Forssberg, H. (1994). Epigenetic development of postural responses for sitting during infancy. *Experimental Brain Research*, *97*(3), 528-540.
- Hodapp, M., Klisch, C., Berger, W., Mall, V., & Faist, M. (2007). Modulation of soleus H-reflexes during gait in healthy children. *Experimental Brain Research*, *178*(2), 252-260. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0730-1>
- Hodapp, M., Klisch, C., Mall, V., Vry, J., Berger, W., & Faist, M. (2007). Modulation of soleus H-reflexes during gait in children with cerebral palsy. *Journal of neurophysiology*, *98*(6), 3263-3268.
- Hof, A. L., & Zijlstra, W. (1997). Comment on “normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait”. *Journal of biomechanics*, *30*(3), 299.
- Hof, A. L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait & posture*, *3*(4), 222-223.
- Holt, K. G., Ratcliffe, R., & Jeng, S.-F. (1999). Head stability in walking in children with cerebral palsy and in children and adults without neurological impairment. *Physical therapy*, *79*(12), 1153-1162.
- Honeine, J.-L., Schieppati, M., Gagey, O., & Do, M.-C. (2013). The Functional Role of the Triceps Surae Muscle during Human Locomotion. *PLoS ONE*, *8*(1), e52943. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0052943>
- Honeine, J.-L., Schieppati, M., Gagey, O., & Do, M.-C. (2014). By counteracting gravity, triceps surae sets both kinematics and kinetics of gait. *Physiological Reports*, *2*(2), e00229. <https://doi.org/10.1002/phy2.229>
- Hoon Jr, A. H., Stashinko, E. E., Nagae, L. M., Lin, D. D., Keller, J., Bastian, A., Campbell, M. L., Levey, E., Mori, S., & Johnston, M. V. (2009). Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *51*(9), 697-704. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03306.x>
- Horak, F. B., & Hlavacka, F. (2001). Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *Journal of neurophysiology*, *86*(2), 575-585.
- Horak, F. B., Shupert, C. L., Dietz, V., & Horstmann, G. (1994). Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. *Experimental Brain Research*, *100*(1), 93-106.
- Horak, F., Shupert, C., & Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly : A review. *Neurobiology of Aging*, *10*(6), 727-738. [https://doi.org/10.1016/0197-4580\(89\)90010-9](https://doi.org/10.1016/0197-4580(89)90010-9)

- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium : What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(suppl\_2), ii7-ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/af1077>
- Horak, F. B. (2009). Postural compensation for vestibular loss. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1164, 76.
- Horak, F. B., Diener, H. C., & Nashner, L. M. (1989). Influence of central set on human postural responses. *Journal of neurophysiology*, 62(4), 841–853.
- Horak, F. B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. In *Handbook of Physiology* (p. 255-292). Oxford-University.
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements : Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology*, 55(6), 1369–1381.
- Horak, F. B., & Shupert, C. L. (1994). Role of the vestibular system in postural control. In *Vestibular rehabilitation* (Vol. 2, p. 22-46). Davis.
- Horsch, A., Götze, M., Geisbüsch, A., Beckmann, N., Tsitlakidis, S., Berrische, G., & Klotz, M. (2019). Prevalence and classification of equinus foot in bilateral spastic cerebral palsy. *World Journal of Pediatrics*, 1–5.
- Hoyle, G. (1983). *Muscles and their neural control*. John Wiley & Sons.
- Hsieh, C.-L., Sheu, C.-F., Hsueh, I.-P., & Wang, C.-H. (2002). Trunk control as an early predictor of comprehensive activities of daily living function in stroke patients. *Stroke*, 33(11), 2626–2630.
- Hsu, Y.-S., Kuan, C.-C., & Young, Y.-H. (2009). Assessing the development of balance function in children using stabilometry. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 73(5), 737-740. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2009.01.016>
- Hsue, B.-J., Miller, F., & Su, F.-C. (2009a). The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I : Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait & Posture*, 29(3), 465-470. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.11.007>
- Hsue, B.-J., Miller, F., & Su, F.-C. (2009b). The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part II: Instantaneous velocity and acceleration of COM and COP and their relationship. *Gait & Posture*, 29(3), 471-476. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.11.008>
- Hufschmidt, A., Dichgans, J., Mauritz, K.-H., & Hufschmidt, M. (1980). Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 228(2), 135–150.
- Hufschmidt, A., & Mauritz, K. H. (1985). Chronic transformation of muscle in spasticity : A peripheral contribution to increased tone. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 48(7), 676–685.
- Hullin, M. G., Robb, J. E., & Loudon, I. R. (1996). Gait patterns in children with hemiplegic spastic cerebral palsy. *Journal of pediatric orthopedics. Part B*, 5(4), 247–251.
- Hunt, A. E., Smith, R. M., & Torode, M. (2001). Extrinsic Muscle Activity, Foot Motion and Ankle Joint Moments During the Stance Phase of Walking. *Foot & Ankle International*, 22(1), 31-41. <https://doi.org/10.1177/107110070102200105>
- Hytönen, M., Pyykkö, I., Aalto, H., & Starck, J. (1993). Postural Control and Age. *Acta Oto-Laryngologica*, 113(2), 119-122. <https://doi.org/10.3109/00016489309135778>
- Iosa, M., Fusco, A., Morone, G., & Paolucci, S. (2014). Development and Decline of Upright Gait Stability. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2014.00014>
- Iosa, M., Marro, T., Paolucci, S., & Morelli, D. (2012). Stability and harmony of gait in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 33(1), 129-135. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.08.031>
- Iosa, M., Morelli, D., Marro, T., Paolucci, S., & Fusco, A. (2013). Ability and Stability of Running and Walking in Children with Cerebral Palsy. *Neuropediatrics*, 44(03), 147-154. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1336016>
- Isableu, B., Ohlmann, T., Crémieux, J., & Amblard, B. (2003). Differential approach to strategies of segmental stabilisation in postural control. *Experimental Brain Research*, 150(2), 208-221. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1446-0>
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor control programs and walking. *The Neuroscientist*, 12(4), 339–348.
- Jahn, K., Strupp, M., Krafczyk, S., SchuÈler, O., Glasauer, S., & Brandt, T. (2002). Suppression of eye movements improves balance. *Brain*, 125(9), 2005–2011.
- Janura, M., Svoboda, Z., Dvorakova, T., Cabell, L., Elfmark, M., & Janurova, E. (2012). The variability of a horse's movement at walk in hippotherapy. *Kinesiology: International journal of fundamental and applied kinesiology*, 44(2), 148–154.
- Jehu, D., & Nantel, J. (2018). Fallers with Parkinson's disease exhibit restrictive trunk control during walking. *Gait & Posture*, 65, 246-250. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.07.181>
- Jeka, J. J. (1997). Light Touch Contact as a Balance Aid. *Physical Therapy*, 77(5), 476-487. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.476>
- Jeka, J. J., & Lackner, J. R. (1994). Fingertip contact influences human postural control. *Experimental Brain Research*, 79(2), 495–502.
- Jeka, J. J., Oie, K. S., & Kiemel, T. (2008). Asymmetric adaptation with functional advantage in human sensorimotor control. *Experimental brain research*, 191(4), 453–463.

- Jensen, R. K. (1986). Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *Journal of biomechanics*, 19(5), 359–368.
- Jeong, B., Ko, C.-Y., Chang, Y., Ryu, J., & Kim, G. (2018). Comparison of segmental analysis and sacral marker methods for determining the center of mass during level and slope walking. *Gait & Posture*, 62, 333–341. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.048>
- Johnston, T. E., Moore, S. E., Quinn, L. T., & Smith, B. T. (2004). Energy cost of walking in children with cerebral palsy : Relation to the Gross Motor Function Classification System. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 46(1), 34–38.
- Jørgensen, M. B., Skotte, J. H., Holtermann, A., Sjøgaard, G., Petersen, N. C., & Sjøgaard, K. (2011). Neck pain and postural balance among workers with high postural demands-a cross-sectional study. *BMC musculoskeletal disorders*, 12(1), 176.
- Jung, K.-S., Cho, H.-Y., & In, T.-S. (2016). Trunk exercises performed on an unstable surface improve trunk muscle activation, postural control, and gait speed in patients with stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(3), 940–944. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.940>
- Kalkman, B. M., Bar-On, L., O'Brien, T. D., & Maganaris, C. N. (2020). Stretching Interventions in Children With Cerebral Palsy : Why Are They Ineffective in Improving Muscle Function and How Can We Better Their Outcome? *Frontiers in Physiology*, 11, 131. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00131>
- Kallem Seyyar, G., Aras, B., & Aras, O. (2019). Trunk control and functionality in children with spastic cerebral palsy. *Developmental Neurorehabilitation*, 22(2), 120–125. <https://doi.org/10.1080/17518423.2018.1460879>
- Kang, H., Jung, J., & Yu, J. (2012). Effects of Hippotherapy on the Sitting Balance of Children with Cerebral Palsy : A Randomized Control Trial. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(9), 833–836. <https://doi.org/10.1589/jpts.24.833>
- Karayannis, N. V., Smeets, R. J. E. M., van den Hoorn, W., & Hodges, P. W. (2013). Fear of Movement Is Related to Trunk Stiffness in Low Back Pain. *PLoS ONE*, 8(6), e67779. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0067779>
- Kario, K., Tobin, J. N., Wolfson, L. I., Whipple, R., Derby, C. A., Singh, D., Marantz, P. R., & Wassertheil-Smoller, S. (2001). Lower standing systolic blood pressure as a predictor of falls in the elderly : A community-based prospective study. *Journal of the American College of Cardiology*, 38(1), 246–252.
- Karthikbabu, S., Nayak, A., Vijayakumar, K., Misri, Z. K., Suresh, B. V., Ganesan, S., & Joshua, A. M. (2011). Comparison of physio ball and plinth trunk exercises regimens on trunk control and functional balance in patients with acute stroke : A pilot randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, 25(8), 709–719.
- Karthikbabu, S., Chakrapani, M., Ganesan, S., & Ellajosyla, R. (2017). Pelvic alignment in standing, and its relationship with trunk control and motor recovery of lower limb after stroke. *Neurology and Clinical Neuroscience*, 5(1), 22–28. <https://doi.org/10.1111/ncn3.12092>
- Kasai, T., & Taga, T. (1992). Effects of varying load conditions on the organization of postural adjustments during voluntary arm flexion. *Journal of motor behavior*, 24(4), 359–365.
- Kavanagh, J. J., Barrett, R., & Morrison, S. (2006). The role of the neck and trunk in facilitating head stability during walking. *Experimental Brain Research*, 172(4), 454–463. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0353-6>
- Kavanagh, J. J., Barrett, R. S., & Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait & Posture*, 20(3), 291–298. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.10.004>
- Kavanagh, J. J., Morrison, S., & Barrett, R. S. (2005). Coordination of head and trunk accelerations during walking. *European Journal of Applied Physiology*, 94(4), 468–475. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-1328-1>
- Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J.-P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of physiology*, 532(3), 869–878.
- Kennedy, P. M., & Inglis, J. T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *The Journal of physiology*, 538(3), 995–1002.
- Kerkum, Y., Meyns, P., Brehm, M.-A., Buizer, A., Becher, J., & Harlaar, J. (2017). Trunk Movements Should be Considered When Optimizing Ankle-Foot Orthosis Stiffness in Children with Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 98(12), e168–e169. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.09.062>
- Kerr, C., McDowell, B. C., Parkes, J., Stevenson, M., & Cosgrove, A. P. (2011). Age-related changes in energy efficiency of gait, activity, and participation in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 53(1), 61–67.
- Keshner, F. A., & Cohen, H. (1989). Current Concepts of the Vestibular System Reviewed : 1. The Role of the Vestibulospinal System in Postural Control. *American Journal of Occupational Therapy*, 43(5), 320–330. <https://doi.org/10.5014/ajot.43.5.320>
- Keshner, F. A., & Peterson, B. W. (1995). Mechanisms controlling human head stabilization. I. Head-neck dynamics during random rotations in the horizontal plane. *Journal of neurophysiology*, 73(6), 2293–2301.

- Khalili, M. A., & Hajihassanie, A. (2008). Electrical simulation in addition to passive stretch has a small effect on spasticity and contracture in children with cerebral palsy : A randomised within-participant controlled trial. *Australian Journal of Physiotherapy*, *54*(3), 185–189.
- Kiernan, D., & O'Sullivan, R. (2019). The influence of crouch gait on sagittal trunk position and lower lumbar spinal loading in children with cerebral palsy. *R. O.*, *6*.
- Kim, C. J., & Son, S. M. (2014). Comparison of Spatiotemporal Gait Parameters between Children with Normal Development and Children with Diplegic Cerebral Palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, *26*(9), 1317-1319. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.1317>
- Kim, D.-H., An, D.-H., & Yoo, W.-G. (2018). Changes in trunk sway and impairment during sitting and standing in children with cerebral palsy. *Technology and Health Care*, *26*(5), 761–768.
- Kirshenbaum, N., Riach, C., & Starkes, J. (2001). Non-linear development of postural control and strategy use in young children : A longitudinal study. *Experimental Brain Research*, *140*(4), 420-431. <https://doi.org/10.1007/s002210100835>
- Kluger, D., Major, M. J., Fatone, S., & Gard, S. A. (2014). The effect of trunk flexion on lower-limb kinetics of able-bodied gait. *Human Movement Science*, *33*, 395-403. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.12.006>
- Koog, Y. H., & Min, B.-I. (2010). Effects of botulinum toxin A on calf muscles in children with cerebral palsy : A systematic review. *Clinical rehabilitation*, *24*(8), 685–700.
- Krautwurst, B. K., Wolf, S. I., Heitzmann, D. W. W., Gantz, S., Braatz, F., & Dreher, T. (2013). The influence of hip abductor weakness on frontal plane motion of the trunk and pelvis in patients with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *34*(4), 1198-1203. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.12.018>
- Krebs, D. E., Wong, D., Jevsevar, D., Riley, P. O., & Hodge, W. A. (1992). Trunk kinematics during locomotor activities. *Physical therapy*, *72*(7), 505–514.
- Krishnamoorthy, V., Slijper, H., & Latash, M. L. (2002). Effects of different types of light touch on postural sway. *Experimental Brain Research*, *147*(1), 71–79.
- Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2010). Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Physical therapy*, *90*(2), 157–174.
- Kuo, A. D., Donelan, J. M., & Ruina, A. (2005). Energetic consequences of walking like an inverted pendulum : Step-to-step transitions. *Exercise and sport sciences reviews*, *33*(2), 88–97.
- Kuo, A. D., Speers, R. A., Peterka, R. J., & Horak, F. B. (1998). Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. *Experimental Brain Research*, *122*(2), 185–195.
- Kurz, M. J., Arpin, D. J., & Corr, B. (2012). Differences in the dynamic gait stability of children with cerebral palsy and typically developing children. *Gait & Posture*, *36*(3), 600-604. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.029>
- Kurz, M. J., Stuber, W. A., & DeJong, S. L. (2010). Mechanical work performed by the legs of children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait & Posture*, *31*(3), 347-350. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.12.004>
- Kwon, J.-Y., Chang, H. J., Lee, J. Y., Ha, Y., Lee, P. K., & Kim, Y.-H. (2011). Effects of Hippotherapy on Gait Parameters in Children With Bilateral Spastic Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *92*(5), 774-779. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.11.031>
- Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., Shostrom, V. K., & Stergiou, N. (2010). Reliability of Center of Pressure Measures for Assessing the Development of Sitting Postural Control in Infants With or at Risk of Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *91*(10), 1593-1601. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.06.027>
- Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., Stuber, W. A., Sun, J., & Stergiou, N. (2009). Reliability of Center of Pressure Measures for Assessing the Development of Sitting Postural Control. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *90*(7), 1176-1184. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.01.031>
- Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., Willett, S. L., & Stergiou, N. (2013). Sitting Postural Control in Infants With Typical Development, Motor Delay, or Cerebral Palsy: *Pediatric Physical Therapy*, *25*(1), 46-51. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e318277f157>
- Lacour, M., Barthelemy, J., Borel, L., Magnan, J., Xerri, C., Chays, A., & Ouaknine, M. (1997). Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy. *Experimental Brain Research*, *115*(2), 300–310.
- Lacquaniti, F., Le Taillanter, M., Lopiano, L., & Maioli, C. (1990). The control of limb geometry in cat posture. *The Journal of physiology*, *426*(1), 177–192.
- Lacquaniti, F. (1992). Automatic control of limb movement and posture. *Current opinion in neurobiology*, *2*(6), 807–814.
- Lafond, D., Champagne, A., Descarreaux, M., Dubois, J.-D., Prado, J. M., & Duarte, M. (2009). Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. *Gait & posture*, *29*(3), 421–427.
- Lajoie, Y., Teasdale, N., Cole, J. D., Burnett, M., Bard, C., Fleury, M., Forget, R., Paillard, J., & Lamarre, Y. (1996). Gait of a deafferented subject without large myelinated sensory fibers below the neck. *Neurology*, *47*(1), 109–115.

- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Daffertshofer, A., Wuisman, P. I., & Beek, P. J. (2006). Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking : Changes in motor control. *European Spine Journal*, *15*(1), 23–40.
- Lance, J. W. (1980). Disordered muscle tone and movement. *Clinical and experimental neurology*, *18*, 27–35.
- Larivière, C., Mecheri, H., Shahvarpour, A., Gagnon, D., & Shirazi-Adl, A. (2013). Criterion validity and between-day reliability of an inertial-sensor-based trunk postural stability test during unstable sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(4), 899–907. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.03.002>
- Lashley, K. S. (1930). Basic neural mechanisms in behavior. *Psychological review*, *37*(1), 1.
- Lauer, R. T., Stackhouse, C. A., Shewokis, P. A., Smith, B. T., Tucker, C. A., & McCarthy, J. (2007). A time–frequency based electromyographic analysis technique for use in cerebral palsy. *Gait & posture*, *26*(3), 420–427.
- Le Clair, K., & Riach, C. (1996). Postural stability measures : What to measure and for how long. *Clinical Biomechanics*, *11*(3), 176–178.
- Leardini, A., Biagi, F., Belvedere, C., & Benedetti, M. G. (2009). Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. *Clinical Biomechanics*, *24*(7), 542–550.
- Leboeuf, F., Baker, R., Barré, A., Reay, J., Jones, R., & Sangeux, M. (2019). The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait & Posture*, *69*, 126–129. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.034>
- Ledebt, A., Bril, B., & Brenière, Y. (1998). The build-up of anticipatory behaviour. *Experimental Brain Research*, *120*(1), 9–17. <https://doi.org/10.1007/s002210050372>
- Ledebt, A., Becher, J., Kapper, J., Rozendaal, R. M., Bakker, R., Leenders, I. C., & Savelsbergh, G. J. P. (2005). Balance Training with Visual Feedback in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy : Effect on Stance and Gait. *Motor Control*, *9*(4), 459–468. <https://doi.org/10.1123/mcj.9.4.459>
- Ledebt, A., & Bril, B. (2000). Acquisition of upper body stability during walking in toddlers. *Developmental Psychobiology*, *36*(4), 311–324. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1098-2302\(200005\)36:4<311::AID-DEV6>3.0.CO;2-V](https://doi.org/10.1002/(SICI)1098-2302(200005)36:4<311::AID-DEV6>3.0.CO;2-V)
- Lee, A. S., Cholewicki, J., Reeves, N. P., Zazulak, B. T., & Mysliwiec, L. W. (2010). Comparison of Trunk Proprioception Between Patients With Low Back Pain and Healthy Controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *91*(9), 1327–1331. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.06.004>
- Lee, C.-W., Kim, S. G., & Na, S. S. (2014). The effects of hippotherapy and a horse riding simulator on the balance of children with cerebral palsy. *Journal of physical therapy science*, *26*(3), 423–425.
- Lee, D. N., & Aronson, E. (1974). Visual proprioceptive control of standing in human infants. *Perception & Psychophysics*, *15*(3), 529–532.
- Lee, D. N., & Lishman, J. R. (1975). Visual proprioceptive control of stance. *Journal of human movement studies*.
- Lee, W. A., Buchanan, T. S., & Rogers, M. W. (1987). Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Experimental brain research*, *66*(2), 257–270.
- Lemay, J.-F., Gagnon, D., Duclos, C., Grangeon, M., Gauthier, C., & Nadeau, S. (2013). Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury. *Gait & Posture*, *38*(2), 357–360. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.029>
- Leonard, C. T., Hirschfeld, H., & Forssberg, H. (1991). The development of independent walking in children with cerebral palsy. *Developmental medicine & Child neurology*, *33*(7), 567–577.
- Lestienne, F., Soechting, J., & Berthoz, A. (1977). Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Experimental brain research*, *28*(3–4), 363–384.
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle's Gait Analysis-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Liao, H.-F., Jeny, S.-F., Lai, J.-S., Cheng, C. K., & Hu, M.-H. (1997). The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *39*(2), 106–112. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1997.tb07392.x>
- Liao, S.-F., Yang, T.-F., Hsu, T.-C., Chan, R.-C., & Wei, T.-S. (2003). Differences in Seated Postural Control in Children with Spastic Cerebral Palsy and Children Who Are Typically Developing: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *82*(8), 622–626. <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000073817.51377.51>
- Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait & Posture*, *28*(2), 337–342. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.005>
- Liu, M. Q., Anderson, F. C., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2006). Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *Journal of Biomechanics*, *39*(14), 2623–2630. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.08.017>
- Livingston, M. H., Rosenbaum, P. L., Russell, D. J., & Palisano, R. J. (2007). Quality of life among adolescents with cerebral palsy : What does the literature tell us? *Developmental Medicine & Child Neurology*, *49*(3), 225–231.
- Lloyd, D. P. C. (1950). Principles of spinal reflex activity. *A textbook of physiology*. Philadelphia-London: WB Saunders Company, 78–109.

- Lopes, G. H. R., & David, A. C. de. (2013). Posturography in the analysis of postural control in children with cerebral palsy : A literature review. *Fisioterapia e Pesquisa*, 20(1), 97–102.
- Loram, I. D., Kelly, S. M., & Lakie, M. (2001). Human balancing of an inverted pendulum : Is sway size controlled by ankle impedance? *The Journal of Physiology*, 532(3), 879–891. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0879e.x>
- Lord, S. R., & Menz, H. B. (2000). Visual Contributions to Postural Stability in Older Adults. *Gerontology*, 46(6), 306–310. <https://doi.org/10.1159/000022182>
- Lorentzen, J., Kirk, H., Fernandez-Lago, H., Frisk, R., Scharff Nielsen, N., Jorsal, M., & Nielsen, J. B. (2017). Treadmill training with an incline reduces ankle joint stiffness and improves active range of movement during gait in adults with cerebral palsy. *Disability and rehabilitation*, 39(10), 987–993.
- Lorentzen, J., Willerslev-Olsen, M., Hüche Larsen, H., Farmer, S. F., & Nielsen, J. B. (2019). Maturation of feedforward toe walking motor program is impaired in children with cerebral palsy. *Brain*, 142(3), 526–541. <https://doi.org/10.1093/brain/awz002>
- Lorentzen, J., Willerslev-Olsen, M., Hüche Larsen, H., Svane, C., Forman, C., Frisk, R., Farmer, S. F., Kersting, U., & Nielsen, J. B. (2018). Feedforward neural control of toe walking in humans : Feedforward control of toe walking. *The Journal of Physiology*, 596(11), 2159–2172. <https://doi.org/10.1113/JP275539>
- Louey, M. G. Y., & Sangeux, M. (2016). Shod wear and foot alignment in clinical gait analysis. *Gait & posture*, 49, 144–147.
- MacKinnon, C. D., & Winter, D. A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26(6), 633–644. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90027-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90027-C)
- Maetzler, W., Mancini, M., Liepelt-Scarfone, I., Müller, K., Becker, C., van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Hobert, M., Streffer, J., Berg, D., & Chiari, L. (2012). Impaired Trunk Stability in Individuals at High Risk for Parkinson’s Disease. *PLoS ONE*, 7(3), e32240. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0032240>
- Magnus, R. (1926). *Der Körperstellung* (Springer Verlag).
- Mahoney, F. I. (1965). The Barthel Index. *Md St Med J*, 14(2), 56–61.
- Majnemer, A., Shevell, M., Rosenbaum, P., Law, M., & Poulin, C. (2007). Determinants of life quality in school-age children with cerebral palsy. *The Journal of pediatrics*, 151(5), 470–475.
- Maki, B. E., Holliday, P. J., & Fernie, G. R. (1990). Aging and postural control : A comparison of spontaneous-and induced-sway balance tests. *Journal of the American Geriatrics Society*, 38(1), 1–9.
- Maki, B. E., Mcilroy, W. E., & Fernie, G. R. (2003). Change-in-support reactions for balance recovery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(2), 20–26.
- Malila, P., Seeda, K., Machom, S., & Eungpinithpong, W. (2015). Effects of Thai Massage on Spasticity in Young People with Cerebral Palsy. *Journal of the Medical Association of Thailand= Chotmai het thangphaet*, 98, S92–6.
- Malina, R. M. (1980). Biosocial correlates of motor development during infancy and early childhood. In *Social and biological predictors of nutritional status, physical growth and neurological development* (p. 135–63). Academic Press New York.
- Mallau, S., Bollini, G., Jouve, J.-L., & Assaiante, C. (2007). Locomotor skills and balance strategies in adolescents idiopathic scoliosis. *Spine*, 32(1), E14–E22.
- Mallau, S., Vaugoyeau, M., & Assaiante, C. (2010). Postural Strategies and Sensory Integration : No Turning Point between Childhood and Adolescence. *PLoS ONE*, 5(9), e13078. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0013078>
- Malone, A., Kiernan, D., French, H., Saunders, V., & O’Brien, T. (2015). Do children with cerebral palsy change their gait when walking over uneven ground? *Gait & posture*, 41(2), 716–721.
- Mancini, M., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., Nutt, J. G., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012). Postural sway as a marker of progression in Parkinson’s disease: A pilot longitudinal study. *Gait & Posture*, 36(3), 471–476. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.010>
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 46(2), 239.
- Mancini, M., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Chiari, L. (2011). Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson’s disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 17(7), 557–562. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2011.05.010>
- Maravita, A., Spence, C., & Driver, J. (2003). Multisensory integration and the body schema : Close to hand and within reach. *Current biology*, 13(13), R531–R539.
- Marque, P., & Brassat, D. (2012). Physiopathologie de la spasticité. *Revue Neurologique*, 168, S36–S44. [https://doi.org/10.1016/S0035-3787\(12\)70045-0](https://doi.org/10.1016/S0035-3787(12)70045-0)
- Marsden, C. D., Merton, P. A., & Morton, H. B. (1981). Human postural responses. *Brain*, 104(3), 513–534.

- Marsden, J., Ramdharry, G., Stevenson, V., & Thompson, A. (2012). Muscle paresis and passive stiffness : Key determinants in limiting function in Hereditary and Sporadic Spastic Paraparesis. *Gait & Posture*, 35(2), 266-271. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.018>
- Marsico, P., Mitteregger, E., Balzer, J., & van Hedel, H. J. A. (2017). The Trunk Control Measurement Scale : Reliability and discriminative validity in children and young people with neuromotor disorders. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 59(7), 706-712. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13425>
- Martin, J. P. (1967). *Basal Ganglia and Posture* (Pitman).
- Martín-Valero, R., Vega-Ballón, J., & Perez-Cabezas, V. (2018). Benefits of hippotherapy in children with cerebral palsy : A narrative review. *European Journal of Paediatric Neurology*, 22(6), 1150-1160. <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2018.07.002>
- Masani, K., Vette, A. H., Kouzaki, M., Kanehisa, H., Fukunaga, T., & Popovic, M. R. (2007). Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neuroscience Letters*, 422(3), 202-206. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2007.06.019>
- Masani, K., Vette, A. H., & Popovic, M. R. (2006). Controlling balance during quiet standing : Proportional and derivative controller generates preceding motor command to body sway position observed in experiments. *Gait & posture*, 23(2), 164-172.
- Massaad, F., Dierick, F., Van Den Hecke, A., & Detrembleur, C. (2004). Influence of gait pattern on the body's centre of mass displacement in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 46(10), 674-680. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2004.tb00980.x>
- Massion, J., Popov, K., Fabre, J.-C., Rage, P., & Gurfinkel, V. (1995). Body orientation and center of mass control in microgravity. *Acta Astronautica*, 36(8-12), 763-769. [https://doi.org/10.1016/0094-5765\(95\)00167-0](https://doi.org/10.1016/0094-5765(95)00167-0)
- Massion, J., & Woollacott, M. (2004). Normal balance and postural control. *Bronstein AM, Brandt T, Woollacott M. Clinical aspects of balance and gait disorders. London: Edward Arnold.*
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium : Interaction and coordination. *Progress in neurobiology*, 38(1), 35-56.
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, 4(6), 877-887.
- Massion, J. (1997). *Cerveau et Motricité*. Presse Universitaire de France.
- Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 465-472.
- Massion, J., Alexandrov, A., & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated? *Progress in Brain Research*, 143, 13-27. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(03\)43002-1](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(03)43002-1)
- Massion, J., Amblard, B., Assaiante, C., Mouchnino, L., & Vernazza, S. (1998). Body orientation and control of coordinated movements in microgravity. *Brain research reviews*, 28(1), 83-91.
- Massion, J., Ioffe, M., Schmitz, C., Viallet, F., & Gantcheva, R. (1999). Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task : Normal and pathological aspects. *Experimental Brain Research*, 128(1-2), 229-235.
- Mathewson, M. A., & Lieber, R. L. (2015). Pathophysiology of muscle contractures in cerebral palsy. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 26(1), 57-67.
- Matthews, P. B. C. (1959). The dependence of tension upon extension in the stretch reflex of the soleus muscle of the decerebrate cat. *The Journal of Physiology*, 147(3), 521-546.
- Mazzà, C., Zok, M., & Cappozzo, A. (2010). Head stabilization in children of both genders during level walking. *Gait & posture*, 31(4), 429-432.
- McCollum, G., & Leen, T. K. (1989). Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *Journal of Motor Behavior*, 21(3), 225-244.
- Mcmanus, V., Guillem, P., Surman, G., & Cans, C. (2006). SCPE work, standardization and definition—an overview of the activities of SCPE : A collaboration of European CP registers. *Zhongguo dang dai er ke za zhi= Chinese journal of contemporary pediatrics*, 8(4), 261-265.
- Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2001). Age-related changes of postural control : Effect of cognitive tasks. *Gerontology*, 47(4), 189-194.
- Mergner, T., Siebold, C., Schweigart, G., & Becker, W. (1991). Human perception of horizontal trunk and head rotation in space during vestibular and neck stimulation. *Experimental Brain Research*, 85(2), 389-404.
- Metaxiotis, D., Accles, W., Siebel, A., & Doederlein, L. (2000). Hip deformities in walking patients with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 11(2), 86-91.
- Meyer, P. F., Oddsson, L. I., & De Luca, C. J. (2004). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental brain research*, 156(4), 505-512.
- Meyns, P., Kerkum, Y. L., Brehm, M. A., Becher, J. G., Buizer, A. I., & Harlaar, J. (2020). Ankle foot orthoses in cerebral palsy : Effects of ankle stiffness on trunk kinematics, gait stability and energy cost of walking. *European Journal of Paediatric Neurology*.



- Miall, R. C., & Wolpert, D. M. (1996). Forward models for physiological motor control. *Neural networks*, 9(8), 1265–1279.
- Micarelli, A., Vizio, A., Augimeri, I., Micarelli, B., & Alessandrini, M. (2019). Age-related Assessment of Postural Control Development: A Cross-sectional Study in Children and Adolescents. *Journal of Motor Behavior*, 1-9. <https://doi.org/10.1080/00222895.2019.1643284>
- Mitchell, S. L., Collin, J. J., De Luca, C. J., Burrows, A., & Lipsitz, L. A. (1995). Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: Increased mediolateral activity during quiet standing. *Neuroscience letters*, 197(2), 133–136.
- Mittelstaedt, H. (1983). A new solution to the problem of the subjective vertical. *Naturwissenschaften*, 70(6), 272–281.
- Mittelstaedt, H. (1992). Somatic versus vestibular gravity reception in man. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 656(1), 124–139.
- Mittelstaedt, H. (1998). Origin and processing of postural information. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 473–478.
- Molenaers, G., Desloovere, K., Van Campenhout, A., Pauwels, P., Ortibus, E., & Van de Walle, P. (2006). Effect of ankle foot orthoses on 3D trunk and pelvic motion during gait in children with CP. *Gait & Posture*, 24, S174-S175. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.121>
- Moraes, A. G., Copetti, F., Angelo, V. R., Chiavoloni, L. L., & David, A. C. (2016). The effects of hippotherapy on postural balance and functional ability in children with cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(8), 2220–2226. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2220>
- Moraes, R., Freitas, P. B. de, Razuk, M., & Barela, J. A. (2016). Quality of Visual Cue Affects Visual Reweighting in Quiet Standing. *PLOS ONE*, 11(3), e0150158. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0150158>
- Morasso, P. G., & Schieppati, M. (1999). Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *Journal of neurophysiology*, 82(3), 1622–1626.
- Moreno-Palacios, J. A., Moreno-Martinez, I., Bartolome-Nogues, A., Lopez-Blanco, E., Juarez-Fernandez, R., & Garcia-Delgado, I. (2017). Prognostic factors of functional recovery from a stroke at one year. *Revista de neurologia*, 64(2), 55–62.
- Morita, H., Petersen, N., Christensen, L. O. D., Sinkjær, T., & Nielsen, J. (1998). Sensitivity of H-Reflexes and Stretch Reflexes to Presynaptic Inhibition in Humans. *Journal of Neurophysiology*, 80(2), 610–620. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.2.610>
- Motealleh, A., Kordi Yoosefinejad, A., Ghoddosi, M., Azhdari, N., & Pirouzi, S. (2019). Trunk postural control during unstable sitting differs between patients with patellofemoral pain syndrome and healthy people: A cross-sectional study. *The Knee*, 26(1), 26–32. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.10.002>
- Mouchnino, L., Aurenty, R., Massion, J., & Pedotti, A. (1992). Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: A new strategy build up by training. *Journal of neurophysiology*, 67(6), 1587–1598.
- Mouchnino, L., Aurenty, R., Massion, J., & Pedotti, A. (1993). Is the trunk a reference frame for calculating leg position? *Neuroreport: An International Journal for the Rapid Communication of Research in Neuroscience*, 4(2), 125–127. <https://doi.org/10.1097/00001756-199302000-00002>
- Murray, M. P., Seireg, A. A., & Sepic, S. B. (1975). Normal postural stability and steadiness: Quantitative assessment. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 57(4), 510–516.
- Mutoh, T., Mutoh, T., Tsubone, H., Takada, M., Doumura, M., Ihara, M., Shimomura, H., Taki, Y., & Ihara, M. (2019). Impact of Long-Term Hippotherapy on the Walking Ability of Children With Cerebral Palsy and Quality of Life of Their Caregivers. *Frontiers in Neurology*, 10, 834. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00834>
- Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., & Bourbonnais, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait & Posture*, 18(3), 134–142.
- Nair, S. P., Gibbs, S., Arnold, G., Abboud, R., & Wang, W. (2010). A method to calculate the centre of the ankle joint: A comparison with the Vicon® Plug-in-Gait model. *Clinical Biomechanics*, 25(6), 582–587.
- Nakagawa, H., Ohashi, N., Watanabe, Y., & Mizukoshi, K. (1993). The contribution of proprioception to posture control in normal subjects. *Acta Oto-Laryngologica*, 113(sup504), 112–116.
- Narayanan, U. G. (2012). Management of children with ambulatory cerebral palsy: An evidence-based review. *Journal of pediatric orthopaedics*, 32, S172–S181.
- Nashner, L. (1979). The organization of rapid postural adjustments of standing humans: An experimental-conceptual model. *Posture and movement*, 243–257.
- Nashner, L., & Berthoz, A. (1978). Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain research*.
- Nashner, L. M., Shumway-Cook, A., & Marin, O. (1983). Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: Deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental Brain Research*, 49(3), 393–409.
- Nashner, L. M. (1985). Strategies for organization of human posture. In *Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium* (p. 1–8). Karger Publishers.
- Nashner, L. M., Black, F. O., & Wall, I. (1982). Adaptation to altered support and visual conditions during stance: Patients with vestibular deficits. *The Journal of Neuroscience*, 2(5), 536–544.

- Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements : A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135-150. <https://doi.org/10.1017/S0140525X00020008>
- Nashner, L.M. (1977). Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*, 30(1). <https://doi.org/10.1007/BF00237855>
- Nashner, L.M., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Black, F. O. (1989). Organization of posture controls : An analysis of sensory and mechanical constraints. *Progress in Brain Research*, 80, 411-418. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(08\)62237-2](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(08)62237-2)
- Nataraj, R., Audu, M. L., Kirsch, R. F., & Triolo, R. J. (2012). Trunk acceleration for neuroprosthetic control of standing : A pilot study. *Journal of applied biomechanics*, 28(1), 85–92.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1387-1398. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00105-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00105-1)
- Neptune, R. R., Zajac, F. E., & Kautz, S. A. (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & posture*, 19(2), 194–205.
- Newell, K. M., Slobounov, S. M., Slobounova, B. S., & Molenaar, P. C. M. (1997). Short-term non-stationarity and the development of postural control. *Gait & Posture*, 6(1), 56–62.
- Niam, S., Cheung, W., Sullivan, P. E., Kent, S., & Gu, X. (1999). Balance and physical impairments after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(10), 1227–1233.
- Nielsen, J. B., Crone, C., & Hultborn, H. (2007). The spinal pathophysiology of spasticity—from a basic science point of view. *Acta physiologica*, 189(2), 171–180.
- Nolan, L., Grigorenko, A., & Thorstensson, A. (2005). Balance control : Sex and age differences in 9-to 16-year-olds. *Developmental medicine and child neurology*, 47(7), 449–454.
- Nott, C. R., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). All joint moments significantly contribute to trunk angular acceleration. *Journal of Biomechanics*, 43(13), 2648-2652. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.044>
- Oba, N., Sasagawa, S., Yamamoto, A., & Nakazawa, K. (2015). Difference in postural control during quiet standing between young children and adults : Assessment with center of mass acceleration. *PLoS One*, 10(10).
- O’Byrne, J. M., Jenkinson, A., & O’Brien, T. M. (1998). Quantitative analysis and classification of gait patterns in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyzer. *Journal of child neurology*, 13(3), 101–108.
- O’Dwyer, N. J., Neilson, P. D., & Nash, J. (1989). Mechanisms of Muscle Growth Related to Muscle Contracture in Cerebral Palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 31(4), 543-547. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1989.tb04034.x>
- Ohlmann, T., & Marendaz, C. (1991). Vicarious processes involved in selection/control of frames of reference and spatial aspects of field dependence-independence. *Field dependence-independence: Cognitive style across the life Span. New Jersey: Hillsdale*, 105–129.
- Oie, K., Carver, S., Kiemel, T., Barela, J., & Jeka, J. (2005). 5.24 The dynamics of sensory reweighting : A temporal symmetry. *Gait & Posture*, 21, S29.
- Oie, K. S., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion : Simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Cognitive Brain Research*, 14(1), 164–176.
- Okada, M. (1972). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of human ergology*, 1(1), 75–93.
- Okamoto, T. (1972). Electromyographic study of the learning process of walking in infants. *Electromyogr*, 12, 149–158.
- Olivier, I., Cuisinier, R., Vaugoyeau, M., Nougier, V., & Assaiante, C. (2007). Dual-task study of cognitive and postural interference in 7-year-olds and adults. *Neuroreport*, 18(8), 817–821.
- Olivier, I., Cuisinier, R., Vaugoyeau, M., Nougier, V., & Assaiante, C. (2010). Age-related differences in cognitive and postural dual-task performance. *Gait & Posture*, 32(4), 494-499. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.008>
- Opheim, A., Jahnsen, R., Olsson, E., & Stanghelle, J. K. (2009). Walking function, pain, and fatigue in adults with cerebral palsy : A 7-year follow-up study. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 51(5), 381-388. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2008.03250.x>
- Paillard, J. (1971). Les déterminants moteurs de l’organisation de l’espace. *Cahiers de psychologie*, 14(4), 261–316.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., & Galuppi, B. (1997). Gross motor function classification system for cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 39(4), 214–23.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., & Galuppi, B. (2008). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39(4), 214-223. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1997.tb07414.x>
- Palluel, E., Nougier, V., & Olivier, I. (2008). Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in the elderly? *Age*, 30(1), 53–61.

- Palluel, E., Olivier, I., & Nougier, V. (2009). The lasting effects of spike insoles on postural control in the elderly. *Behavioral neuroscience, 123*(5), 1141.
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Stone, M. B., & Krause, B. A. (2002). Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. *Journal of Sport Rehabilitation, 11*(1), 51–66.
- Papadelis, C., Ahtam, B., Nazarova, M., Nimec, D., Snyder, B., Grant, P. E., & Okada, Y. (2014). Cortical somatosensory reorganization in children with spastic cerebral palsy : A multimodal neuroimaging study. *Frontiers in human neuroscience, 8*, 725.
- Papaxanthis, C., Pozzo, T., & Schieppati, M. (2003). Trajectories of arm pointing movements on the sagittal plane vary with both direction and speed. *Experimental brain research, 148*(4), 498–503.
- Parkes, J., McCullough, N., & Madden, A. (2010). To what extent do children with cerebral palsy participate in everyday life situations? *Health & social care in the community, 18*(3), 304–315.
- Patikas, D., Wolf, S. I., Schuster, W., Armbrust, P., Dreher, T., & Döderlein, L. (2007). Electromyographic patterns in children with cerebral palsy : Do they change after surgery? *Gait & Posture, 26*(3), 362–371. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.012>
- Patla, A. E., Adkin, A., & Ballard, T. (1999). Online steering : Coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. *Experimental brain research, 129*(4), 629–634.
- Paulus, W. M., Straube, A., & Brandt, T. H. (1984). Visual stabilization of posture : Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain, 107*(4), 1143–1163.
- Pavão, S. L., dos Santos, A. N., Woollacott, M. H., & Rocha, N. A. C. F. (2013). Assessment of postural control in children with cerebral palsy : A review. *Research in Developmental Disabilities, 34*(5), 1367–1375. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.01.034>
- Pavão, S. L., & Rocha, N. A. C. F. (2017). Sensory processing disorders in children with cerebral palsy. *Infant Behavior and Development, 46*, 1–6.
- Pavão, S. L., Silva, F. P. dos S., Savelsbergh, G. J. P., & Rocha, N. A. C. F. (2015). Use of Sensory Information During Postural Control in Children With Cerebral Palsy : Systematic Review. *Journal of Motor Behavior, 47*(4), 291–301. <https://doi.org/10.1080/00222895.2014.981498>
- Peacock, W. J., Arens, L. J., & Berman, B. (1987). Cerebral palsy spasticity. Selective posterior rhizotomy. *Pediatric Neurosurgery, 13*(2), 61–66.
- Pellecchia, G. L. (2003). Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait & posture, 18*(1), 29–34.
- Pérennou, D. (2012). Physiologie et physiopathologie du contrôle postural. *La Lettre de médecine physique et de réadaptation, 28*(3), 120–132.
- Pérennou, D., Piscicelli, C., Barbieri, G., Jaeger, M., Marquer, A., & Barra, J. (2014). Measuring verticality perception after stroke : Why and how? *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, 44*(1), 25–32.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis : Normal and pathological function*. SLACK Incorporated.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis : Normal and pathological function*. 2nd. *Thorofare, NJ: Slack Incorporated*.
- Perry, J. (1969). The Mechanics of Walking in Hemiplegia. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 63*, 23–31.
- Perry, S. D., Santos, L. C., & Patla, A. E. (2001). Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. *Brain research, 913*(1), 27–34.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology, 88*(3), 1097–1118.
- Peterka, R. J., & Black, F. O. (1990). *Age-Related changes in human posture control : Motor coordination test*. 10.
- Peterka, R. J. (2000). Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological cybernetics, 82*(4), 335–343.
- Peterka, R. J., & Loughlin, P. J. (2004). Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology, 91*(1), 410–423.
- Peterson, M. L., Christou, E., & Rosengren, K. S. (2006). Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait & Posture, 23*(4), 455–463. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.05.003>
- Pham, H. P., Eidem, A., Hansen, G., Nyquist, A., Vik, T., & Sæther, R. (2016). Validity and responsiveness of the trunk impairment scale and trunk control measurement scale in young individuals with cerebral palsy. *Physical & occupational therapy in pediatrics, 36*(4), 440–452.
- Pierret, J. (2015). *Adaptation d'un dispositif d'évaluation du contrôle postural des segments axiaux à une population pédiatrique* [Other, Université de Lorraine]. <https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01833291>
- Pierret, J., Caudron, S., Haldric, M.-A., & Beyaert, C. (2015). Adaptation d'un dispositif d'évaluation du contrôle postural des segments axiaux à une population pédiatrique. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, 45*(4–5), 407. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2015.10.051>
- Pin, T. W., Dyke, P., & Chan, M. (2007). The effectiveness of passive stretching in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology, 48*(10), 855–862. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2006.tb01236.x>

- Pin, T. W., Butler, P. B., Cheung, H.-M., & Shum, S. L.-F. (2019a). Longitudinal development of segmental trunk control in full term and preterm infants-a pilot study : Part I. *Developmental neurorehabilitation*, 1–8.
- Pin, T. W., Butler, P. B., Cheung, H.-M., & Shum, S. L.-F. (2019b). Relationship between segmental trunk control and gross motor development in typically developing infants aged from 4 to 12 months : A pilot study. *BMC Pediatrics*, 19(1), 425. <https://doi.org/10.1186/s12887-019-1791-1>
- Polastri, P. F., Barela, J. A., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2012). Dynamics of inter-modality re-weighting during human postural control. *Experimental brain research*, 223(1), 99–108.
- Policy, J. F., Torburn, L., Rinsky, L. A., & Rose, J. (2001). Electromyographic test to differentiate mild diplegic cerebral palsy and idiopathic toe-walking. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(6), 784–789.
- Pountney, T. E., Cheek, L., Green, E., Mulcahy, C., & Nelham, R. (1999). Content and criterion validation of the Chailey levels of ability. *Physiotherapy*, 85(8), 410–416.
- Powers, C. M., Heino, J. G., Rao, S., & Perry, J. (1999). The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clinical Biomechanics*, 14(10), 722–728.
- Pozzo, T., Levik, Y., & Berthoz, A. (1995). Head and trunk movements in the frontal plane during complex dynamic equilibrium tasks in humans. *Experimental Brain Research*, 106(2), 327–338.
- Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L., & Vitte, E. (1991). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. *Experimental brain research*, 85(1), 208–217.
- Prechtl, H. F. R. (1989). Development of postural control in infancy. In *Neurobiology of early infant behaviour* (Wenner-Gren International Symposium Series, p. 59-76).
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness : Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 43(9), 956–966. <https://doi.org/10.1109/10.532130>
- Proske, U., & Gandevia, S. C. (2012). The proprioceptive senses : Their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological reviews*, 92(4), 1651–1697.
- Prosser, L. A., Lee, S. C. K., Barbe, M. F., VanSant, A. F., & Lauer, R. T. (2010). Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy – A frequency analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(5), 851–859. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.04.005>
- Punt, M., Bruijn, S. M., Wittink, H., & van Dieën, J. H. (2015). Effect of arm swing strategy on local dynamic stability of human gait. *Gait & posture*, 41(2), 504–509.
- Rachwani, J., Santamaria, V., Saavedra, S. L., Wood, S., Porter, F., & Woollacott, M. H. (2013). Segmental trunk control acquisition and reaching in typically developing infants. *Experimental Brain Research*, 228(1), 131–139. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3544-y>
- Rachwani, J., Santamaria, V., Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015). The development of trunk control and its relation to reaching in infancy : A longitudinal study. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9, 94. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00094>
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Greene, H. S. (2001). Impaired Postural Control of the Lumbar Spine Is Associated With Delayed Muscle Response Times in Patients With Chronic Idiopathic Low Back Pain: *Spine*, 26(7), 724–730. <https://doi.org/10.1097/00007632-200104010-00004>
- Rasool, F., Memon, A. R., Kiyani, M. M., & Sajjad, A. G. (2017). The effect of deep cross friction massage on spasticity of children with cerebral palsy : A double-blind randomised controlled trial. *J Pak Med Assoc*, 67(1), 87–91.
- Ravaioli, E., Oie, K. S., Kiemel, T., Chiari, L., & Jeka, J. J. (2005). Nonlinear postural control in response to visual translation. *Experimental brain research*, 160(4), 450–459.
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter (s). *Gait & posture*, 21(1), 48–58.
- Reeves, N. P., Cholewicki, J., & Narendra, K. S. (2009). Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance. *Journal of Biomechanics*, 42(2), 164–170. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.016>
- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J., & Morrisette, D. C. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 174(4), 694–700. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0516-5>
- Reid, D. T. (1996). The effects of the saddle seat on seated postural control and upper-extremity movement in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 38(9), 805–815. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1996.tb15115.x>
- Reilly, D. S., Woollacott, M. H., van Donkelaar, P., & Saavedra, S. (2008). The Interaction Between Executive Attention and Postural Control in Dual-Task Conditions : Children With Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(5), 834–842. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.10.023>

- Rethlefsen, S. A., Blumstein, G., Kay, R. M., Dorey, F., & Wren, T. A. (2017). Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy revisited: Influence of age, prior surgery, and Gross Motor Function Classification System level. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 59(1), 79–88.
- Riach, C. L., & Hayes, K. C. (1987). Maturation Of Postural Sway In Young Children. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 29(5), 650–658. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1987.tb08507.x>
- Riach, C. L., & Starkes, J. L. (1993). Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait & Posture*, 1(2), 105–111.
- Riach, C. L., & Starkes, J. L. (1994). Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children. *Gait & Posture*, 2(3), 167–172.
- Riad, J., Broström, E., & Langius-Eklöf, A. (2013). Do Movement Deviations Influence Self-Esteem and Sense of Coherence in Mild Unilateral Cerebral Palsy?: *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 33(3), 298–302. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e31827d0b5b>
- Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A. (1988). Affordances as constraints on the control of stance. *Human movement science*, 7(2-4), 265–300.
- Rietdyk, S., Patla, A. E., Winter, D. A., Ishac, M. G., & Little, C. E. (1999). Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing. *Journal of biomechanics*, 32(11), 1149–1158.
- Rinaldi, N. M., Polastri, P. F., & Barela, J. A. (2009). Age-related changes in postural control sensory reweighting. *Neuroscience Letters*, 467(3), 225–229. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2009.10.042>
- Ripoll, H., Bard, C., & Paillard, J. (1986). Stabilization of head and eyes on target as a factor in successful basketball shooting. *Human Movement Science*, 5(1), 47–58.
- Riquelme, I., & Montoya, P. (2010). Developmental changes in somatosensory processing in cerebral palsy and healthy individuals. *Clinical Neurophysiology*, 121(8), 1314–1320. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2010.03.010>
- Rival, C., Ceyte, H., & Olivier, I. (2005). Developmental changes of static standing balance in children. *Neuroscience Letters*, 376(2), 133–136. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.11.042>
- Roberts, T. D. M., & Roberts, T. D. M. (1967). *Neurophysiology of postural mechanisms*. Butterworths London.
- Rocchi, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2002). Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 73(3), 267–274.
- Rodda, J., & Graham, H. K. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: A basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology*, 8(s5), 98–108.
- Rodda, J. M., Graham, H. K., Carson, L., Galea, M. P., & Wolfe, R. (2004). Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 86-B(2), 251–258. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.86B2.13878>
- Roll, J.-P., & Vedel, J. P. (1982). Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Experimental brain research*, 47(2), 177–190.
- Roll, J.-P., & Roll, R. (1988). From eye to foot: A proprioceptive chain involved in postural control. *Posture and gait*. Elsevier, Amsterdam, 155–164.
- Roll, R., Kavounoudias, A., & Roll, J.-P. (2002). Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport*, 13(15), 1957–1961.
- Romberg, M. H. (1840). *Lehrbuch der nervenkrankheiten des menschen* (Vol. 1). Duncker.
- Romkes, J., & Brunner, R. (2007). An electromyographic analysis of obligatory (hemiplegic cerebral palsy) and voluntary (normal) unilateral toe-walking. *Gait & posture*, 26(4), 577–586.
- Romkes, J., Peeters, W., Oosterom, A. M., Molenaar, S., Bakels, I., & Brunner, R. (2007). Evaluating upper body movements during gait in healthy children and children with diplegic cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 16(3), 175–180.
- Roncesvalles, M. N., Woollacott, M. W., & Burtner, P. A. (2002). Neural factors underlying reduced postural adaptability in children with cerebral palsy: *NeuroReport*, 13(18), 2407–2410. <https://doi.org/10.1097/00001756-200212200-00006>
- Roncesvalles, M. N., Schmitz, C., Zedka, M., Assaiante, C., & Woollacott, M. (2005). From Egocentric to Exocentric Spatial Orientation: Development of Posture Control in Bimanual and Trunk Inclination Tasks. *Journal of Motor Behavior*, 37(5), 404–416. <https://doi.org/10.3200/JMBR.37.5.404-416>
- Rose, J., Gamble, J. G., Medeiros, J., Burgos, A., & Haskell, W. L. (1989). Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: Comparison of heart rate and oxygen uptake. *J Pediatr Orthop*, 9(3), 276–279.
- Rose, J., Wolff, D. R., Jones, V. K., Bloch, D. A., Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 44(1), 58–63. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2002.tb00260.x>
- Rosenbaum, D. A. (1991). *Human motor control*. Academic press.

- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., Dan, B., & Jacobsson, B. (2006). A report : The definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *49*, 8-14. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.tb12610.x>
- Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Zajac, F. E. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & posture*, *10*(2), 161–170.
- Rushton, D. N. (2003). Functional Electrical Stimulation and rehabilitation—An hypothesis. *Medical Engineering & Physics*, *25*(1), 75-78. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(02\)00040-1](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(02)00040-1)
- Russel Esposito, E., & Wilken, J. M. (2014). The relationship between pelvis–trunk coordination and low back pain in individuals with transfemoral amputations. *Gait & Posture*, *40*(4), 640-646. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.019>
- Russell, D. J., Rosenbaum, P., Wright, M., & Avery, L. M. (2002). *Gross motor function measure (GMFM-66 & GMFM-88) users manual*.
- Ryerson, S., Byl, N. N., Brown, D. A., Wong, R. A., & Hidler, J. M. (2008). Altered Trunk Position Sense and Its Relation to Balance Functions in People Post-Stroke: *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *32*(1), 14-20. <https://doi.org/10.1097/NPT.0b013e3181660f0c>
- Sá, C. dos S. C. de, Boffino, C. C., Ramos, R. T., & Tanaka, C. (2018). Development of postural control and maturation of sensory systems in children of different ages a cross-sectional study. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, *22*(1), 70-76. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2017.10.006>
- Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015). Segmental Contributions to Trunk Control in Children With Moderate-to-Severe Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *96*(6), 1088-1097. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.016>
- Saavedra, S., Joshi, A., Woollacott, M., & van Donkelaar, P. (2009). Eye hand coordination in children with cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, *192*(2), 155-165. <https://doi.org/10.1007/s00221-008-1549-8>
- Saavedra, S., Woollacott, M., & van Donkelaar, P. (2010). Head stability during quiet sitting in children with cerebral palsy : Effect of vision and trunk support. *Experimental Brain Research*, *201*(1), 13-23. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-2001-4>
- Saavedra, S., Woollacott, M., & van Donkelaar, P. (2007). Effects of postural support on eye hand interactions across development. *Experimental brain research*, *180*(3), 557–567.
- Saether, R., Helbostad, J. L., Adde, L., Brændvik, S., Lydersen, S., & Vik, T. (2014). Gait characteristics in children and adolescents with cerebral palsy assessed with a trunk-worn accelerometer. *Research in Developmental Disabilities*, *35*(7), 1773-1781. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.02.011>
- Saether, R., Helbostad, J. L., Adde, L., Braendvik, S., Lydersen, S., & Vik, T. (2015). The relationship between trunk control in sitting and during gait in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *57*(4), 344-350. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12628>
- Saether, R., & Jørgensen, L. (2011). Intra-and inter-observer reliability of the Trunk Impairment Scale for children with cerebral palsy. *Research in developmental disabilities*, *32*(2), 727–739.
- Saeys, W., Vereeck, L., Truijien, S., Lafosse, C., Wuyts, F. P., & Van de Heyning, P. (2012). Randomized controlled trial of truncal exercises early after stroke to improve balance and mobility. *Neurorehabilitation and neural repair*, *26*(3), 231–238.
- Saha, D., Gard, S., & Fatone, S. (2008). The effect of trunk flexion on able-bodied gait. *Gait & Posture*, *27*(4), 653-660. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.08.009>
- Samson, W., Dohin, B., Desroches, G., Chaverot, J.-L., Dumas, R., & Cheze, L. (2011). Foot mechanics during the first six years of independent walking. *Journal of biomechanics*, *44*(7), 1321–1327.
- Samson, W., Van Hamme, A., Desroches, G., Dohin, B., Dumas, R., & Chèze, L. (2013). Biomechanical maturation of joint dynamics during early childhood : Updated conclusions. *Journal of biomechanics*, *46*(13), 2258–2263.
- Santamaria, V., Rachwani, J., Manselle, W., Saavedra, S. L., & Woollacott, M. (2018). The Impact of Segmental Trunk Support on Posture and Reaching While Sitting in Healthy Adults. *Journal of Motor Behavior*, *50*(1), 51-64. <https://doi.org/10.1080/00222895.2017.1283289>
- Santamaria, V., Rachwani, J., Saavedra, S., & Woollacott, M. (2016). Effect of Segmental Trunk Support on Posture and Reaching in Children With Cerebral Palsy: *Pediatric Physical Therapy*, *28*(3), 285-293. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000273>
- Sarwar, R., Faizan, M., Ahmed, U., & Waqas, M. (2019). Effects of unstable and stable trunk exercise programs on trunk motor performance, balance and functional mobility. *Rawal Medical Journal*, *44*(1).
- Saunders, J., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am*, *35*(3), 543–558.

- Saxena, S., Rao, B. K., & Kumaran, S. (2014). Analysis of Postural Stability in Children With Cerebral Palsy and Children With Typical Development: An Observational Study. *Pediatric Physical Therapy*, 26(3), 325-330. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000060>
- Schieppati, M., Nardone, A., & Schmid, M. (2003). Neck muscle fatigue affects postural control in man *Neuroscience Volume 121, Issue 2, October 2003, Pgs 277-285*. 5.
- Schmid, S., Schweizer, K., Romkes, J., Lorenzetti, S., & Brunner, R. (2013). Secondary gait deviations in patients with and without neurological involvement: A systematic review. *Gait & Posture*, 37(4), 480-493. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.006>
- Schmitz, C., Martin, N., & Assaiante, C. (2002). Building anticipatory postural adjustment during childhood: A kinematic and electromyographic analysis of unloading in children from 4 to 8 years of age. *Experimental Brain Research*, 142(3), 354-364.
- Schniepp, R., Möhwald, K., & Wuehr, M. (2017). Gait ataxia in humans: Vestibular and cerebellar control of dynamic stability. *Journal of Neurology*, 264(S1), 87-92. <https://doi.org/10.1007/s00415-017-8482-3>
- Schott, G. D. (1993). Penfield's homunculus: A note on cerebral cartography. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 56(4), 329.
- Schweizer, K., Brunner, R., & Romkes, J. (2014). Upper body movements in children with hemiplegic cerebral palsy walking with and without an ankle-foot orthosis. *Clinical Biomechanics*, 29(4), 387-394. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.02.005>
- Schweizer, K., Romkes, J., & Brunner, R. (2013). The association between premature plantarflexor muscle activity, muscle strength, and equinus gait in patients with various pathologies. *Research in Developmental Disabilities*, 34(9), 2676-2683. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.05.025>
- Scianni, A., Butler, J. M., Ada, L., & Teixeira-Salmela, L. F. (2009). Muscle strengthening is not effective in children and adolescents with cerebral palsy: A systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy*, 55(2), 81-87. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(09\)70037-6](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(09)70037-6)
- Seelen, H. A. M., Potten, Y. J. M., Drukker, J., Reulen, J. P. H., & Pons, C. (1998). Development of new muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(1), 23-34.
- Sellier, E., Platt, M. J., Andersen, G. L., Krägeloh-Mann, I., De La Cruz, J., Cans, C., Network, S. of C. P., Van Bakel, M., Arnaud, C., & Delobel, M. (2016). Decreasing prevalence in cerebral palsy: A multi-site European population-based study, 1980 to 2003. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 58(1), 85-92.
- Sherrington, C. (1906). *The integrative action of the nervous system*. Yale University Press.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1985). The Growth of Stability: Postural Control from a Developmental Perspective. *Journal of Motor Behavior*, 17(2), 131-147. <https://doi.org/10.1080/00222895.1985.10735341>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: Translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Shurtleff, T. L., Standeven, J. W., & Engsberg, J. R. (2009). Changes in Dynamic Trunk/Head Stability and Functional Reach After Hippotherapy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(7), 1185-1195. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.01.026>
- Silkwood-Sherer, D. J., Killian, C. B., Long, T. M., & Martin, K. S. (2012). Hippotherapy—an intervention to habilitate balance deficits in children with movement disorders: A clinical trial. *Physical Therapy*, 92(5), 707-717.
- Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., & Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & posture*, 3(3), 115-122.
- Simoneau, M., Paillard, J., Bard, C., Teasdale, N., Martin, O., Fleury, M., & Lamarre, Y. (1999). Role of the feedforward command and reafferent information in the coordination of a passing prehension task. *Experimental brain research*, 128(1-2), 236-242.
- Simoneau, M., Teasdale, N., Bourdin, C., Bard, C., Fleury, M., & Nougier, V. (1999). Aging and postural control: Postural perturbations caused by changing the visual anchor. *Journal of the American Geriatrics Society*, 47(2), 235-240.
- Singh, D., Park, W., Levy, M. S., & Jung, E. S. (2009). The effects of obesity and standing time on postural sway during prolonged quiet standing. *Ergonomics*, 52(8), 977-986.
- Sinkjaer, T., & Magnussen, I. (1994). Passive, intrinsic and reflex-mediated stiffness in the ankle extensors of hemiparetic patients. *Brain*, 117(2), 355-363.
- Sivak, B., & MacKenzie, C. L. (1990). Integration of visual information and motor output in reaching and grasping: The contributions of peripheral and central vision. *Neuropsychologia*, 28(10), 1095-1116.
- Sköld, C., Levi, R., & Seiger, A. A. (1999). Spasticity after traumatic spinal cord injury: Nature, severity, and location. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(12), 1548-1557.
- Slijper, H., & Latash, M. (2000). The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. *Experimental brain research*, 135(1), 81-93.

- Slota, G. P., Granata, K. P., & Madigan, M. L. (2008). Effects of seated whole-body vibration on postural control of the trunk during unstable seated balance. *Clinical Biomechanics*, 23(4), 381–386. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.11.006>
- Smith, A., Ulmer, F., & Wong, D. (2012). Gender differences in postural stability among children. *Journal of human kinetics*, 33, 25–32.
- Snider, L., Korner-Bitensky, N., Kammann, C., Warner, S., & Saleh, M. (2007). Horseback riding as therapy for children with cerebral palsy : Is there evidence of its effectiveness? *Physical & occupational therapy in pediatrics*, 27(2), 5–23.
- Sparto, P. J., & Redfern, M. S. (2001). Quantification of direction and magnitude of cyclical postural sway using ellipses. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 13(05), 213–217.
- Sparto, P. J., Redfern, M. S., Jasko, J. G., Casselbrant, M. L., Mandel, E. M., & Furman, J. M. (2006). The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7–12 years. *Experimental Brain Research*, 168(4), 505–516. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0109-8>
- Stambolieva, K., Marinov, E., Kolev, O., & Gatev, P. (2012). Age-and gender-related changes in the postural stability of healthy children. *Comptes Rendus Academie Bulgare Sci.*, 65(5), 623–630.
- Stapley, P. J., Beretta, M. V., Toffola, E. D., & Schieppati, M. (2006). Neck muscle fatigue and postural control in patients with whiplash injury. *Clinical Neurophysiology*, 117(3), 610–622. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2005.11.007>
- Steenbergen, B., Jongbloed-Pereboom, M., Spruijt, S., & Gordon, A. M. (2013). Impaired motor planning and motor imagery in children with unilateral spastic cerebral palsy : Challenges for the future of pediatric rehabilitation. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55(s4), 43–46. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12306>
- Steinbok, P. (2011). 10-year follow-up after selective dorsal rhizotomy in cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 53(8), 678.
- Steindl, R., Kunz, K., Schrott-Fischer, A., & Scholtz, A. W. (2006). Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Developmental medicine and child neurology*, 48(6), 477–482.
- Summa, A., Vannozzi, G., Bergamini, E., Iosa, M., Morelli, D., & Cappozzo, A. (2016). Multilevel upper body movement control during gait in children with cerebral palsy. *PLoS one*, 11(3), e0151792.
- Sutherland, D. H., Cooper, L., & Daniel, D. (1980). The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *JBJS*, 62(3), 354–363.
- Sutherland, D. H., Olshen, R., & Biden, E. (1988). *The development of mature walking*. Cambridge University Press.
- Sutherland, D. H., & Davids, J. R. (1993). Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy : Applied kinesiology. *Clinical orthopaedics and related research*, 288, 139–147.
- Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S. L. (1980). The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am*, 62(3), 336–53.
- Sveistrup, H., & Woollacott, M. H. (1997). Practice modifies the developing automatic postural response. *Experimental Brain Research*, 114(1), 33–43.
- Sveistrup, H., & Woollacott, M. H. (1996). Longitudinal development of the automatic postural response in infants. *Journal of motor behavior*, 28(1), 58–70.
- Swinnen, E., Goten, L. V., De Koster, B., & Degelaen, M. (2016). Thorax and pelvis kinematics during walking, a comparison between children with and without cerebral palsy : A systematic review. *NeuroRehabilitation*, 38(2), 129–146. <https://doi.org/10.3233/NRE-161303>
- Sylos-Labini, F., Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Portone, A., MacLellan, M. J., & Lacquaniti, F. (2013). Changes of gait kinematics in different simulators of reduced gravity. *Journal of motor behavior*, 45(6), 495–505.
- Tang, P.-F., Woollacott, M. H., & Chong, R. K. (1998). Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking : Roles of proximal and distal postural muscle activity. *Experimental brain research*, 119(2), 141–152.
- Teasdale, N., Stelmach, G. E., & Breunig, A. (1991). Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *Journal of Gerontology*, 46(6), B238–B244.
- Thelen, E. (1986). Development of coordinated movement : Implications for early human development. *Motor development in children: Aspects of coordination and control*, 107–124.
- Thelen, E., & Cooke, D. W. (1987). Relationship between newborn stepping and later walking : A new interpretation. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 29(3), 380–393.
- Thomas, A. (1940). *Equilibre et équilibration*. Masson.
- Thomas, B., Eyssen, M., Peeters, R., Molenaers, G., Van Hecke, P., De Cock, P., & Sunaert, S. (2005). Quantitative diffusion tensor imaging in cerebral palsy due to periventricular white matter injury. *Brain*, 128(11), 2562–2577.
- Thorstensson, A. L. F., Carlson, H., Zomlefer, M. R., & Nilsson, J. (1982). Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 116(1), 13–20.
- Thorstensson, A. L. F., Nilsson, J., Carlson, H., & Zomlefer, M. R. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 121(1), 9–22.
- Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *New England journal of medicine*, 319(26), 1701–1707.



- Tjernström, F., Fransson, P.-A., Patel, M., & Magnusson, M. (2010). Postural control and adaptation are influenced by preceding postural challenges. *Experimental brain research*, 202(3), 613–621.
- Tomita, H., Fukaya, Y., Totsuka, K., & Tsukahara, Y. (2013). Deficits in anticipatory inhibition of postural muscle activity associated with load release while standing in individuals with spastic diplegic cerebral palsy. *J Neurophysiol*, 11.
- Tsao, H., Pannek, K., Fiori, S., Boyd, R. N., & Rose, S. (2014). Reduced integrity of sensorimotor projections traversing the posterior limb of the internal capsule in children with congenital hemiparesis. *Research in developmental disabilities*, 35(2), 250–260.
- Tsorlakis, N., Evaggelinou, C., Grouios, G., & Tsorbatzoudis, C. (2004). Effect of intensive neurodevelopmental treatment in gross motor function of children with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 46(11), 740–745.
- Tsuji, T., Liu, M., Hase, K., Masakado, Y., & Chino, N. (2003). Trunk muscles in persons with hemiparetic stroke evaluated with computed tomography. *Journal of rehabilitation medicine*, 35(4), 184–188.
- Tyson, S. (1999). *Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids*.
- Valente, L. M. (2011). Assessment techniques for vestibular evaluation in pediatric patients. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 44(2), 273–290.
- Van Daele, U., Hagman, F., Truijien, S., Vorlat, P., Van Gheluwe, B., & Vaes, P. (2009). Differences in balance strategies between nonspecific chronic low back pain patients and healthy control subjects during unstable sitting. *Spine*, 34(11), 1233–1238.
- Van Daele, U., Huyvaert, S., Hagman, F., Duquet, W., Van Gheluwe, B., & Vaes, P. (2007). Reproducibility of postural control measurement during unstable sitting in low back pain patients. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8(1), 44. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-44>
- Van den Hoorn, W., Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Hodges, P. W., & Van Dieën, J. H. (2012). Mechanical coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in people with low back pain. *Journal of biomechanics*, 45(2), 342–347.
- Van der Fits, I. B. M., Otten, E., Klip, A. W. J., Van Eykern, L. A., & Hadders-Algra, M. (1999). The development of postural adjustments during reaching in 6-to 18-month-old infants evidence for two transitions. *Experimental Brain Research*, 126(4), 517–528.
- van der Heide, J. C., Fock, J. M., Otten, B., Stremmelaar, E., & Hadders-Algra, M. (2005). Kinematic characteristics of reaching movements in preterm children with cerebral palsy. *Pediatric research*, 57(6), 883–889.
- Van Der Heide, J. C., & Hadders-Algra, M. (2005). Postural muscle dyscoordination in children with cerebral palsy. *Neural Plasticity*, 12(2-3), 197–203.
- van der Krogt, M. M., Doorenbosch, C. A., Becher, J. G., & Harlaar, J. (2010). Dynamic spasticity of plantar flexor muscles in cerebral palsy gait. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 42(7), 656–663.
- Verbecque, E., Costa, P. H. L. da, Meyns, P., Desloovere, K., Vereeck, L., & Halleman, A. (2016). Age-related changes in postural sway in preschoolers. *Gait & Posture*, 44, 116–122. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.11.016>
- Verheyden, G., Nieuwboer, A., Mertin, J., Preger, R., Kiekens, C., & De Weerd, W. (2004). The Trunk Impairment Scale : A new tool to measure motor impairment of the trunk after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18(3), 326–334.
- Verheyden, G., Nieuwboer, A., Feys, H., Thijs, V., Vaes, K., & De Weerd, W. (2005). Discriminant ability of the Trunk Impairment Scale : A comparison between stroke patients and healthy individuals. *Disability and rehabilitation*, 27(17), 1023–1028.
- Verheyden, G., Vereeck, L., Truijien, S., Troch, M., Herregodts, I., LaFosse, C., Nieuwboer, A., & De Weerd, W. (2006). *Trunk performance after stroke and the relationship with balance, gait and functional ability*.
- Verheyden, G., Vereeck, L., Truijien, S., Troch, M., LaFosse, C., Saeys, W., Leenaerts, E., Palinckx, A., & De Weerd, W. (2009). Additional Exercises Improve Trunk Performance After Stroke : A Pilot Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(3), 281–286. <https://doi.org/10.1177/1545968308321776>
- Viel, E. (2000). *La marche humaine, la course et le saut : Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements* (Vol. 9). Elsevier Masson.
- Viel, S., Vaugoyeau, M., & Assaiante, C. (2009). Adolescence : A transient period of proprioceptive neglect in sensory integration of postural control. *Motor control*, 13(1), 25–42.
- Vittas, D., Larsen, T. K., & Jansen, E. C. (1986). Body sway in below-knee amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 10(3), 139–141.
- Vuillerme, N., Chenu, O., Pinsault, N., Fleury, A., Demongeot, J., & Payan, Y. (2008). Can a plantar pressure-based tongue-placed electro-tactile biofeedback improve postural control under altered vestibular and neck proprioceptive conditions? *Neuroscience*, 155(1), 291–296.
- Wallard, L., Bril, B., Dietrich, G., Kerlirzin, Y., & Bredin, J. (2012). The role of head stabilization in locomotion in children with cerebral palsy. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(9-10), 590–600. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2012.10.004>
- Wallard, L., Dietrich, G., Kerlirzin, Y., & Bredin, J. (2014). Balance control in gait children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 40(1), 43–47. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.009>

- Wallard, L., Dietrich, G., Kerlirzin, Y., & Bredin, J. (2017). Robotic-assisted gait training improves walking abilities in diplegic children with cerebral palsy. *European Journal of Paediatric Neurology*, *21*(3), 557-564. <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2017.01.012>
- Wallard, L., Dietrich, G., Kerlirzin, Y., & Bredin, J. (2018). Effect of robotic-assisted gait rehabilitation on dynamic equilibrium control in the gait of children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *60*, 55-60. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.007>
- Washington, K., Shumway-Cook, A., Price, R., Ciol, M., & Kartin, D. (2004). Muscle responses to seated perturbations for typically developing infants and those at risk for motor delays. *Developmental medicine and child neurology*, *46*(10), 681-688.
- Wei, S.-H., Chen, P.-Y., Chen, H.-J., Kao, C.-L., & Schubert, M. C. (2016). Visual afference mediates head and trunk stability in vestibular hypofunction. *Journal of Clinical Neuroscience*, *29*, 139-144.
- Willerslev-Olsen, M., Andersen, J. B., Sinkjaer, T., & Nielsen, J. B. (2014). Sensory feedback to ankle plantar flexors is not exaggerated during gait in spastic hemiplegic children with cerebral palsy. *Journal of Neurophysiology*, *111*(4), 746-754. <https://doi.org/10.1152/jn.00372.2013>
- Willerslev-Olsen, M., Choe Lund, M., Lorentzen, J., Barber, L., Kofoed-Hansen, M., & Nielsen, J. B. (2018). Impaired muscle growth precedes development of increased stiffness of the triceps surae musculotendinous unit in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *60*(7), 672-679.
- Willerslev-Olsen, M., Lorentzen, J., Sinkjær, T., & Nielsen, J. B. (2013). Passive muscle properties are altered in children with cerebral palsy before the age of 3 years and are difficult to distinguish clinically from spasticity. *Developmental medicine & Child neurology*, *55*(7), 617-623.
- Williams, E. N., Carroll, S. G., Reddihough, D. S., Phillips, B. A., & Galea, M. P. (2005). Investigation of the timed 'up & go' test in children. *Developmental medicine and child neurology*, *47*(8), 518-524.
- Wingert, J. R., Burton, H., Sinclair, R. J., Brunstrom, J. E., & Damiano, D. L. (2009). Joint-position sense and kinesthesia in cerebral palsy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *90*(3), 447-453.
- Winter, D. A. (1980). Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *Journal of Biomechanics*, *13*(11), 923-927.
- Winter, D. A. (1991). *Biomechanics and motor control of human gait : Normal, elderly and pathological*.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, *3*(4), 193-214.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical therapy*, *70*(6), 340-347.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Giello-Periczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of neurophysiology*, *80*(3), 1211-1221.
- Winter, D. A., Prince, F., & Patla, A. (1997). Validity of the inverted pendulum model of balance in quiet standing. *Gait & Posture*, *2*(5), 153-154.
- Winters, T. F., Gage, J. R., & Hicks, R. (1987). Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am*, *69*(3), 437-441.
- Wolff, D. R., Rose, J., Jones, V. K., Bloch, D. A., Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (1998). Postural balance measurements for children and adolescents. *Journal of Orthopaedic Research*, *16*(2), 271-275.
- Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., & Jordan, M. I. (1995). An internal model for sensorimotor integration. *Science*, *269*(5232), 1880-1882.
- Woltring, H. J. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validated spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software*, *8*(2), 104-113.
- Woollacott, M. H., Debû, B., & Mowatt, M. (1987). Neuromuscular control of posture in the infant and child : Is vision dominant? *Journal of Motor Behavior*, *19*(2), 167-186.
- Woollacott, M. H., & Sveistrup, H. (1992). Changes in the sequencing and timing of muscle response coordination associated with developmental transitions in balance abilities. *Human Movement Science*, *11*(1-2), 23-36.
- Woollacott, M. H., Burtner, P., Jensen, J., Jasiewicz, J., Roncesvalles, N., & Sveistrup, H. (1998). Development of postural responses during standing in healthy children and children with spastic diplegia. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 583-589.
- Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy : What are the underlying problems and what new therapies might improve balance? *Neural plasticity*, *12*(2-3), 211-219.
- Worthen-Chaudhari, L., Bing, J., Schmiedeler, J. P., & Basso, D. M. (2014). A new look at an old problem : Defining weight acceptance in human walking. *Gait & Posture*, *39*(1), 588-592. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.012>
- Wren, T. A. L., Otsuka, N. Y., Bowen, R. E., Scaduto, A. A., Chan, L. S., Sheng, M., Hara, R., & Kay, R. M. (2011). Influence of gait analysis on decision-making for lower extremity orthopaedic surgery : Baseline data from a randomized controlled trial. *Gait & Posture*, *34*(3), 364-369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.06.002>

- Wren, T. A. L., Patrick Do, K., & Kay, R. M. (2004). Gastrocnemius and soleus lengths in cerebral palsy equinus gait—Differences between children with and without static contracture and effects of gastrocnemius recession. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1321-1327. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.035>
- Wren, T. A., Rethlefsen, S., & Kay, R. M. (2005). Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy : Influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 25(1), 79–83.
- Wu, G. (1997). Real-time feedback of body center of gravity for postural training of elderly patients with peripheral neuropathy. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 5(4), 399–402.
- Wu, G., & Chiang, J.-H. (1996). The effects of surface compliance on foot pressure in stance. *Gait & Posture*, 4(2), 122–129.
- Wu, G., & Chiang, J.-H. (1997). The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Experimental brain research*, 114(1), 163–169.
- Zattara, M., & Bouisset, S. (1986). Chronometric analysis of the posturo-kinetic programming of voluntary movement. *Journal of Motor Behavior*, 18(2), 215–223.

## Légendes des figures et tableaux

|   |    |
|---|----|
| <b>Figure 1.</b> Planche tirée de <i>Motus Animalium</i> , œuvre dans laquelle Borelli compare les articulations du corps humain à des leviers.....   | 6  |
| <b>Figure 2.</b> Représentation schématique de la posture et des différents segments qui la composent, avec leurs CdM respectifs (points noirs) ainsi que le CdM corporel. À gauche, le CdM est aligné avec le CdP afin de remplir les conditions mécaniques de l'équilibre. Lorsque le corps s'incline vers l'avant (image de droite), la répartition des masses est modifiée et le CdM corporel est décalé vers l'avant. Le CdP va alors être déplacé vers l'avant afin d'être réaligné avec le CdM, permettant à nouveau de remplir les conditions d'équilibre. .... | 8  |
| <b>Figure 3.</b> Organisation systémique du contrôle postural. Le contrôle postural est placé au cœur des interactions entre la tâche, l'individu et l'environnement dans lequel il évolue. Afin de maintenir une posture efficace, le système postural va disposer d'entrées et de sorties, lui permettant d'organiser la posture en prenant en compte l'ensemble des contraintes qui s'appliquent sur cette dernière. D'après Shumway-Cook et Woollacott (2007). .  | 10 |
| <b>Figure 4.</b> Schématisation des modes de contrôle de l'acte moteur et de la posture, adaptée de la thèse de Caudron (2010).....   | 13 |
| <b>Figure 5.</b> Déplacement du centre de pression lors d'une posturographie statique avec les yeux ouverts (A) et les yeux fermés (B). L'amplitude des déplacements du CdP est plus importante en absence de vision. D'après (Pérennou, 2012).....   | 14 |
| <b>Figure 6.</b> Anatomie du système vestibulaire. ....   | 17 |
| <b>Figure 7.</b> Modèle du pendule inversé dans le plan frontal et dans le plan sagittal, d'après Winter (1995).....  | 27 |
| <b>Figure 8.</b> Enregistrement des déplacements antéropostérieurs du CdM et du CdP lors d'une posture orthostatique. D'après Winter et al. (1998).....   | 28 |
| <b>Figure 9 .</b> Représentation du cône de stabilité chez un individu sain. D'après Horak (2006).....  | 29 |
| <b>Figure 10.</b> Représentation schématique du modèle <i>CPG</i> du contrôle postural (Forssberg & Hirschfeld, 1994) .   | 30 |
| <b>Figure 11.</b> Déplacements (mm) du CdP sur l'axe médio-latéral au cours du temps lors d'un enregistrement en posture debout orthostatique. D'après Delignières et al. (2006).....   | 34 |
| <b>Figure 12 .</b> Lors d'un mouvement complexe comme la locomotion, l'être humain peut être modélisé comme un ensemble de modules qui vont être liés les uns avec les autres et qui vont interagir entre eux par le biais des articulations.....   | 37 |
| <b>Figure 13.</b> Modèle de Massion du contrôle postural, adapté de Massion (1994).....   | 39 |
| <b>Figure 14.</b> Chronophotographie d'un homme en train de courir (1886). ....   | 40 |
| <b>Figure 15.</b> le cycle de marche, d'après Viel (2000).....  | 42 |
| <b>Figure 16.</b> Les pivots du pied lors de la marche normale (adaptée de Perry et Burnfield (2010)).....  | 42 |
| <b>Figure 17.</b> Puissances des articulations de hanche (haut), genou (milieu) et cheville (bas) au court du cycle de marche. Les lignes verticales correspondent à la fin de la phase de mise en charge selon la définition de Perry (ligne pointillée), de Winter (ligne pleine grise) et Worthen-Chaudhari (ligne pleine noire). D'après Worthen-Chaudhary et al. (2014).....   | 47 |

|  |    |
|--|----|
| <b>Figure 18.</b> Pattern d'activation EMG d'un enfant d'1 mois lors d'une translation avant du support. On observe un pattern direction spécifique avec une activation des fléchisseurs du cou et du rectus abdominis pour contrebalancer l'inclinaison du corps vers l'arrière consécutive à la translation vers l'avant de la plateforme. D'après Hedberg et al. (2005).....  | 51 |
| <b>Figure 19.</b> Pourcentage d'apparition des synergies directions spécifiques suite à des translations avant et arrière du support en fonction de l'âge. D'après Hedberg et al. (2005). ....   | 52 |
| <b>Figure 20.</b> Accélération verticale du CDM au cours de la marche chez un enfant ayant 3 mois d'expérience de marche (en haut) et un adulte (en bas). Les flèches indiquent le contact du pied au sol. D'après Brenière et Brill (1998).....   | 59 |
| <b>Figure 21.</b> Puissance (en W.kg <sup>-1</sup> ) de l'articulation de cheville au cours du cycle de marche chez des enfants âgés de 2, 3.5 et 5 ans (groupe 1 à 3) et des adultes (groupe 4) au cours du cycle de marche. On observe avec l'âge une diminution de la puissance négative au cours de la phase de mise en charge. D'après Samson et al. (2011).....  | 62 |
| <b>Figure 22.</b> Modèle ontogénétique de l'organisation posturale depuis la station assise jusqu'à la marche chez l'enfant à développement typique. En station assise, l'organisation est descendante et sans gel des <i>ddl</i> . Puis, à l'émergence de la station debout, la stratégie est ascendante mais avec un contrôle tête-tronc en bloc. Lorsque l'enfant a acquis une certaine expérience de marche, l'organisation sera globalement descendante avec une stratégie de contrôle articulée de l'ensemble tête tronc. Enfin, l'adulte sera capable de stabiliser sa tête par rapport à l'espace de manière sélective (stratégie articulée dans le plan sagittal mais articulée dans le plan frontal par exemple) D'après Assaiante (1998)..... | 65 |
| <b>Figure 23.</b> Installation expérimentale pour l'analyse des réactions posturales en réponse à des translations du support en posture assise. Les sujets étaient également équipés d'électrodes de surface pour l'enregistrement de l'activité EMG. D'après Forssberg and Hirschfeld (1994). ....   | 79 |
| <b>Figure 24.</b> Dispositif d'assise instable constitué d'une demi-sphère reliée à un repose pied. L'ensemble est placé sur une plateforme de force pour évaluer les déplacements du CdP. D'après Cholewicki et al. (2000).....   | 80 |
| <b>Figure 25.</b> Dispositif d'assise instable constitué d'un siège reposant sur un système de roulement à bille faisant office de pivot central. Des ressorts sont disposés sur l'axe antéro-postérieur et sur l'axe médiolatéral. La distance des ressorts par rapport au pivot centrale peut être modulé pour ajuster la difficulté de la tâche de stabilisation. D'après Slota et al. (2008).....  | 80 |
| <b>Figure 26.</b> Les différentes formes de la paralysie cérébrale spastique. Les membres en gras sont ceux impactés en fonction de la forme. ....   | 84 |
| <b>Figure 27.</b> Les différents niveaux de GMFCS (Palisano et al., 1997).....   | 85 |
| <b>Figure 28.</b> Classification des schémas de marche chez les enfants présentant une hémiplégie de type spastique en fonction de la cinématique des articulations de cheville, de genou et de hanche dans le plan sagittal, d'après Rodda et Graham. (2001). ....  | 91 |
| <b>Figure 29.</b> Classification des schémas de marche chez les enfants présentant une diplégie de type spastique en fonction de la cinématique des articulations de cheville, de genou et de hanche dans le plan sagittal, d'après Rodda et Graham (2001). ....   | 92 |
| <b>Figure 30.</b> Enfant atteint de diplégie spastique présentant une marche digitigrade avec un pied équin.....   | 93 |

|   |     |
|---|-----|
| <b>Figure 31.</b> Angle du pied par rapport au tibia dans le plan sagittal chez un enfant hémiparétique (en vert) et un enfant à développement typique (en gris) au cours du cycle de marche. On voit qu'à partir du contact initial, le premier pivot (mouvement vers la flexion plantaire) normalement présent chez l'enfant à développement typique, est absent chez l'enfant hémiparétique. À la place, on observe directement le mouvement de dorsiflexion qui constitue le second pivot. ....   | 94  |
| <b>Figure 32.</b> Dispositif permettant l'étirement mécanique des fléchisseurs plantaires au cours de la marche sur tapis roulant des enfants atteints de PC. D'après Willerslev-Olsen et al. (2014) .....  | 98  |
| <b>Figure 33.</b> De gauche à droite : condition de support soutenant le pelvis et le tronc, condition de support soutenant le pelvis et condition sans support. D'après Saavedra et al. (2010). ....   | 103 |
| <b>Figure 34.</b> Amplitudes de mouvement (°) au cours du cycle de marche du pelvis, du tronc et de la tête, chez des enfants diparétiques spastiques GMFCS I et II (courbes pointillées noires) en comparaison aux enfants DT (courbes pleines grises). D'après Heyrman et al. (2013). ....  | 106 |
| <b>Figure 35.</b> Enfant se tenant en posture orthostatique sur une plateforme de force triaxiale pour réaliser une posturographie statique. ....   | 119 |
| <b>Figure 36.</b> Dispositif d'assise instable utilisé dans les études 1, 2 et 4. Le plateau instable repose sur un système de double cardan permettant au siège de s'incliner sur les axes AP et ML en annulant la contribution des membres inférieurs et supérieurs. ....   | 120 |
| <b>Figure 37 .</b> A : vue transversale du système de double cardan et de ressort sur lequel le plateau repose. B : vue de ¾ du système de double cardan et de ressort. ....  | 121 |
| <b>Figure 38.</b> Vue antérieure (A) et de profil (B) d'un sujet assis sur le dispositif lorsque ce dernier est maintenu en position horizontale grâce à des cales. Le sujet croise les bras sur la poitrine pour neutraliser la contribution des membres supérieurs. Les repose-pieds et les mousses permettent de neutraliser la contribution des membres inférieurs et des afférences tactilo-somesthésiques des jambes et des cuisses. Le dispositif est placé sur une plateforme de force. ....  | 122 |
| <b>Figure 39 :</b> Modélisation du système d'assise instable. Avec M : masse du sujet ; G : constante de gravité (9,81 m.s <sup>-2</sup> ) ; H : hauteur du CDM du sujet par rapport au pivot ; $\alpha$ : angle d'inclinaison du siège par rapport à l'horizontale ; $\beta$ : angle d'inclinaison du tronc du sujet par rapport à la verticale ; R : distance des ressorts par rapport au pivot ; SC : compression des ressorts ; K : constante de raideur des ressorts .....   | 123 |
| <b>Figure 40.</b> Relation typique SC/sin( $\beta$ ) au cours d'une procédure de calibration.....   | 124 |
| <b>Figure 41.</b> The tilt mechanism of the unstable sitting device and the set-up for the postural task. (A) A view of the underside of the seat, showing the cardan joint and the four springs. The distance between the springs and the cardan joint (placed at the pivot point) could be modulated, in order to graduate the instability of the seat and make the difficulty of the postural task independent of the participant's anthropometric characteristics. The greater the distance between the spring and the central pivot, the more it opposes a tilt of the seat. (B) A side view of the cardan joint. The joint allowed the seat to tilt on the mediolateral and anteroposterior axes around a pivot point in a frictionless manner and with a maximum tilt angle of 12°. Frontal (C) and sagittal (D) views of the set-up used in the seated postural tasks. In these photos, the participant stabilized himself in an upright upper body posture. .... | 138 |

**Figure 42.** A simplified Plug-in-Gait marker-set with 14 reflective markers. LFHD and RFHD: left and right forehead; LBHD and RBHD: left and right back of the head; LSHO and RSHO: left and right acromion; C7: spinous process of the 7<sup>th</sup> cervical vertebrae; T10: spinous process of the 10<sup>th</sup> vertebrae; MNBRM: the suprasternal notch of the manubrium; STRN: the xiphoid process of the sternum; RBACK: middle of the right scapula; LASI and RASI: left and right anterior superior iliac spine; SACR: the sacrum..... 139

**Figure 43.** Upper-body postural sway assessed with CoP variables in unstable sitting. (A) The mean 95% confidence ellipse for the CoP area (in mm<sup>2</sup>), (B) the mean CoP velocity (in mm.s<sup>-1</sup>), and (C) the mean RMS of the CoP displacement (in mm) at a moderate level of difficulty (left side) and a high level of difficulty (right side) in unstable sitting, in the eyes-open condition (EO - circles and solid line) and the eyes-closed conditions (EC - squares and dashed line). The error bars correspond to ± 1 SD. Consecutive significant differences between age groups are indicated by asterisks (\*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001). It should be noted that these asterisks refer to post-hoc tests of the main effect of age on the CoP velocity and the CoP RMS, because the Age × level of difficulty interaction was not significant for these two variables. The symbol § on the right side of the plots refers to a significant main effect of vision (§§§p < 0.001), and the post-hoc differences between the EO and EC conditions were significant for each age group and all three CoP variables. See the text for more details on the significant vision × age interaction for CoP area and RMS..... 141

**Figure 44.** The figure shows the mean AIs for the head (left panel) and the trunk (right panel) in each age group, in the sagittal (A), frontal (B) and transversal (C) planes and under eyes-open (EO – black circles) and eyes-closed (EC – black squares) conditions. Error bars indicate ± 1 SD. Significant differences from 0 are indicated by asterisks (\*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001)..... 143

**Figure 45.** The figure shows the mean AIs for the head (left panel) and the trunk (right panel) in each age group, in the sagittal (A), frontal (B) and transversal (C) planes and under eyes-open (EO – black circles) and eyes-closed (EC – black squares) conditions. Error bars indicate ± 1 SD. Significant differences from 0 are indicated by asterisks (\*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001)..... 144

**Figure 46.** Moyenne des variables du CdP pendant la posturographie debout. (A) La Surface (en mm<sup>2</sup>); (B) la VCOP (mm.s<sup>-1</sup>), et (C) la RMS (en mm) enregistrées pendant la tâche posturographie debout pour chaque groupe d'âge, en condition yeux ouverts (EO, cercles et lignes continus) et yeux fermés (EC, carrés et lignes pointillés). Les barres d'erreur indiquent ± un écart type. Les différences significatives entre les groupes d'âge sont indiquées par des astérisques (\*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001). Le symbole § indique les différences significatives entre les conditions yeux ouverts et yeux fermés (§p < 0.05; §§p < 0.01; §§§p < 0.001). Enfin, le symbole § placé sur le côté droit de la figure indique un effet principal significatif de la vision en l'absence d'une interaction significative entre l'âge et la vision. .... 149

**Figure 47.** Moyenne des variables du CdP pendant la posturographie debout. (A) La Surface (en mm<sup>2</sup>); (B) la VCOP (mm.s<sup>-1</sup>), et (C) la RMS (en mm) enregistrées pendant la tâche posturographie debout pour chaque groupe d'âge, en condition yeux ouverts (EO, cercles et lignes continus) et yeux fermés (EC, carrés et lignes pointillés). Les barres d'erreur indiquent ± un écart type. Les différences significatives entre les groupes d'âge sont indiquées par des astérisques (\*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001). Le symbole § indique les différences significatives entre les conditions yeux ouverts et yeux fermés (§p < 0.05; §§p < 0.01; §§§p < 0.001). Enfin, le symbole § placé sur le côté droit de la figure indique un effet principal significatif de la vision en l'absence d'une interaction significative entre l'âge et la vision. .... 151

**Figure 48.** (A) A side view of the unstable seat device's cardan joint. (B) A view of the underside of the seat, showing the cardan joint and the four springs. The difficulty of the postural task can be homogenized as a function of the participant's anthropometric characteristics by changing the distance between the spring and the cardan joint; the greater the distance, the more stable the seat. (C) Sagittal and (D) frontal views of the unstable seat device..... 159

**Figure 49.** Mean confidence ellipse area (in mm<sup>2</sup>), CoP velocity (in mm.s<sup>-1</sup>) and CoP RMS (mm) recorded during the static sitting postural task, the unstable sitting postural task, and the standing postural task in the TD group (dark bars) and the CP group (grey bars) and under eyes-open (EO) and eyes-closed (EC) conditions. The error bars corresponds to 1 SD. The symbol † indicates a significant difference between EO and EC (††† p < 0.001), and the symbol ‡ indicates a significant difference between the TD and CP groups (‡‡‡ p < 0.001). The asterisk indicates significant post-hoc test result for the vision x group interaction (\*p < 0.05; \*\*p < 0.01; \*\*\*p < 0.001) – notably the difference between EO and EC conditions within a group, and an intergroup difference within a condition. .... 161

**Figure 50.** Left-foot IC for a left hemiplegic CP child while walking (A) barefoot, (B) with negative-heel shoes (NHSs, -10°) or (C) with positive-heel shoes (PHSs, +4°). Green lines indicate the foot-tibia angle. Note that the foot was flat when it touched the ground in both the barefoot and NHS conditions (associated with plantar flexion and dorsiflexion, respectively). .... 173

**Figure 51.** Knee flexion (2A), ankle dorsiflexion/plantarflexion (2B), and ankle total power (2C) in TD children (n=11) and children with CP (n=12). Curves and vertical bars are depicted in grey for the TD group and in black for the CP group. Solid, dashed and dotted lines indicate the barefoot, NHS and PHS conditions, respectively. Error bars represent one standard deviation. Vertical bars indicate the average toe-off event in the TD and CP groups. .... 178

**Figure 52.** Integrated EMG profiles for the TA (3A) and soleus (3B) muscles in TD children (n=11) and children with CP (n=7). Curves and vertical bars are depicted in grey for the TD group and in black for the CP group. Solid, dashed and dotted lines indicate the barefoot, NHS and PHS conditions, respectively. Error bars represent one standard deviation. Vertical bars indicate the average toe-off event in the TD and CP groups. .... 179

**Figure 53.** À gauche : l'enfant, depuis une position quadrupédique, va toucher une cible avec la tête ; à droite : depuis une position de pont inversé, l'enfant va toucher une cible avec son membre inférieur gauche. Ces exercices permettent un gainage du tronc. Ils permettent également de travailler l'extension de hanche (exercice de gauche et de droite), les extenseurs du tronc (exercice de gauche et de droite) et de créer une activité asymétrique du tronc lorsqu'un appui est supprimé (droite). .... 191

**Figure 54.** À gauche : travail de la stabilisation à travers une activité difficile avec un appui instable. L'enfant va réaliser des tâches orientées des membres supérieurs (frapper dans les mains, jeter un objet) ou encore faire tourner la coupole dans un sens puis dans l'autre, en s'aidant d'un membre supérieur, ou uniquement par des mouvements opposés des ceintures scapulaire et pelvienne ; à droite : tâches orientées depuis une posture avec orientation asymétrique du pelvis. Les tâches orientées provoquent des perturbations internes qui doivent être gérées par l'enfant pour préserver son équilibre tout en sollicitant le tronc de façon asymétrique. .... 191

**Figure 55.** Exercice qui consiste, depuis une position quadrupédique, à placer un genou en avant et l'autre en arrière, en étant en appui sur les coudes. La consigne était ensuite d'alterner la position avant et arrière des genoux. Cet exercice nécessite une contribution importante du tronc à travers une activité inhabituelle nécessitant la dissociation des ceintures pelvienne et scapulaire. De plus, cet exercice permet de combiner la dé-lordose lombaire associée au genou placé en avant et l'extension de hanche par le genou placé en arrière. .... 192

**Figure 56.** Study design. Children with CP were randomly allocated to TFR for three months and then UR for three months (forming the TFR-UR group), or vice versa (forming the UR-TFR group). The children with CP were evaluated before the start of the rehabilitation program (at M0), within a week of the end of the first phase (at M3), and within a week of the end of the second phase (at M6). The TD children were evaluated at M0 only. .... 198

**Figure 57.** The unstable seated device and the tilt mechanism. .... 199



**Figure 58.** Examples of exercises included in the TFR. The child (with left hemiplegia, in this example) hit a target with one leg while bridging (left), or pushed with her right arm to spin herself around on an unstable support (Domyos® Abdo Gain Trainer, Decathlon SA, Villeneuve d'Ascq, France) (right). In both exercises, the trunk was strongly involved in postural control, and the child controlled her balance without assistance from the therapist..... 201

**Figure 59.** Mean ankle power during gait in children with CP who performed TFR and then UR (panel A, n=8) or UR and then TFR (panel B, n=9), and in TD children (panels A and B, n=17). TFR: trunk-focused rehabilitation; UR: usual rehabilitation; TD: typically developing. Black lines correspond to the CP group (solid line for M0, dashed line for M3 and dotted line for M6) and the solid grey line corresponds to the TD group at M0. The rectangle corresponds to the area of interest for the peak during the WA phase. Significant differences are summarized in Table 12. .... 205

**Figure 60.** Mean anteroposterior acceleration of the sternum marker during gait in children with CP who performed TFR and then UR (panel A, n=8) or UR and then TFR (panel B, n=9), and in TD children (panels A and B, n=17). TFR: trunk-focused rehabilitation; UR: usual rehabilitation. TD: typically developing. Black lines correspond to the CP group (solid line for M0, dashed line for M3 and dotted line for M6) and the solid grey line corresponds to the TD group at M0. The rectangle corresponds to the area of interest for the peak during the WA phase. Significant differences are summarized in Table 12. .... 205

**Figure 61.** Mean upward acceleration (i.e. downward deceleration) of the sacrum marker during gait in children with CP who performed TFR and then UR (panel A, n=8) or UR and then TFR (panel B, n=9), and in TD children (panels A and B, n=17). TFR: trunk-focused rehabilitation; UR: usual rehabilitation. TD: typically developing. Black lines correspond to the CP group (solid line for M0, dashed line for M3 and dotted line for M6) and the solid grey line corresponds to the TD group at M0. The rectangle corresponds to the area of interest for the peak during the WA phase. Significant differences are summarized in Table 12..... 206

**Tableau 1.** Récapitulatif de la cinématique et des activations musculaires de la cheville, du genou et de la hanche au cours du cycle de marche.

**Tableau 2.** Récapitulatifs des objectifs, méthode et variables de chaque étude.

**Table 3.** Characteristics of the study subgroups. Data are quoted as the mean  $\pm$  SD.

**Table 4.** Characteristics of the two study groups. Data are quoted as the mean  $\pm$  SD.

**Table 5.** Summary of statistical results concerning the ANOVA performed on the three CoP variables (Area, mean velocity and RMS) during each postural task (stable sitting, unstable sitting, quiet standing). Main Group effect and vision effect and group  $\times$  vision interaction are reported with F, p and  $\eta^2$  values.

**Table 6.** Pearson's r for the correlations between the total TCMS score and the dependent postural variables.

**Table 7.** Time-distance variables in the TD and CP groups.

**Table 8.** Knee and ankle sagittal kinematics, foot ground contact patterns, and ankle total power during the WA phase, the in TD and CP groups.

**Table 9.** Ankle kinematics and tibialis anterior and soleus integrated activity during the swing phase in the TD and CP groups.

**Table 10.** Characteristics of the study population, by subgroup.

**Table 11.** The TCMS score, postural variables, and gait variables in the children with CP (n=17) and in TD children (n=17) at M0.

**Table 12.** The TCMS score, postural variables, and gait variables in the two groups of children with CP at M0, M3, and M6.

**Tableau 13.** Principaux résultats et interprétations proposées pour les études 1 et 2.

**Tableau 14.** Principaux résultats et interprétations proposées pour les études 3 et 4.

# Annexe

---

## 1. Valorisation de la thèse

### 1.1. Publications

L'**étude 1** « *How do children aged 6 to 11 stabilize themselves on an unstable sitting device? The progressive development of axial segment control.* » a été acceptée pour publication dans la revue *Human Movement Science*, le 14.04.2020.

L'**étude 2** « *Impaired postural control of axial segments in children with cerebral palsy* » a été soumise à la revue *Gait & Posture* le 07.09.2019.

L'**étude 3** « *How are children with cerebral palsy and early equinus able to walk with negative heel shoes? A revised pathophysiologic model.* » a été soumise à la revue *Journal of Neurophysiology*. Elle est actuellement en révision majeure.

L'**étude 4** « *Beneficial effects of trunk-focused rehabilitation on postural control and gait in children with cerebral palsy* » a été soumise à la revue *Clinical Rehabilitation* le 21.04.2020.

Cette thèse a également été l'occasion d'une collaboration valorisée par une publication portant sur les synergies neuromusculaires lors de la marche.

Fabre-Adinolfi, D., Parietti-Winkler, C., **Pierret, J.**, Lassalle-Kinic, B., & Frère, J. (2018). You are better off running than walking revisited : Does an acute vestibular imbalance affect muscle synergies? *Human Movement Science*, 62, 150-160. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.10.010>

### 1.2. Communications orales

**Pierret, J.**, Caudron, S., Clanché, F., Haldric, M.-A. & Beyaert, C. (2016). L'évaluation du contrôle postural des segments axiaux est-il possible chez l'enfant comme chez l'adulte ?, 15th SOFAMEA Congress, 27-29 January 2016, Brest, France

**Pierret, J.**, Caudron, S., Haldric, M.-A., Paysant, J., & Beyaert, C. (2016). Analyse de la stabilisation segmentaire chez les enfants atteints de paralysie cérébrale par l'utilisation de l'indice d'ancrage. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 46(4-5), 274-275. 23th SOFPEL Congress, 16th SOFAMEA Congress, 17th ESCEBD Congress, 7-10 December 2016, Nancy, France

**Pierret, J.**, Rumilly, E., Haldric, M.-A., Paysant, J., & Beyaert, C. (2017). Walking with big steps to test the ability to lengthen the hamstrings during gait in children with spastic cerebral palsy. *Gait & Posture*, 57, 139-140. 26th ESMAC Congress, 6-9 September 2017, Trondheim, Norway

**Pierret, J.**, Rumilly, E., Haldric, M. A., Paysant, J., & Beyaert, C. (2017). La marche à grands pas pour tester la capacité d'allongement des ischio-jambiers chez l'enfant ayant une paralysie cérébrale spastique. *Neurophysiologie Clinique*, 47(5), 340. 32th SOFMER Congress, 5-7 October 2017, Nancy, France

**Pierret, J.**, Rumilly, E., Haldric, M. A., Paysant, J., & Beyaert, C. (2017). La marche à grands pas pour tester la capacité d'allongement des ischio-jambiers chez l'enfant ayant une paralysie cérébrale spastique. *Neurophysiologie Clinique*, 47(5), 340. 24th SOPEL Congress, 1-2 December 2017, Montpellier, France

**Pierret, J.**, Caudron, S., Beyaert, C. (2018) Effet d'une rééducation axiale accentuée sur le contrôle du tronc des enfants atteints de paralysie cérébrale. 17th SOFAMEA Congress, 24-26 January 2018, Toulouse, France

**Pierret, J.**, Rumilly, E., Haldric, M. A., Paysant, J., & Beyaert, C. (2018). La capacité d'allongement des ischio-jambiers testée par la marche à grands pas chez l'enfant ayant une paralysie cérébrale spastique. 17th SOFAMEA Congress, 24-26 January 2018, Toulouse, France

**Pierret, J.**, Caudron, S., Beyaert, C. Développement du contrôle postural en station debout et sur assise instable : importance de la contribution des segments axiaux. XIV<sup>ème</sup> congrès de l'ESCEBD ; 15-18 Septembre 2018, Nancy, France.

**Pierret, J.**, Caudron, S., Paysant, J., & Beyaert, C. (2018). Effet d'une rééducation axiale accentuée sur le contrôle postural des segments axiaux et la marche des enfants atteints de paralysie cérébrale. *Neurophysiologie Clinique*, 48(6), 321.25th SOFPEL Congress, Amiens, France.

**Pierret, J.**, Caudron, S., Paysant, J., & Beyaert, C. (2019). Amélioration du contrôle postural des segments axiaux et de la locomotion par une rééducation axiale accentuée chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. 18th SOFAMEA Congress, Grenoble, France.

**Pierret, J.**, Caudron, S., Paysant, J., & Beyaert, C. (2019). Effect of a trunk targeted rehabilitation on trunk control deficit and gait disorders in children with cerebral palsy. 31th EACD Congress, Paris, France.

**Pierret, J.**, Caudron, S., Paysant, J., & Beyaert, C. (2020). Corrélation entre la dynamique sagittale du tronc et le freinage précoce de la dorsiflexion au cours de la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale. 19th SOFAMEA Congress, Nice, France.

### 1.3. Communications affichées

**Pierret, J.**, Caudron, S., Haldric, M.-A., & Beyaert, C. (2015). Adaptation d'un dispositif d'évaluation du contrôle postural des segments axiaux à une population pédiatrique. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 45(4), 407, 22th SOFPEL Congress, 4-5 December 2015, Paris, France

**Pierret, J.**, Caudron, S., Haldric, M.-A., Paysant, J., & Beyaert, C. (2017). Analyse de la stabilisation segmentaire au cours de la marche chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. 17th ACAPS Congrès, 29-31 October 2017, Dijon, France

**Pierret, J.**, Caudron, S., Paysant, J., & Beyaert, C. (2020). P117 - Improving effect of enhanced axial rehabilitation on trunk control deficit in children with cerebral palsy. *Gait Posture* 2018. Doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.07.039. 27th ESMAC Congress, Prague, Czech Republic.

**Pierret, J.**, Caudron, S., Paysant, J., & Beyaert, C. (2020). Does an enhanced axial rehabilitation improve both axial postural control and walking in children with cerebral palsy ? 28th ESMAC Congress, Amsterdam, Netherlands.

## 2. Annexe 1 : Trunk Control Measurement Scale

### Instructions du test

Les orthèses, les chaussures et /ou le corset doivent être retirés.

La position de départ est la même pour chaque item. Le patient est assis sur le bord d'une table d'examen sans appuis pour le dos, les bras et les pieds. Les cuisses sont en contact avec la table.

Les mains sont sur les cuisses, à proximité du corps. Il est demandé au patient de se tenir droit au début de chaque item et il doit être encouragé à maintenir cette position verticale pendant l'exécution de la tâche. Le terme « se tenir droit » fait référence à la position la plus droite que l'enfant peut adopter. Cette position peut différer d'un enfant à l'autre. Cette position est la position de référence pour identifier des aberrations de la performance et /ou des compensations.

Chaque item est effectué trois fois. La meilleure performance est prise en compte pour le score.

Si l'enfant réalise les tâches de la sous-échelle « équilibre statique en position assise » avec un appui sur une main, un appui avec la main à plat sur la table sans s'agripper est autorisé.

### **EQUILIBRE STATIQUE EN POSITION ASSISE**

| <u>Procédure du test</u> : Chaque item est expliqué verbalement au patient et une démonstration peut être réalisée par l'expérimentateur si besoin. |  | G | D |
|---|--|---|---|
| 1   | Position de départ : Pas de support, mains sur les cuisses.<br>Le patient doit se tenir droit et maintenir cette position pendant 10 secondes. |   |   |
|   | Le patient tombe ou ne peut maintenir la position qu'avec le soutien des deux mains.   | 0 |   |
|   | Le patient peut maintenir la position avec une main en support pendant 10 secondes.  | 1 |   |
|   | Le patient peut maintenir la position sans aide des mains pendant 10 secondes.   | 2 |   |
| 2   | Position de départ<br>Le patient lève les deux bras à hauteur des yeux en une seconde et revient à la position de départ.                      |   |   |

|   |  |     |   |
|---|--|-----|---|
| Le patient tombe ou ne peut pas lever les bras.   |  | 0   |   |
| Le patient peut lever les bras sans tomber mais avec des compensations. Les compensations possibles sont :<br>1. Se pencher en arrière<br>2. Augmentation de la flexion du tronc<br>3. Flexion latérale<br>4. Autre |  | 1   |   |
| Le patient lève les bras sans compensations.  |  | 2   |   |
| 3   | Position de départ<br>L'expérimentateur croise une jambe au-dessus de l'autre.   |     |   |
| Le patient tombe, ne peut pas croiser les jambes ou peut seulement se maintenir assis avec le double appui des mains.   |  | 0   | 0 |
| Le patient peut se maintenir assis avec l'appui d'une main pendant 10 secondes.   |  | 1   | 1 |
| Le patient peut se maintenir assis sans aide des mains pendant 10 secondes.   |  | 2   | 2 |
| 4   | Position de départ<br>Le patient croise une jambe sur l'autre (l'aide d'une main est autorisée)<br>- « Minimal » : petits mouvements du tronc sans signes de déséquilibre du tronc pendant le mouvement de la jambe.<br>- « Net » : des signes évidents de déséquilibre, c'est-à-dire une flexion latérale ou une flexion du tronc.  |     |   |
| Le patient chute, ne peut pas croiser les jambes ou peut croiser les jambes seulement avec un double appui des mains.   |  | 0   | 0 |
| Le patient peut croiser les jambes avec l'appui d'une main.   |  | 1   | 1 |
| Le patient croise les jambes sans aide des mains mais avec un net déplacement du tronc.   |  | 2   | 2 |
| Le patient croise les jambes avec un déplacement minimal du tronc.  |  | 3   | 3 |
| 5   | Position de départ<br>Le patient réalise une abduction de la cuisse de 10 cm et revient dans la position initiale (10cm de largeur = largeur du genou).<br>- « Minimal » : petits mouvements du tronc sans signes de déséquilibre du tronc pendant le mouvement de la cuisse.<br>- « Net » : signes évidents de déséquilibre, c'est-à-dire une flexion latérale ou une flexion du tronc. |     |   |
| Le patient chute, ne peut pas réaliser l'abduction de la cuisse ou peut seulement réaliser l'abduction avec un double appui des mains.  |  | 0   | 0 |
| Le patient réalise l'abduction de la cuisse avec l'appui d'une main.  |  | 1   | 1 |
| Le patient réalise l'abduction de la cuisse sans aides des mains mais avec un net déplacement du tronc.   |  | 2   | 2 |
| Le patient réalise l'abduction de la cuisse avec un déplacement minimal du tronc.   |  | 3   | 3 |
| Score   |  | /20 |   |

## EQUILIBRE DYNAMIQUE EN POSITION ASSISE

|   |   |   |   |
|---|---|---|---|
| <p>Contrôle du mouvement sélectif</p> <p><u>Procédure du test</u> : Tout d'abord, chaque item est expliqué verbalement au patient et une démonstration peut être réalisée par l'expérimentateur. Ensuite, l'item est réalisé de manière passive avec un guidage manuel de l'expérimentateur. Puis, le patient réalise le mouvement en actif aidé par le guidage de l'expérimentateur. Et enfin, le patient effectue l'exercice seul à trois reprises.</p> |   | G | D |
| 6a  | <p>Position de départ : Les bras croisés sur la poitrine.</p> <p>Le patient doit incliner son tronc fixe d'environ 45° vers l'avant et se remettre dans la position initiale. Une extension limitée de la tête n'est pas considérée comme une compensation.</p>                                 |   |   |
|   | Le patient tombe ou ne peut pas atteindre la position cible.  | 0 |   |
|   | Le patient peut se pencher en avant.  | 1 |   |
| 6b  | Si le score de l'item 6a = 0, alors le score de l'item 6b = 0.  |   |   |
|   | <p>Le patient compense :</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Augmentation de l'extension de la tête.</li> <li>2. Augmentation de la flexion du tronc.</li> <li>3. Augmentation de la lordose lombaire.</li> <li>4. Augmentation de la flexion du genou.</li> <li>5. Autre.</li> </ol> | 0 |   |
|   | Le patient se penche vers l'avant sans compensation.  | 1 |   |
| 7a  | <p>Position de départ : Les bras croisés sur la poitrine.</p> <p>Le patient doit incliner son tronc fixe d'environ 45° vers l'arrière et se remettre dans la position initiale. Une flexion limitée de la tête n'est pas considérée comme une compensation.</p>                                 |   |   |
|   | Le patient tombe ou ne peut pas atteindre la position cible.  | 0 |   |
|   | Le patient peut se pencher en arrière.  | 1 |   |
| 7b  | Si le score de l'item 7a = 0, alors le score de l'item 7b = 0.  |   |   |
|   | <p>Le patient compense :</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Augmentation de la flexion de la tête.</li> <li>2. Augmentation de la flexion du tronc.</li> <li>3. Augmentation de l'extension du genou.</li> <li>4. Autre.</li> </ol>  | 0 |   |
|   | Le patient se penche vers l'arrière sans compensation.  | 1 |   |
| 8a  | <p>Position de départ.</p> <p>Le patient est invité à toucher la table avec le coude au niveau de la tête fémorale (par raccourcissement du côté ipsilatéral et allongement du côté controlatéral) puis à retrouver la position initiale.</p>   |   |   |
|   | Le patient tombe ou ne touche pas la table avec le coude.   | 0 | 0 |

|     |   |   |   |
|-----|---|---|---|
|     | Le patient peut toucher la table avec le coude.   | 1 | 1 |
| 8b  | Si le score de l'item 8a = 0, alors le score des items 8b et 8c = 0.  |   |   |
|     | Le patient :<br>1. Ne réalise pas le raccourcissement / l'allongement.<br>2. Inverse le raccourcissement / l'allongement.   | 0 | 0 |
|     | Le patient réalise le mouvement attendu.  | 1 | 1 |
| 8c  | Si le score de l'item 8b = 0, alors le score de l'item 8c = 0.  |   |   |
|     | Le patient compense :<br>1. Augmentation de la flexion du tronc.<br>2. Inclinaison vers l'avant ou l'arrière.<br>3. Elévation du bassin.<br>4. Autre.   | 0 | 0 |
|     | Le patient touche la table sans compensation.   | 1 | 1 |
| 9a  | Position de départ.<br>Le patient doit lever son pelvis d'un côté et revenir dans la position initiale. Aucune levée de la cuisse n'est autorisée.  |   |   |
|     | Le patient tombe ou ne peut pas soulever le bassin.   | 0 | 0 |
|     | Le patient peut soulever le bassin.   | 1 | 1 |
| 9b  | Si le score de l'item 9a = 0, alors le score des items 9b et 9c = 0.  |   |   |
|     | Le patient ne fait apparaître aucun raccourcissement / allongement.   | 0 | 0 |
|     | Le patient réalise un raccourcissement / allongement partiel.<br>(Partiel : Courte ou petite amplitude de mouvement)  | 1 | 1 |
|     | Le patient effectue le raccourcissement / allongement attendu.  | 2 | 2 |
| 9c  | Si le score de l'item 9b = 0, alors le score de l'item 9c = 0.  |   |   |
|     | Le patient compense :<br>1. Inclinaison controlatérale de la tête.<br>2. Déplacement latéral marqué du tronc.<br>3. Autre.  | 0 | 0 |
|     | Le patient soulève le bassin sans compensation.   | 1 | 1 |
| 10a | Position de départ : Les bras croisés sur la poitrine.<br>Le patient doit tourner la ceinture scapulaire à trois reprises en gardant la tête fixe dans la position initiale. Le mouvement est initié à partir de l'épaule.                    |   |   |
|     | Le patient :<br>1. Tombe.<br>2. Ne peut pas tourner la partie supérieure du tronc, c'est-à-dire que le patient ne peut pas effectuer le mouvement de rotation, même pas avec l'ensemble du tronc.<br>3. Réalise la rotation du tronc en bloc. | 0 |   |
|     | Le patient réalise une rotation partielle de la partie supérieure du tronc.<br>(Partielle : asymétrique, faible amplitude, plus les épaules que le tronc)   | 1 |   |



|     |   |     |
|-----|---|-----|
|     | Le patient réalise la rotation de la partie supérieure du tronc.  | 2   |
| 10b | Si le score de l'item 10a = 0, alors le score de l'item 10b = 0.  |     |
|     | Le patient tourne la partie supérieure du tronc avec une rotation de la tête.   | 0   |
|     | Le patient tourne la partie supérieure du tronc sans rotation de la tête.   | 1   |
| 11a | Position de départ : Les bras croisés sur la poitrine.<br>Le patient doit tourner la ceinture pelvienne à trois reprises en gardant la tête fixe dans la position initiale.   |     |
|     | Le patient :<br>1. Tombe.<br>2. Ne peut pas tourner la partie inférieure du tronc, c'est-à-dire que le patient ne peut pas effectuer le mouvement de rotation, même pas avec l'ensemble du tronc.<br>3. Réalise la rotation du tronc en bloc.   | 0   |
|     | Le patient réalise une rotation partielle de la partie inférieure du tronc. (partielle : asymétrique, faible amplitude, mouvement supplémentaire du haut du tronc)  | 1   |
|     | Le patient réalise la rotation de la partie inférieure du tronc.  | 2   |
| 11b | Si le score de l'item 11a = 0, alors le score de l'item 11b = 0.  |     |
|     | Le patient compense avec une inclinaison du bassin.   | 0   |
|     | Le patient tourne la partie inférieure du tronc sans compensations.   | 1   |
| 12a | Position de départ : Les bras croisés sur la poitrine.<br>Le patient doit avancer le bassin et revenir à la position initiale à trois reprises. L'initiation du mouvement se fait par la combinaison d'une inclinaison latérale et d'une rotation du bassin en alternance à droite et à gauche. |     |
|     | Le patient tombe ou ne peut pas avancer ou reculer son bassin, c'est-à-dire sans déplacement du corps dans l'une ou l'autre des directions.   | 0   |
|     | Le patient peut partiellement déplacer son bassin.<br>(Partielle : inclinaison latérale principalement et peu de rotation, petite amplitude, demande beaucoup d'effort)   | 1   |
|     | Le patient peut associer les inclinaisons latérales et la rotation dans un sens et partiellement dans l'autre direction.  | 2   |
|     | Le patient peut associer les inclinaisons latérales et la rotation dans les deux sens.  | 3   |
| 12b | Si le score de l'item 12a = 0, alors le score de l'item 12b = 0.  |     |
|     | Le patient compense avec un déplacement excessif du tronc.  | 0   |
|     | Le patient déplace son bassin sans compensations.   | 1   |
|     | Score   | /28 |

## REACTIONS D'EQUILIBRATION

|  |   |   |     |
|--|---|---|-----|
| Procédure du test : Chaque item est expliqué verbalement au patient par l'expérimentateur, puis effectué trois fois par le patient.  |   | G | D   |
| 13   | Position de départ : Bras tendus vers l'avant.<br>Le patient doit atteindre devant lui une cible à la hauteur des yeux avec ses deux bras à une distance correspondant à la longueur de l'avant-bras, et revient dans la position initiale.   |   |     |
| Le patient tombe ou ne peut pas atteindre la cible.  |   | 0 |     |
| Le patient atteint la cible, mais a des difficultés dans l'exécution. Les difficultés sont :<br>1. Avec beaucoup d'effort c'est-à-dire lent et difficile.<br>2. Utilise sa main en soutien à l'approche de la position initiale. |   | 1 |     |
| Le patient atteint la cible et retourne dans la position initiale sans difficultés.  |   | 2 |     |
| 14   | Position de départ : Un bras tendu sur le côté et l'autre main sur la jambe.<br>Avec son bras tendu latéralement, le patient doit atteindre une cible placée plus loin latéralement, à une distance équivalente à la longueur de l'avant-bras, et revient dans la position initiale.  |   |     |
| Le patient tombe ou ne peut pas atteindre la cible.  |   | 0 | 0   |
| Le patient atteint la cible, mais a des difficultés dans l'exécution. Les difficultés sont :<br>1. Avec beaucoup d'effort c'est-à-dire lent et difficile.<br>2. Utilise sa main en soutien à l'approche de la position initiale. |   | 1 | 1   |
| Le patient atteint la cible et retourne dans la position initiale sans difficultés.  |   | 2 | 2   |
| 15   | Position de départ : Un bras tendu sur le côté et l'autre main sur la jambe.<br>Avec son bras tendu latéralement, le patient doit atteindre une cible placée au-delà de la ligne médiale (atteindre le côté opposé) et revient dans la position initiale. La cible est positionnée à la hauteur des yeux à une distance équivalente à la moitié de la longueur de l'avant-bras. |   |     |
| Le patient tombe ou ne peut pas atteindre la cible.  |   | 0 | 0   |
| Le patient atteint la cible, mais a des difficultés dans l'exécution. Les difficultés sont :<br>1. Avec beaucoup d'effort c'est-à-dire lent et difficile.<br>2. Utilise sa main en soutien à l'approche de la position initiale. |   | 1 | 1   |
| Le patient atteint la cible et retourne dans la position initiale sans difficultés.  |   | 2 | 2   |
| Score  |   |   | /10 |

|             |     |
|-------------|-----|
| Score Total | /58 |
|-------------|-----|

### 3. Annexe 2 : Livret des exercices de rééducation du tronc pour les kinésithérapeutes

## Description des exercices

---

### EXERCICES SUR COUPOLE

#### Assis pied au sol

##### Action Membres Inférieurs



Nom : Tourner avec les pieds

Description : Tourner sur soi-même en s'aidant de ses jambes par des appuis au sol. Les bras servent à s'équilibrer.

**Objectifs** : Stabilisation autour du pelvis par des actions « opposées » des membres inférieurs et du haut du corps (segments axiaux et membres supérieurs)



Nom : Tourner mains sur coupole

Description : Tourner sur soi-même en s'aidant de ses jambes par des appuis au sol. Les mains sont posées sur la coupole afin d'augmenter la contribution du tronc.

**Objectifs** : Stabilisation autour du pelvis par des actions « opposées » des membres inférieurs et du haut du corps (segments axiaux et membres supérieurs)

##### Action des membres supérieurs



Nom : Action MS

Description : Taper dans les mains (alterner gauche, droite et les deux mains en même temps), lancer et rattraper un objet, donner ou prendre un objet, pousser ou tirer.

**Objectifs** : Déstabilisation par une action des membres supérieurs compensée par une réaction au niveau de l'axe et des membres inférieurs. Augmentation de la contribution du tronc et des membres inférieurs comme support stabilisé pour la réalisation d'un geste précis des membres supérieurs.

## ▲ Assis en tailleur sur la coupole

### Action des membres supérieurs



Nom : Tourner main au sol

Description : L'enfant tourne sur lui-même en s'aidant d'une main au sol

Objectifs : augmenter dissociation transverse des ceintures et solliciter d'avantage l'équilibre dynamique axial.



Nom : Action MS

Description : Taper dans les mains (alterner gauche, droite et les deux mains en même temps), lancer et rattraper un objet, donner ou prendre un objet, pousser ou tirer.

Objectifs : Déstabilisation par une action des membres supérieurs compensée par une réaction au niveau de l'axe et des membres inférieurs. Augmentation de la contribution du tronc et des membres inférieurs comme support stabilisé pour la réalisation d'un geste précis des membres supérieurs.

## Autres



Nom : Tourner à genou

Description : L'enfant prend appui sur le coach avec une main et réalise une extension de hanche. Une fois stabiliser, rotation sur lui-même.

Variante : sans se stabiliser avec la main (difficile).  
Se tenir/tourner debout sur la coupole (très difficile)

Objectifs : stabilisation grâce à la hanche et au tronc.

## EXERCICE SUR LE DOS

### Membres inférieurs



Nom : Action MI

Description : L'enfant relève les jambes et le bassin pour aller toucher les mains du coach.



Nom : Action MI Résistance

Description : L'enfant pousse le bras du coach avec ses jambes.

**Objectifs** : Augmentation de l'activité des grands droits. Le tronc sert ici de support aux membres inférieurs.

## EXERCICE EN ASSIS-PLAGE

### Membres supérieurs



Nom : Action MS

Description : Action avec les mains (donner, prendre, lancer, réceptionner, taper, tirer, pousser) dans diverses directions

Alterner assis-plage côté gauche et droit.  
Les mains ne touchent pas le sol

**Objectifs** : dissociation des ceintures pelvienne et scapulaire dans les trois plans.

## EXERCICE EN FAISANT LE PONT

### Membres supérieurs



Nom : Action MS

Description : Position de départ 4 appuis au sol. Saisir puis donner des objets à l'aide d'une main (alterner gauche droite).

Objectifs : Travail du gainage du tronc, travail des muscles extenseurs de la hanche, du coude, du poignet et des doigts. Activité asymétrique des muscles du tronc lorsqu'un membre est en action.

### Membres inférieurs



Nom : Action MI

Description : Position de départ 4 appuis au sol. Toucher un objet avec un pied (alterner gauche et droite)

Objectifs : Travail du gainage du tronc, travail des muscles extenseurs de la hanche, du coude, du poignet et des doigts. Activité asymétrique des muscles du tronc lorsqu'un membre est en action.

## A 4 PATTES

### Membres inférieurs



Nom : Action MI

Description : Position de départ 4 appuis au sol. Toucher un objet avec un pied (alterner gauche et droite)

Objectifs : complication de la gestion de l'équilibre en supprimant un appui.



Nom : Action MI

Description : Un genou en avant, un genou en arrière (alterner gauche/droite). Abaisser le pelvis (par exemple pour écraser une peluche).

Variante : les coudes et genoux ne touchent pas le sol.

**Objectifs** : augmenter la contribution du tronc et des 4 membres pour le maintien de l'équilibre lorsque l'enfant alterne les genoux.

### Axe



Nom : Action axe

Description : Position de départ 4 appuis au sol. Avancer la tête vers une cible antérieure.

**Objectifs** : solliciter les membres supérieurs et l'axe du corps.

## CHEVALIER SERVANT

### Membres supérieurs



Nom : Action MS

Description : Attraper/donner, lancer/réceptionner des objets dans plusieurs direction. Alterner les mains et le genou au sol

**Objectifs** : dissociation actives des ceintures scapulaires et pelviennes dans les trois plans de l'espace. Contribution des membres inférieurs à l'équilibre. Solliciter l'extension de hanche et la délordose lombaire.

## DEBOUT

### Axe



Nom : Action axe

Description : Main en appui sur un support, l'enfant cherche à toucher une cible avec son ventre.

Variante : le faire sans les mains sur un support

**Objectifs** : station de référence avec extension de hanche

#### 4. Annexe 3 : Tableau de suivi des exercices

| DATE                                  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | DATE                                  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
|---------------------------------------|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|---------------------------------------|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|
| <b>Prescription</b>                   |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | <b>Prescription</b>                   |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| <u>Coupole : assis + pieds au sol</u> |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | <u>Coupole : assis + pieds au sol</u> |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MI :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MI :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| <u>Coupole : assis tailleur</u>       |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | <u>Coupole : assis tailleur</u>       |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| <b>Sur le dos</b>                     |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | <b>Sur le dos</b>                     |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MI :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MI :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| <b>Pont</b>                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | <b>Pont</b>                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MI :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MI :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action Axe :                          |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action Axe :                          |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| <b>A 4 pattes</b>                     |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | <b>A 4 pattes</b>                     |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MI :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MI :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action axe :                          |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action axe :                          |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| <b>Assis-Plage</b>                    |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | <b>Assis-Plage</b>                    |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| <b>Chevalier Servant</b>              |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | <b>Chevalier Servant</b>              |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action MS :                           |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| <b>Debout</b>                         |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | <b>Debout</b>                         |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Action axe :                          |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | Action axe :                          |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| <b>Autres</b>                         |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  | <b>Autres</b>                         |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
|                                       |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |                                       |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
|                                       |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |                                       |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| Commentaires :                        |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |                                       |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |



## **Résumé :**

Dans les activités posturocinétiques les segments axiaux ont un rôle primordial pour le contrôle de l'équilibre. Chez l'enfant, ils sont la première référence autour de laquelle se développe la marche. Un développement atypique du contrôle postural du tronc et de la tête pourrait donc avoir des incidences néfastes sur cette dernière. Chez les enfants atteints de paralysie cérébrale (PC), la marche digitigrade, définie comme l'absence de premier pivot associée à une pose de pied à plat, est fréquente. Si ce comportement a souvent été considéré comme résultant de la spasticité des fléchisseurs plantaires, de récents travaux questionnent cette physiopathologie et ouvrent la voie à la recherche d'une causalité plus fonctionnelle. Les enfants atteints de PC ont par ailleurs une grande instabilité des segments axiaux en posture orthostatique et à la marche. La marche digitigrade pourrait alors être une forme d'adaptation permettant de compenser un contrôle axial déficitaire.

Le premier objectif de cette thèse était la mise en évidence des troubles du contrôle axial chez des enfants atteints de PC âgés de 6 à 12 ans après avoir caractérisé son développement typique (DT) aux mêmes âges. En utilisant une assise instable permettant de neutraliser la contribution des membres inférieurs et supérieurs dans le contrôle postural, nous montrons dans l'étude 1 une amélioration de la stabilisation axiale chez les enfants DT entre 6 et 12 ans, soulignant un développement progressif du contrôle des segments axiaux entre ces âges et sa contribution à l'équilibre orthostatique. Cette même méthode couplée à une évaluation fonctionnelle du tronc montre dans l'étude 2 un déficit de stabilisation et d'utilisation fonctionnelle des segments axiaux chez 17 enfants atteints de PC comparés à des enfants DT du même âge – déficits associés à de plus amples oscillations debout.

Le second objectif consistait à établir des liens fonctionnels entre marche digitigrade et contrôle déficitaire des segments axiaux puis à proposer d'améliorer la marche par une rééducation centrée sur le tronc. L'étude 3 montre que les enfants atteints de PC s'adaptent au port de chaussure à cambrure inversée par une dorsiflexion permettant la pose de la chaussure à plat et le maintien d'un même freinage que pieds nus lors de la phase de mise en charge, confirmant l'aspect fonctionnel de ce freinage. L'étude 4 confirme que ce dernier est lié à la décélération du tronc vers l'avant et du sacrum vers le bas, pour pallier les déficits de contrôle axial. Nous montrons ensuite qu'une rééducation centrée sur le tronc améliore le contrôle des segments axiaux tout comme l'équilibre locomoteur avec une diminution post-rééducation du freinage de la dorsiflexion et du tronc pendant la mise en charge.

La prise en charge thérapeutique des enfants atteints de PC doit tenir compte des déficits du contrôle des segments axiaux et les intégrer dans une approche multimodale permettant de favoriser leur utilisation comme référence pour organiser les activités posturocinétiques.

**Mots clés :** Paralysie Cérébrale ; Segments Axiaux ; Contrôle Postural ; Locomotion ; Rééducation

## **Abstract:**

The axial segments play an important role in balance control during posturokinetic activities. In children, they are the first reference point around which gait develops. Therefore, an atypical development of postural control of the trunk and the head could adversely affect gait. In children with cerebral palsy (CP), toe-walking defined as the absence of a first pivot associated with flat foot strike is common. While this behavior has often been considered to result from spasticity of the plantar flexors, recent work questions this pathophysiology and opens the way to the search for a more functional causality. Children with CP show greater instability of the axial segments in orthostatic posture and when walking. Toe-walking could then be a form of motor adaptation to compensate for deficient axial control.

The first objective of this thesis was to identify axial control disorders in children with CP aged 6 to 12 years after characterizing their typical development (TD) at the same age. By using an unstable sitting position with neutralization of the contribution of the lower and upper limbs in postural control, study 1 shows in TD children an improvement in axial stabilization between the ages of 6 and 12, highlighting the progressive development of axial segments' control between these ages and its contribution to orthostatic balance. The same method coupled with a functional assessment of the trunk shows in study 2 a deficit in stabilization and functional use of the axial segments in 17 children with CP compared to 17 age-matched TD children – deficits associated with greater standing oscillation.

The second objective was to establish functional links between toe-walking and deficient control of the axial segments and to propose to improve gait through a trunk-focused rehabilitation. Study 3 shows that children with CP adapt to wearing negative heel shoes by dorsiflexion allowing the shoes to be placed flat on the ground, while maintaining the same dorsiflexion braking as barefoot during the weight-acceptance (WA) phase, confirming the functional aspect of this braking.

Study 4 confirms that this braking is linked with trunk's forward deceleration and sacrum's downward deceleration, to compensate for deficits in axial control. We then show that a trunk-focused rehabilitation (TFR) improves control of the axial segments as well as locomotor balance with a decrease in dorsiflexion and trunk braking during the WA phase after a TFR period of 3 months. Therapeutic management of children with CP must take into account deficits in axial segment control and integrate them into a multimodal approach to promote their use as a reference for organizing posturokinetic activities.

**Key words:** Cerebral Palsy; Axial Segment; Postural Control; Gait; Rehabilitation