



HAL
open science

Place du Core Stability dans les interactions posture-mouvement chez le sportif: de la régulation de l'équilibre au risque de blessure

Youri Duchene

► **To cite this version:**

Youri Duchene. Place du Core Stability dans les interactions posture-mouvement chez le sportif: de la régulation de l'équilibre au risque de blessure. Sciences du Vivant [q-bio]. Université de Lorraine, 2021. Français. NNT: 2021LORR0071 . tel-03354221

HAL Id: tel-03354221

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-03354221v1>

Submitted on 24 Sep 2021

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

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.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 **Youri Duchêne**

Place du Core Stability dans les interactions posture-mouvement chez le sportif : de la régulation de l'équilibre au risque de blessure.

Le 22 février 2021

Membres du jury :

Rapporteurs :

Mme. Frédérique HINTZY	Maître de Conférence des Universités, Laboratoire LIBM, Université Savoie Mont Blanc, Chambéry.
M. William BERTUCCI	Professeur des Universités, Laboratoire PSMS, Université de Reims Champagne-Ardenne, Reims.

Examineurs :

Mme. Caroline NICOL	Maître de Conférence des Universités, ISM UMR CNRS 7287, Aix-Marseille Université, Marseille.
M. Thierry BASTOGNE	Professeur des Universités, CRAN UL-CNRS UMR 7039, Université de Lorraine, Nancy.
M. Gérome GAUCHARD	Professeur des Universités, EA 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy, Directeur de thèse.
M. Guillaume MORNIEUX	Maître de Conférence des Universités, EA 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy, Co-directeur de thèse.

EA 3450 DevAH, Développement, Adaptation et Handicap. Bâtiment C – 1^{er} étage. 9 Avenue de la Forêt de Haye. 54505 VANDOEUVRE-LES-NANCY.

Remerciements

*Je tiens en premier lieu à remercier l'ensemble des membres de mon jury de thèse, qui ont accepté de participer à ma soutenance malgré la période compliquée que nous traversons actuellement. Aux **Dr Frédérique Hintzy** et **Pr William Bertucci**, qui me font l'honneur d'être rapporteurs de ce manuscrit et qui vont permettre, sans aucun doute, un enrichissement notable de ce travail, soyez certains de ma profonde reconnaissance. Aux **Dr Caroline Nicol** et **Pr Thierry Bastogne** qui ont accepté d'être examinateurs lors de ma soutenance, soyez assurés de ma gratitude. Je suis persuadé que nos échanges lors de la soutenance m'apporteront beaucoup.*

*Je tiens aussi à remercier les **Pr William Bertucci** et **Pr Thierry Bastogne**, membres de mon comité de suivi de thèse, pour leurs conseils avisés et leur bienveillance, qui m'ont accompagné durant ces 3 années de thèse. Vos conseils et remarques lors de nos échanges ont toujours permis une amélioration notable de la qualité scientifique de ce travail de thèse, et pour cela je vous exprime ma plus grande reconnaissance.*

*Je tiens à remercier particulièrement mes directeurs de thèse, **Pr Gérome Gauchard** et **Dr Guillaume Mornieux**, sans qui ce projet n'aurait jamais vu le jour. Je ne vous serai jamais assez reconnaissant d'avoir placé votre confiance en moi pour porter ce projet de thèse. Vous m'avez accompagné déjà lors mon stage de master 2 et vous m'avez préparé d'une main de maître au concours de l'école doctorale. Tout au long de ma thèse, votre soutien indéfectible m'a fait grandir en tant que chercheur, enseignant et collègue. Je n'aurais pas pu rêver de meilleurs encadrants pour lancer ma vie professionnelle dans le monde passionnant des sciences du mouvement. **Gérome**, je tenais à te remercier pour ta dévotion lors de ma thèse, que ce soit pour m'accompagner scientifiquement, administrativement ou humainement. Comme pour beaucoup de doctorants, je me suis fréquemment posé la question de ma légitimité dans le monde de la recherche. La confiance que tu continues de me porter après quasiment 4 années de travail, en m'impliquant sur tes futurs projets de recherche me touche énormément. **Guillaume**, j'ai eu la chance d'arriver à Nancy la même année que toi et donc de t'avoir comme enseignant de la licence au master, puis comme encadrant et collègue depuis le début de cette thèse. Cette section de remerciements n'est pas assez longue pour que je détaille l'importance que tu as eu dans ma thèse. L'équilibre entre l'autonomie d'un doctorant et la présence de ses encadrants est parfois compliqué à trouver, et ton attitude vis-à-vis de moi lors de ces 3 années m'a permis de travailler dans un cadre sain, agréable et détendu. Tu as toujours été présent,*

de l'élaboration des protocoles à l'écriture des études, même lorsqu'il a fallu que tu te mettes à la posture. Sans toi, cette thèse n'aurait définitivement pas la même saveur. Pour finir, ta rigueur, la pertinence de tes analyses et ta dévotion sont un exemple à suivre pour moi. Merci pour tout.

*Je tiens à remercier l'équipe enseignante du Master IEAP, et en particulier **Hadrien Ceyte, Sébastien Caudron et Julien Frère. Hadrien**, merci pour ta disponibilité, tes prises de position toujours franches et pertinentes, ton enseignement de qualité et ta bonne humeur. **Sébastien**, ton départ de Nancy est une vraie perte scientifique et humaine. Merci pour tous ces moments incroyables gravés dans ma mémoire, pour ta gentillesse et ton humour légendaire. **Julien**, tu as été mon premier encadrant scientifique et un collègue idéal. Tu m'as conforté dans l'idée de faire de la recherche lors du M1, tu as toujours été disponible pour moi par la suite, et tu as largement participé à mon bien-être quotidien. J'espère pouvoir collaborer avec toi dans le futur, et nous retrouver fréquemment en congrès. Merci et à bientôt.*

*Je tiens à remercier mon laboratoire, **l'équipe d'accueil 3450 DevAH**, pour le soutien reçu, qu'il soit matériel ou humain. J'ai pu bénéficier de financements pour participer à un congrès et pour qu'un travail de relecture et de correction de l'anglais soit pris en charge par le laboratoire. Nous avons aussi créé un nouveau bureau pour les doctorants, et je remercie les doctorants du laboratoire de m'avoir élu au G11, afin de les représenter au mieux. Je souhaite remercier spécialement le **Pr. Philippe Perrin**, directeur du laboratoire, pour l'accès au LAPEM, pour son implication sur les aspects légaux du CPP et pour son travail minutieux sur la relecture de mes études.*

*Merci également à mes collègues, et amis, doctorants au laboratoire. À ceux qui ont ouvert la voie, en particulier à toi **Jonathan** qui est devenu rapidement plus qu'un simple collègue. Tu as été un guide pour moi tout au long de ma thèse et jusque dans ces derniers instants d'écriture du manuscrit. À **Joëlle et Arthur**, membres de ma promotion de master, qui ont toujours été disponibles quand j'avais besoin d'aide, merci pour tout. Je souhaite aussi remercier mes amis, toujours présents pour m'aider dans les moments difficiles. À **Arsène**, pour ta longue amitié et ton aide de dernière minute, à **Antoine, Jeanne, Adrien, Marine, Antoine, Gaël, Élisée, Alexie, Valentine, Ludivine, Romain, Samuel** et à tous les autres, merci de rendre ma vie aussi agréable et de m'avoir soutenu dans les moments difficiles.*

Je souhaite remercier tous les sportifs qui ont participé aux études, sans qui ce travail de thèse n'aurait pas pu être possible. J'ai eu la chance de collaborer avec des équipes d'encadrement intéressées et volontaires, merci à vous.

*Enfin, j'aimerais remercier ma famille, qui m'a toujours soutenu et m'a permis de réaliser les études qui me plaisaient dans des conditions idéales. Merci à **Tom** pour ton aide sur ce manuscrit.*

***Ophélie**, ces lignes ne seront pas suffisantes pour expliquer l'importance de ton amour pour moi. Je ne sais pas comment j'aurais pu en arriver là sans toi. Ton soutien inconditionnel et ton amour ont adouci cette période difficile, merci de tous les sacrifices que tu as fait tout au long de cette thèse, et particulièrement lors de cette dernière année. Je suis incroyablement chanceux de t'avoir dans ma vie et je te serai éternellement reconnaissant.*

Liste des abréviations

APA : ajustements posturaux anticipés

CdM : centre de masse

CdP : centre de pression

CCI : index de co-contraction

DCCR : ratio de co-contraction dirigé

EMG : électromyographie de surface

EOB : muscles obliquus externus

ESP : muscles erector spinae

Gmed : muscle gluteus medius

Gmax : muscle gluteus maximus

GRF : force de réaction du sol

IAP : pression intra abdominale

IC : contact initial

IMU : centrales inertielles

LCA : ligament croisé antérieur

PKAM : pic du moment d'abduction du genou

PRE : phase de pré-activation de 100ms

RAB : muscles rectus abdominis

RMS : moyenne quadratique

SNC : système nerveux central

TLF : fascia thoraco-lombaire

VIF : facteur d'inflation de variance

WA : phase d'acceptation de la charge

YF : yeux fermés

YO : yeux ouverts

Table des matières

Remerciements	I
Liste des abréviations	IV
Table des matières	V
Introduction générale.....	1
Chapitre 1 : revue de littérature.....	3
1. Le Core Stability, concept et modèles.....	3
1.1. Qu'est-ce que le « Core » ?.....	3
1.2. Le Core Stability, entre stabilité et mobilité	5
1.2.1. Définitions	5
1.2.2. Mécanismes de stabilisation	5
1.3. Core Stability et pratique sportive	12
1.3.1. Core Stability et risque de blessure	12
1.3.2. Core Stability et performance.....	13
1.4. Évaluation du Core Stability	16
1.4.1. Évaluation fonctionnelle.....	16
1.4.2. Évaluation en laboratoire.....	18
2. Contrôle postural et rôle du tronc dans la régulation de l'équilibre.....	21
2.1. Le contrôle postural, un processus actif et complexe	21
2.1.1. La posture, une régulation active de la position, de l'orientation et de la stabilité des segments corporels	21
2.1.2. Entrées sensorielles du contrôle postural.....	23
2.1.2.1. Contributions des afférences visuelles	23
2.1.2.2. Contributions des afférences somatosensorielles	24
2.1.2.3. Contributions des afférences vestibulaires	25
2.1.3. Modes de contrôle de la posture	25
2.1.4. Évaluation et interprétation du contrôle postural	27
2.2. Contribution du tronc au contrôle postural	28
2.2.1. Évolution des modélisations du contrôle postural.....	28
2.2.2. Implication du tronc dans le contrôle postural orthostatique	30
2.2.3. Implication du tronc lors de perturbations posturales externes en station debout	31
2.2.3.1. Perturbations antéro-postérieures	32
2.2.3.2. Perturbations médio-latérales	33
2.3. Le contrôle postural chez le sportif est tâche-dépendant.....	35
2.3.1. Spécificité de la pratique sportive	35
2.3.2. Spécificité de la tâche	35

3.	Importance du Core Stability dans les mouvements dynamiques	37
3.1.	Étiologie et description des ruptures du LCA	37
3.2.	Biomécanique du risque de rupture du LCA	38
3.2.1.	L'analyse des moments de forces et la cinématique au niveau du genou permettent d'estimer le risque de blessure	38
3.2.2.	La hanche comme facteur de risque lors de changements de direction.....	40
3.3.	Impact du Core Stability sur le risque de blessure.....	41
3.3.1.	Quel rôle pour le pelvis lors de changements de direction ?	41
3.3.2.	Le contrôle du tronc est un élément impactant le risque de rupture du LCA. 41	
3.4.	Effet de l'expertise sur le risque de blessure et sur le Core Stability	44
3.4.1.	Le risque de blessure peut varier en fonction de la pratique sportive	44
3.4.2.	La pratique sportive influence le Core Stability	46
3.5.	Contrôle neuromusculaire du Core Stability lors des changements de directions. 46	
4.	Problématiques et objectifs généraux de la thèse	49
Chapitre 2 : Études		51
5.	Étude 1.....	51
5.1.	Problématique, objectifs et hypothèses.....	52
5.2.	Matériel et méthodes.....	53
5.2.1.	Participants	53
5.2.2.	Matériel.....	53
5.2.3.	Procédure	55
5.2.4.	Analyse des données.....	56
5.2.5.	Analyse statistique	57
5.3.	Résultats.....	58
5.3.1.	Impact de la vision.....	58
5.3.2.	Contributions relatives des articulations au contrôle postural.....	59
5.3.3.	Contrôle neuromusculaire du tronc	60
5.4.	Discussion	60
5.4.1.	Impact de la vision.....	60
5.4.2.	Contributions relatives des articulations au contrôle postural.....	60
5.4.3.	Contrôle neuromusculaire du tronc	62
5.4.4.	Limites	63
5.5.	Conclusion	63
6.	Étude 2.....	64
6.1.	Problématique, objectifs et hypothèses.....	65
6.2.	Matériel et méthode	66
6.2.1.	Participants	66

6.2.2.	Matériel.....	66
6.2.3.	Procédure	67
6.2.4.	Analyse des données.....	68
6.2.5.	Analyse statistique.....	70
6.3.	Résultats.....	71
6.3.1.	Condition bipodale avec translation postérieure du support	71
6.3.2.	Condition unipodale avec une translation médiale du support.....	74
6.4.	Discussion.....	77
6.4.1.	Condition bipodale avec une translation postérieure du support.....	77
6.4.2.	Condition unipodale avec une translation médiale du support.....	78
6.4.3.	Différences et similarités entre les deux tâches.....	80
6.4.4.	Limites	81
6.5.	Conclusion	81
7.	Étude 3.....	82
7.1.	Problématique, objectifs et hypothèses.....	83
7.2.	Matériel et méthode	84
7.2.1.	Développement d'une solution d'analyse par dynamique inverse sur un système Simi Motion.....	84
7.2.2.	Participants	86
7.2.3.	Matériel.....	86
7.2.4.	Procédure	88
7.2.5.	Traitement des données	89
7.2.6.	Statistiques.....	90
7.3.	Résultats.....	92
7.3.1.	Cinétique et cinématique	92
7.3.2.	Contrôle neuromusculaire.....	94
7.3.3.	Prédicteurs du PKAM et de la cinématique du Core.....	95
7.4.	Discussion.....	97
7.4.1.	Différences de Core Stability et de contraintes articulaires du genou entre les experts et les non-experts	97
7.4.2.	Prédicteurs cinématiques et cinétiques du risque de blessure	98
7.4.3.	Prédicteurs neuromusculaires de la cinématique du Core	99
7.4.4.	Limites	99
7.5.	Conclusion	100
Chapitre 3 : Discussion générale, perspectives et conclusion.....		101
8.	Discussion générale et perspectives	101
8.1.	Le modèle du double pendule inversé, une approche dépassée ?.....	101

8.2. Le contrôle du Core lors de la régulation de l'équilibre, des tâches quasi-statiques aux tâches dynamiques.....	102
8.3. L'évaluation du contrôle neuromusculaire du Core Stability doit aller plus loin que l'analyse isolée des quantités d'activations et des délais d'activation.	103
8.4. Entre risque de blessure et performance, la place du Core Stability reste à définir.	105
9. Conclusion générale	108
Bibliographie	110
Légendes des figures, tableaux et équations	131
Annexes	136
1. Valorisation de la thèse	136
1.1. Article accepté dans Gait & Posture : « La contribution du tronc dans le contrôle postural lors de tâches d'équilibre challengé ».	136
1.2. Article soumis dans Sports Biomechanics : « Influence du Core Stability et de l'expérience en changement de direction sur le risque de rupture des ligaments croisés antérieurs. »	155
1.3. Actes de congrès issus des données de l'étude 1	169
1.3.1. Congrès de l'ECSS Prague 2019	169
1.3.2. Congrès de l'ACAPS Paris, 2019.....	171
1.3.3. Journée scientifique de l'école doctorale BioSE	173
1.4. Actes de congrès issus des données de l'étude 2	174
1.5. Acte de congrès issu de l'étude 3	176
2. Données supplémentaires étude 2	181
Résumé schématique de la thèse : le Core Stability, de l'équilibre quasi-statique aux mouvements dynamiques	182

Introduction générale

Le tronc et le bassin, de par leur positionnement central chez l'humain, sont réunis sous l'appellation de « Core » en anglais. L'aspect central de cette région n'est pas qu'anatomique. En effet, lorsque l'on s'intéresse à la motricité humaine, on constate que le Core va servir de support aux segments libres et prendre part au contrôle de la stabilité du corps. La capacité à contrôler le Core se réfère à la notion de « Core Stability », qui est devenue un sujet d'investigation en clinique et en sciences du sport dès les années 1990 et s'est popularisée par la suite. Il semble naturel que le Core Stability, de par l'inertie du tronc et son positionnement central, joue un rôle déterminant dans la régulation de l'équilibre. Cependant, le contrôle postural lors de tâches d'équilibre est principalement observé via le prisme du modèle du double pendule inversé, autour des articulations de la cheville et de la hanche. Lors de tâches d'équilibre complexes, induisant une base de support réduite, des perturbations internes ou externes, ou encore des conflits sensoriels, la régulation posturale va impliquer d'autres articulations, telles que le genou, le tronc ou la tête. C'est pourquoi le rôle du Core Stability dans la régulation posturale reste flou. Aussi, la multitude de muscles composant le Core, ainsi que les différents rôles qu'ils peuvent jouer, rendent difficile la compréhension des stratégies de contrôle moteur utilisées par le système nerveux central et périphérique.

L'étude du Core Stability lors des tâches d'équilibre va permettre d'améliorer sa compréhension lors de tâches posturales instables ou perturbées mais aussi de mieux appréhender ses mécanismes de contrôle lors d'actions motrices dynamiques et complexes. En effet, un nombre croissant d'études scientifiques suggère une influence du Core Stability sur la performance sportive et le risque de blessure, notamment au niveau du genou. Les changements de directions sont caractérisés par des appuis unipodaux dynamiques nécessitant un contrôle du Core afin de réaliser la tâche de manière performante et avec un risque de blessure limité. En effet, ces mouvements sont vecteurs de ruptures des ligaments croisés antérieurs et un lien entre certains paramètres cinématiques du Core Stability et ce risque de blessure a été mis en avant. Néanmoins, si l'implication de l'inclinaison latérale du tronc sur le risque de blessure est assez bien documentée, l'impact de la rotation du tronc et de la cinématique en 3D du pelvis reste à déterminer. Par ailleurs, afin de comprendre l'activité neuromusculaire du Core permettant un risque de blessure minimal, il semble nécessaire d'étudier les mécanismes fonctionnels des muscles du Core. Lors de cette thèse, nous aborderons donc la question de la place du Core Stability dans les interactions posture-mouvement, dans la régulation de l'équilibre avec une

large gamme d'instabilités sans déplacement d'appui et dans les actions motrices dynamiques avec des niveaux de contraintes articulaires élevés.

Chapitre 1 : revue de littérature

1. Le Core Stability, concept et modèles

1.1. Qu'est-ce que le « Core » ?

De manière littérale, « Core » en Anglais signifie le noyau. En sciences du mouvement, cette appellation sert traditionnellement à définir la région musculo-squelettique comprenant le rachis lombo-thoracique, l'abdomen, le pelvis ainsi que la partie proximale des membres inférieurs (Kibler *et al.*, 2006). Il inclut donc des structures passives et des structures actives. Richardson *et al.* (1999) ont décrit le Core comme une boîte avec les abdominaux sur sa face antérieure, les muscles *erector spinae* et les muscles *glutei* sur le plan postérieur, le diaphragme sur la partie supérieure, le plancher pelvien et les muscles de la hanche sur la partie inférieure. Cependant, la présence des muscles de la hanche est discutée, n'étant pas directement responsables de la position et des mouvements du tronc. Afin de clarifier ce concept, nous parlerons du Core comme de la région musculo-squelettique allant du diaphragme au plancher pelvien, qui inclut les muscles abdominaux et lombo-thoraciques (Chaudhari *et al.*, 2018). Si les muscles de la hanche ne seront pas directement considérés comme appartenant au Core dans ce travail, leur rôle sur le contrôle du pelvis en fait des muscles pouvant impacter directement le Core. De plus, les muscles *glutei* sont reliés au tronc par le fascia thoraco-lombaire (TLF) ce qui permet de faire le lien entre les membres inférieurs et les membres supérieurs via son insertion sur le muscle *latissimus dorsi* controlatéral. La couche postérieure du TLF est aussi attachée aux muscles lombaires et va permettre le transfert de la tension d'une zone à une autre. Les couches antérieures et médianes entourent les abdominaux, les muscles *quadratus lumborum* et les muscles *erector spinae*, et sont en contact avec le muscle *transversus abdominis*. Par ailleurs, lors de la contraction musculaire du Core, il agit comme une source d'informations proprioceptives (Vleeming *et al.*, 1995). Le TLF est donc un élément essentiel du Core.

Historiquement, les muscles du Core ont été catégorisés en deux groupes. Les muscles « globaux », produisant une force importante et étant responsables des mouvements et les muscles « locaux », plus courts avec des insertions directement sur les vertèbres et responsables de la stabilité du rachis lombaire et thoracique (Figure 1) (Bergmark, 1989). Selon cette catégorisation, les muscles *rectus abdominis*, muscles *obliquus externus* et *obliquus internus* (sur les fibres antérieures) ainsi que les muscles des muscles *erector spinae* sont des muscles globaux. Les muscles locaux comprennent donc le muscle *transversus abdominis*, les fibres

postérieures des muscles *obliquus internus*, les muscles *multifidi*, les muscles *quadratus lumborum*, le diaphragme et une partie des fibres des muscles *iliocostalis* et des muscles *longissimus*.

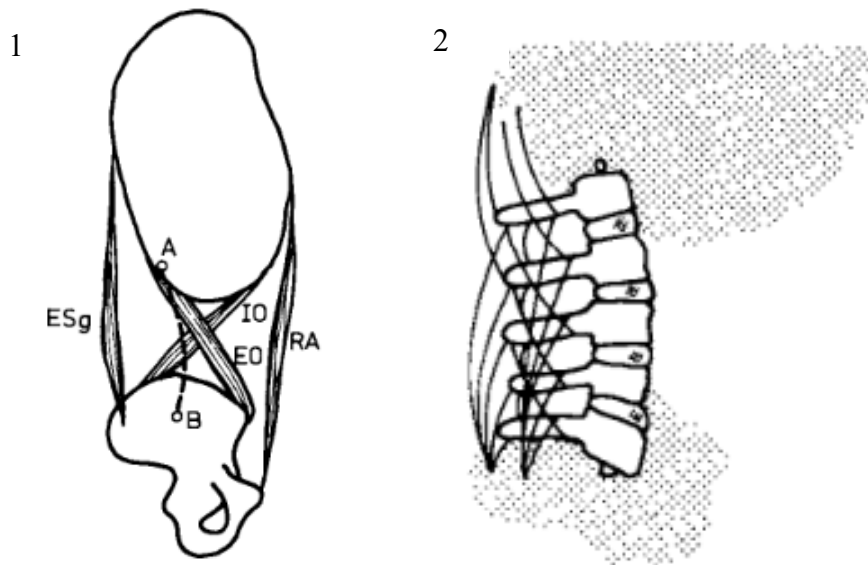


Figure 1. Représentation schématique de l'architecture de certains groupes musculaires globaux (1) et des muscles locaux dorsaux (2). Les muscles représentés en (1) sont le groupe des muscles *erector spinae* globaux (ESg), les muscles *rectus abdominis* (RA), les muscles *obliquus internus* (IO) et *obliquus externus* (EO). Le tracé pointillé de A à B représente le rachis lombaire en (1). Adapté de Bergmark, 1989.

Une autre catégorisation a été proposée par Comerford et Mottram (2001) afin d'apporter une approche plus fonctionnelle. Si les « stabilisateurs locaux » correspondent aux muscles locaux de Bergmark (1989), ils divisent les « muscles globaux » en deux catégories fonctionnelles : les stabilisateurs et les moteurs. Les stabilisateurs locaux agissent sur les segments vertébraux avec des activations symétriques (même lors de mouvements de soulevé de charges asymétriques), souvent en anticipation du mouvement. Les stabilisateurs globaux ont, quant à eux, une action asymétrique afin de maintenir une stabilité globale du tronc (Kiefer *et al.*, 1997). Ces stabilisateurs globaux sont principalement les muscles *rectus abdominis*, les muscles *obliquus externus* et les muscles *erector spinae*. Ces muscles ont aussi une action motrice dépendante de la direction de la tâche et des mouvements des extrémités, ce qui rend difficile la compréhension de leur rôle exact lors de tâches dynamiques. Les actions motrices des muscles du tronc impactent la région thoraco-lombaire mais aussi le pelvis sur sa partie antérieure avec les muscles *rectus abdominis* et en postérieur avec les muscles *erector spinae* (Neumann, 2010). De l'ensemble des contractions des muscles du Core résulte donc une stabilité proximale pour une mobilité des segments libres (Kibler *et al.*, 2006).

1.2. Le Core Stability, entre stabilité et mobilité

1.2.1. Définitions

Le « Core Stability », traduit littéralement, peut être défini comme la stabilité du Core. Il a été défini par Panjabi (1992) comme la capacité de maintenir les zones intervertébrales dans les limites physiologiques. Plus récemment, il a été défini comme la capacité à contrôler la position et le mouvement du tronc par rapport au bassin pour permettre une production et un transfert de la force de manière optimale vers les segments terminaux (Kibler *et al.*, 2006). Cette définition ne prend pas en compte un aspect fondamental de ce concept qui est la perturbation. Le Core Stability a en effet été défini comme la capacité du Core à garder ou retrouver une position (ou une trajectoire) du tronc après une perturbation (Zazulak *et al.*, 2007a). La perturbation pouvant provenir de sources externes (obstacles, adversaires, support mobile) ou du mouvement des extrémités (Chaudhari *et al.*, 2018). Dans ce manuscrit, nous définirons le Core Stability comme la capacité à contrôler la position et le mouvement du tronc par rapport au pelvis grâce aux muscles du Core lors de mouvements dynamiques, perturbés ou non, afin de permettre le transfert ou la production de force optimale vers les segments terminaux.

1.2.2. Mécanismes de stabilisation

Le concept de stabilité du rachis a commencé à être abordé dans les années 1970, en lien avec les pathologies lombaires. Si depuis nous savons que les lombalgies ne sont pas uniquement une affaire de biomécanique (O'Sullivan *et al.*, 2017), la compréhension des mécanismes de stabilisation du rachis a permis d'améliorer la prise en charge des patients lombalgiques (Barr *et al.*, 2005). Le premier modèle de Panjabi (1992) comportait 3 éléments. Le premier inclut les structures passives, osseuses et ligamenteuses, qui contribuent à la stabilité de la colonne vertébrale quand l'articulation atteint des amplitudes articulaires maximales ou sous-maximales. Le deuxième élément regroupe les muscles responsables de la génération de force du rachis et de sa stabilité. Le dernier élément du modèle est le système nerveux, qui a pour objectif de coordonner et d'ajuster les contractions musculaires en activant au bon moment, et avec l'intensité adéquate, les muscles adaptés. Les retours sensoriels des fuseaux neuromusculaires, des organes tendineux de Golgi et des ligaments spinaux permettent de corriger les positions et les mouvements non souhaités afin d'optimiser la stabilité lombopelvienne. Les besoins de stabilité peuvent changer instantanément en raison des ajustements posturaux ou des forces externes (Figure 2). Le Core Stability est donc un concept

dynamique qui varie et s'adapte tout au long du mouvement (Willardson, 2007). L'auteur précise qu'un bon fonctionnement de ces 3 aspects est nécessaire afin d'assurer une stabilité optimale au rachis.

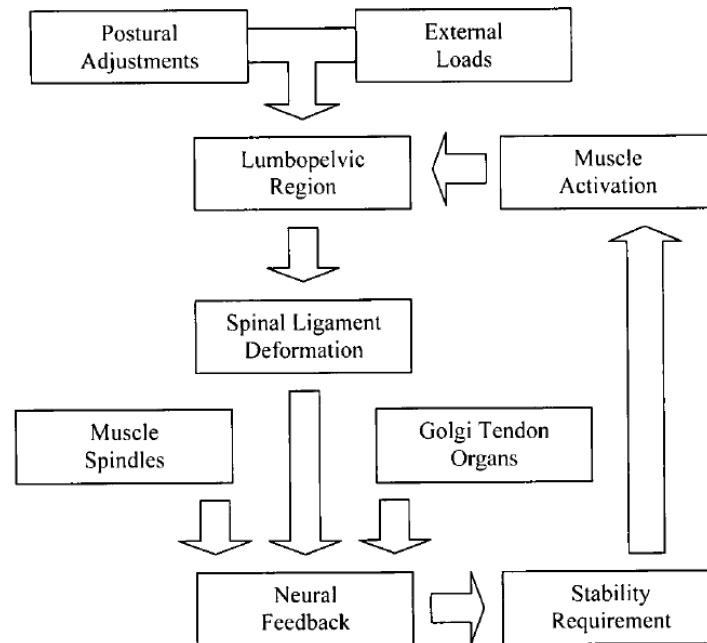


Figure 2. Modélisation du Core Stability de Willardson (2007), adaptée de Panjabi (1992).

Afin de pouvoir comprendre plus en détail les mécanismes de stabilisation du tronc, plusieurs modèles ont été proposés. Une modélisation en forme de tente a été adoptée par plusieurs auteurs dont McGill et Cholewicki (2001) (Figure 3A), complétée par Akuthota et Nadler (2004) (Figure 3B) pour souligner l'importance du TLF dans la stabilité rachidienne. D'un point de vue mécanique, augmenter la tension des muscles de manière symétrique permet dans ce modèle de stabiliser le segment rigide, même dans le cas de mouvements asymétriques.

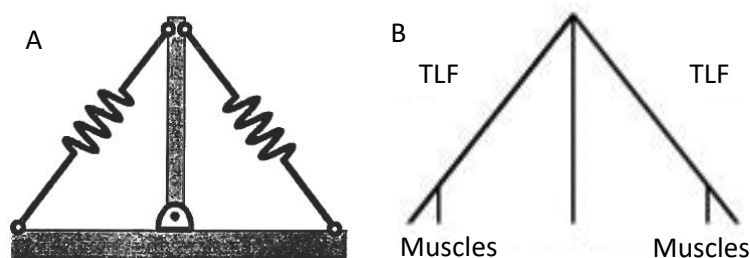


Figure 3. Représentation simplifiée du Core Stability sous forme de tente. En (A), le segment rachidien est maintenu par les muscles, représentés par des ressorts sur le plateau pelvien (McGill & Cholewicki, 2001). En (B), le support central est le segment rachidien, le fascia thoraco-lombaire (TLF) est la tente et les muscles du Core permettent d'augmenter la tension sur le TLF (Akuthota & Nadler, 2004).

Cependant, si ces modèles théoriques simplifiés ont permis de mieux appréhender le fonctionnement des mécanismes de modulation de la raideur rachidienne, l'ensemble musculaire du Core est bien plus complet et complexe. Si les muscles globaux via les co-contractions des muscles agonistes et antagonistes peuvent augmenter la stabilité rachidienne (Gardner-Morse & Stokes, 1998), les auteurs soulignent la complexité du système pour atteindre une coordination musculaire optimale. Il est supposé que les contractions abdominales puissent accroître la pression intra abdominale, ce qui aurait pour effet d'augmenter la raideur du rachis thoraco-lombaire (Cresswell *et al.*, 1994; Cresswell & Thorstensson, 1989). Cholewicki *et al.* (1999) ont ajouté au modèle de Core Stability la pression intra abdominale (IAP). En partant d'un modèle mécanique simplifié à un seul degré de liberté, ils ont observé que l'intensité des co-contractions musculaires (modélisées par les ressorts) et que l'augmentation de l'IAP (modélisée par un piston pneumatique) permettent d'augmenter la raideur du rachis (Figure 4).

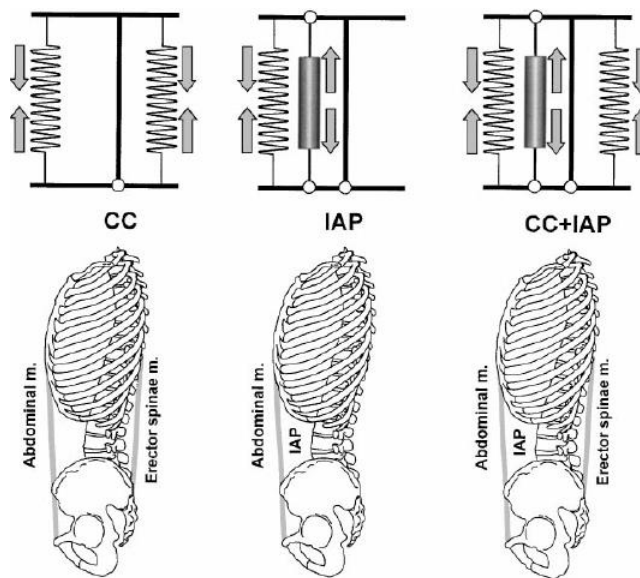


Figure 4. Représentation de deux mécanismes de stabilisation rachidienne : la co-activation des abdominaux et muscles *erector spinae* (CC), l'augmentation de la pression intra-abdominale (IAP) et la combinaison des deux mécanismes (CC + IAP). D'après Cholewicki *et al.*, 1999.

Aussi, l'action du muscle *transversus abdominis* n'est pas représentée sur cette modélisation. Cependant, la contraction de ce muscle augmente l'IAP, la tension du FTL et surtout la stabilité du rachis lombaire (Cresswell *et al.*, 1994; Oddsson, 1989). Les contractions abdominales qui augmentent l'IAP ont lieu avant l'initiation des mouvements des membres supérieurs (Hodges, 1999; Hodges, 2003). Chez le sujet sain, en opposition au sujet

lombalgique, le muscle *transversus abdominis* se contracte avant les autres muscles du Core lors de perturbations du tronc (Cresswell *et al.*, 1994; Hodges, 2003). Hodges avance que cette mise en action plus rapide serait synonyme d'un rôle prépondérant de ce muscle par rapport aux autres dans la lombalgie, tandis que MacDonald *et al.* (2006) suggèrent qu'elle sert principalement à compenser l'élasticité du long fascia antérieur. Par conséquent, Hodges propose un modèle prenant en considération l'action de ce muscle et du diaphragme (Figure 5). Ce dernier se contracterait de manière synchrone avec le transverse, mais aurait un rôle secondaire dans le maintien de l'IAP (Hodges, 1999).

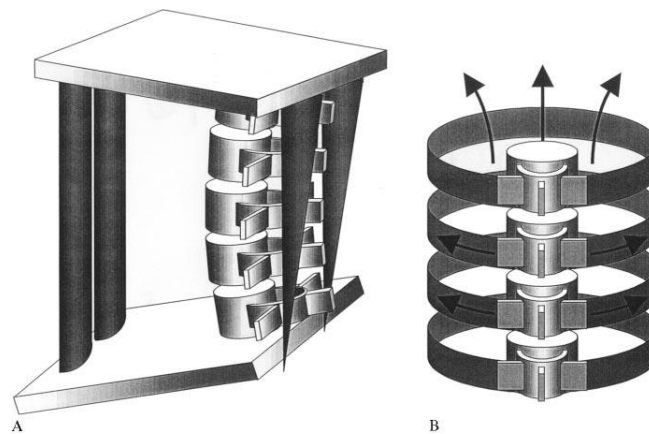


Figure 5. Modélisation des différentes contributions des muscles du Core selon Hodges (1999). En (A) les muscles superficiels (sur la gauche du schéma les muscles *rectus abdominis* et sur la droite les muscles *erector spinae*) permettraient de contrôler les déplacements et la posture du rachis. En (B), les contractions du muscle *transversus abdominis* (représentées par les flèches sur les bandes circulaires noires) ne pourraient avoir qu'un rôle d'augmentation de l'IAP (représentée par les flèches vers le haut) et sur le TLF pour contrôler la raideur du rachis.

Une faible activité musculaire en co-contraction des muscles *multifidi* et des abdominaux permet de stabiliser suffisamment le rachis en position neutre lors de tâches de la vie quotidiennes (5% de la contraction maximale volontaire) et d'activités physiques intenses (10% de la contraction maximale volontaire) (Cholewicki *et al.*, 1997; Vera-Garcia *et al.*, 2006). Une co-contraction avec des niveaux de force trop élevés pourrait aussi engendrer des lésions. Cholewicki et Vanvliet Iv (2002) ainsi que McGill *et al.* (2003) ont suggéré qu'aucun muscle pris isolément n'a une forte contribution à la stabilité du rachis thoraco-lombaire, mais que les muscles antagonistes au mouvement lors de la tâche sont généralement plus efficaces pour améliorer la stabilité rachidienne que les muscles agonistes (Kavcic *et al.*, 2004). Aussi, certains muscles locaux comme les muscles *multifidi* ont une fonction proprioceptive du fait de leur grande densité de fuseaux neuromusculaires et permettraient de faciliter les activations des

muscles « globaux » pour stabiliser la colonne vertébrale. Par conséquent, les muscles du Core, qu'ils soient locaux ou globaux, agissent de manière coordonnée en fonction des situations rencontrées (Lederman, 2010; Willardson, 2007).

Les actions coordonnées de ces muscles ont été étudiées en réponse à une perturbation via les techniques de contractions en « hollowing », qui consiste en des contractions anticipées des muscles *obliquus internus* et du muscle *transversus abdominis*, en « bracing », pour laquelle l'ensemble des muscles du tronc anticipe la perturbation et lors de la réponse naturelle des sujets à la perturbation. Lors des tâches de « sudden loading », qui consistent en une augmentation rapide de la charge appliquée sur le tronc, Vera-Garcia *et al.* (2007) ont montré que la technique du « hollowing » n'améliore pas la stabilité rachidienne alors qu'en « bracing », la stabilité est au même niveau qu'une contraction naturelle sans préactivation exigée. Cependant, lors du « bracing », la compression spinale, estimée via un modèle musculo-squelettique, est plus élevée qu'en condition naturelle. Ces résultats permettent d'avancer que les contractions anticipées volontaires des muscles du Core sont moins efficaces que le contrôle moteur automatique, confirmant les premiers résultats de leur équipe (Brown *et al.*, 2006).

Dans ce manuscrit nous nous baserons sur le modèle du Core Stability de Cholewicki (Figure 4). Ce modèle a été proposé dans le plan sagittal uniquement, or il semble que les mécanismes de co-contraction en médio-latéral peuvent impacter la stabilité rachidienne (Graham *et al.*, 2014; Nelson-Wong & Callaghan, 2010). Le Core Stability étant un concept pouvant nécessiter un contrôle dans les 3 dimensions, nous aborderons ce modèle avec un prisme fonctionnel, c'est-à-dire que suivant le mouvement ou les contraintes, les dimensions étudiées seront celles impliquées lors de la réalisation de la tâche. Parmi les deux composantes actives permettant la stabilité du Core, seules les co-contractions seront mesurées dans notre modèle. En effet, l'IAP ne sera pas évaluée ici à cause de l'impossibilité d'équiper de sondes intra-abdominales nos sujets. Si l'IAP est dépendante des contractions de l'ensemble de muscles abdominaux et du diaphragme (Cholewicki *et al.*, 2002; Tayashiki *et al.*, 2016), aucune estimation de ce paramètre n'a été investiguée à partir des activations de signaux d'électromyographie de surface (EMG). Nous avons vu précédemment que la composante de co-contraction neuromusculaire augmente la raideur du rachis et permet donc d'augmenter la stabilité du Core. Différentes techniques de calculs des co-contractions ont été mises en place dans la littérature. L'approche par modélisation musculo-squelettique permet des estimations des forces produites par les muscles du Core et donc une approche des co-contractions par l'opposition des forces des muscles agonistes et antagonistes, ou des paires latérales de muscles

(Granata & Wilson, 2001; Granata *et al.*, 2005). Une approche plus directe, sans passer par l'élaboration de modèles musculo-squelettique peut être faite en analysant directement les signaux EMG. Afin d'estimer la stabilité rachidienne, l'approche classique d'un simple ratio agoniste/antagoniste évaluerait uniquement l'équilibre entre ces deux groupes musculaires. C'est pourquoi, il est nécessaire d'ajouter une composante de quantité d'activation pour expliquer la stabilité rachidienne (Cholewicki *et al.*, 1997). Plusieurs auteurs ont utilisé ces deux composantes pour modéliser la stabilité du tronc à travers l'équation 1 (Graham *et al.*, 2014; Jamison *et al.*, 2013; Nelson-Wong & Callaghan, 2010; Schinkel-Ivy *et al.*, 2013). Lors de l'analyse de plusieurs muscles ayant les mêmes fonctions dans le mouvement réalisé, ils peuvent être moyennés afin de créer une unique variable prenant en compte les disparités inter-individus sur les muscles recrutés (Cholewicki *et al.*, 1997; D'hooge *et al.*, 2013).

$$CCI = \frac{EMG_RMS \text{ la plus faible}}{EMG_RMS \text{ la plus élevée}} * (EMG_RMS \text{ la plus faible} + EMG_RMS \text{ la plus élevée})$$

Équation 1. Index de co-contraction (CCI). EMG_RMS représente la quantité moyenne d'activation neuromusculaire mesurée par EMG soit d'un muscle isolé soit d'un groupe musculaire avec une fonction similaire.

L'interprétation de la variation de quantités de co-contractions a été résumé dans la figure 6.

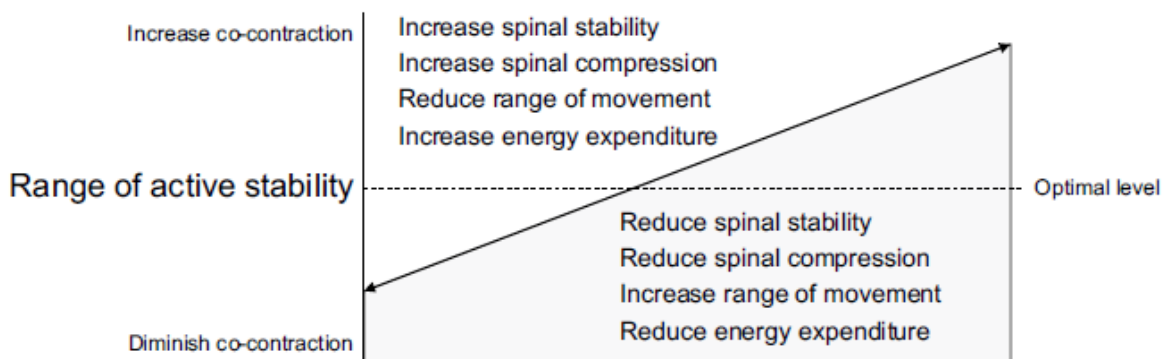


Figure 6. Schématisation théorique de l'impact de la variation de la quantité de co-contraction sur la stabilité du Core. D'après Lederman (2010).

Le Core Stability n'ayant pas uniquement une composante de raideur mais aussi une composante de mobilité, un indicateur d'équilibre entre agonistes et antagonistes permettrait de décrire les modes de contractions si cette variable est combinée à une analyse cinématique. En effet, un poids plus important des agonistes au mouvement indique que le mouvement est actif et non passif (par exemple la simple conséquence d'une perturbation externe ou interne). Afin de faciliter l'analyse de ce ratio entre agonistes et antagonistes, nous proposons l'utilisation du ratio de co-contraction dirigé (DCCR, équation 2), principalement utilisé pour le ratio quadriceps/ischio-jambiers dans la littérature (Donnelly *et al.*, 2015; Heiden *et al.*, 2009) mais aussi pour le tronc (Boggess *et al.*, 2018). Ce ratio permet d'avoir des valeurs comprises entre -1 et 1. Un ratio positif indique un poids plus important des muscles agonistes et un ratio négatif un poids plus important des muscles antagonistes.

Si la quantité d'activation des agonistes est supérieure à celle des antagonistes alors :

$$DCCR = 1 - \frac{EMG_RMS\ agonistes}{EMG_RMS\ antagonistes}$$

Sinon :

$$DCCR = \frac{EMG_RMS\ antagonistes}{EMG_RMS\ agonistes} - 1$$

Équation 2. Ratio de co-contraction dirigé (DCCR). EMG_RMS représente la quantité moyenne d'activation neuromusculaire mesurée par EMG soit d'un muscle isolé soit d'un groupe musculaire avec une fonction similaire.

1.3. Core Stability et pratique sportive

Le Core Stability, comme nous l'avons vu précédemment est lié à la lombalgie. Plus généralement, il va être en lien avec la performance et le risque de blessure chez les sportifs. (De Blaiser, Roosen, *et al.*, 2018; Hibbs *et al.*, 2008; Kibler *et al.*, 2006; Silfies *et al.*, 2015; Willardson, 2007; Willson *et al.*, 2005).

1.3.1. Core Stability et risque de blessure

L'étude des composantes du Core Stability permet d'en extraire les différents facteurs de risque afin d'améliorer la prévention des blessures, situées principalement au niveau des membres inférieurs (De Blaiser *et al.*, 2018).

Le rôle de l'endurance du Core sur le risque de blessure au niveau des membres inférieurs a été investigué tout d'abord par Leetun *et al.* (2004). Ces auteurs, ainsi que Okada *et al.* (2011), n'ont pas mis en évidence de lien entre l'endurance du Core et le risque de blessure. L'équipe de Wilkerson a pu confirmer cette absence de relation sur les composantes d'endurances postérieures et latérales, mais ils ont remarqué qu'un faible temps de maintien lors d'un test d'endurance antérieure était lié à un risque de blessure élevé (Wilkerson *et al.*, 2012; Wilkerson & Colston, 2015). Ces résultats ont été confirmés pour des blessures d'usures (comme les tendinites par exemple) du membre inférieur (De Blaiser *et al.*, 2019). Cependant, la composante d'endurance du Core ne semble pas être liée au risque de blessure du haut du corps chez les pratiquants de baseball (Endo & Sakamoto, 2014).

Si l'endurance du Core est souvent utilisée, étonnamment une seule étude a fait le lien entre la force du Core et le risque de blessure, et plus précisément avec le risque de rupture du ligament croisé antérieur (LCA) chez les jeunes (14-19 ans) (Raschner *et al.*, 2012). Cette étude a mis en avant chez les skieurs qu'un ratio de force déséquilibré entre les fléchisseurs et les extenseurs, mais aussi que de faibles niveaux de forces en flexion et extension, étaient des facteurs de risque de rupture du LCA.

Par ailleurs, la proprioception du Core, mesurée via la différence en degrés entre une position cible et la position réalisée de manière active lors d'une tâche de repositionnement, va être significativement plus élevée chez les femmes qui subissent une rupture du LCA dans les 3 ans après réalisation de ce test. Parallèlement, le repositionnement passif n'est lui pas prédicteur du risque de blessure (Zazulak *et al.*, 2007b).

Le contrôle cinématique du Core peut être mesuré sur des tâches fonctionnelles ou avec le Core isolé. Zazulak *et al.* (2007) ont quantifié le déplacement du tronc suite à une perturbation

consistant en un relâchement brutal d'une force appliquée sur ce dernier. Ils ont mis en avant que les sportifs blessés au genou avaient des déplacements angulaires plus élevés dans les trois axes que les sportifs non-blessés. En se basant sur un modèle de prédiction de la blessure, le déplacement latéral du tronc et, dans une moindre mesure, le déplacement sagittal, prédisaient la blessure chez les femmes mais pas chez les hommes (Zazulak *et al.*, 2007a). Lors de mouvements fonctionnels, le contrôle du Core est aussi lié au risque de blessure des membres inférieurs. Chez des danseurs, l'augmentation du déplacement angulaire lors de tests lombopelviens (lever de genou unilatéral en décubitus dorsal et flexion de hanche avec rachis verrouillé) est liée au risque de blessure (Roussel *et al.*, 2009). Aussi, lors d'un « drop jump » unipodal, l'amplitude dans le plan frontal de la hanche et du tronc était un facteur de risque de douleur tibiale chez les femmes (Verrelst *et al.*, 2014). En se basant sur l'antéversion et la rétroversion du pelvis lors d'un « single leg raise » (lever un pied de 8cm depuis une position bipodale), les auteurs séparent l'effectif de joueurs de baseball en 3 groupes de qualité du contrôle du pelvis et montrent que le groupe ayant le moins bon contrôle du pelvis manque plus de jours de pratique à cause d'une blessure (Chaudhari *et al.*, 2014).

Les mouvements fonctionnels ont aussi permis de déterminer le lien entre la qualité du Core Stability et la blessure au niveau des membres supérieurs. Toujours en baseball, les lanceurs ont un risque plus élevé de blessure au niveau du coude et de l'épaule quand le tronc s'incline latéralement de plus de 10° durant le lancer (Oyama *et al.*, 2013). Chez les footballeurs américains, la performance dans une tâche demandant une stabilité du Core combinée à une motricité de la chaîne scapulaire (CKCUEST, voir paragraphe 1.4.1) est aussi liée au risque d'apparition d'une blessure à l'épaule (Pontillo *et al.*, 2014). Cependant, les tests d'équilibre statique, dynamique (Y-test), d'endurance du Core ou de contrôle lombopelvien (abaissement des deux jambes en décubitus dorsal) n'ont pas montré de lien entre le Core Stability et la blessure de l'épaule (Pontillo *et al.*, 2018). L'ensemble de ces tests fonctionnels révèle que lorsque le test est proche de la pratique, il peut apporter des informations sur un potentiel risque de blessure. De plus, ces études soulignent que la mesure de la cinématique du Core Stability est particulièrement pertinente dans un contexte de prévention des risques de blessure.

1.3.2. Core Stability et performance

Le tronc, en tant que segment le plus inertiel et central par rapport aux segments libres, va avoir un rôle postural, permettant par sa stabilité une efficacité et une production de force supplémentaire des segments libres (Willardson, 2007). Il a un rôle de transfert de force, principalement des membres inférieurs vers les membres supérieurs (Bliss & Teeple, 2005),

mais aussi des forces du tronc vers les extrémités (Kibler *et al.*, 2006; Konin *et al.*, 2003). Une rupture dans la chaîne cinétique engendrerait une perte de production de force ou d'efficacité, et donc diminuerait la performance (Silfies *et al.*, 2015). Afin d'améliorer le transfert et la production de force, les entraînements du Core Stability sont devenus fréquents chez les sportifs. Cependant, les différents protocoles ont eu des résultats hétérogènes sur la performance sportive.

McGill *et al.* (2003) avancent qu'un exercice répété qui implique la stabilisation du rachis est un exercice de Core Stability. Cette définition place ce concept dans un vague ensemble d'exercices pour améliorer la performance sportive. En effet, une très grande majorité de mouvements va demander une stabilisation de la colonne vertébrale. L'entraînement du Core Stability peut donc aller de l'équilibre en tâche d'instabilité au niveau de l'appui, aux mouvements de musculation en résistances classiquement utilisés, comme le soulevé de terre ou les squats.

Afin d'induire une perturbation, de nombreux intervenants de santé ont incorporé l'utilisation de balles de fitness afin d'améliorer le contrôle du Core. L'entraînement sur des balles de fitness (Swiss ball) améliorerait le Core Stability par rapport aux entraînements statiques sans instabilité (Willardson, 2007). Cette instabilité engendre une augmentation de l'activité neuromusculaire des muscles du Core et par conséquent Behm *et al.* (2005) et Vera-Garcia *et al.* (2000) suggèrent d'utiliser systématiquement une composante de déstabilisation lors de l'entraînement du Core Stability. Cependant, cette instabilité induite par les balles de fitness engendre une baisse de la production de force au niveau des membres inférieurs (Behm *et al.*, 2002) et supérieurs (Anderson & Behm, 2005). Aussi, peu de sports atteignent des niveaux d'instabilités comparables aux entraînements avec balle de fitness, car les sportifs s'entraînent sur un support généralement stable. C'est pourquoi l'entraînement avec des poids libres, qui permet d'induire des niveaux d'instabilité modérés et des hauts-niveaux de production de force, pourrait être plus adapté. Cette approche plus globale permet de travailler la chaîne focale ainsi que le Core Stability et serait donc plus transférable à la pratique que les exercices sur balle de fitness (Willardson, 2007).

Dans la pratique, l'entraînement considéré comme statique s'effectue principalement avec des exercices de gainage soit sur surface stable soit sur surface instable (Bosu, balle de fitness). Si ces entraînements en majorité améliorent la capacité d'endurance du Core, il n'y aurait qu'un faible effet de l'entraînement du Core Stability pour une performance générale (Prieske *et al.*, 2016). En effet, Stanton *et al.* (2004) ont montré que l'entraînement avec balle permettait d'améliorer le Core Stability dans des tests proches de l'entraînement mais pas

d'améliorer la performance lors d'une course de 5km. Néanmoins, après un protocole de fatigue ciblée sur le Core Stability, la cinétique articulaire lors de la course était modifiée. Aussi, l'inadéquation entre le mode d'entraînement en endurance et la performance en aviron expliquerait l'absence de différence significative entre le groupe entraîné spécifiquement et le groupe contrôle pour un 2km en aviron (Tse *et al.*, 2005).

Sur un protocole dynamique et statique de 12 semaines, Weston *et al.* (2015) montrent une amélioration du temps au 50m nage libre. Ces résultats, conjugués à l'inefficacité d'un protocole sur balle de fitness (Scibek, 1999) permettent de mettre en avant qu'un programme adapté peut améliorer la performance. Pour les mouvements de lancer, Raeder *et al.* (2015) et Saeterbakken & Fimland (2012) ont montré qu'un entraînement dynamique et instable du Core améliorerait la vitesse de lancer, mais pas la précision, au handball chez les femmes. Des résultats similaires chez les hommes, pour une plus grande gamme de tirs, ont été observés (Manchado *et al.*, 2017). Cependant, ces entraînements n'ont pas d'effet sur tous les mouvements de bras au-dessus de l'épaule. En effet, en tennis la vitesse du service n'est pas différente entre le groupe entraîné spécifiquement et le groupe contrôle (Smart *et al.*, 2011).

De manière générale, on peut noter que les entraînements uniquement d'endurance des muscles du Core sont peu ou pas efficace pour améliorer la performance sportive globale, et que des exercices plus écologiques peuvent avoir des effets variables sur certains facteurs de performance (Hibbs *et al.*, 2008; Jamison, *et al.*, 2012; Prieske *et al.*, 2016; E. Weltin *et al.*, 2016). L'impact de ces deux méthodes d'entraînement est résumé par Hibbs *et al.* (2008) (Figure 7).

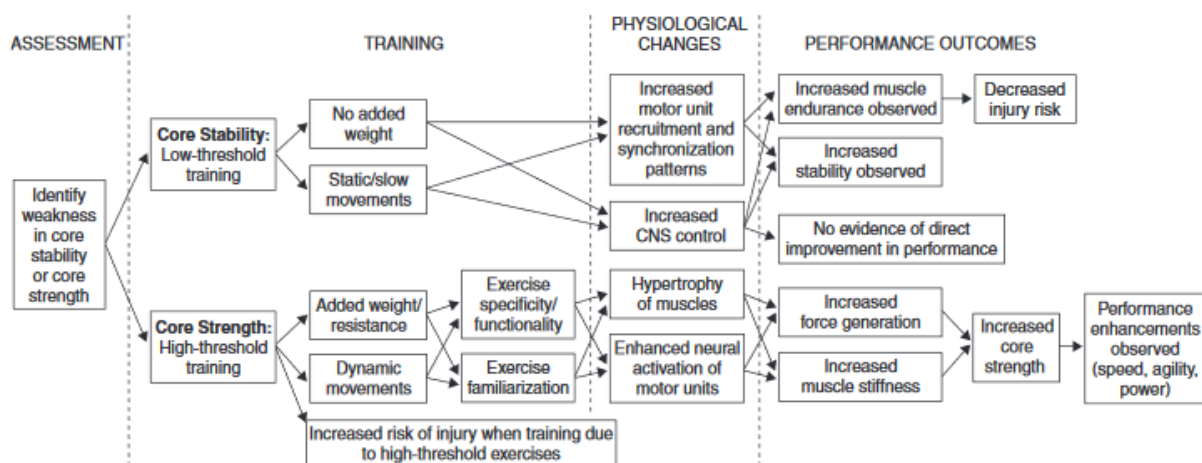


Figure 7. Entraînement du Core Stability et bénéfices potentiels : principes de charge faible ou élevée de l'entraînement et ses effets sur le Core Stability, sur la force du Core et l'impact potentiel sur la performance. D'après Hibbs *et al.* (2008).

1.4. Évaluation du Core Stability

Afin d'évaluer le Core Stability lors des tâches motrices d'intérêt, l'analyse cinématique et neuromusculaire peut se faire via le modèle décrit précédemment (cf. paragraphe 1.2.2). Cependant, cette option est contraignante (matériel, coût, temps, expertise). Il est possible d'évaluer séparément certaines composantes du Core Stability soit lors de tâches fonctionnelles (plus faciles à réaliser) soit isolément en laboratoire. Pour ce faire, il est donc nécessaire de choisir la ou les fonctions du Core Stability à évaluer.

1.4.1. Évaluation fonctionnelle

Les évaluations fonctionnelles permettent d'analyser certaines composantes du Core Stability dans les 3 plans. Il n'existe pas de consensus sur un ensemble de tests représentatifs de la qualité du Core Stability. Vera-Garcia *et al.* (2019) proposent une catégorisation en 3 méthodologies des tests de terrain.

En se basant sur la définition de Kibler *et al.* (2006), la première catégorie est composée de tests de stabilité impliquant le corps complet. Les appuis unipodaux font partie des plus utilisés. Le test de base consiste en un appui unipodal les mains sur les hanches, avec pour indicateur de qualité de contrôle du Core l'inclinaison latérale du pelvis (posture de Trendelenburg) et la rotation autour de la jambe d'appui. Si ce test ne révèle aucune faiblesse, il est possible d'effectuer un quart ou demi squat sur une jambe en observant les mêmes indicateurs. Afin d'augmenter la difficulté de la tâche, plusieurs auteurs proposent d'utiliser le « Lateral Step Down ». Ce test consiste en un squat unipodal avec la jambe d'appui à 20cm du sol sur un support surélevé et la jambe libre devant toucher le sol en contrebas (De Blaiser *et al.*, 2018; Ozcan Kahraman *et al.*, 2016). Une analyse du Core Stability dans les activités d'équilibration dynamique est fréquemment réalisée via un « star excursion balance test », ou sa variante le Y-test. Ce test, demandant d'atteindre une distance maximale avec une jambe libre en étant en appui unipodal dans plusieurs directions, est utilisé pour déterminer la qualité de l'équilibre dynamique. Aussi, la réussite à ce test semble être impactée par la qualité du Core Stability (Chuter *et al.*, 2015; Kahle & Gribble, 2009). Nous avons vu précédemment que le CKCUEST (Figure 8) peut permettre une prédiction du risque de blessure de l'épaule. Le sujet commence le test les mains sur chaque ligne (séparées de 91,4cm) et doit toucher la ligne avec la main opposée un maximum de fois en 15 secondes, en alternant main gauche et main droite. Le score est normalisé par la taille du sujet (de Oliveira *et al.*, 2017; Goldbeck & Davies, 2000).

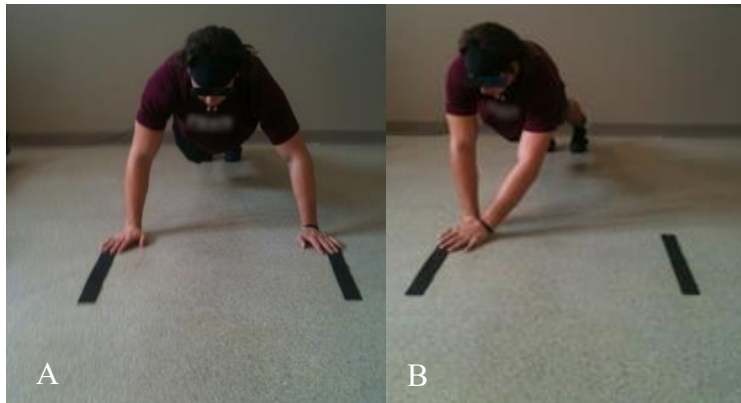


Figure 8. Test de stabilité des membres supérieurs en chaîne cinétique fermée (CKCUEST). En A, position de départ et en B, touche main opposée pendant le test. D'après Pontillo *et al.* (2014).

Il est possible de classer dans la deuxième catégorie proposée par Vera-Garcia *et al.* (2019) les mesures de force et d'endurance du Core. Le test du maintien de la flexion du tronc (Figure 9), permettant la prédiction des blessures des membres inférieurs selon Wilkerson *et al.* (2012), est évalué par le temps de maintien en position.

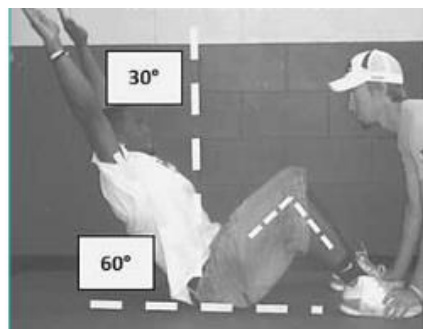


Figure 9. Test de maintien de la flexion antérieure du tronc. D'après Huxel Bliven & Anderson (2013).

Vera Garcia *et al.* (2019) déterminent une troisième catégorie de test du Core Stability qui sont les tests du contrôle lombopelvien et se basent sur le concept de stabilité du tronc par rapport au bassin afin de maintenir le complexe en position neutre. Le test le plus adapté ici est le test de Sahrman en 5 niveaux de difficulté graduelle. Chaque niveau consiste en un mouvement de jambe plus ou moins contraignant pour la région lombaire à partir d'une position en décubitus dorsal. Popularisé par Stanton *et al.* (2004), il permet de mesurer le Core Stability avec un biofeedback pour le participant. Ce test comprend un coussin gonflable placé au niveau de L5, avec une pression déterminée en amont de la réalisation du test (souvent 40mmHg), qui indique sa variation de pression lors de l'exécution de la tâche. Le sujet doit réaliser chaque niveau sans modifier de plus de 10mmHg la pression du coussin pour passer au niveau supérieur.

1.4.2. Évaluation en laboratoire

Les évaluations fonctionnelles ne nécessitent pas ou peu de moyens techniques, mais elles restent moins précises que les évaluations en laboratoire et ne permettent pas d'évaluer l'ensemble de composantes du Core Stability. Les deux principaux tests effectués en laboratoire sont le test de « sudden loading » et le test d'assise instable. Ils permettent de mesurer respectivement la réaction à une perturbation et la stabilité du Core, de manière isolée des segments libres.

Les tests de « sudden loading » ou « sudden unloading » permettent de quantifier la réponse isolée du Core à une perturbation unidirectionnelle au niveau du tronc. Ces systèmes vont induire un déplacement du tronc à contrôler le plus rapidement possible, en flexion, en extension et en inclinaison latérale. Les sujets sont en position semi-assise (Figure 10A et 10C) soit en position assise avec un appui au niveau des pieds (Figure 10B). Les forces appliquées sont de l'ordre de 10 à 30% de la capacité de production de force maximale en isométrique. Ces forces peuvent varier en fonction des populations et des directions de perturbations (Barbado *et al.*, 2016; Borghuis *et al.*, 2011; Glofcheskie & Brown, 2017; Vera-Garcia *et al.*, 2007; Zazulak *et al.*, 2007a).

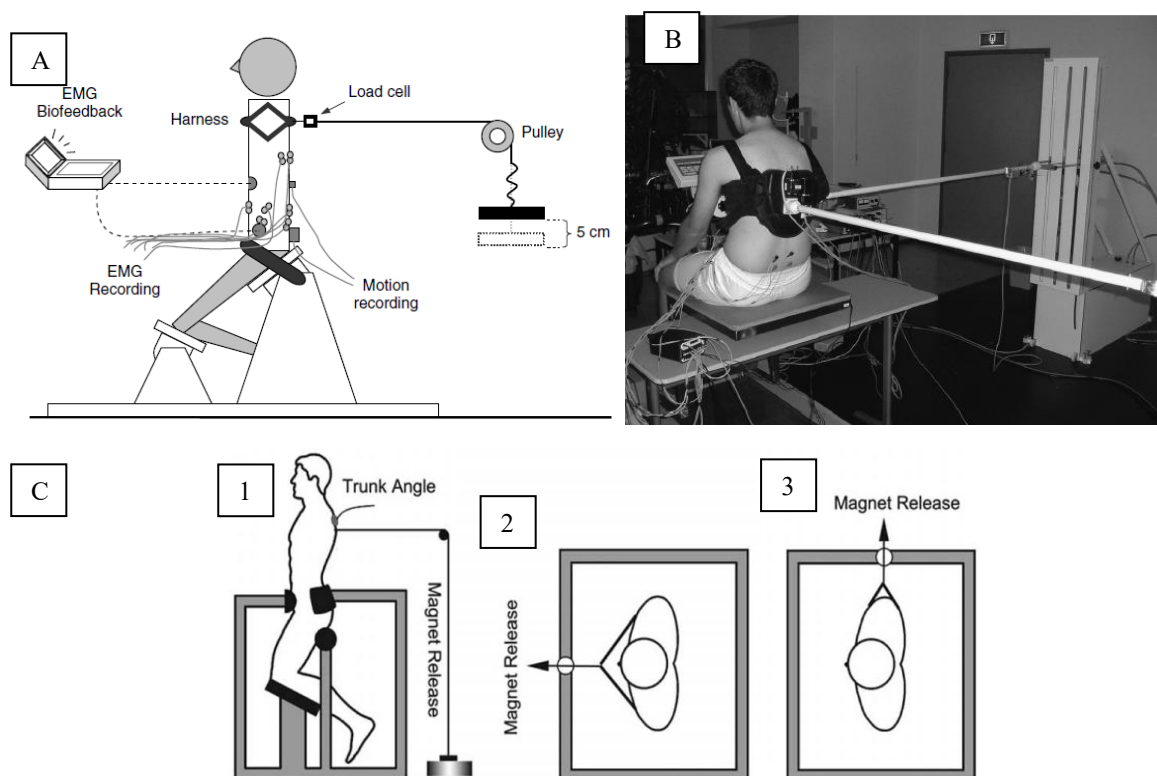


Figure 10. Système de « sudden loading » de A) Vera-Garcia *et al.* (2007) ; B) Borghuis *et al.* (2011) et système de « sudden unloading » en flexion (1), extension (2) et latéral (3) de Zazulak *et al.* (2007a).

Les performances dans les différentes directions de perturbations ne sont pas toutes corrélées, ce qui souligne la spécificité des muscles du Core à être performant dans une tâche (Vera-Garcia *et al.*, 2019). Ces résultats ont été corroborés par Barbado *et al.* (2016), qui ont montré que les judokas développaient une raideur supérieure aux autres sportifs uniquement lors des perturbations latérales.

Les dispositifs d'assise instable permettent de quantifier la capacité du tronc à stabiliser une position ou une trajectoire imposée alors que le sujet doit contrôler les fluctuations internes de son centre de masse. Ces tests permettent donc de mesurer un aspect différent des évaluations par « sudden (un)loading ». Ce système, initialement développé par Cholewicki *et al.* (2000), est équipé d'un siège reposant sur une demi-sphère et d'un repose-pied solidaire du siège afin de neutraliser une contribution potentielle des membres inférieurs lors de la régulation de la posture (Figure 11). Sous la demi-sphère se trouve la plateforme de force qui permet de mesurer le centre des forces.

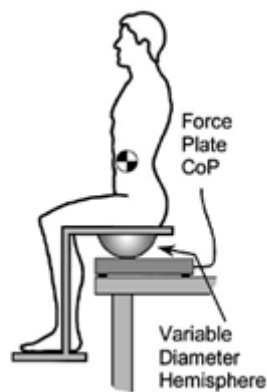


Figure 11. Schématisation du système d'assise instable de Cholewicki *et al.* (2000).

Ce système a été optimisé au cours du temps et deux principaux protocoles d'assise instable semblent avoir émergé. Le premier est dans la lignée de l'évaluation de Cholewicki *et al.* (2000) où le sujet a pour consigne de rester le plus stable possible (Larivière *et al.*, 2013; Pierret *et al.*, 2020). Le second protocole affiche un biofeedback sur la position du centre de pression à atteindre, qui peut être fixe au centre de l'assise ou en mouvement (classiquement un cercle à tracer) (Barbado *et al.*, 2016; Vera-Garcia *et al.*, 2019). En 2006, Reeves *et al.* se sont servis de ce système pour voir l'effet de la raideur du tronc sur le contrôle postural. Une condition de raideur passive du tronc à l'aide d'une ceinture lombaire, une condition de raideur active par co-contraction des abdominaux (« bracing ») et une condition contrôle ont été comparées. Si la ceinture lombaire n'améliore ni ne détériore le contrôle postural, les activations neuromusculaires étaient de plus faible amplitude. Les co-contractions du tronc ont

engendré un moins bon contrôle postural en comparaison des autres tâches. Si Vera-Garcia *et al.* (2007) ont montré que le « bracing » anticipé avant les perturbations n'avait pas d'impact bénéfique, les résultats de Reeves *et al.* (2006) semblent cohérents sur une tâche d'assise instable. En effet, cette tâche nécessitant des corrections tout au long de l'essai pour réguler les perturbations internes, il semble être contre-productif d'effectuer un verrouillage des muscles pouvant stabiliser le tronc grâce à des actions motrices adaptées. Ces résultats confirment donc qu'une co-contraction volontaire anticipée n'est pas efficace pour contrôler le Core quand l'instabilité est élevée.

- ☑ Le Core Stability est défini ici comme la capacité à contrôler la position et le mouvement du tronc par rapport au pelvis grâce aux muscles du Core, afin de permettre le transfert ou la production de force optimale vers les segments terminaux.
- ☑ Nous allons utiliser un modèle du Core Stability basé sur les ratios de co-contraction dirigés (DCCR) et les quantités de co-contractions (CCI) permettant d'évaluer respectivement l'équilibre agoniste-antagoniste et la raideur rachidienne, combinés à l'analyse cinématique.
- ☑ Le Core Stability est lié à la performance sportive et au risque de blessure.
- ☑ Le Core Stability est un concept tâche-dépendant et doit être investigué directement lors de la tâche finale à réaliser (ou dans une tâche la plus proche possible), que sa finalité soit de performance sportive, de mouvement fonctionnel en clinique, ou d'équilibration.

2. Contrôle postural et rôle du tronc dans la régulation de l'équilibre

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 (Bouisset & Maton, 1995; Paillard, 1976). Le tronc étant le segment le plus inertiel du corps humain, il semble légitime de penser qu'il puisse jouer un rôle fondamental lors de la régulation de la posture. Cependant, les modèles utilisés pour simplifier la compréhension du contrôle postural mettent de côté ce segment ou l'englobent dans l'appellation de l'articulation de hanche, ce qui limite la compréhension du rôle du tronc lors de tâches d'équilibres. Lors de ce chapitre, nous définirons le contrôle postural et établirons l'état de la littérature sur la place du tronc dans la régulation de l'équilibre.

2.1. Le contrôle postural, un processus actif et complexe

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

La posture de référence de l'être humain est la station debout bipodale. Le contrôle postural va se définir comme la capacité à maintenir, de manière active, une configuration corporelle sur la base des informations sensorielles ainsi qu'à rétablir la configuration initiale lorsque cette dernière est perturbée (Paillard, 1971). Le contrôle postural est donc un processus dynamique qui s'adapte à l'organisation du corps à chaque instant et aux contraintes appliquées sur le corps. La force gravitaire est une contrainte que le système nerveux central va prendre en compte pour s'orienter de manière à maintenir l'équilibre corporel. Le contrôle postural va aussi avoir pour objectif de stabiliser le centre de masse (CdM) et sa relation avec la base d'appui, autrement appelé polygone de sustentation. Le CdM a été défini par Winter (1995) comme « un point équivalent à la masse corporelle totale dans le système de référence global et qui représente la moyenne pondérée du CdM de chaque segment corporel dans l'espace en 3 dimensions ». Lors d'activités motrices n'impliquant pas de déplacement d'appuis par rapport au support, les postures bipodales sont dites orthostatiques ou semi-statiques (Duarte & Freitas, 2010). Dans ces situations, on considère que le corps est à l'équilibre lorsque la somme des forces et des moments de force qui s'appliquent sur son CdM est nulle et que la projection verticale du CdM se situe dans le polygone de sustentation. Dans cette posture, le corps oscille perpétuellement et n'est jamais littéralement statique, le CdM devant toujours être maintenu à l'intérieur de la base d'appui. Le centre de force ou centre de pression (CdP), défini comme le barycentre des forces de réaction au sol qui s'appliquent à l'individu (Winter, 1995), va être

dépendant des variations posturales (Figure 12) mais va aussi réguler la position du CdM (Benda *et al.*, 1994).

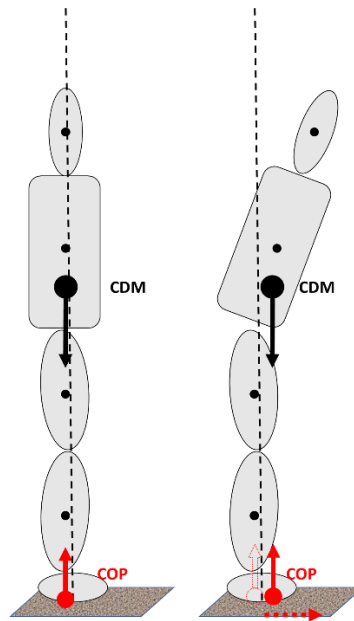


Figure 12. Représentation schématique d'une posture orthostatique avec deux positions de CdM corporel différentes. Lors d'une flexion antérieure du tronc (image de droite), un déplacement du CdM vers l'avant va engendrer un déplacement du CdP vers l'avant. D'après la thèse de Pierret (2020).

En plus de la pesanteur, le contrôle postural doit faire face à des perturbations de l'équilibre d'ordre internes, comme les forces d'origines musculaires, et des perturbations d'ordre externes, provenant de l'environnement.

Le contrôle postural ne doit pas uniquement contrôler l'équilibre orthostatique. La posture va le plus souvent être considérée comme un support à l'action pour réaliser des tâches orientées. Le contrôle postural s'opère donc à chaque instant sur l'être humain, qu'il soit en mouvement volontaire ou non. L'ensemble des contraintes, des situations rencontrées par les personnes, va nécessiter une mise en place de mécanismes de contrôle de l'équilibre par le système nerveux central (SNC) et périphérique.

2.1.2. Entrées sensorielles du contrôle postural

Le système postural est capable de combiner des informations de diverses origines, qui sont complémentaires et en partie redondantes. Ces informations vont permettre de détecter un changement de posture par rapport à une référence (Nashner & McCollum, 1985) et enclencher la mise en place de comportement moteurs adaptés à la nouvelle situation. Les trois principales entrées sensorielles utilisées par le SNC sont les entrées visuelles, vestibulaires et somatosensorielles.

2.1.2.1. Contributions des afférences visuelles

La vision est composée de deux sous-systèmes : la vision centrale et périphérique. La vision centrale va, entre autres, permettre la reconnaissance des objets, la localisation dans l'espace et d'avoir un point d'ancrage visuel qui va améliorer la stabilité posturale. La vision périphérique va principalement fournir des informations sur des vitesses et trajectoires de l'environnement. Les afférences visuelles vont donc fournir des informations à la fois sur la position et sur le mouvement du corps dans l'espace, qui vont permettre d'adopter une posture plus stable. En effet, de très nombreuses études depuis les travaux de Romberg (1840) ont comparé les différences de contrôle postural avec les yeux ouverts ou fermés, et ont conclu que les afférences visuelles permettaient de réduire les oscillations posturales en position orthostatique (Black *et al.*, 1982) (Figure 13).

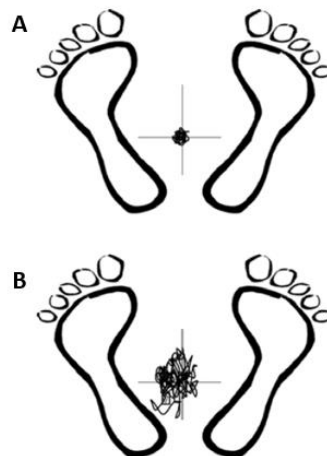


Figure 13. Représentation des déplacements du CdP au sein du polygone de sustentation, les yeux ouverts (A) et fermés (B). L'amplitude et la surface des déplacements du CdP est plus importante en l'absence des afférences visuelles.

La place de la vision dans la régulation posturale peut cependant varier. En effet, chez les sportifs, l'importance des afférences visuelles va avoir tendance à diminuer avec l'entraînement et donc avec l'expertise, laissant plus de poids à d'autres entrées sensorielles, telles que les afférences proprioceptives (Paillard, 2017).

2.1.2.2. Contributions des afférences somatosensorielles

Les afférences somatosensorielles proviennent de multiples sources perceptives comme le toucher, la température, la proprioception ou la douleur (Riemann *et al.*, 2002). Cette dernière regroupe des informations sur la position, les déplacements des segments corporels ainsi que sur les forces s'appliquant sur les segments. Plusieurs structures majeures interviennent dans le contrôle postural. La vitesse d'étirement des muscles et leur variation de longueur va être perçue par les fuseaux neuromusculaires, ce qui va permettre de fournir des informations sur l'orientation et la localisation des segments corporels. Les variations de tension musculaire sont renseignées grâce aux organes tendineux de Golgi, positionnés à l'intersection des fibres musculaires et tendineuses. La position et la vitesse de rotation des articulations sont captées par l'ensemble des capteurs sensoriels dans l'articulation (organes de Golgi, corpuscules de Pacini, de Ruffini, terminaisons nerveuses). Enfin, les corpuscules de Meissner vont être sensibles aux déformations de la peau et vont donc contribuer au sens de la position segmentaire. Grâce à toutes ces sources d'informations, le SNC va être capable d'estimer la position des segments les uns par rapport aux autres.

Les afférences cutanées plantaires vont jouer un rôle majeur dans l'équilibration car le pied est directement en contact avec le support et dispose d'une quantité importante de mécanorécepteurs. Les informations plantaires vont permettre de délimiter les contours du polygone de sustentation, de déterminer la nature du sol, et participer à la représentation du corps dans l'espace. En cas de perturbation de ces afférences, on observe une augmentation des oscillations posturales (Diener *et al.*, 1984; Do *et al.*, 1990). Au contraire, lors de stimulations des informations cutanées plantaires chez les sujets sains ou âgés, les oscillations corporelles sont réduites (Bernard-Demanze *et al.*, 2004; Palluel *et al.*, 2008).

2.1.2.3. Contributions des afférences vestibulaires

Le système vestibulaire, situé au sein de l'oreille interne, est composé de deux sous-systèmes de récepteurs sensitifs. Le premier est le système otolithique, constitué par le saccule et l'utricule. Il va renseigner le SNC sur les accélérations linéaires verticales (dont la gravité) grâce au saccule et sur les accélérations linéaires horizontales via l'utricule. Le second est le système canalaire qui est composé de 3 canaux semi-circulaires qui s'orientent dans les trois plans de l'espace. Ils ont pour rôle de capter les accélérations angulaires de la tête dans les trois dimensions. La combinaison de ces deux sous-systèmes permet donc au SNC d'interpréter la position et les mouvements de la tête dans l'espace (Berthoz, 1997).

Ce système contribue peu au contrôle de la posture orthostatique chez le sujet sain, car les accélérations de la tête dans cette position sont inférieures au seuil de sensibilité des canaux semi-circulaires (Fitzpatrick & McCloskey, 1994). Aussi, le système vestibulaire ne permet pas à lui seul de renseigner la position des autres segments. Les informations somatosensorielles des segments corporels, et en particulier celles de la nuque, sont alors nécessaires pour compléter les afférences vestibulaires (Horak & Shupert, 1994).

L'étude du contrôle postural chez des sujets vestibulo-lésés permet néanmoins de constater que l'intégrité du système vestibulaire reste un élément important du contrôle orthostatique. En cas de lésion vestibulaire bilatérale, le contrôle postural est altéré si une autre entrée sensorielle est perturbée (Gresty *et al.*, 1987; Nashner *et al.*, 1982). En revanche, lors d'une lésion unilatérale, la posture orthostatique est plus largement impactée par la lésion vestibulaire. En effet, chez ces patients, on observe une inclinaison de la tête du côté de la lésion et une augmentation des oscillations posturales (Borel *et al.*, 2002). Cette pathologie impacte le contrôle du tronc ce qui indique que le système vestibulaire joue un rôle prépondérant dans la stabilité de ce segment (Allum *et al.*, 2001; Horak & Hlavacka, 2001).

2.1.3. Modes de contrôle de la posture

L'utilisation de ces afférences permet au SNC d'adapter la posture, par une modification du tonus musculaire ou un déplacement segmentaire par exemple, afin de préserver l'équilibre du sujet. Nous allons distinguer trois modes de contrôle utilisés par le SNC pour réguler la posture ainsi que les actions motrices.

Le premier système, le plus simple, est le mode de contrôle dit en boucle ouverte (Figure 14A). En fonction de la sortie motrice désirée par le SNC, il va donner les consignes au contrôleur. Ce dernier va les traduire en commande motrice pour l'effecteur, qui va effectuer

une sortie motrice. Si ce système est peu coûteux énergétiquement ou d'un point de vue attentionnel, la sortie motrice ne correspond pas exactement à la sortie désirée. Le rôle des afférences sensorielles va être de remonter les informations permettant au SNC d'estimer en temps réel l'erreur de réalisation entre ce qui était souhaité de ce qui a été réalisé, et aussi de mettre à jour la commande motrice afin d'améliorer la réalisation motrice. Cette modalité de contrôle avec retour d'information (« feedback ») est dite en boucle fermée (Figure 14B). Afin de réduire le coût énergétique et attentionnel, des processus proactifs (« feedforward ») vont rentrer en jeu (Figure 14C). Leur rôle est d'anticiper les futures conséquences de l'acte moteur afin de limiter les corrections nécessaires en retour d'information. Une copie de la commande, nommée copie d'efférence, va permettre au SNC de simuler les causes de l'acte moteur (Wolpert *et al.*, 1994). Les régulations posturales antérieures à l'exécution d'un mouvement volontaire sont les ajustements posturaux anticipés (APA). Ces APA apparaissent en général de 50ms à 150ms avant le début de la réalisation de l'acte moteur (Belenkii *et al.*, 1967) et permettent donc de minimiser les conséquences sur la posture des mouvements volontaires programmés (Massion, 1992).

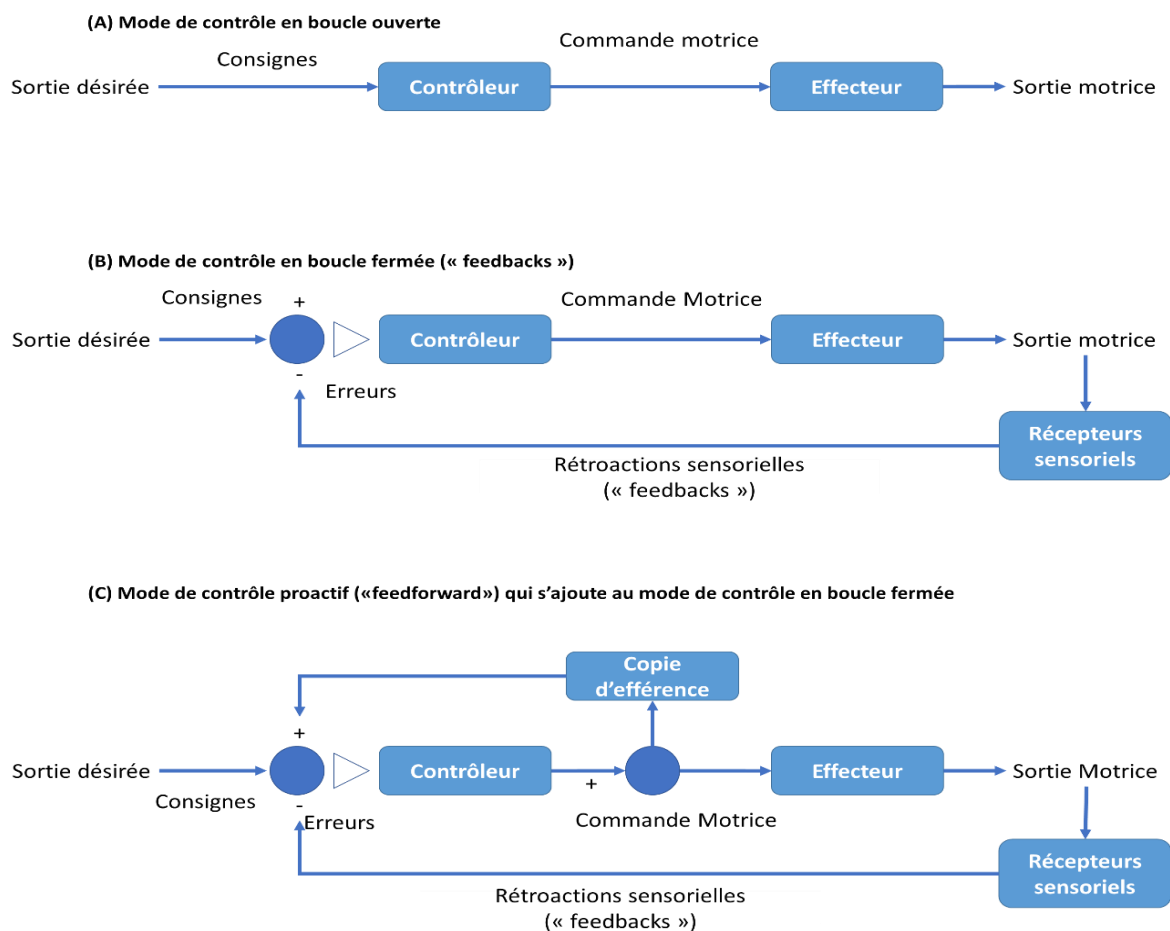


Figure 14. Représentation des modes de contrôles de la posture et des actes moteurs, adaptée de la thèse de Caudron (2010).

2.1.4. Évaluation et interprétation du contrôle postural

Les méthodes de mesure du contrôle postural humain peuvent être classifiées en 3 groupes. Le premier groupe mesure les déplacements et les positions des segments durant les tâches posturales, le second étudie les activités musculaires qui permettent le maintien de l'équilibre et le troisième groupe évalue les mouvements du CdM et/ou du CdP (Ruhe *et al.*, 2010). Si les deux premières méthodes permettent de comprendre le contrôle postural d'un point de vue articulaire, il est conseillé de privilégier l'analyse cinématique, permettant de quantifier les mouvements, estimer la position du CdM et la stabilité de la tête. L'analyse neuromusculaire permet de mieux comprendre les mécanismes mais ne peut, seule, permettre une identification des stratégies de contrôle postural (Oullier *et al.*, 2004). En effet, différents mouvements peuvent être produits avec la même activité neuromusculaire, et une même cinématique peut être générée par différents patterns neuromusculaires (Bonnard *et al.*, 1997; Turvey *et al.*, 1982). De la même manière, une analyse uniquement cinétique ne permettrait pas d'appréhender complètement le contrôle postural (Oullier *et al.*, 2004).

L'évaluation des déplacements du CdM et du CdP permet une compréhension plus globale du contrôle postural. Les déplacements du CdP permettent la régulation du CdM afin de maintenir l'équilibre et par conséquent leur analyse est souvent utilisée dans la littérature pour qualifier le contrôle postural. La majorité des variables globales du CdP va se baser sur les séries temporelles et en ressortir différentes informations. Les plus fréquemment utilisées sont la position moyenne, l'ellipse de confiance de la surface couverte par le CdP (qui indique la précision du contrôle postural), la quantité de déplacement (qui indique la magnitude des déplacements), l'amplitude (qui renseigne sur la précision du contrôle postural), la vitesse (qui reflète l'efficacité du contrôle postural et la quantité d'activation neuromusculaire nécessaire à la régulation posturale) et l'écart-type (représentant la variabilité du contrôle postural) (Paillard & Noé, 2015). Cette liste n'est pas exhaustive mais représente la plupart des variables utilisées dans la littérature. Historiquement, l'analyse de ces variables était manichéenne ; si une de ces variables augmente, alors la stabilité posturale est de moins bonne qualité. Cependant, si la tâche posturale peut être réalisée sans aucun risque de chute, alors la stratégie mise en place par l'individu peut être considérée comme satisfaisante (van Emmerik & van Wegen, 2002). Caractériser globalement le contrôle postural passe donc par l'analyse d'un ensemble de variables.

2.2. Contribution du tronc au contrôle postural

2.2.1. Évolution des modélisations du contrôle postural

La première modélisation de la posture orthostatique permettant d'exprimer la relation CdP – CdM dans le plan sagittal est celle du simple pendule inversé (Gurfinkel & Osovets, 1972; Winter, 1995; Winter *et al.*, 1998). Ce modèle conçoit le corps humain comme un pendule oscillant autour de l'articulation de cheville (Figure 15a) (Gage *et al.*, 2004). Les déplacements du CdP traduisent les actions du système postural pour maintenir le CdM dans la base d'appui, ce dernier étant par conséquent considéré comme une variable passive (Winter, 1995).

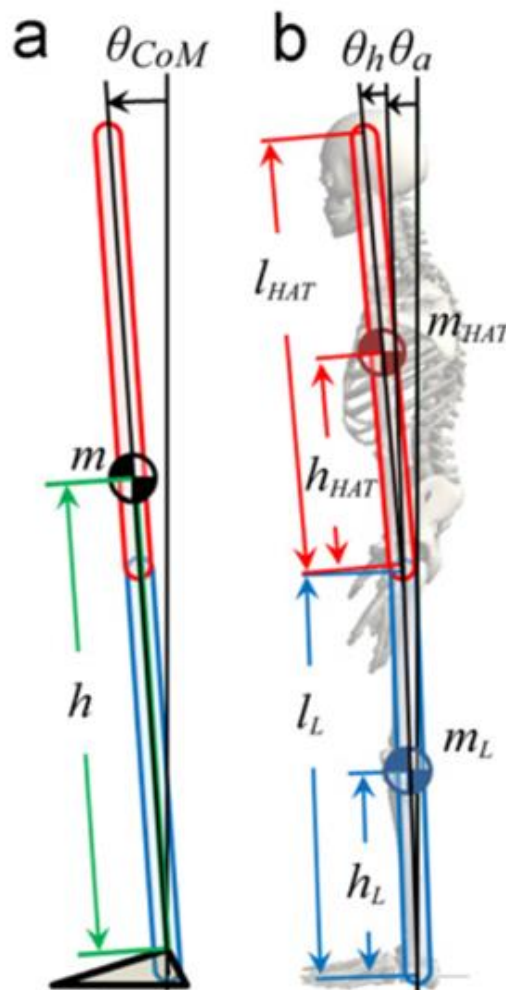


Figure 15. a) Modélisation du simple pendule inversé avec une rotation uniquement autour de la cheville, et b) modélisation du double pendule inversé. L'articulation de la hanche est présentée comme l'angle entre le HAT (haut du corps comprenant la tête, les bras et le tronc, acronyme de « head, arm and trunk ») et le membre inférieur. Les articulations de la cheville et de la hanche régulent théoriquement la posture dans ce modèle. D'après Suzuki *et al.*, 2012.

Dès que le challenge postural est plus élevé (support étroit, instable ou avec une perturbation), un modèle plus complexe impliquant l'articulation de la hanche en plus de la cheville permet d'être plus précis dans la compréhension du contrôle postural (Figure 15b) (Horak & Nashner, 1986; Horak, 1987; Nashner & McCollum, 1985; Winter, 1995). Avec l'augmentation de la difficulté de la tâche, la hanche prend un rôle plus important et les patterns d'activations musculaires s'en trouvent modifiés (Fransson *et al.*, 2007; Horak & Nashner, 1986; Horak *et al.*, 1990). La régulation de la posture semble être une combinaison de ces deux stratégies (Winter, 1995). Il est à noter que dans ce modèle de double pendule inversé, l'angle de hanche est modélisé comme le rapport du tronc par rapport à la cuisse et non l'angle entre le pelvis et la cuisse. La hanche et la cheville fonctionnent en phase et anti-phase en fonction des caractéristiques de la tâche et de la fréquence d'oscillation (Bardy *et al.*, 2002; Creath *et al.*, 2005).

Ce modèle du double pendule inversé permet une compréhension du contrôle postural sur des tâches d'équilibrations simples, avec un support étroit ou une translation du support. Cependant, il semble être trop restreint pour décrire précisément le contrôle postural. Par exemple, l'articulation du genou ne peut pas être négligée lors de la régulation posturale. En effet, elle détecte les perturbations de l'équilibre et permet l'adoption de stratégies adaptées aux perturbations (Gauchard *et al.*, 2010) ainsi que l'abaissement du CdM (Alexandrov *et al.*, 2005). Dans cette lignée, Kilby *et al.* (2015) ont montré par analyse de la cinématique de l'articulation de la cheville, du genou, de la hanche et du cou, que ces articulations jouaient un rôle actif dans le contrôle postural. Aussi, le modèle du double pendule inversé ne peut pas expliquer complètement le contrôle postural en comparaison de modèles plus complets, par exemple analysant aussi les articulations du genou, lombo-sacrée, cervicales par rapport au thorax et atlanto-occipital (Hsu *et al.*, 2007). Lors d'une analyse par composante principale, la flexion du tronc par rapport au bassin a été mise en évidence comme étant une des quatre composantes principales du mouvement lors de la posture orthostatique bipodale (Federolf *et al.*, 2013). De plus, lors de tâches d'équilibration en appui tandem ou en unipodal, plusieurs composantes de mouvement du tronc, de l'articulation du genou et des membres supérieurs entrent en jeu en plus des articulations de cheville et de hanche. L'implication d'autres articulations dans l'équilibration est aussi effective lors de la locomotion challengée (Boström *et al.*, 2018), avec une importance soulignée du tronc et de la partie supérieure du corps.

2.2.2. Implication du tronc dans le contrôle postural orthostatique

L'importance du tronc réside tout d'abord dans sa position anatomique centrale. Il est articulé avec l'ensemble des segments corporels et supporte aussi la tête. Cette dernière abrite les structures vestibulaires et visuelles, essentielles à la régulation de la posture. De plus, sa position est codée par rapport à l'espace mais aussi par rapport à l'axe du tronc (Horak & Nashner, 1986). Le tronc représente par ailleurs entre 40 et 50% de la masse corporelle et est donc le segment le plus inertiel du corps humain. Il n'est de ce fait pas surprenant que le contrôle du tronc soit impliqué dans la régulation de la posture, et surtout lors de posture challengée car il va impacter la cinématique du CdM et par conséquent le CdP (Massion, 1992; Schelldorfer *et al.*, 2015; Winter, 1995).

Au cours de la posture orthostatique, il convient de différencier l'articulation de la hanche, représentée par l'angle du pelvis par rapport à la cuisse, de l'articulation du tronc par rapport au pelvis. En effet, les mouvements de la hanche et du tronc lors de tâches classiques d'équilibre orthostatique (avec modification de la vision et instabilité du support) ont des variances très proches dans le plan frontal et sagittal (Blackburn *et al.*, 2003). Ainsi, les mouvements du tronc lors de ces tâches seraient aussi importants que ceux de la hanche, ce qui incite à analyser séparément ces deux articulations pour affiner la compréhension de leurs actions, surtout lors de challenges posturaux plus élevés.

Plusieurs études ont mis en évidence l'importance du contrôle du tronc chez certaines populations. Une augmentation des oscillations du tronc a été relevée chez les personnes âgées (Gill *et al.*, 2001; Granacher *et al.*, 2013) et chez les vestibulo-lésés (Allum *et al.*, 2001; Horak *et al.*, 2002), par rapport à une population saine. De même, chez les adolescents souffrant de scoliose idiopathique, la modification de la répartition de la masse du tronc entraîne des oscillations du CdP plus importantes (Allard *et al.*, 2004; Bruyneel *et al.*, 2008; Dalleau *et al.*, 2011). Chez les personnes lombalgiques chroniques, le tronc est significativement plus fléchi vers l'avant que chez une population saine (Brumagne *et al.*, 2008) mais l'amplitude d'oscillation ne diffère pas (Schelldorfer *et al.*, 2015). Concernant les populations de sportifs, si des différences de stratégies posturales existent entre les athlètes experts et non-experts, la contribution du tronc chez les sportifs par rapport à la norme n'a pas été étudiée (Paillard, 2019). Cependant, un entraînement neuromusculaire du tronc améliore l'équilibre unipodal chez les personnes saines non-sportives (Cosio-Lima *et al.*, 2003) et chez les sportifs (Sandrey & Mitzel, 2013). De la même manière, un échauffement centré sur le Core Stability permet une diminution de la vitesse antéro-postérieure et médio-latérale du CdP, combinée à une diminution de la

quantité de déplacement médio-latérale lors d'une posture orthostatique les yeux fermés (Kaji *et al.*, 2010). L'ensemble de ces résultats permet de soutenir l'hypothèse que le tronc joue un rôle fondamental dans le contrôle postural orthostatique.

L'activité neuromusculaire des muscles du tronc a principalement été mesurée lors de réponses à des perturbations, mais aussi lors de postures imposées (Snijders *et al.*, 1998; Vera-Garcia *et al.*, 2011) ou d'exercices d'équilibre contre résistance (Calatayud *et al.*, 2015). Cependant, lors de tâches d'équilibration bipodales sans perturbation externe, seule l'équipe de Donath *et al.* (2016) s'est intéressée aux activations neuromusculaires du tronc dans le contrôle postural. Ces auteurs ont mis en évidence que l'activité neuromusculaire du tronc variait en fonction de la difficulté de la tâche confirmant les premiers résultats des équipes d'Horak *et al.* (1990) et de Fransson *et al.* (2007). Ils ont aussi montré que les personnes âgées avaient un déséquilibre d'activation entre les muscles *multifidi* et les muscles *obliquus internus* plus élevé que les jeunes sujets. Ils supposent que cette stratégie entraînerait une augmentation de la raideur spinale limitant les déséquilibres du tronc, et qu'elle serait conjuguée à des ajustements de la position du tronc pour compenser ce que la cheville ne peut prendre en charge seule. Néanmoins, ces auteurs n'ont pas pu confirmer ces suppositions, n'ayant pas mesuré la cinématique articulaire.

2.2.3. Implication du tronc lors de perturbations posturales externes en station debout

Les études des années 1990 et 2000 se sont principalement centrées sur le membre inférieur (Tokur *et al.*, 2020). Cependant, les travaux de Henry et son équipe ont permis une meilleure compréhension de la cinématique et du contrôle neuromusculaire du tronc lors de la régulation posturale consécutive à une translation du support (Henry *et al.*, 1996; Henry *et al.*, 1998; Henry *et al.*, 1998; Henry *et al.*, 2001). Si les perturbations vers l'avant n'impliquent quasiment pas le tronc, les perturbations antéro-postérieures et médio-latérales entraînent d'abord un déplacement des segments des membres inférieurs suivi d'un déplacement du tronc dans la direction opposée à la perturbation. Le tronc est le segment qui a l'amplitude angulaire la plus élevée dans ces deux axes de perturbation.

2.2.3.1. Perturbations antéro-postérieures

En comparant le contrôle du tronc lors d'une perturbation en position debout et assise, Preuss et Fung (2008) observent qu'en station debout il y a une flexion dans le plan sagittal du tronc avant la translation du CdM vers l'arrière (dans le sens de la perturbation). Les moments de force entre l'articulation lombo-sacrée et thoraco-lombaire ont des patterns similaires ce qui laisse supposer que ces deux articulations sont contrôlées par les mêmes groupes musculaires. Aussi, ces auteurs supposent que la perturbation impacte d'abord les membres inférieurs, qui vont entraîner l'inclinaison précoce du tronc. Cette inclinaison, si elle n'est pas contrôlée, peut entraîner un pas de récupération afin d'éviter la chute. Cette solution étant le dernier recours lors de situations qui représentent un challenge trop important pour l'équilibre des sujets, il serait pertinent de comprendre les mécanismes neuromusculaires impactant la motricité et la raideur du rachis, avec pour finalité de limiter cette inclinaison antérieure du tronc.

Si au niveau des membres inférieurs, les réactions neuromusculaires ont été bien documentées (Burleigh *et al.*, 1994; Nardone *et al.*, 1990; Nashner, 1976; Nashner *et al.*, 1979), au niveau des segments axiaux la majorité des recherches ont eu lieu sur des perturbations en position assise (Aruin *et al.*, 2001; Borghuis *et al.*, 2011; Forssberg & Hirschfeld, 1994; Preuss & Fung, 2008; Zedka *et al.*, 1998). Cependant, les équipes de Henry et Preuss ont analysé cette activité neuromusculaire lors de tâches de translation antéro-postérieure du support. Les premiers papiers de Henry *et al.* (1996, 1998) se centrent sur la latence, qui est le délai d'activation neuromusculaire entre le début de la perturbation et les premières activations neuromusculaires. Ces analyses permettent de décrire un processus de contrôle distal vers proximal, les muscles ayant une action sur la cheville étant les premiers impactés par la translation du support (Henry *et al.*, 1996). Ils supposent que l'activation précoce de certains muscles engendre les premiers moments de forces pour déplacer le CdM, puis qu'une action correctrice serait effectuée dans un second temps (Henry *et al.*, 1998). L'activité neuromusculaire du tronc correspondrait aux fonctions théoriques liées au positionnement anatomique musculaire (les muscles de la face antérieure permettant une flexion et ceux de la face postérieure une extension). Néanmoins, un certain degré de co-activation entre les abdominaux et les dorsaux serait présent (Preuss & Fung, 2008), ce qui laisse supposer qu'une augmentation de la raideur rachidienne pourrait être une technique de contrôle postural lors de translations du support. Par ailleurs, la part d'action motrice du tronc et de stabilisation du rachis lors de ces tâches reste floue. Ces auteurs ont mis en avant que l'activation des muscles abdominaux ne semblait pas être dépendante de la direction de la perturbation lors des 250

premières millisecondes, et ont observé des co-contractions après 250ms de perturbations. Néanmoins, ils n'ont pas quantifié ces mécanismes de co-contraction et n'ont pas évalué leurs effets sur la cinématique. Les co-contractions étant un mécanisme classique de contrôle du tronc (Cholewicki & McGill, 1996), il semble nécessaire de dépasser l'approche basée uniquement sur la latence afin de déterminer les fonctions exactes des muscles du Core lors de ces tâches de perturbations du sol, ce qui est possible grâce aux DCCR et CCI décrits dans le paragraphe 1.2.2.

2.2.3.2. Perturbations médio-latérales

Nous avons vu que le tronc était impliqué dans la régulation du contrôle postural lors de translations médio-latérales du support. Cependant, ces translations engendrent un déplacement anticipé du CdP qui a pour but de contrer la perturbation (Henry *et al.*, 1998) et d'éviter l'exécution d'un pas de récupération (Maki *et al.*, 1996). De ce fait, la tâche ne perturbe que peu la stabilité posturale lors de la posture orthostatique. Afin d'obtenir un challenge postural plus élevé, les auteurs ont soit i) diminué la surface de la base d'appui en médio-latéral en utilisant une position de tandem (Gorgy *et al.*, 2007; Henry *et al.*, 1998; Santos & Aruin, 2009), soit ii) effectué des perturbations directement au niveau du Core ou au niveau des membres supérieurs (Rietdyk *et al.*, 1999; Santos & Aruin, 2009) ou iii) effectué des tâches d'équilibrations sur une jambe avec ou sans perturbation, ce qui permet d'étudier les rotations du tronc dans les trois axes (Pintsaar *et al.*, 1996; Riemann *et al.*, 2003; Santos & Aruin, 2009; Shultz *et al.*, 2001; Wang *et al.*, 2014).

Lors de perturbations médio-latérales bipodales, les oscillations du haut du corps représentent une part majeure des actions posturales correctrices (Rietdyk *et al.*, 1999). En premier lieu, les auteurs retrouvent un déplacement du CdM supposé passif dans le sens opposé à la perturbation, et contrôlé prioritairement avec l'action de la cheville (Gorgy *et al.*, 2007). Ensuite la hanche, toujours représentée comme une seule entité avec le tronc, permettrait de retourner à une phase plus stable en déplaçant le CdM dans le sens de la perturbation. Les moments de forces articulaires induisent des rotations (Figure 16) qui vont contrôler la rotation du pelvis, augmenter les forces verticales sur la jambe opposée au côté de la perturbation et donc déplacer le CdP sur la jambe opposée à la perturbation pour la contrer (Rietdyk *et al.*, 1999). Aussi, le moment lombaire L3/L4 aurait une fonction double : déplacer le CdP vers la jambe opposée à la perturbation et décélérer le tronc lorsque la perturbation s'applique sur le bassin (Figure 16). Le Core Stability semble donc être un élément central pour le maintien de l'équilibre dans ces tâches.

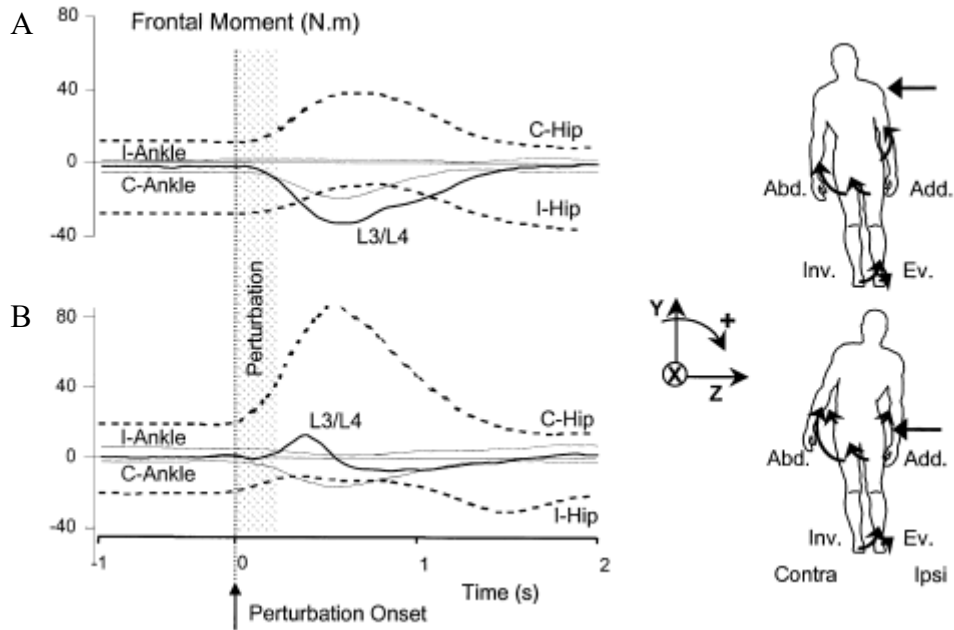


Figure 16. Représentation des moments articulaires consécutifs à une perturbation au niveau de l'épaule (A) et au niveau de la hanche (B). I=ipsilatéral ; C=controlatéral. La période de perturbation correspond à la zone grisée. D'après Rietdyk *et al.* (1999).

Concernant l'aspect neuromusculaire, il est proposé deux stratégies de contrôle lors de perturbations médio-latérales au niveau des membres supérieurs. La première serait une activation des muscles par fonction anatomique (les muscles antagonistes contrôlant l'inclinaison du tronc) et la seconde serait une stratégie de co-activation des muscles par paires latérales ou agonistes-antagonistes (cf. le modèle décrit paragraphe 1.2.2). Lors de la condition d'appui unipodal, une troisième stratégie est décrite comme la diminution des APA, permettant une meilleure réaction à la perturbation (Santos & Aruin, 2009).

Lors d'un appui unipodal sans perturbation, deux stratégies cohabitent pour réguler l'équilibre ; une stratégie de cheville pour réguler le CdP et une stratégie de haut du corps (tronc et épaules) pour réguler directement le CdM (Wang *et al.*, 2014). Or, le contrôle postural lors d'appui unipodal avec une translation médio-latérale du support n'a été étudié que chez des populations avec des instabilités de chevilles (Pintsaar *et al.*, 1996). Dans cette étude, la position du pied n'était pas perpendiculaire à l'axe de la perturbation, et les auteurs n'ont pas fait d'analyse cinématique ou neuromusculaire, limitant la compréhension du contrôle postural. Cette tâche permettrait pourtant un haut niveau de challenge postural tout en se rapprochant de la pratique sportive collective ou de combat. En effet, les appuis sont principalement unipodaux et des perturbations au niveau du sol ou du corps sont fréquentes dans ces pratiques.

2.3. Le contrôle postural chez le sportif est tâche-dépendant

2.3.1. Spécificité de la pratique sportive

Le mouvement et l'équilibre sont intimement liés et inséparables lors de l'analyse de la performance sportive. Comme pour les tâches d'équilibrations moins dynamiques, durant l'ensemble des mouvements réalisés dans l'optique de la performance sportive, les sportifs doivent en permanence effectuer des ajustements posturaux. Chez les experts, la régulation posturale a lieu de manière anticipée avant le début du mouvement grâce aux APA (Paillard, 2017). Si on observe chez les non-sportifs de moins bonnes qualités d'équilibration que chez les sportifs (Kiers *et al.*, 2013; Paillard, 2019), l'influence du sport pratiqué sur les capacités d'équilibration est dépendante des pratiques et des tâches réalisées. En effet, certains auteurs ont rapporté des différences de déplacement du CdP entre certains athlètes (par exemple footballeurs vs. basketteurs ou nageurs ; judokas vs. danseurs) (Matsuda *et al.*, 2008; Perrin *et al.*, 2002), alors que d'autres n'ont trouvé aucune différence (Herpin *et al.*, 2010; Schmit *et al.*, 2005). De plus, les différences entre les populations ressortent parfois lors de tâches posturales différentes (yeux ouverts ou fermés ; appui unipodal ou bipodal) confirmant que la spécificité de la tâche dans la régulation posturale s'applique entre les différents sportifs (Gerbino *et al.*, 2007; Perrin *et al.*, 2002; Vuillerme & Nougier, 2004).

2.3.2. Spécificité de la tâche

L'entraînement de l'équilibre a montré des résultats positifs sur les capacités d'équilibrations lors des tâches entraînées. Cependant, les résultats obtenus sur ces tests ne se retrouvent pas lors de tests posturaux différents de ceux travaillés aux entraînements (Kümmel *et al.*, 2016). Dans le même sens, les synergies musculaires utilisées pour contrer une perturbation non-anticipée sont spécifiques à la tâche et aux caractéristiques de la perturbation (Winter *et al.*, 1990). C'est pourquoi il a été supposé qu'un transfert de performance, des tâches entraînées vers celles non-entraînées, était dépendant de la proximité entre ces deux tâches (Kümmel *et al.*, 2016). Cependant, même lors de situations posturales avec des similarités, aucun transfert de performance n'avait lieu selon Giboin *et al.* (2015). En effet, ces auteurs ont mis en évidence qu'en entraînant des sujets à une tâche d'équilibre avec une perturbation spécifique, changer le support ou sens de la perturbation n'engendrait aucun transfert de compétence sur les autres tâches. Outre les effets de l'entraînement, les résultats obtenus lors des différentes tâches d'équilibration ne sont pas corrélés entre eux ce qui confirme que les tests d'équilibration doivent être spécifiques à la tâche (Ringhof & Stein, 2018). Par ailleurs, la

performance posturale est liée à la performance sportive uniquement lorsque la performance posturale est mesurée dans des tâches écologiques pour les sportifs (Paillard, 2019).

- ☑ Le contrôle postural va être constitué d'un ensemble de réponses liées aux contraintes de la tâche à réaliser. Ces réponses sont basées sur les afférences sensorielles, les mécanismes réflexes, les ajustements posturaux et le traitement du SNC de l'ensemble des afférences sensorielles.
- ☑ Le contrôle postural a été modélisé comme un simple pendule inversé pour les tâches bipodales simples et comme un double pendule inversé avec un axe de rotation supplémentaire lors de l'augmentation de la difficulté de la tâche. Dans ce modèle, l'articulation de hanche ne différencie pas l'angle du pelvis sur la cuisse et l'angle du tronc sur le pelvis.
- ☑ Le contrôle du tronc lors de la régulation posturale jouerait un rôle important de par sa position centrale, son inertie et son rôle de support de la tête lors de la régulation de la posture instable ou perturbée. Aussi, les stratégies de contrôle postural à la suite de la perturbation ne sont pas clairement identifiées et l'analyse via le modèle de Core Stability développé dans cette thèse permettrait d'y répondre.
- ☑ Nous avons vu lors du chapitre précédent que le Core Stability est spécifique à la tâche, et dans ce chapitre nous avons mis en avant que le contrôle postural est également spécifique à la tâche ainsi qu'à la pratique sportive.

3. Importance du Core Stability dans les mouvements dynamiques

Nous avons évoqué précédemment le rôle du Core Stability lors de la réalisation de tâches impliquant la régulation de l'équilibre quasi-statique jusqu'à celle de l'équilibre instable ou perturbé. Lors de la réalisation de mouvements dynamiques, par exemple sportifs, le Core Stability sera d'autant plus impliqué du fait de son rôle de support des segments libres, de contrôle de l'inertie du tronc et de transfert de forces. Nous avons montré dans le paragraphe 1.3.2 que le Core Stability pouvait être lié à la performance ou au risque de blessure, principalement au niveau des membres inférieurs. Un des paradigmes impliquant performance et blessure, ainsi que des fortes contraintes sur le pelvis et le tronc, est les changements de directions (Alentorn-Geli *et al.*, 2014; Fox, 2018). En effet, ce mouvement permettant de contourner un adversaire est associé à un risque d'occurrence d'une blessure majeure, la rupture du LCA. De par les enjeux médicaux et économiques importants liés à cette blessure, nous aborderons principalement lors de ce chapitre le risque de blessure au niveau du LCA et son lien avec le Core Stability.

3.1. Étiologie et description des ruptures du LCA

Les ruptures des ligaments croisés antérieurs sont une des blessures les plus fréquentes en sports collectifs avec des taux de blessures de 1,45 pour 10000 séances pour les femmes et de 0,87 pour 10000 séances pour les hommes. Le retour à la compétition s'effectue entre 6 mois et 2 ans (Nagelli & Hewett, 2017) avec un niveau de performance inférieur au niveau initial (Arderne *et al.*, 2011; Trentacosta *et al.*, 2009). Aussi, après une rupture du LCA, les athlètes sont sujets à une augmentation de 20 à 50% du risque d'arthrose, impactant la qualité de leur bien-être au quotidien (Filbay *et al.*, 2014; Øiestad *et al.*, 2009). L'ensemble de ces facteurs a poussé la communauté scientifique à mettre en place des protocoles de recherche pour comprendre et diminuer le risque de rupture du LCA, d'autant plus qu'environ 30% des blessés subissent une deuxième rupture d'un LCA (Paterno *et al.*, 2014).

Les ruptures du LCA arrivent dans deux conditions : consécutives à un contact ou sans contact. Entre 45 et 85% des blessures arrivent sans contact (Cochrane *et al.*, 2007; Montgomery *et al.*, 2018; Waldén *et al.*, 2015), majoritairement lors de changements de direction et de réceptions de saut. Ces études montrent aussi que la blessure a lieu au début de la phase d'appui, dans les 50ms après le début du contact au sol. Cerulli *et al.* (2003) ont montré, in-vivo, que le LCA subissait le plus de contraintes lors de la phase de réponse à la charge

(« weight acceptance »). Un angle de valgus du genou au contact initial est fréquemment remarqué lors des blessures (via les analyses vidéo) et une augmentation du valgus du genou est remarquée au moment de la blessure chez les femmes principalement. Cet effondrement du genou en valgus serait une conséquence de l'incapacité des ligaments à contrôler l'angle du genou dans le plan frontal suite à la blessure (Waldén *et al.*, 2015). Si l'analyse écologique par vidéo des blessures permet une analyse des comportements globaux à risques, ces études ne permettent pas l'analyse des moments de forces au niveau du genou (Montgomery *et al.*, 2018; Villa *et al.*, 2020). Or, les études in-vitro ont démontré l'importance des mécanismes de combinaison de moment d'abduction, de rotation interne et d'extension dans la rupture du LCA (Bates *et al.*, 2017; Markolf *et al.*, 1995; Navacchia *et al.*, 2019). Par conséquent, les analyses en laboratoire, bien que moins écologiques, permettent de mesurer la cinématique et la cinétique articulaire de manière plus précise pour mieux caractériser les mécanismes de rupture du LCA.

3.2. Biomécanique du risque de rupture du LCA

3.2.1. L'analyse des moments de forces et la cinématique au niveau du genou permettent d'estimer le risque de blessure

À la suite des analyses in-vitro, les contraintes articulaires du genou, représentées par les moments de forces articulaires, ont été quantifiées lors des mouvements étant principalement vecteurs de rupture du LCA : les changements de directions et les réceptions de sauts. À la réception d'un saut, une flexion du genou lors du contact du pied avec le sol et une amplitude conséquente de flexion lors de l'appui sont recommandées pour diminuer les forces de cisaillements ainsi que la force de réaction du sol, afin de prévenir le risque de rupture du LCA (Fox, 2018). Le moment de flexion du genou n'est cependant pas un indicateur du risque lors des changements de direction (Besier *et al.*, 2001). À la réception d'un drop jump vertical, le moment d'abduction du genou est significativement plus élevé chez les sportifs qui se blesseront dans les 13 mois suivant la réalisation du test, que chez ceux ne se blessant pas (Hewett *et al.*, 2005). La valeur pic du moment d'abduction du genou (PKAM) permet donc d'estimer le risque de blessure. Le moment de rotation interne, qui lors des études in-vitro impacte la force appliquée sur le LCA, n'a pas été, à ce jour, mis en évidence comme un facteur permettant la prédiction des blessures lors des réceptions de sauts ou lors des changements de direction. De plus, les sportifs avec un angle d'abduction du genou élevé lors du « drop jump » présentaient un risque de blessure plus important. Le déplacement médial du genou modifie la position et l'orientation de l'articulation par rapport à la force de réaction du sol, augmentant le bras de levier par conséquent le moment d'abduction du genou (Figure 17). Cette association

entre la position du genou et le moment d'abduction du genou est aussi prouvée lors de mouvements de changement de direction (Jones *et al.*, 2015; McLean *et al.*, 2005). Dans ce manuscrit, nous aborderons principalement le risque de blessure lors de changements de direction avec pour indicateurs du risque de blessure l'angle d'abduction du genou et surtout le PKAM.

Plusieurs études permettent d'estimer une valeur seuil indiquant un risque élevé de blessure. Hewett *et al.* (2005) ont rapporté des valeurs de PKAM sur les femmes blessées au LCA autour de 0,73 Nm / kg pendant le drop jump alors que les femmes indemnes étaient à 0,31 Nm / kg. Lors des changements de direction chez les femmes, le moment d'abduction du genou était 5 fois supérieur à celui lors de drop jump (Kristianslund & Krosshaug, 2013). Chez les hommes, pour des changements de direction de 45°, les valeurs de PKAM étaient en moyenne de 0,49 Nm / kg et une estimation du risque a été faite arbitrairement à partir de la moyenne chez les femmes, plus 2 écart-types (Sigward *et al.*, 2015; Sigward & Powers, 2007). En utilisant un modèle biomécanique, Lin *et al.* (2009) ont estimé que le risque de blessure du LCA chez les hommes augmente considérablement quand le PKAM atteint environ 1,25 Nm / kg, nous considérerons donc cette valeur comme la valeur seuil dans ce manuscrit.

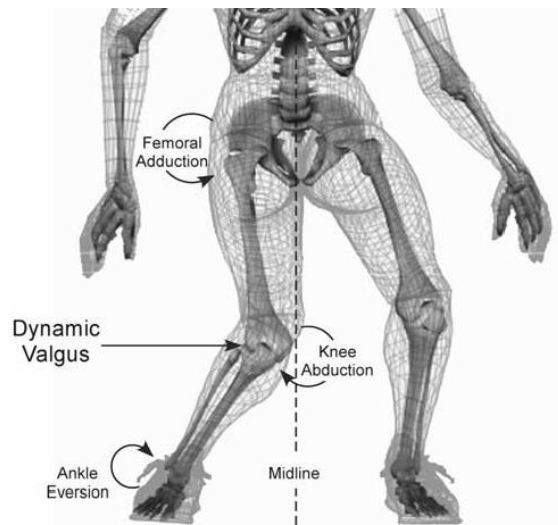


Figure 17. Représentation d'un mécanisme de moment d'abduction du genou lors de la réception d'un drop jump. D'après Hewett *et al.* (2005).

3.2.2. La hanche comme facteur de risque lors de changements de direction

La position et le déplacement de la hanche de la jambe d'appui influencent les forces et moments du genou du fait de sa proximité et de sa mobilité nettement plus importante que celle du genou. Lors de changements de direction avec un angle inférieur à 90° , l'augmentation du PKAM serait liée à une augmentation de l'angle d'abduction et de rotation interne de la hanche (Sigward & Pollard, 2018). Une plus grande abduction de hanche place le pied plus loin du centre de masse, ce qui par voie de conséquence augmente schématiquement le bras de levier du moment du genou et ainsi ce moment d'abduction (Figure 18) (Sankey *et al.*, 2020; Sigward & Pollard, 2018; Staynor *et al.*, 2020).

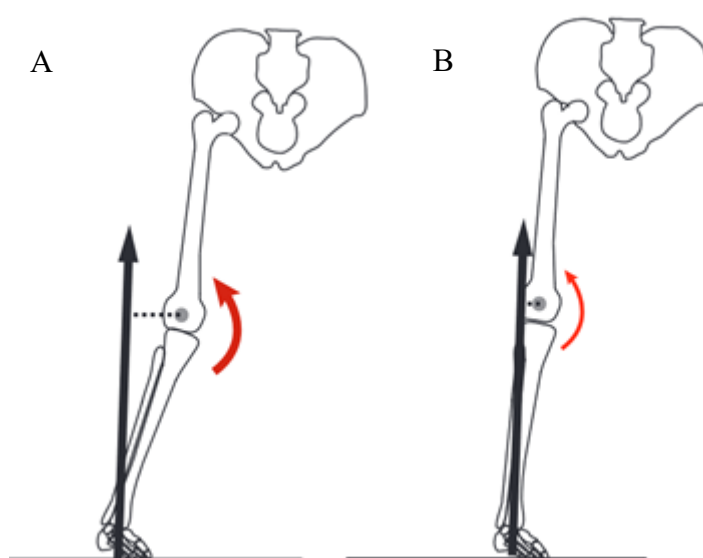


Figure 18. Représentation de la contribution de l'abduction de hanche sur le moment d'abduction du genou lors des changements de direction. Une augmentation de l'angle d'abduction de la hanche (A) déplace le centre de pression latéralement par rapport au genou, augmentant le bras de levier (*pointillés*) pour la force verticale (*flèches noires*), ce qui résulte en un moment d'abduction élevé (*flèches rouges*). Ce moment d'abduction est plus faible (B) si l'angle d'abduction de la hanche est moins important. D'après Sigward et Pollard (2018).

Par ailleurs, la rotation interne de la hanche va aussi impacter le moment d'abduction du genou. En effet, chez les femmes, peu importe l'angle du changement de direction (de 45° à 110°), la rotation interne de la hanche était corrélée au PKAM (Havens & Sigward, 2015; Sigward *et al.*, 2015; Sigward & Powers, 2007).

3.3. Impact du Core Stability sur le risque de blessure

3.3.1. Quel rôle pour le pelvis lors de changements de direction ?

Le pelvis est un élément central de par sa position entre le rachis et les membres inférieurs. Malgré sa potentielle influence dans le transfert de force (Kibler *et al.*, 2006), sur la biomécanique du tronc et des membres inférieurs, son rôle lors de changements de direction a rarement été exploré séparément de la hanche. Lors de changements de direction non-anticipés, le pelvis est moins incliné dans la nouvelle direction du mouvement (3-4°) par rapport à la même tâche anticipée (Houck *et al.*, 2006; Weir *et al.*, 2019). Houck *et al.* (2006) ont aussi mis en évidence que le tronc et le bassin agissaient comme un seul et même segment. Il est important de noter que la technique d'approche était la marche à une vitesse de 2 m.s⁻¹, ce qui n'est pas représentatif des tâches sportives plus dynamiques. Par conséquent, les résultats présentés ici ne sont pas généralisables aux situations de changement de direction. Lors de saut latéraux, l'angle d'abduction du genou est moins élevé chez les hommes que chez les femmes, alors que les hommes inclinaient plus leur pelvis vers la direction du saut que les femmes (Weltin *et al.*, 2016). Il est proposé à la suite de ces deux études que l'inclinaison médiale du pelvis permette une meilleure transmission des forces durant la phase de poussée de l'appui. L'inclinaison dans le plan frontal du pelvis semble être contrôlée par le moment latéral lombopelvien qui permet d'éviter l'affaissement du pelvis côté jambe libre (Sado *et al.*, 2019). Le contrôle du pelvis peut donc avoir un rôle à jouer dans la prévention de la blessure ainsi que dans la performance et son étude semble nécessaire afin de comprendre au mieux les mécanismes de blessure.

3.3.2. Le contrôle du tronc est un élément impactant le risque de rupture du LCA

Au travers des analyses vidéo de blessures du LCA, Boden et ses équipes ont pu réaliser trois études décrivant la cinématique du tronc lors de la blessure sans contact (Boden *et al.*, 2000; Hewett *et al.*, 2009; Sheehan *et al.*, 2012). Il en ressort que le tronc était moins incliné dans le plan sagittal et plus incliné dans le plan frontal lors des situations conduisant à la blessure.

Dans le plan sagittal, une flexion du tronc plus importante à la réception d'un saut permet de fléchir les articulations de hanche et de genou de manière plus importante, engendrant une diminution des forces de réaction du sol, ainsi qu'une diminution de l'activité électromyographique du quadriceps (Blackburn & Padua, 2009). Un tronc peu fléchi vers l'avant permettrait de déterminer une faiblesse des muscles *glutei* et principalement les muscles

gluteus maximus (Powers, 2010). La flexion du tronc est souvent accompagnée d'une antéversion du bassin qui va allonger les muscles *gluteus maximus* et les muscles ischio-jambiers conduisant à une augmentation de leur production de force (Alentorn-Geli *et al.*, 2009; Hughes, 2014). Cette variable n'est pas fréquemment citée comme un facteur prédictif du risque de blessure, mais une équipe a mis en avant que l'amplitude de flexion du tronc lors de changements de direction prédisait le moment de valgus du genou (Weir *et al.*, 2019).

Par ailleurs, Zazulak *et al.* (2007a) a mis en évidence que la qualité du contrôle du tronc était en lien avec le risque de blessure au niveau des ligaments croisés antérieurs. Ils ont mesuré les déplacements du tronc 150ms après le relâchement du poids chez 277 athlètes (« sudden unloading », voir paragraphe 1.4.2), dont 6 ont subi des ruptures du LCA dans les 3 années suivant le test. Les déplacements du tronc étaient significativement plus élevés chez les athlètes blessés et le déplacement dans le plan frontal était le prédictif le plus important du risque de blessure. Une étude prospective, menée par Dingenen *et al.* (2015), chez des femmes réalisant un drop jump unipodal, a montré qu'une augmentation conjointe de l'angle du tronc en latéral et de l'angle de valgus du genou était prédictive du risque de rupture du LCA.

Etant donné que le PKAM est un des prédictifs de la rupture du LCA (Hewett *et al.*, 2005), plusieurs auteurs ont étudié le lien entre une position ou une dynamique du tronc et le PKAM. Lors de changements de direction avec une inclinaison latérale imposée (Dempsey *et al.*, 2007), non-anticipés (Jamison *et al.*, 2012; Mornieux *et al.*, 2014), ou lors de réceptions de sauts (Dempsey *et al.*, 2012; Dingenen *et al.*, 2015), ces auteurs ont confirmé que l'inclinaison latérale du tronc était corrélée au PKAM, et ce chez les hommes comme chez les femmes. Lors de l'utilisation de modèles linéaires mixtes ou de régressions multiples, permettant l'analyse simultanée de plusieurs prédictifs du PKAM, l'inclinaison latérale du tronc ressortait systématiquement comme un prédictif significatif (Jones *et al.*, 2015; Kristianslund *et al.*, 2014; Staynor *et al.*, 2020). D'un point de vue mécanique, une inclinaison latérale du tronc déplace la ligne d'action du vecteur force de réaction du sol par rapport à l'articulation du genou, entraînant une augmentation du moment externe de hanche et une augmentation du moment d'abduction du genou (Figure 19).

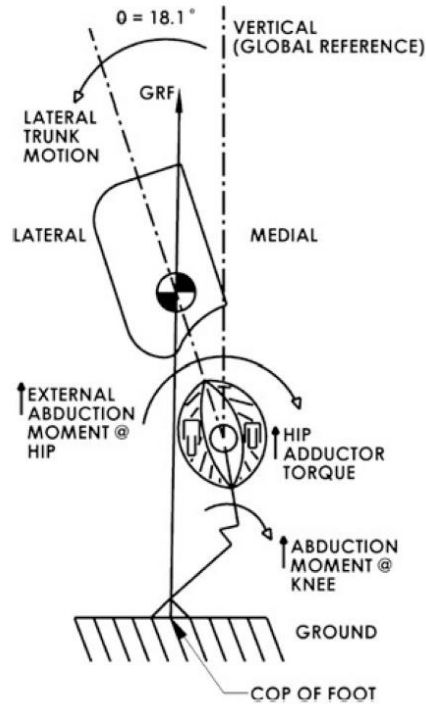


Figure 19. Modélisation biomécanique présentant le lien entre l’inclinaison latérale du tronc avec la force de réaction au sol, le moment d’abduction de la hanche et du genou. D’après Hewett et Myer (2011).

Le rôle joué par la rotation du tronc dans le risque de blessure du LCA ne fait, lui, pas consensus. En effet, lors de mouvements de réception de sauts sur une jambe (Dempsey *et al.*, 2012), lors d’un drop jump avec une prise de balle latérale impliquant une rotation du tronc (Critchley *et al.*, 2020) ou lors d’un changement de direction avec une rotation opposée au mouvement (Dempsey *et al.*, 2007), une rotation du tronc plus importante vers la jambe d’appui est liée à une augmentation de PKAM. De même, Frank *et al.* (2013) ont rapporté que la rotation du tronc vers la cible au cours des premiers 50% de l’appui permettait de réduire le PKAM. Ces résultats confirment l’approche par modélisation de Donnelly *et al.* (2012) qui en augmentant la rotation du tronc vers la nouvelle direction au cours de l’appui diminuaient le PKAM. Les études des équipes de Dempsey et Critchley amènent à supposer qu’une rotation forcée vers la jambe d’appui augmenterait le risque de blessure. Cependant, durant des tâches de changement de direction non-anticipées, une rotation du tronc vers la jambe d’appui diminue le PKAM (Kristianslund *et al.*, 2014; Staynor *et al.*, 2020). Malgré tout, lors d’analyses vidéo de rupture du LCA chez les rugbymans, plusieurs blessures avaient lieu lorsque l’athlète présentait une rotation du tronc vers la jambe d’appui, alors qu’aucun cas de blessure n’était rapporté lorsque le tronc était orienté vers la nouvelle direction (Montgomery *et al.*, 2018). En revanche, et ce toujours lors d’analyses vidéo, une rotation du tronc vers la nouvelle direction serait un

positionnement souvent observé lors des blessures chez les footballeurs (Villa *et al.*, 2020) (Figure 20). Le rôle que joue la rotation du tronc sur la blessure n'est donc pas clairement identifié.

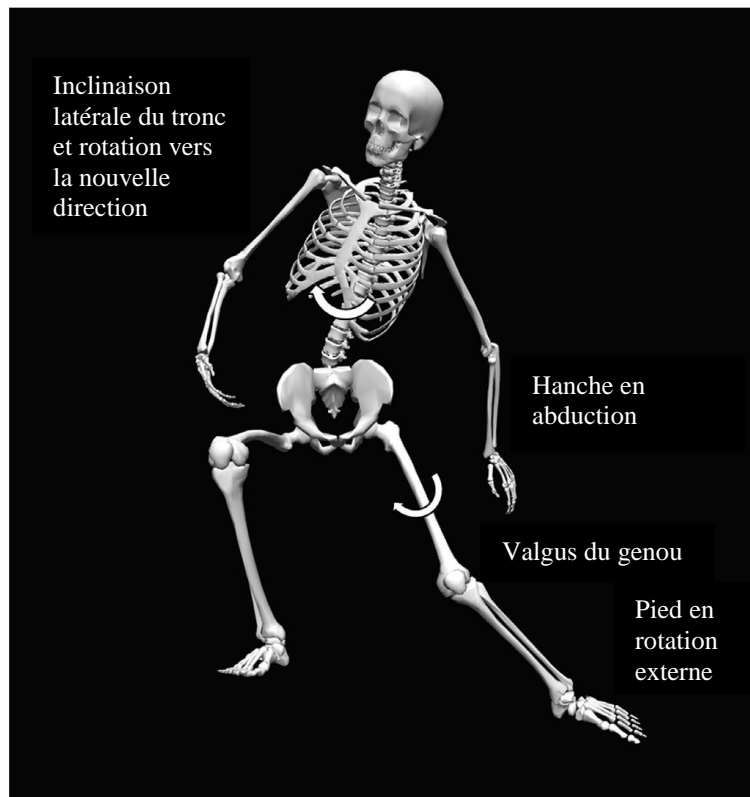


Figure 20. Cinématique fréquemment observée lors de la rupture du LCA chez les footballeurs réalisant un changement de direction. D'après Villa *et al.* (2020).

3.4. Effet de l'expertise sur le risque de blessure et sur le Core Stability

3.4.1. Le risque de blessure peut varier en fonction de la pratique sportive

Le risque de rupture du LCA est dépendant de différents facteurs, comme le sexe, l'environnement extérieur (météo, chaussures, type de sol) ou le type de sport pratiqué (Alentorn-Geli *et al.*, 2014; Beynnon *et al.*, 2014; Renstrom *et al.*, 2008). Aussi, le niveau sportif pourrait influencer le risque de blessure, car les sportifs de haut-niveau sont supposés avoir de meilleures performances lors des changements de direction (Fujii *et al.*, 2014; Lockie *et al.*, 2014). En 2006, Sigward et Powers (2006) ont comparé les moments de forces et les activations neuromusculaires des membres inférieurs entre des jeunes filles (14-16 ans) expérimentées (plus de 8 ans de pratique en football) et novices (moins de 5 ans de pratique en football) lors de changements de direction anticipés. Les sportives les plus expérimentées

avaient des moments d'abduction du genou supérieurs à ceux des novices (Figure 21). Une étude de Kipp *et al.* (2013) a cependant montré, chez des jeunes femmes adultes, qu'il n'y avait pas de différence significative de moment d'abduction du genou entre des sportives de haut-niveau (NCAA) et des pratiquantes de basketball ou de football en loisir. L'angle d'abduction du genou, qui est aussi un indicateur du risque de blessure (Hewett *et al.*, 2005), était par contre différent entre ces deux groupes, que ce soit en situation changement de direction anticipé ou non.

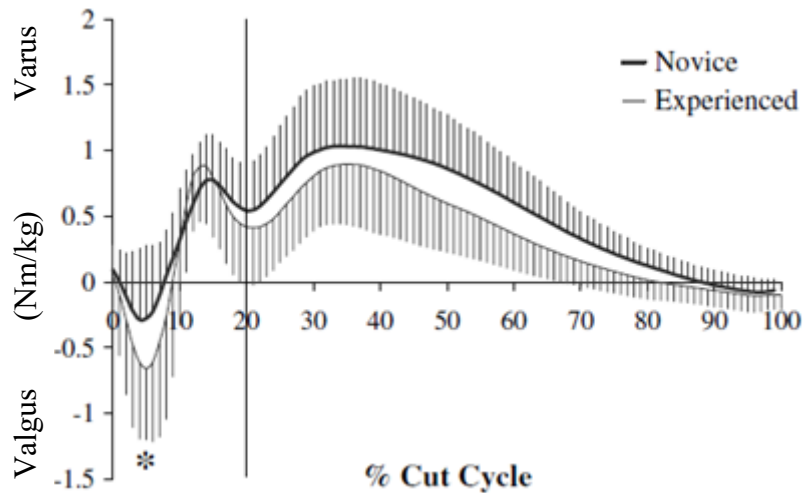


Figure 21. Moment d'abduction (valgus) et d'adduction (varus) du genou chez des sportifs experts et novices au cours de l'appui lors d'un changement de direction non-anticipé. La barre verticale indique la fin de la phase de « weight acceptance ». Le pic de moment d'abduction, situé dans les 10 premiers pourcents de l'appui, est significativement supérieur (*) chez les experts que chez les novices, mais reste en moyenne inférieur au seuil de risque estimé à 1,25 Nm / kg. D'après Sigward et Powers (2006).

De la même manière, l'influence du sport pratiqué sur la biomécanique du genou n'est pas claire. Deux équipes de recherche ont montré des différences d'angle d'abduction du genou entre des sportifs (Herrington, 2011; Orishimo *et al.*, 2014). Lors de réceptions de saut sur une jambe, les pratiquantes de sports collectifs avaient des angles d'abduction du genou plus élevés que les danseuses (Orishimo *et al.*, 2014). Aussi, lors d'une réception sur une jambe, les basketteuses avaient un angle d'abduction plus faible que les volleyeuses (Herrington, 2011). Cependant, lors d'une tâche de changement de direction non-anticipé, aucune différence de PKAM ou de l'angle d'abduction du genou entre basketteuses et joueuses de football n'a été reportée par Cowley *et al.* (2006). Étant donné la similitude des appuis dans ces deux disciplines sportives, il n'est pas surprenant de ne pas trouver de différences entre basketteuses et footballeuses. Pour affiner la compréhension des mécanismes d'adaptation à une tâche

potentiellement risquée pour la rupture du LCA, il serait nécessaire de compléter ces travaux en comparant des experts et des non-experts des changements de direction.

3.4.2. La pratique sportive influence le Core Stability

L'influence de la pratique sportive sur le Core Stability a été évaluée par deux équipes (Barbado *et al.*, 2016; Glofcheskie & Brown, 2017). Si l'entraînement du Core Stability peut influencer la performance, ces études ont montré que les athlètes de haut-niveau, en comparaison à des sportifs amateurs, avaient un meilleur contrôle du tronc lors d'évaluations utilisant le « sudden loading » ou l'assise instable. Ces auteurs ont aussi comparé différents sportifs de haut niveau ; des judokas contre des kayakistes pour Barbado *et al.* (2016) et des coureurs contre des golfeurs pour Glofcheskie et Brown (2017). Les kayakistes avaient un meilleur contrôle du tronc sur surface instable alors que les judokas limitaient plus les déplacements du tronc suite à l'application d'une charge vers l'arrière. Par ailleurs, les golfeurs avaient une meilleure proprioception du tronc que les coureurs. L'ensemble de ces résultats permet de confirmer que la pratique d'un sport peut engendrer des différences de Core Stability dans des tâches proches de leur pratique, malgré les tests peu écologiques. Afin d'investiguer l'influence de la pratique sur le Core Stability lors de changements de direction, il serait ainsi pertinent de comparer des experts de cette tâche à des non-experts, et ce dans un contexte le plus écologique possible.

3.5. Contrôle neuromusculaire du Core Stability lors des changements de directions

Le contrôle neuromusculaire du tronc est peu documenté dans la littérature. En observant les enveloppes des activations neuromusculaires des muscles de surface du Core Stability, ils semblent s'activer d'abord lors de la phase d'appui puis auraient une deuxième activation lors de la fin l'appui et enfin une activation durant la phase de vol (Oliveira *et al.*, 2013b). Ces mêmes auteurs ont approfondi l'analyse neuromusculaires via les synergies musculaires (Oliveira *et al.*, 2013a; Oliveira *et al.*, 2013b). Ils ont mis en avant 5 modules moteurs, caractérisant, i) une action abdominale préparatrice à l'appui lors de la phase aérienne, puis de stabilisation tout au long de l'appui, ii) un rôle des muscles *glutei* semblable aux abdominaux et iii) une action de gestion du début de l'appui pour les muscles *erector spinae*, et dans une moindre mesure les muscles *obliquus externus*.

Dans le but de comprendre le lien entre le contrôle neuromusculaire du tronc et le risque de blessure lors de changements de direction, Jamison *et al.* (2013) ont centré leurs mesures sur

la phase de pré-activation des muscles *obliquus externus, internus* et les muscles *erector spinae* avant l'appui, afin de corrélérer leur activation à l'inclinaison latérale du tronc. Étonnamment, les ratios de quantité de co-contraction (CCI) entre les paires (gauche/droite) des différents muscles n'expliquaient pas l'inclinaison latérale du tronc lors de la phase de « weight acceptance ». Les auteurs expliquaient cette absence de résultat par la complexité du mouvement et la relative simplicité des variables neuromusculaires analysées, et notamment l'utilisation d'un faible nombre de muscles, au regard de l'anatomie du Core, pouvant contrôler l'inclinaison latérale du tronc. Cependant, la quantité de co-contraction entre les muscles *erector spinae* permettait la prédiction du PKAM. En effet, une augmentation du CCI des muscles *erector spinae* lors de la phase de vol aurait pour conséquence de diminuer l'inclinaison antérieure du tronc et d'augmenter PKAM. Les composantes neuromusculaires du Core Stability peuvent donc impacter la cinématique du tronc et le risque de blessure du LCA.

Cette meilleure compréhension du Core Stability, permise par la mesure conjointe de ses composantes cinématiques et neuromusculaires telles que décrite dans le modèle du Core Stability présenté précédemment (cf. paragraphe 1.2.2), pourrait aussi permettre d'apporter des réponses à la question de l'influence de l'expertise sur le Core Stability et sur le risque de blessure du LCA.

- ☑ Les ruptures du ligament croisé antérieur (LCA) sont une des blessures les plus fréquentes et les plus invalidantes pour les pratiquants de sports collectifs. Ces blessures arrivent principalement lors d'un changement de direction et lors de réceptions de sauts. Le principal indicateur du risque de blessure pour ces deux tâches est le moment d'abduction du genou.
- ☑ Un ensemble de variables impacte le risque de blessure, du sexe de la personne à l'environnement, en passant par la technique lors des changements de direction. Si la cinématique du membre inférieur est liée au risque de blessure, le pelvis et le tronc joueraient aussi un rôle sur les contraintes articulaires du genou.
- ☑ Le rôle du pelvis serait de réorienter le centre de masse vers la nouvelle direction mais son impact sur le risque de blessure reste inconnu. Une augmentation de l'inclinaison latérale du tronc au contact initial entraîne un moment d'abduction du genou plus élevé. Les autres variables cinématiques du Core Stability (comme la rotation du tronc) peuvent impacter le risque de blessure sans qu'on en connaisse le rôle exact.
- ☑ Le Core Stability est dépendant de la pratique sportive. Il peut donc être différent entre les experts et les non-experts de changements de direction. Le rôle de l'expertise dans la tâche sur le risque de blessure n'est cependant pas évident dans la littérature.
- ☑ La composante neuromusculaire du Core Stability, via les indicateurs de co-contraction, doit être davantage étudiée, afin de comprendre la cinématique du tronc et du pelvis lors de tâches sportives.

4. Problématiques et objectifs généraux de la thèse

L'évaluation des interactions posture-mouvement chez l'Homme peut se faire sur l'ensemble des positions et mouvements que les humains peuvent réaliser, d'une posture quasi-statique aux mouvements dynamiques. La compréhension des mécanismes de contrôle des interactions posture-mouvement lors des tâches posturales simples va permettre une meilleure compréhension et analyse de ces mécanismes au fur et à mesure que la difficulté de réalisation de la tâche va augmenter.

Le contrôle postural orthostatique est principalement modélisé comme un double pendule inversé, autour de l'articulation de la cheville et de la hanche. Plus le challenge (l'instabilité du support) est élevé, plus la hanche, modélisée comme le rapport entre le tronc et la cuisse, semble avoir un rôle important. Or, cette modélisation ne permet pas de comprendre le rôle du tronc, qui doit donc être analysé séparément de la hanche (Blackburn *et al.*, 2003). Du fait de son inertie et de son rôle de segment de référence pour la stabilisation de la tête, siège des informations visuelles et vestibulaire, le tronc semble en effet être un segment d'importance dont l'impact sur la régulation posturale se doit d'être investigué. Cette assertion est d'autant plus vraie lorsque l'on constate que dans le cadre de pathologies touchant le contrôle du tronc, la régulation posturale globale des individus est largement impactée. C'est pourquoi le premier objectif de cette thèse est de déterminer le poids du tronc dans la régulation posturale et les mécanismes neuromusculaires permettant de le contrôler, lors d'une tâche d'équilibre challengée.

Par ailleurs, lorsque la posture subit une perturbation externe, le rôle de la hanche et du tronc est de permettre de compenser la perturbation afin de maintenir le corps dans un état stable. Si l'activité neuromusculaire du Core Stability a été décrite d'un point de vue des délais d'activation et de l'amplitude des signaux électromyographiques, les mécanismes et stratégies de contrôle permettant une cinématique du tronc adaptée à la tâche restent inconnus. Le deuxième objectif est par conséquent de mettre en évidence les stratégies motrices et les mécanismes de contrôle neuromusculaire du Core Stability lors de situations posturales plus dynamiques et fonctionnelles que précédemment, grâce à une perturbation externe.

Lors de mouvements sportifs très dynamiques, certains mécanismes du Core Stability sont en lien avec la performance mais surtout avec le risque de rupture du LCA, comme

l'inclinaison latérale du tronc au contact initial d'un changement de direction non-anticipé par exemple. Seulement, l'impact de la rotation du tronc, ainsi que celui la cinématique en trois dimensions du pelvis, sur ce risque de blessure reste à déterminer. La comparaison d'une population experte de la tâche et d'une non-experte pourrait permettre d'appréhender quel Core Stability (dans ses composantes cinématiques et neuromusculaires) serait optimal dans cette situation. Le troisième objectif de ce manuscrit est donc de comprendre l'impact du Core Stability sur le risque de rupture du LCA ainsi que ses mécanismes de contrôle neuromusculaire.

Chapitre 2 : Études

5. Étude 1

La contribution du tronc dans le contrôle postural lors de tâches d'équilibre challengé.

Manuscrit accepté dans *Gait & Posture*.

Duchene, Y., Mornieux, G., Petel, A., Perrin, P. P., & Gauchard, G. C. (2020). The trunk's contribution to postural control under challenging balance conditions. *Gait & Posture*.

Le manuscrit, dans sa version soumise, est présent en annexe (paragraphe 1.1).

Les résumés suivants, résultats du travail de ce chapitre, ont été soumis, acceptés et présentés aux conférences suivantes :

- **Duchene, Y., Mornieux, G., Petel, A., Perrin, P.P., Gauchard, G.C. (2019).** Trunk neuromuscular control is associated with postural control during challenging balance task. *ECSS Book of abstract, 24th Annual Congress*, page 72. (Poster)
- **Duchene, Y., Mornieux, G., Petel, A., Perrin, P.P., Gauchard, G.C. (2019).** Contrôle postural chez le sportif de haut-niveau, importance du tronc et du sport pratiqué. *ACAPS Book of abstract, 18ème congrès*, page 130/258. (Communication orale)
- **Petel, A., Duchene, Y., Mornieux, G., Perrin, P.P., Gauchard, G.C. (2019).** Comparaison entre neutralisation et altération des entrées proprioceptives lors du contrôle postural. *ACAPS Book of abstract, 18ème congrès*, page 130/258. (Communication orale)

La présentation suivante a été récompensée par le prix du poster de l'école doctorale BioSE :

- **Duchene, Y., Mornieux, G., Gauchard, G.C. (2018).** The impact of trunk control on balance. Journée scientifique de l'école doctorale BioSE. (Poster)

Des copies des résumés sont présentes en annexe (paragraphe 1.3).

5.1. Problématique, objectifs et hypothèses

Nous étudions dans cette étude le Core (le tronc par rapport au pelvis), or lors des analyses posturales orthostatiques le terme d'angle de tronc est principalement utilisé. Dans une optique de clarté sémantique, nous utiliserons donc dans cette étude le terme de tronc pour parler de l'articulation entre le tronc et le pelvis.

Comme nous l'avons évoqué lors du chapitre 1, le contrôle postural est un processus complexe. Afin de l'étudier, des variables dérivées des déplacements du centre de pression (CdP) sont classiquement utilisés (Paillard, 2012). Aussi, le contrôle postural a été largement décrit par la cinématique articulaire (Horak *et al.*, 1990 ; Riemann *et al.*, 2003), en se basant principalement sur le modèle du double pendule inversé (Nashner & McCollum, 1985). Selon ce modèle, le contrôle postural passe d'abord par des régulations au niveau de l'articulation de la cheville puis de la hanche lorsque le challenge postural augmente (Horak *et al.*, 1990; Nashner & McCollum, 1985).

Nous avons aussi mis en évidence dans ce chapitre que la régulation posturale implique davantage d'articulations que la cheville et la hanche (Alexandrov *et al.*, 2005; Boström *et al.*, 2018; Gauchard *et al.*, 2010; Kilby *et al.*, 2015), et que le tronc en particulier joue un rôle important de par son inertie (Massion, 1992) et de par son rôle de support de la tête où siègent les systèmes visuels et vestibulaires. Par ailleurs, la présence de pathologies du tronc, telles que les lombalgies (Brumagne *et al.*, 2008) ou les scoliozes (Allard *et al.*, 2004; Bruyneel *et al.*, 2008; Dalleau *et al.*, 2011) impacte le contrôle postural. De la même manière, l'âge (Gill *et al.*, 2001; Granacher *et al.*, 2013) et les atteintes vestibulaires entraînent une augmentation des oscillations du tronc. Chez les sujets sains (Cosio-Lima *et al.*, 2003) et les sportifs (Sandrey & Mitzel, 2013), l'entraînement du contrôle du tronc a montré un effet bénéfique sur l'équilibre unipodal. L'ensemble de ces études permet de mettre en évidence que le tronc à une contribution propre dans la régulation posturale, et ce indépendamment de l'articulation de hanche (Blackburn *et al.*, 2003). Néanmoins, sa contribution par rapport aux autres articulations reste inconnue.

Enfin, nous avons mis en avant que l'activité neuromusculaire du tronc lors de la posture orthostatique varie en fonction de la difficulté de la tâche et que différentes stratégies musculaires peuvent être mises en place afin de contrôler le tronc (Donath *et al.*, 2016).

Par conséquent, les objectifs de cette étude étaient de (i) déterminer la contribution relative du tronc par rapport aux articulations du membre inférieur lors d'une tâche de posture challengée et (ii) d'analyser les processus de contrôle neuromusculaire du tronc. Nous avons

fait l'hypothèse que lors d'une tâche de challenge postural, la cinématique du tronc contribue au moins autant que la hanche à la régulation de la posture. Aussi, nous avons supposé que l'activité neuromusculaire des muscles du Core permet de prédire la cinématique du tronc.

5.2. Matériel et méthodes

5.2.1. Participants

Trente-six hommes sportifs ont participé à cette étude (âge : $23,3 \pm 5$ ans ; taille : $1,83 \pm 0,07$ m ; masse : $79,4 \pm 10,1$ kg). Une taille d'échantillon de 33 sujets a été estimée pour atteindre 80% de puissance statistique avec un seuil alpha de 0,05 lors d'une analyse par régression multiple avec 4 prédicteurs et un R^2 de 0,30. Tous les participants s'entraînaient au moins 3 fois par semaine et avaient au moins 10 ans d'expérience dans leur pratique sportive (handball, karaté, saut en longueur et triple saut). Le choix de ces disciplines variées est dû à une volonté d'obtenir un large éventail de capacités motrices, de contrôle postural et de qualité d'appui liés à leur pratique. Aucun participant n'avait subi de blessure au dos ou à un membre inférieur dans les 2 mois précédant les mesures. Avant les mesures, tous les participants ont été informés des potentiels risques et ont donné leur consentement éclairé écrit. L'ensemble des procédures des études expérimentales de ce travail de thèse a été approuvé par le comité de protection des personnes Sud Méditerranée III (2018.07.03 bis) et était conforme à la Déclaration d'Helsinki.

5.2.2. Matériel

Les participants se tenaient debout sur une plateforme de force mono-axiale (EquiTest®, Neurocom, Clackamas, OR, USA) qui permettait, grâce à ses 4 jauges de contraintes, de recueillir la composante verticale des forces de réaction au sol. La fréquence d'échantillonnage de la plateforme était de 100 Hz. Une bascule antérieure ou postérieure de la plateforme était permise par la rotation autour de l'axe médio-latéral. La position des pieds était délimitée de telle sorte que les malléoles se trouvaient à la perpendiculaire de l'axe de rotation. La position du centre des pressions (CdP) en antéro-postérieur a été calculée suivant l'équation 3.

$$\text{CdP} = [((\text{LF} + \text{RF}) - (\text{LR} + \text{RR})) / (\text{LF} + \text{RF} + \text{LR} + \text{RR})] * 10.668$$

Équation 3. Formule permettant le calcul du centre de pression (CdP). LF représente les valeurs de forces verticales de la jauge de contrainte située à l'avant gauche, RF celles à l'avant droit, LR celles à l'arrière gauche

et RR celles à l'arrière droit. 10,668 cm correspond à la distance entre chaque jauge de contraintes et le centre de la plateforme.

La cinématique complète du corps a été mesurée avec des centrales inertielles (IMU ; CAPTIV, Tech Ergo Appliquées SARL, Vandoeuvre-lès-Nancy, France). Les IMU étaient positionnées sur le pied gauche au-dessus du troisième métatarse, sur la face latérale au milieu de la jambe, sur la face latérale au milieu de la cuisse, entre les épines iliaques postéro-supérieures et au niveau de la 6^{ème} vertèbre thoracique. Avant la pose des capteurs, le magnétisme était vérifié et après fixation sur les segments, une calibration des IMU était réalisée en position debout statique afin de déterminer la position de référence. Les données étaient enregistrées avec une fréquence d'échantillonnage de 64 Hz puis rééchantillonnées à 1000 Hz sur le logiciel Captiv. Les données issues des IMU en quaternions ont été converties en degrés via ce logiciel. La précision du système est de 0,1°.

L'activité électromyographique (EMG) a été enregistrée à l'aide d'électrodes de surface sans fil (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA). Avant la pose des électrodes, la peau a été rasée, abrasée et nettoyée avec une solution hydro alcoolique pour que la ligne de base des muscles mesurés soit inférieure à 5 µV. Les électrodes ont été fixées à l'aide d'un double-face spécifique, parallèlement aux fibres musculaires des muscles suivants : les muscles *rectus abdominis* (RAB), les muscles *obliquus externus* (EOB) et les muscles *erector spinae* (ESP), en suivant les recommandations SENIAM (à 2 cm et 15 cm en latéral du nombril pour les RAB et les EOB respectivement, et à 2 cm latéralement du processus spinal de L1). Les données étaient échantillonnées à 2000 Hz puis ré-échantillonnées à 1000 Hz.

5.2.3. Procédure

Les participants ont réalisé trois tâches posturales bipodales dans l'Equitest. Ils avaient pour consigne de rester le plus stable possible avec les genoux non verrouillés, les bras le long du corps et en regardant droit devant eux. La position des pieds était standardisée (Figure 22).



Figure 22. Position des sujets dans la cabine posturographique Equitest.

Les participants devaient d'abord rester le plus stable possible pendant 40 secondes, les yeux ouverts sur support stable (essai statique). Ensuite, une tâche d'équilibre challengé était réalisée suivant deux conditions ; les yeux ouverts (YO) ou fermés (YF) afin d'induire une difficulté de stabilisation posturale supplémentaire. Pour cette tâche, la plateforme était asservie aux oscillations du sujet, qui sont basées sur un modèle de simple pendule inversé autour de la cheville. Par exemple, pour un degré d'inclinaison estimé du corps de 1° vers l'avant, la plateforme s'incline de 2° vers l'avant. L'angle entre le CdM et le centre de la plateforme

(matérialisé visuellement par la croix sur la figure 22 et représentant le centre de la base d'appui) est calculé par l'Equitest de la manière suivante (équation 4) :

$$\theta = \arcsin (P_{CdM}/H_{CdM}) - 2,3$$

Équation 4. Formule permettant le calcul de l'estimation de l'angle entre le CdM et le centre de la plateforme (θ). P_{CdM} est la distance entre le CdP et le centre de la plateforme, H_{CdM} correspond à 55,27% de la taille du sujet, et 2,3 est le nombre de degrés permettant de corriger la position antérieure du CdM dans le modèle.

Même si le corps ne régule pas le CdM uniquement avec les chevilles et que cette relation n'est pas totalement correcte, ce système de perturbation permet d'augmenter les oscillations corporelles du sujet et d'imposer une régulation active de la posture pour éviter la chute.

Les participants ont réalisé un échauffement consistant à rester stable lors de tâches d'équilibre proches (avec une inclinaison du support asservie aux oscillations du CdM) mais d'une difficulté moindre (1 degré vers l'avant n'entraînant qu'une bascule de 1 degré de la plateforme). Les sujets ont réalisé 10 essais de 20 secondes avec une difficulté croissante (en modifiant la stabilité du support et les perturbations visuelles), avec 30 secondes de repos entre chaque essai. Ils ont ensuite réalisé deux essais de 20 secondes par condition (YO et YF). Huit essais (dont sept en condition YF), ont été arrêtés et recommencés à cause d'une perte d'équilibre nécessitant le déplacement d'un appui hors de la plateforme.

5.2.4. Analyse des données

Chaque essai sur Equitest durait 20 secondes mais, en raison d'une absence de synchronisation entre le système Equitest et le système Captiv, un délai, relativement faible, entre les débuts des deux enregistrements pouvait être présent. Par conséquent, nous avons analysé les 15 secondes centrales des essais. Les paramètres du CdP ont été calculés suivant l'axe antéro-postérieur et la cinématique angulaire uniquement autour de l'axe médio-latéral afin d'obtenir des angles dans le plan sagittal. À partir des données de CdP tout au long des essais, nous avons calculé l'amplitude maximale des déplacements du CdP (CdP-AMP, en mm), la quantité de déplacement du CdP (CdP-SP, en mm) et l'écart-type du CdP (CdP-SD, en mm). Ces variables correspondent respectivement à la précision du contrôle postural, à la magnitude des déplacements du CdP et à la variabilité du contrôle articulaire (Cavanaugh *et al.*, 2005; Paillard & Noé, 2015).

Les variables angulaires (en degrés) calculées pour la cheville, le genou, la hanche et le tronc (tronc par rapport au pelvis) étaient similaires aux variables de CdP (amplitude, quantité de déplacement et écart-type). Les données de CdP et angulaires ont été filtrées avec un filtre Butterworth de 4ème ordre passe-bas de 15 Hz.

Les données EMG ont été filtrées avec un filtre Butterworth passe-bande de 10 Hz à 500 Hz. Pour les signaux des RAB et EOB, l'activité électrique du cœur a été filtrée avec un filtre Butterworth passe-haut de 30 Hz (Drake & Callaghan, 2006). La moyenne quadratique (Root Mean Square, RMS) des signaux EMG a été calculée et normalisée par la valeur de RMS des muscles lors de l'essai statique. Enfin, après vérification de l'absence de différence entre les paires de muscles, les RMS des muscles gauches et droits étaient moyennés. Ensuite, chaque variable dépendante était moyennée avec les deux essais. L'analyse des données a été réalisée sur MATLAB (version 9.2, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

5.2.5. Analyse statistique

Les moyennes et écart-types de chaque variable ont été calculés. Nous avons tout d'abord comparé à l'aide d'un test t de student (intra) les variables de CdP et de cinématique du tronc entre les conditions YO et YF. Nous avons ensuite réalisé des régressions linéaires multiples afin de déterminer la contribution (coefficients β) respective de la cinématique articulaire et des activations neuromusculaires sur le contrôle postural et sur le contrôle du tronc. Six régressions ont été réalisées pour prédire les variables de CdP par les variables de cinématique angulaire : une par type de variable (AMP, SP, SD) pour les deux conditions (YO et YF). Aussi nous avons réalisé 3 régressions avec les activations EMG-RMS comme prédicteurs des variables de cinématique du tronc.

Enfin, la multicolinéarité a été vérifiée avec les facteurs d'inflation de variance (variance inflation factor, VIF) pour chaque régression linéaire multiple. La normalité des données et des résidus a été visuellement vérifiée par les droites de Henry. Les analyses statistiques ont été réalisées avec Statistica (version 13, StatSoft, Inc., Tulsa, OK). Le seuil de significativité était de $p < 0,05$.

5.3. Résultats

5.3.1. Impact de la vision

Les valeurs de CdP – AMP, de CdP – SP et de CdP – SD étaient significativement plus élevées en condition les yeux fermés que les yeux ouverts (Figure 23).

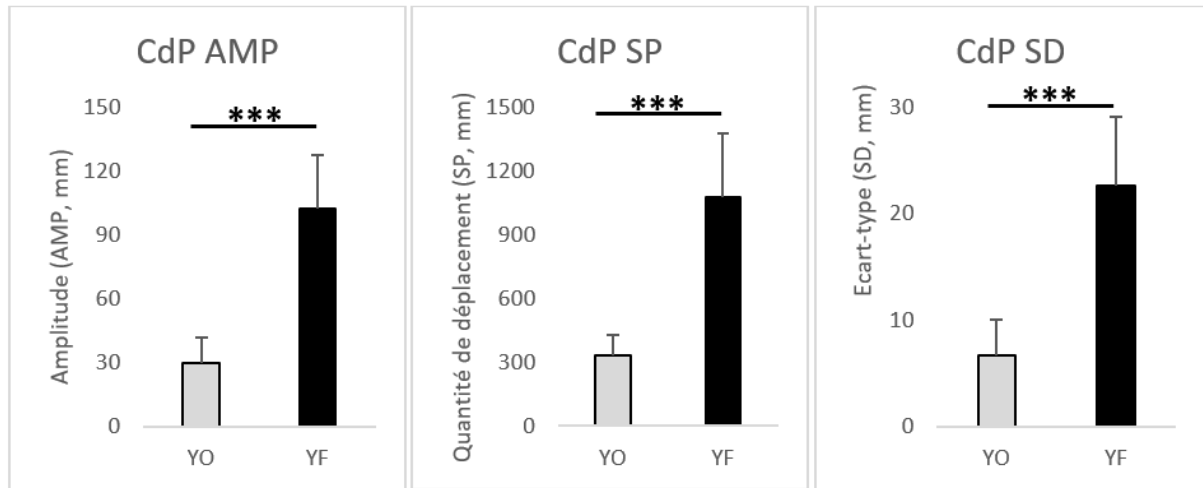


Figure 23. Amplitude (AMP), quantité de déplacement (SP) et écart-type (SD) du CdP en condition yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF).

De plus, la cinématique articulaire était influencée par la tâche posturale. Pour la cheville, le genou, la hanche et le tronc, leurs valeurs AMP, SP et SD étaient significativement supérieures en condition YF par rapport aux YO ($p < 0,001$ pour chaque variable, voir figure 24 pour le tronc).

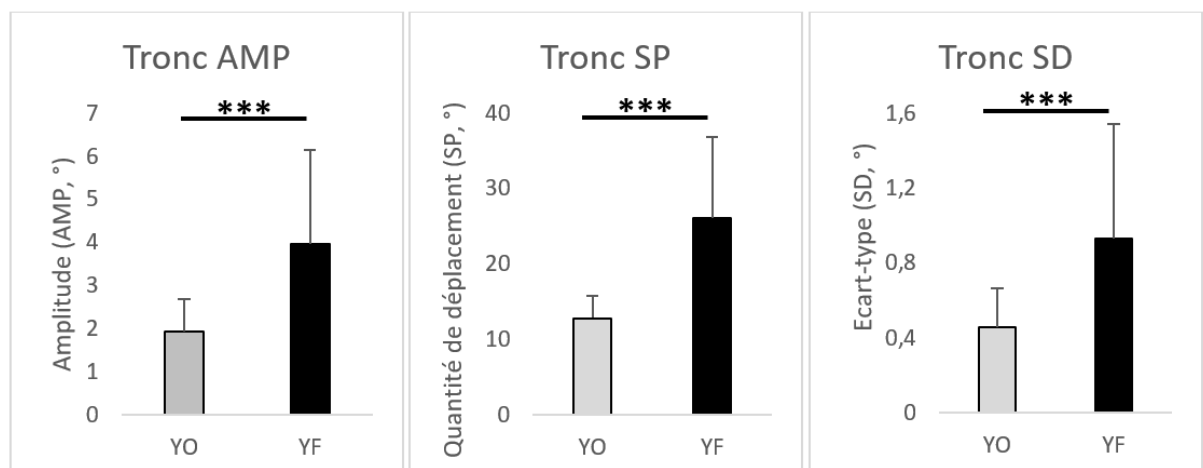


Figure 24. Amplitude (AMP), quantité de déplacement (SP) et écart-type (SD) du tronc en condition yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF).

Les muscles du tronc étaient aussi plus activés lorsque les sujets avaient les yeux fermés ($p < 0,001$). Les RAB s'activaient à hauteur $150 \pm 140\%$ en condition les yeux fermés contre $53 \pm 29\%$ avec les yeux ouverts. De la même manière, les EOB s'activent à hauteur de $108 \pm 55\%$ (YF) contre $51 \pm 17\%$ (YO) et les ESP à hauteur de $181 \pm 93\%$ (YF) contre $115 \pm 46\%$ (YO).

5.3.2. Contributions relatives des articulations au contrôle postural

Pour toutes les régressions multiples linéaires, les variables avaient des VIF inférieurs à 5, indiquant que la multicollinéarité n'influait pas nos résultats. Les résultats des modèles de régressions où les variables de CdP sont prédites par la cinématique angulaire sont présentés dans le tableau 1. Les yeux ouverts, la combinaison des 4 articulations expliquait à hauteur de 60 à 75% de la variance de la variable de CdP correspondante. Les yeux fermés, la cinématique expliquait de 33% à 57% de la variance de la variable de CdP correspondante.

Tableau 1. Résultats des régressions linéaires multiples pour chaque variable cinématique (amplitude (AMP), quantité de déplacement (SP) et écart-type (SD)) en condition les yeux ouverts (YO) et le yeux fermés (YF). R^2 = coefficient de détermination, F= Distribution de Fisher, * $p < 0,05$

	AMP		SP		SD	
	YO	YF	YO	YF	YO	YF
R²	0,61	0,33	0,75	0,57	0,60	0,43
F	12,0	3,85	23,8	10,1	11,5	5,91
p	<0,001	<0,001	0,012	<0,001	<0,001	0,001
β-Cheville	0,70*	0,34	0,72*	0,50*	0,80*	0,59*
β-Genou	0,15	0,02	0,06	0,16	0,04	-0,08
β-Hanche	0,11	0,21	-0,04	-0,06	-0,03	0,15
β-Tronc	-0,18	0,11	0,27*	0,27	-0,08	0,03

En condition YO, le coefficient β -Cheville était un prédicteur significatif pour chacune des variables de CdP, et le coefficient β -Tronc était un prédicteur significatif de CdP – SP ($p < 0,05$). β -Cheville avait les valeurs les plus élevées (0,70 – 0,80), suivi du β -Tronc (0,08 – 0,27) puis du β -Genou (0,04 – 0,15) et enfin du β -hanche (0,03 – 0,11). En condition YF, β -Cheville était le seul prédicteur significatif de CdP – SP et CdP – SD. Dans cette condition aussi, β -Cheville avait les valeurs les plus élevées, suivi du β -Hanche (le second prédicteur de CdP – AMP et CdP – SD) et de β -Tronc (second prédicteur de CdP – SP).

5.3.3. Contrôle neuromusculaire du tronc

Pour chaque régression linéaire multiple, les VIF étaient encore inférieurs à 5. Les variables EMG ne permettaient pas de prédire la cinématique du tronc lorsque les yeux étaient ouverts. Cependant, la combinaison des muscles mesurés permet de prédire entre 21% et 35% de la cinématique du tronc quand les participants avaient les yeux fermés (R^2 : 0,21 – 0,35; $p < 0,05$). Pour chaque variable cinématique, les ESP avaient les coefficients β les plus élevés (0,44 – 0,57), suivi des EOB (0,10 – 0,13) et des RAB (-0,05 – -0,01). β -ESP était le seul prédicteur significatif des variables cinématiques du tronc.

5.4. Discussion

Les objectifs de cette étude étaient de déterminer la contribution relative du tronc (par rapport aux autres articulations du membre inférieur) chez les sportifs réalisant une tâche d'équilibre challengé, et d'analyser le contrôle neuromusculaire du tronc. Les principaux résultats de cette étude semblent indiquer que (i) la contribution du tronc au contrôle postural est au moins aussi importante que celle de la hanche dans nos conditions expérimentales, et que (ii) les muscles *erector spinae*, en comparaison des abdominaux de surface, sont les principaux muscles contrôlant les mouvements du tronc.

5.4.1. Impact de la vision

Dans cette étude, la tâche de challenge postural consistait pour le sujet à se stabiliser sur un support instable dépendant de ses oscillations, en condition yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF). Les paramètres du CdP, significativement supérieurs en condition YF par rapport à la condition YO, ont mis en évidence que la tâche réalisée en condition YF était plus complexe qu'en condition YO. De même, la cinématique du tronc et l'activité neuromusculaire étaient plus élevées en condition YF, confirmant les résultats de Gill *et al.* (2001) mettant en avant l'augmentation de l'implication du tronc quand la difficulté de la tâche augmente.

5.4.2. Contributions relatives des articulations au contrôle postural

La cheville ayant le coefficient- β le plus élevé des quatre articulations, nos résultats confirment le rôle majeur, bien connu, de la cheville dans le contrôle postural (Aramaki *et al.*, 2001; Prieto *et al.*, 1993). Dans la condition YO, 61% de la variance de CdP-AMP (c'est-à-dire

la précision posturale) était expliquée par l'amplitude de la cinématique articulaire. Le tronc avait un rôle correctif important (β -tronc : -0,18), permettant une augmentation de la précision posturale. En condition YF, la cinématique articulaire n'expliquait que 33% de la variance de CdP-AMP. Cette faible proportion pourrait être due, au moins en partie, à l'inclusion de valeurs extrêmes dans notre calcul de l'amplitude. En effet, les valeurs extrêmes des angles articulaires peuvent ne pas être synchronisées dans le temps avec celles du CdP, en raison d'actions articulaires en antiphase. Aussi, la privation de vision pourrait avoir pour effet d'augmenter la proportion de valeurs extrêmes si la « zone de sécurité » est explorée par les sujets afin de mieux estimer la position du CdM (Krishnamoorthy *et al.*, 2005).

Le CdP-SP (c'est-à-dire la quantité du déplacement ou stabilité du CdP) correspond à la capacité de rester aussi immobile que possible (Cavanaugh *et al.*, 2005). Dans la condition YO, 75% de la variance du CdP-SP était expliquée par l'amplitude du déplacement articulaire. La cheville était l'articulation la plus importante à cet égard, suivie du tronc. Les articulations du genou et de la hanche ont peu contribué à la stabilité du CdP. Le tronc était donc le deuxième facteur le plus important contribuant à la stabilité du CdP dans la condition YF. Cela démontre que la stabilité du corps s'explique en partie par la quantité de déplacement du tronc. Nos résultats soulignent l'importance de la stabilité du tronc, qui apporterait un support efficace à la tête et par voie de conséquence au système vestibulaire (Massion & Woollacott, 1996; Nicholas *et al.*, 1998). Elle permettrait également de limiter les accélérations du CdM (Aramaki *et al.*, 2001).

Le CdP-SD était principalement expliqué par la variance angulaire de la cheville. Le tronc ne semble pas avoir d'impact sur le CdP-SD. Compte tenu de l'inertie du tronc, des corrections angulaires rapides au niveau de la cheville seraient certainement plus efficaces et diminueraient la contribution du tronc à la régulation du CdP-SD. La prédominance de la variance de la cheville sur la variance du tronc en condition YF a déjà été décrite dans la littérature (Krishnamoorthy *et al.*, 2005).

Dans l'ensemble, nous avons constaté que la cheville était la principale articulation impliquée dans le contrôle de la posture dans des conditions d'équilibre challengé. Bien que cela ne soit pas inattendu (compte tenu de la littérature abondante en ce sens (Prieto *et al.*, 1993)), nos résultats, dans un paradigme où les inclinaisons de la plateforme augmentent le déséquilibre des sujets, confirment davantage l'importance de cette articulation pour réguler la posture. Il est à noter que le tronc avait un poids plus important que la hanche pour contrôler la précision et la stabilité posturale. Cela met en évidence l'intérêt de réaliser des analyses cinématiques distinctes du tronc et de la hanche (Blackburn *et al.*, 2003). L'articulation du

genou a quant à elle moins contribué que les autres articulations, ce qui indique que la stratégie d'abaissement du CdM permise par le genou pourrait ne pas être essentielle dans des conditions d'équilibre challengé. Dans l'ensemble, une analyse prenant en compte plusieurs articulations permet de mieux appréhender le contrôle postural que les modèles conventionnels de simple ou double pendule inversé. Nos résultats sont en adéquation avec l'analyse de Hsu *et al.* (2007) qui mettent en avant qu'un modèle à six articulations explique mieux la variance du CdM que les modèles classiques.

5.4.3. Contrôle neuromusculaire du tronc

Bien que l'analyse de la cinématique articulaire soit privilégiée pour analyser la coordination posturale (Oullier *et al.*, 2004), les données de cette étude sur l'activité neuromusculaire du tronc permettent de mieux comprendre l'influence du tronc sur le contrôle postural. Dans la condition YF, une proportion de 21% à 35% de la variance des variables cinématiques du tronc a été expliquée par l'activité des trois muscles du tronc analysés dans cette étude. Les ESP ont apporté la plus grande contribution par rapport aux abdominaux de surface. On pourrait émettre l'hypothèse que les ESP contrôlent l'extension et la flexion du tronc via des contractions respectivement concentriques et excentriques. Dans notre tâche, les ESP semblent contrôler le mouvement antéropostérieur du tronc et il est probable que les RAB et les EOB aident à augmenter la raideur rachidienne. Cette hypothèse pourrait partiellement expliquer la faible proportion de variance des mouvements du tronc expliquée par ces muscles, en accord avec la suggestion de Stanton & Kawchuk (2008) selon laquelle la RAB et l'EOB aident à stabiliser la colonne vertébrale. De plus, l'analyse des muscles « locaux » (tels que le muscle *transversus abdominis* et le muscle *obliquus internus*) pourrait fournir une vision plus précise de l'activité neuromusculaire du tronc lors du contrôle postural (Donath *et al.*, 2016). Enfin, le faible pourcentage de variance expliquée par l'activité musculaire pourrait être dû à la variabilité interindividuelle de la coordination musculaire et à l'intensité de la contraction musculaire du tronc nécessaire pour rigidifier la colonne vertébrale (Cholewicki *et al.*, 1997). La difficulté à expliquer la cinématique du tronc par les activations neuromusculaires a été rapportée pour d'autres tâches, telles que les changements de direction, pour lesquelles l'activité neuromusculaire n'était pas associée à l'angle du tronc lors de l'appui (Jamison *et al.*, 2013).

Lorsque les sujets avaient les yeux ouverts (YO), l'activité musculaire du tronc ne permettait pas de prédire les mouvements du tronc. Cela pourrait s'expliquer par la faible amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin avec les yeux ouverts (par exemple

AMP = 2 °). En effet, les perturbations de l'équilibre causées par les mouvements de la plateforme induisent des déplacements du tronc pouvant être régulés par les muscles du tronc eux-mêmes ou par l'action des articulations des membres inférieurs qui va stabiliser le tronc. L'absence de corrélation entre la cinématique et l'activation musculaire observée dans la présente étude suggère que le mouvement du tronc est contrôlé par les articulations des membres inférieurs et que l'activation des muscles du tronc rigidifie la colonne vertébrale, ce qui aiderait à maintenir l'équilibre (Donath *et al.*, 2016).

5.4.4. Limites

Plusieurs limites sont à souligner dans cette étude. Tout d'abord, différentes tâches d'équilibre induisent des compétences différentes afin de maintenir l'équilibre (Giboin *et al.*, 2015, Giboin *et al.*, 2018; Kümmel *et al.*, 2016). Par conséquent, les résultats actuels ne peuvent être généralisés à chaque tâche d'équilibre et à chaque population en bonne santé et/ou sportive. Cependant, cette étude permet de souligner l'importance du tronc quand le contrôle postural est challengé, confirmant la littérature sur d'autres tâches (Blackburn *et al.*, 2003). Ensuite, toute l'activité musculaire du tronc et du bassin n'a pas pu être prise en compte, car seuls les principaux muscles de surface reliant le thorax ou le rachis au bassin ont été mesurés. Enfin, la modélisation du tronc comme un segment rigide pourrait ne pas refléter fidèlement sa cinématique (Preuss & Fung, 2008), brouillant les liens entre les activations musculaires et la cinématique de la colonne vertébrale.

5.5. Conclusion

En comparaison du modèle du double pendule inversé, une analyse prenant en compte le tronc et le genou a permis une analyse plus complète du contrôle postural au cours d'une tâche d'équilibre challengé. Nous avons constaté que lors d'une tâche d'équilibre très difficile, l'angle du tronc par rapport au bassin était la deuxième composante la plus importante (après l'articulation de cheville) dans le contrôle de la précision et de la stabilité posturale. Bien que l'activité EMG des muscles du tronc expliquait une proportion relativement faible de la variance du mouvement du tronc, nos résultats ont mis en évidence que les ESP semblaient avoir un rôle important dans le contrôle du mouvement antéropostérieur du tronc, tandis que le RAB et l'EOB pourraient avoir tendance à rigidifier le rachis.

6. Étude 2

Effet de translations du support sur le Core Stability lors de l'équilibre unipodal et bipodal.

Manuscrit en cours de finalisation en vue d'une soumission dans Journal of Electromyography and Kinesiology.

Duchene, Y., Mornieux, G., Petel, A., Perrin, P. P., & Gauchard, G. C. Impact of support translation on Core Stability during unipodal and bipodal stance.

Le résumé suivant, résultat du travail de ce chapitre, a été soumis, accepté et présenté à la conférence suivante.

- Mornieux, G., **Duchene, Y.**, Petel, A., Perrin, P.P., Gauchard, G.C. (2019). Core Stability neuromuscular control during perturbed standing posture. *ECSS Book of abstract*, 24th Annual Congress, page 30. (Poster)

Une copie du résumé et du poster est présente en annexe (paragraphe 1.4).

6.1. Problématique, objectifs et hypothèses

L'étude précédente s'est principalement centrée sur l'analyse cinématique et sur la contribution du tronc dans la régulation posturale lors d'une tâche de stabilisation sur un support instable. Nous avons par ailleurs mis en avant dans le paragraphe 2.2.3 que le contrôle postural avait largement été étudié lors de situations où l'équilibre postural est perturbé, et que le tronc jouait un rôle prédominant dans la régulation posturale lors de ces tâches (Henry *et al.*, 1998; Rietdyk *et al.*, 1999). Cette étude va donc investiguer les stratégies de contrôle postural et les mécanismes neuromusculaires du Core Stability, selon le modèle présenté dans le paragraphe 1.2.2.

L'inclinaison antérieure du tronc lors d'une translation postérieure du support serait active et dépendante de l'activation des muscles abdominaux (Preuss & Fung, 2008; Runge *et al.*, 1999), qui s'activent avant les muscles *erector spinae* (Henry *et al.*, 1998). L'activité neuromusculaire du tronc correspondrait aux fonctions théoriques liées au positionnement anatomique musculaire, mais un certain degré de co-activation entre les abdominaux et les dorsaux serait présent (Preuss & Fung, 2008), ce qui laisse supposer qu'une augmentation de la raideur rachidienne pourrait être une technique favorisant le maintien postural lors de translations du support. Lors de perturbations médio-latérales, il est supposé que l'inclinaison latérale du tronc soit passive (Gorgy *et al.*, 2007) et donc qu'elle soit principalement la conséquence de son inertie particulièrement élevée. Cette hypothèse semble être en contradiction avec les conclusions dans le plan sagittal des équipes de Henry ou de Preuss.

Par ailleurs, les mécanismes de co-contractions ne sont pas uniquement méconnus après la perturbation mais aussi en anticipation de celle-ci. En effet, lors d'une perturbation au niveau du haut du corps, le contrôle du tronc en anticipation de la perturbation est dépendant de l'instabilité du support (Santos & Aruin, 2009). Il est supposé que lors de l'augmentation de l'instabilité du support on observe une augmentation des co-contractions. Cependant, dans le plan sagittal l'augmentation de l'instabilité entraîne une diminution des activations anticipées (Aruin *et al.*, 1998).

Aussi, les postures imposées classiquement lors de perturbations médio-latérales ont lieu en station bipodale avec les appuis en position de référence ou en tandem. Cette dernière posture n'est pas une position écologique et est plus stable qu'une posture unipodale (Santos & Aruin, 2009). Henry *et al.* (2001) ont montré que l'inclinaison latérale du tronc consécutive à la perturbation était de 2° avec une large base d'appui et de 8° environ avec une base d'appui

réduite chez des personnes non sportives. De ce fait, les appuis unipodaux devraient permettre un haut niveau de challenge postural tout en se rapprochant des pratiques sportives.

Si notre première étude se centrait principalement sur la cinématique articulaire, l'objectif de cette étude était d'étudier les mécanismes de contrôle neuromusculaire du Core Stability lors de la station debout bipodale subissant une translation postérieure, et unipodale lors d'une translation médiale du support. Nous émettons les hypothèses i) que des mécanismes de co-contractions neuromusculaires vont varier au cours de la réponse à la perturbation, ii) que ces mécanismes neuromusculaires prédisent la cinématique du tronc, et iii) que la flexion antérieure du tronc est active, tout comme la flexion latérale.

6.2. Matériel et méthode

6.2.1. Participants

Les participants à cette étude (âge : $23,3 \pm 5$ ans ; taille : $1,83 \pm 0,07$ m ; masse : $79,4 \pm 10,1$ kg) ont également participé à l'étude précédente (se référer au chapitre 2, étude 1).

6.2.2. Matériel

Les participants se tenaient debout sur une plateforme de force (EquiTest®, Neurocom, Clackamas, OR, USA). La plateforme effectuait des translations de 550ms avec une distance normalisée par la taille, suivant la formule suivante : $2,25 * \text{Taille (cm)} / 72$. Pour un homme d'1m83, le déplacement sera donc de 5,7 cm. La vitesse maximale était de 20 cm.s^{-1} et le pic d'accélération de 304.8 cm.s^{-2} (Shepard *et al.*, 1993). Un accéléromètre (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA) était placé sur la plateforme, sa fréquence d'acquisition était de 148 Hz et le signal était ré-échantillonné à 1000 Hz.

Les mesures cinématiques et électromyographiques ont été réalisées comme décrites lors de l'étude 1 (paragraphe 5.2.2).

6.2.3. Procédure

Les participants ont réalisé un essai statique de 40 secondes, les yeux ouverts sur support stable, puis ont réalisé six essais dans deux conditions. La première condition consistait en une posture bipodale (Figure 25) pendant laquelle le support était soumis à une translation postérieure. La seconde condition se déroulait en station unipodale sur la jambe gauche, le sujet orienté face au pan droit de la cabine, avec une translation vers la droite du support. Ces derniers avaient pour consigne de rester le plus stable possible avec les genoux non verrouillés, les bras le long du corps en regardant droit devant durant la condition de posture bipodale. En station unipodale, les participants devaient décoller leur pied droit du sol, entre 5 et 10 cm, afin de se sentir confortables et stables sans perturbation. Leurs bras étaient placés à proximité d'une sangle leur permettant de se rattraper en cas de déséquilibre trop important. La position des pieds était standardisée (Figure 25).

Avant les mesures, les participants ont réalisé un échauffement consistant à rester stable lors de tâches d'équilibre similaires, mais avec des perturbations moins importantes (3 translations de 1,25 cm) puis lors de 6 essais en condition de test afin de s'accoutumer à la tâche à réaliser sans chuter. Les 6 essais se déroulaient en deux blocs de 3 essais similaires. Pour l'essai 1, l'expérimentateur prévenait le sujet que la plateforme allait réaliser une translation, attendait entre 2 et 3 secondes et lançait la perturbation. Après la translation, la plateforme se stabilisait durant 700ms, revenait en position initiale, marquait un temps de pause (de 5s entre l'essai 1 et 2 et de 6s entre l'essai 2 et 3) avant d'enclencher automatiquement une nouvelle perturbation pour l'essai suivant. Ce processus était répété pour les 3 essais suivants. En station unipodale, le sujet pouvait poser le pied au sol à partir du moment où la plateforme retournait en position initiale. Au bout de 2 à 3 secondes après le retour à l'état initial, le sujet relevait le pied et devait être stable avant la perturbation suivante.



Figure 25. Position des sujets dans la cabine posturographique Equitest. La flèche noire indique le sens de translation de la plateforme.

6.2.4. Analyse des données

Les données étaient synchronisées et acquises via le logiciel Captiv. Le début des perturbations était déterminé par le signal d'accélération de la plateforme.

Les variables angulaires (en degrés) ont été calculées dans le plan sagittal pour la cheville, le genou, la hanche et le tronc (par rapport au pelvis) et dans le plan frontal uniquement pour la hanche et le tronc (par rapport au pelvis), le logiciel Captiv ne permettant pas une analyse de l'angle de la cheville et du genou dans le plan frontal. Les données angulaires ont été filtrées avec un filtre Butterworth de 4ème ordre passe-bas de 15 Hz. L'amplitude angulaire maximale du tronc à partir de la perturbation ainsi que le temps pour atteindre cette valeur maximale ont été relevés. De plus, le déplacement angulaire des articulations étudiées a été

découpé et moyenné sur des phases de 100ms successives à partir de la perturbation, et ce jusqu'à 800ms. L'ensemble de ces variables a été moyenné sur les 6 essais.

Les données EMG ont été filtrée avec un filtre Butterworth passe-bande de 10 Hz à 500 Hz. Pour les signaux des RAB et EOB, l'activité électrique du cœur a été filtrée avec un filtre Butterworth passe-haut de 30 Hz (Drake & Callaghan, 2006). La moyenne quadratique (Root Mean Square, RMS) des signaux EMG a été calculée pour les phases de 100ms avant la perturbation (PRE), puis toutes les 100ms jusqu'à 800ms. Un délai électromécanique de 25ms a été pris en compte (Le Mansec *et al.*, 2019). Les RMS étaient normalisées par la valeur de RMS des muscles lors de l'essai statique. Enfin, après vérification de l'absence de différence entre les paires de muscles, les RMS des muscles gauches et droits étaient moyennés pour la condition bipodale. Chaque variable dépendante était par la suite moyennée sur les six essais. Le début de l'activation neuromusculaire a été déterminé visuellement en se basant sur le premier pic d'activation se détachant d'au moins 3 écart-types par rapport à la ligne de base et a permis de déterminer le temps de latence entre le début de la perturbation et le début de l'activation des muscles mesurés ici. Cette variable, combinée à l'analyse cinématique, permettait de mettre en avant une potentielle activation anticipée des muscles agonistes (par rapport aux antagonistes) qui traduirait une inclinaison active du tronc (Henry *et al.*, 1998). L'action simultanée des muscles agonistes et antagonistes a été analysée via les « directed co-contraction ratio » (DCCR) pendant les phases de 100ms (Donnelly *et al.*, 2015), permettant également de déterminer si les agonistes s'activent plus que les antagonistes sur ces zones temporelles. Cette variable permet de déterminer le poids des agonistes par rapport à celui des antagonistes. Couplée à la cinématique, elle va aider à la détection du caractère passif ou actif de l'inclinaison du tronc. Les DCCR ont été définis par rapport à la fonction anatomique des muscles analysés lors des translations du support. Par conséquent, un ratio positif pour la flexion-extension du tronc (DCCR_Fle) indique une co-contraction plus importante des RAB et EOB (agonistes) que des ESP (antagonistes). Dans le plan frontal, les RAB, EOB et ESP droits ont été définis comme agonistes et ces muscles côté gauche comme antagonistes (DCCR_Lat). Les valeurs du DCCR sont bornées entre -1 (action supérieure des antagonistes) et 1 (action supérieure des agonistes), et zéro indiquerait une activation équivalente des groupes musculaires agonistes et antagonistes. Afin d'estimer la volonté de faire varier la raideur générale du rachis, nous avons mesuré les quantités de co-contractions entre les groupes d'agonistes et d'antagonistes détaillés précédemment. Les formules du DCCR et du CCI ont été détaillées lors du paragraphe 1.2.2.

L'analyse des données a été réalisée sur MATLAB (version 9.2, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

6.2.5. Analyse statistique

Les moyennes et écart-types de chaque variable ont été calculés. Les données ne respectant pas la loi normale (test de Lilliefors) ont été transformées par logarithme népérien pour respecter la normalité des données. Une Anova à mesures répétées a été réalisée dans chaque condition, puis des tests post-hoc de Tuckey ont été effectués en vue de déterminer les différences de déplacement angulaire, de DCCR et de CCI entre les créneaux de 100ms consécutifs. Par ailleurs, afin de déterminer si l'amplitude de déplacement du tronc pouvait être prédite par les variables de co-contractions neuromusculaires, nous avons réalisé 2 modèles de régression multiple par condition. La prédiction de cette variable cinématique se réalisait avec les plages complètes de 100ms du DCCR (modèle 1) ou du CCI (modèle 2) de la phase antérieure à la perturbation (PRE) jusqu'au moment du pic angulaire. La réalisation du modèle 1 permettait d'évaluer si l'analyse par comparaison du poids des agonistes et des antagonistes expliquait la cinématique. Quant à lui, le modèle 2 permettait de déterminer si la cinématique était expliquée par la variation de la raideur rachidienne.

La multicollinéarité a été vérifiée avec les facteurs d'inflation de variance (variance inflation factor, VIF) pour chaque régression linéaire multiple. Les analyses statistiques ont été réalisées avec Statistica (version 13, StatSoft, Inc., Tulsa, OK). Le seuil de significativité était de $p < 0,05$. Pour les deux régressions multiples linéaires prédisant l'amplitude de déplacement angulaire du tronc, les prédicteurs étaient sensibles à la multicollinéarité. Pour les prédicteurs DCCR, uniquement DCCR_400 avait un $VIF=5,12$. Le dernier prédicteur a été par conséquent retiré des prédicteurs. Après correction, ces prédicteurs avaient des VIF inférieurs à 5. Le modèle a donc été effectué pour les 5 prédicteurs de DCCR_PRE à DCCR_400. De même, le deuxième modèle, avec les CCI comme prédicteurs, a été effectué pour les 5 prédicteurs de CCI_PRE à CCI_400.

6.3. Résultats

6.3.1. Condition bipodale avec translation postérieure du support

Les angles de la hanche et du tronc augmentaient de 100ms après le début de la perturbation jusqu'à sa fin ($p < 0,05$), alors que la cheville et le genou oscillaient autour de 0 ($p > 0,05$) (Figure 26). Le pic angulaire du tronc était atteint 548 ± 123 ms après le début de la perturbation en condition bipodale.

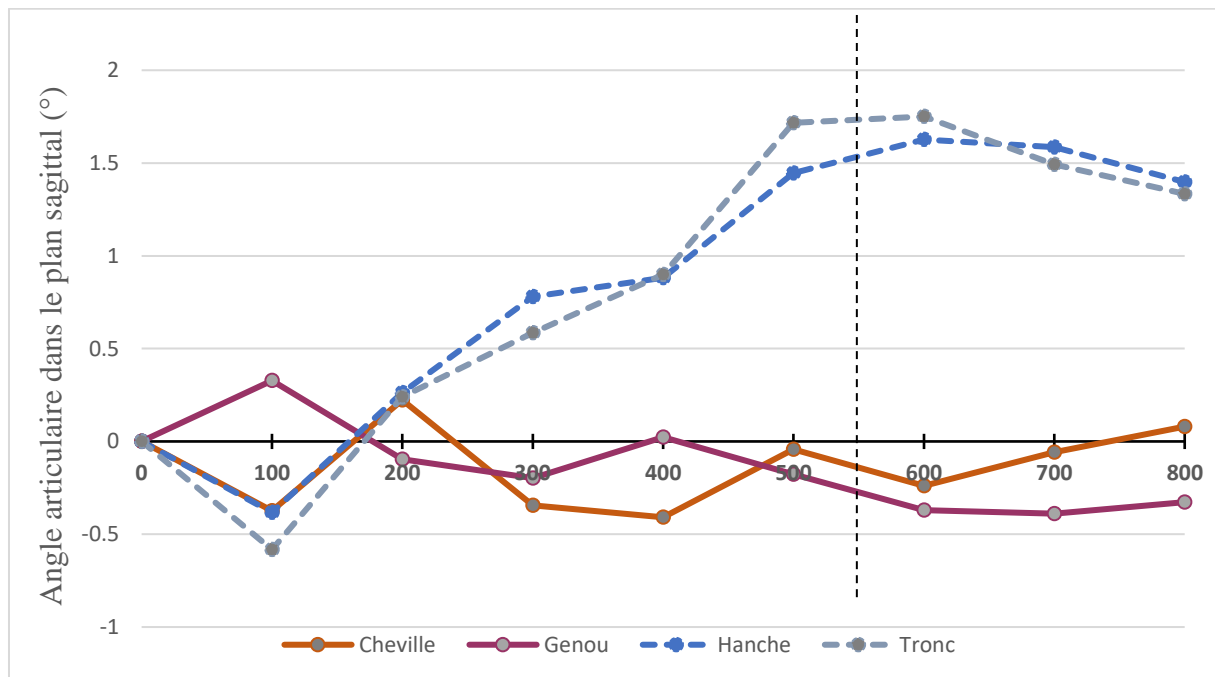


Figure 26. Variation angulaire (°) du début de la perturbation postérieure (0ms) jusqu'à 800ms par créneau de 100ms en condition bipodale. La fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Les angles positifs sont les angles de flexion (et de dorsiflexion). Afin de faciliter la lecture du graphique, les écart-types n'ont pas été affichés. Ils étaient en moyenne de $0,56 \pm 0,23^\circ$ pour le tronc, de $0,59 \pm 0,30^\circ$ pour la hanche, de $0,84 \pm 0,39^\circ$ pour le genou et de $0,60 \pm 0,28^\circ$ pour la cheville.

Aussi, les DCCR étaient principalement négatifs, ce qui signifie que le poids des muscles *erector spinae* était plus important que celui des abdominaux (Figure 27). Une valeur de DCCR de -0,5 correspondait à une quantité d'activation des antagonistes deux fois supérieure à celle des agonistes. On a aussi remarqué une augmentation significative du DCCR lors des 100 premières millisecondes, avec une variabilité de données très importante.

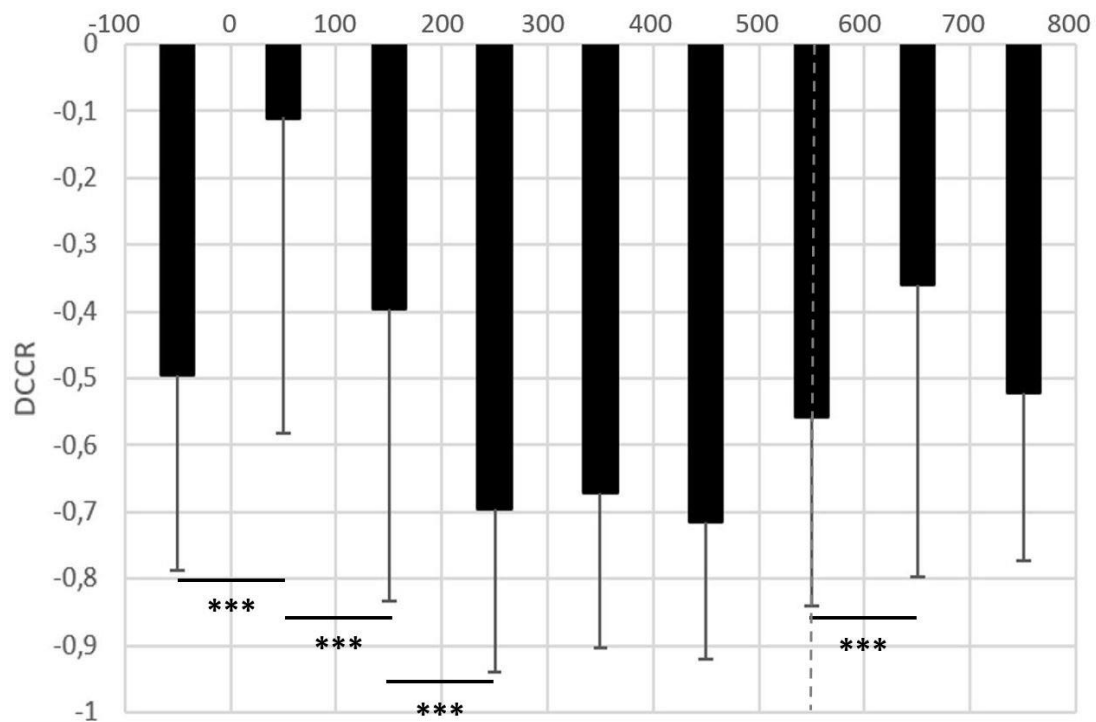


Figure 27. Variation du ratio de co-contractions dirigé (DCCR) des abdominaux par rapport aux muscles *erector spinae*, par créneau de 100ms. La perturbation débute à 0ms et la fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Les valeurs négatives du DCCR indiquent une quantité d'activation moyenne sur les 100ms supérieure pour les ESP par rapport aux abdominaux. *** : $p < 0,001$ (post-hoc de Tuckey).

Les CCI, quant à eux, restaient stables et faibles (leur valeur en position orthostatique de référence étant de 200) sauf entre 100 et 200ms où le CCI était de 588 (± 592), indiquant une augmentation significative de la quantité de co-contractions dans cette fenêtre temporelle par rapport à la précédente (Figure 28).

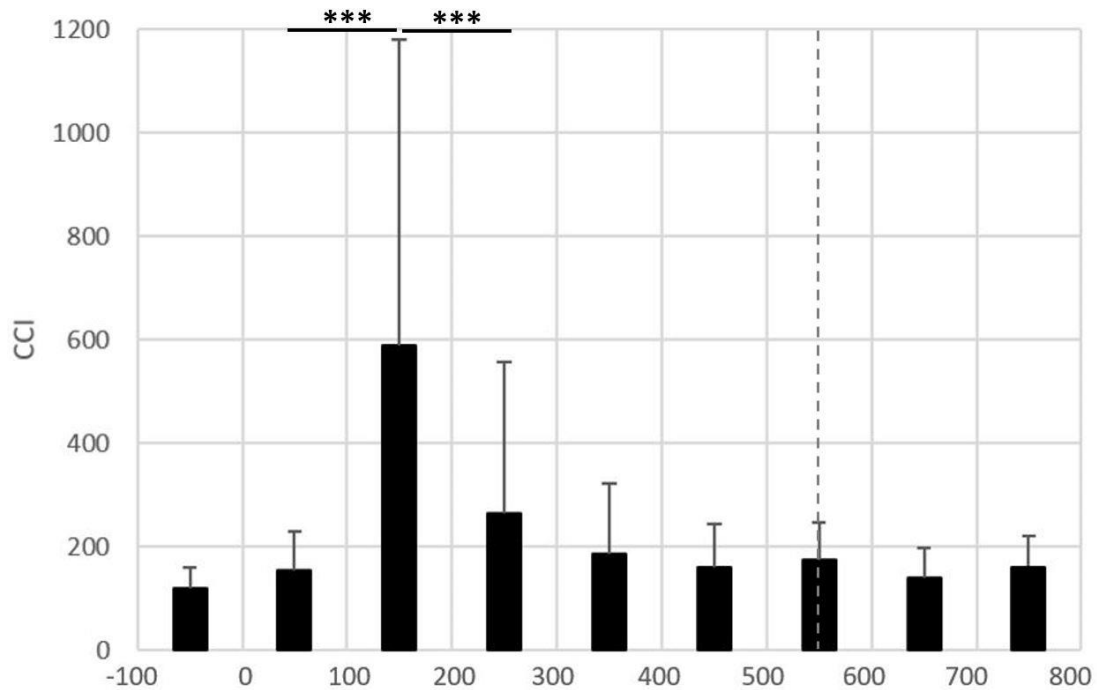


Figure 28. Variation de l'index de quantité de co-contractions (CCI) entre les abdominaux et les muscles *erector spinae*, par créneau de 100ms. La perturbation débute à 0ms et la fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Plus la valeur du CCI est élevée, plus la quantité de co-contractions est importante. *** : $p < 0,001$ (post-hoc de Tuckey).

Les modèles 1 (DCCR) et 2 (CCI) de régression n'étaient pas significatifs ($p > 0,05$; $R^2 < 0,1$). L'amplitude de déplacement angulaire du tronc n'était donc pas prédite par l'ensemble des variables de co-contractions dans chaque modèle.

Lors de la condition bipodale, avec une perturbation postérieure, les délais d'activation n'étaient pas significativement différents ($p > 0,05$) entre les muscles étudiés (RAB = 142 ± 78 ms ; EOB = 131 ± 54 ms ; ESP = 154 ± 22 ms).

6.3.2. Condition unipodale avec une translation médiale du support

En condition unipodale, les inclinaisons latérales de la hanche et du tronc augmentaient durant les 500 premières millisecondes ($p < 0,05$) avant de se stabiliser (Figure 28). Le déplacement angulaire entre 100ms et 200ms était significativement supérieur pour le tronc que pour la hanche ($p < 0,001$). Le pic angulaire du tronc a eu lieu en moyenne 571 ± 183 ms après le début de la perturbation en condition unipodale (Figure 29).

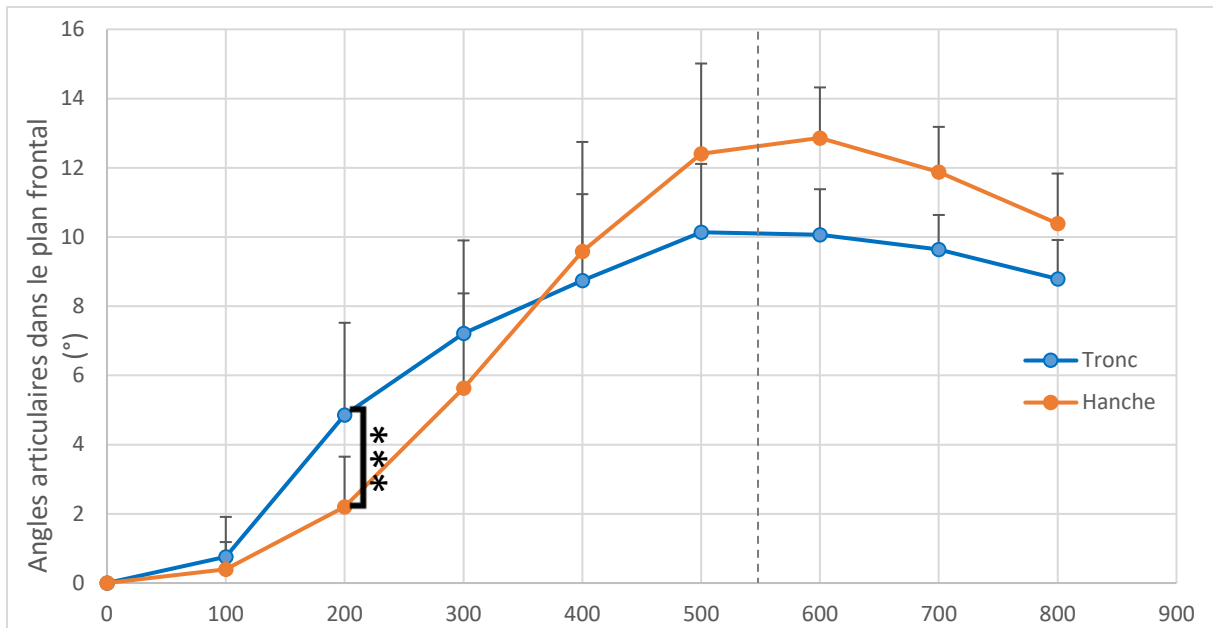


Figure 29. Variation angulaire ($^{\circ}$) du début de la perturbation postérieure (0ms) jusqu'à 800ms par créneau de 100ms en condition unipodale. La fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Un angle positif indique une inclinaison latérale. *** : différence significative ($p < 0,001$) de déplacement angulaire dans la zone temporelle de 100ms entre le tronc et la hanche (post-hoc de Tuckey).

Les DCCR étaient principalement orientés vers le médial, indiquant un poids plus important des muscles médiaux, sauf entre 100ms et 300ms où les muscles latéraux s'activaient plus que les médiaux ($p < 0,001$) (Figure 30).

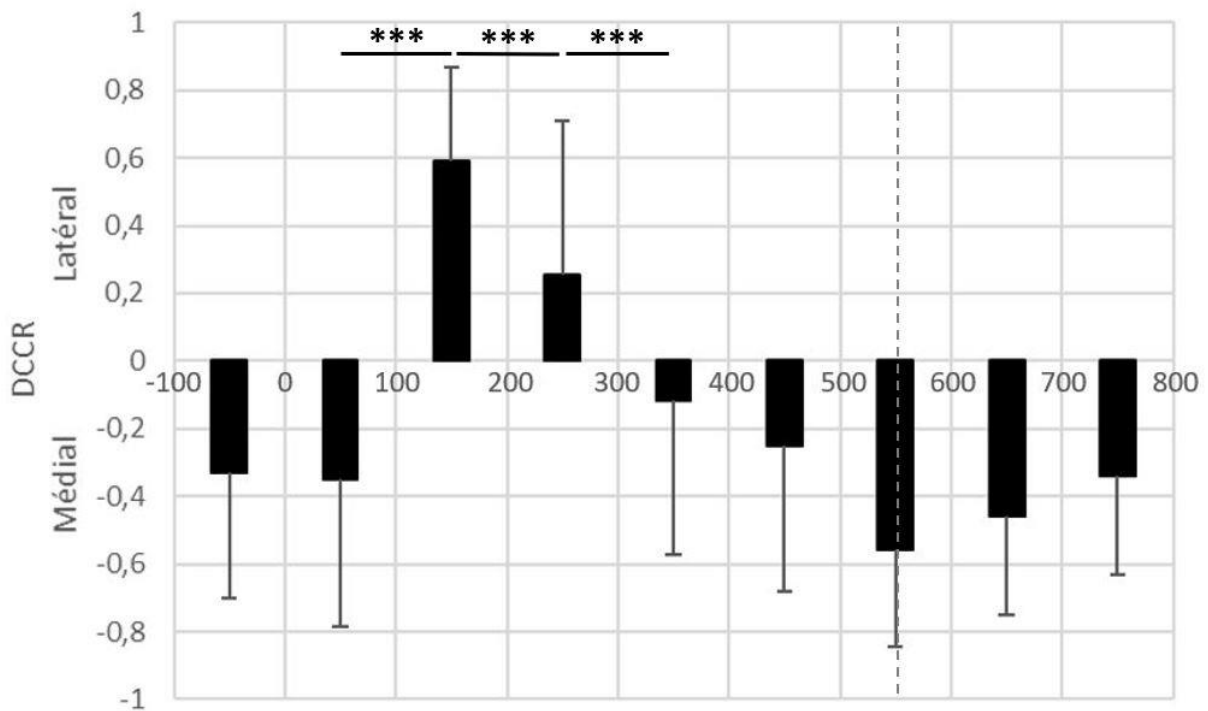


Figure 30. Variation du ratio de co-contractions dirigé (DCCR) des muscles RAB, EOB et ESP gauches par rapport aux droits, par créneau de 100ms. La perturbation débute à 0ms et la fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Les valeurs positives du DCCR indiquent une quantité d'activation moyenne sur les 100ms supérieure pour les muscles permettant une inclinaison latérale lors de leur contraction par rapport aux muscles permettant une inclinaison médiale. *** : $p < 0,001$ (post-hoc de Tuckey).

Les CCI étaient relativement faibles en pré-activation par rapport au maximum durant la perturbation ($CCI_PRE = 336 \pm 169$ vs. $CCI_300 = 1194 \pm 668$). Une augmentation significative du CCI eu lieu entre les créneaux 100 et 200ms. Après les 200 premières millisecondes, le CCI semblait rester à un plateau (Figure 31) indiquant un maintien élevé de la quantité de co-contractions jusqu'à la fin de la perturbation.

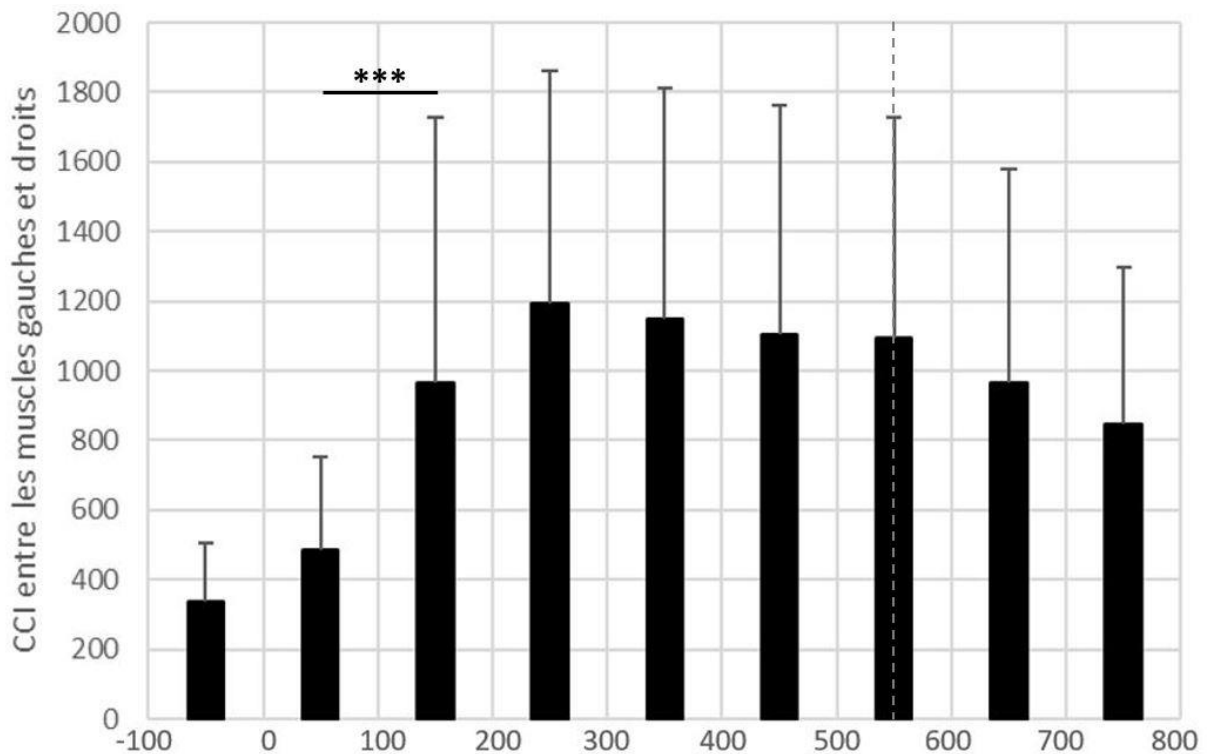


Figure 31. Variation de l'index de quantité de co-contractions (CCI) entre les muscles gauches et droits, par créneau de 100ms. La perturbation débute à 0ms et la fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Plus la valeur du CCI est élevée, plus la quantité de co-contractions est importante. *** : $p < 0,001$ (post-hoc de Tuckey).

Concernant le modèle 1, les DCCR prédisaient 39,7% de la variance de l'amplitude de déplacement latéral du tronc ($R^2=0,397$; $p < 0,001$). Avec le modèle 2, les CCI prédisaient 21,9% de la variance de l'amplitude latérale du tronc ($R^2=0,219$; $p < 0,05$). Les coefficients β de ces prédicteurs étaient résumés dans le tableau 2.

Tableau 2. Coefficient β pour chaque prédicteur de l'amplitude angulaire du modèle 1 (DCCR) et du modèle 2 (CCI). * $p < 0,05$

Zone d'analyse	β -coefficient Modèle 1 (DCCR)	β -coefficient Modèle 2 (CCI)
Pre	-0,41*	-0,1
100	-0,18	0,05
200	0,36 ($p=0,07$)	-0,42 ($p=0,07$)
300	-0,17	-0,1
400	0,65*	0,77*

En condition appui unipodal avec perturbation médiale, les muscles du côté gauche s'activaient plus rapidement que les muscles du côté droit ($p < 0,05$) (Figure 32).

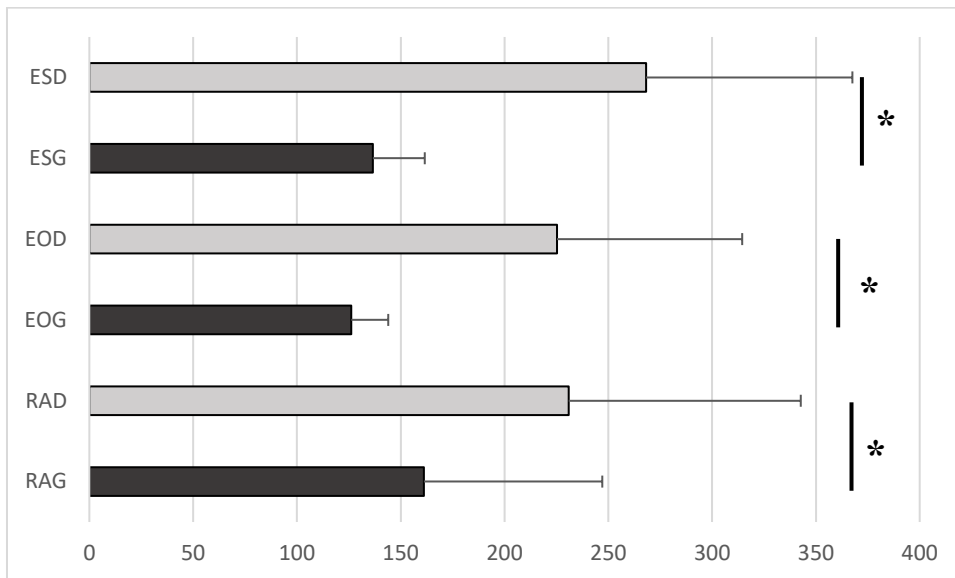


Figure 32. Délai d'activation neuromusculaire (ms) après la perturbation (0) en condition unipodale pour les muscles *rectus abdominis* gauche (RAG), droit (RAD), les muscles *obliquus externus* gauche (EOG), droit (EOD), et les muscles *erector spinae* gauche (ESG) et droit (ESD).

6.4. Discussion

L'objectif de cette étude était de déterminer les mécanismes de contrôle neuromusculaire du Core Stability d'une translation postérieure du support au cours de la posture bipodale et lors d'une translation médiale du support au cours d'une station debout unipodale. Nous avons mis en évidence que i) les mécanismes de co-contractions neuromusculaires variaient au cours de la réponse à la perturbation et ii) qu'ils pouvaient prédire la cinématique du tronc consécutive à une translation médiale du support lors d'un appui unipodal. Par ailleurs, nous avons aussi mis en avant que iii) les flexions antérieure et latérale du tronc semblent être la résultante d'une stratégie d'inclinaison active du tronc.

6.4.1. Condition bipodale avec une translation postérieure du support

En condition bipodale, avec une translation postérieure du support, le tronc (par rapport au bassin) et la hanche semblaient particulièrement en phase, et avaient une amplitude articulaire supérieure à celle de la cheville et du genou. Ces résultats confirment le rôle

prépondérant de la hanche, modélisée comme le tronc par rapport à la cuisse lors du modèle du double pendule inversé, lors d'une translation du support vers l'arrière (Fransson *et al.*, 2007; Horak & Nashner, 1986; Horak *et al.*, 1990). À l'opposé des précédentes études (Henry *et al.*, 1998; Preuss & Fung, 2008), nous n'avons pas observé de différence significative de délai d'activation entre les abdominaux et les muscles *erector spinae*. Cependant, le poids des abdominaux par rapport aux ESP a augmenté dans les 100 premières millisecondes sans élévation particulière de la quantité de co-contractions, permettant probablement d'initier l'inclinaison du tronc vers l'avant en réponse à la perturbation. Nos résultats permettent de confirmer que l'inclinaison antérieure du tronc lors de cette tâche semble être une stratégie utilisée par le SNC et non une simple conséquence passive de la perturbation. De 100ms à 200ms, nous avons observé une augmentation de la quantité de co-contractions qui pourrait avoir pour rôle de contrôler l'inclinaison du tronc en le rigidifiant afin de limiter le risque de déséquilibre avant, et ainsi d'éviter le pas de rattrapage. La perturbation n'induisant qu'un faible déplacement du tronc et de la hanche, une quantité élevée de co-contractions (CCI) maintenue après les 200ms n'est pas nécessaire. Aussi, le fait que le déplacement angulaire soit faible et que la variance des activations neuromusculaires soit élevée rendent difficile la prédiction par le modèle de régression.

6.4.2. Condition unipodale avec une translation médiale du support

En condition unipodale, une translation médiale du support induit une inclinaison latérale du tronc supérieure à celle de la hanche entre 100 et 200ms. Ensuite, la hanche rattrape l'inclinaison du tronc, puis ces deux articulations se stabilisent à partir de 500ms. La séparation de ces deux articulations lors des analyses cinématiques semble donc nécessaire lors de la tâche réalisée ici.

Entre 100ms et 300ms, le DCCR devient positif indiquant une activation plus importante des muscles latéraux, et on remarque que les muscles latéraux s'activent plus précocement que les muscles médiaux. Ces résultats conjugués permettent d'affirmer que l'inclinaison latérale du tronc n'est pas passive, mais bien une stratégie active de contrôle du tronc en réponse à la perturbation. Cette stratégie peut avoir comme finalité le contrôle du risque de chute dans le sens de la perturbation. Si le corps reste rigide sans s'incliner, alors l'inertie du corps pourrait engendrer un appui avec la jambe libre pour se rééquilibrer. Ce comportement postural a été observé lors d'échecs durant les essais d'entraînements chez certains sujets. Durant cette période, on remarque en parallèle une augmentation du CCI qui traduit une augmentation de la

quantité de co-contractions entre les muscles latéraux et médiaux qui va ensuite rester au même niveau jusqu'à la fin de la perturbation. Cette augmentation de quantité de co-contractions est le reflet de l'augmentation de la raideur spinale, et donc de la stabilité du rachis thoracolumbaire. Après 300ms, le contrôle du tronc s'effectue principalement avec les muscles médiaux afin de limiter l'inclinaison et de lutter contre la gravité, tout en ayant une quantité de co-contractions élevée afin de stabiliser le tronc malgré son inclinaison.

Les DCCR latéraux expliquent 39,7% de la variance de l'amplitude du déplacement du tronc, ce qui souligne que lors de l'analyse neuromusculaire du contrôle du tronc, cette variable semble être capable d'expliquer en partie le contrôle frontal du tronc. Les coefficients β significatifs indiquent qu'avant la perturbation, plus les contractions sont élevées pour les muscles médiaux par rapport aux muscles latéraux, plus l'amplitude du déplacement du tronc va être importante. Avant la perturbation, augmenter les contractions médiales ne permet pas de limiter l'amplitude du tronc, mais au contraire l'augmenterait. Une des explications pourrait être que la position de départ soit plus médiale ou que la position finale soit plus latérale. Réalisées *a posteriori*, aucune corrélation significative entre les DCCR-PRE et la position initiale ou finale n'a été relevée. Aussi, il est possible que le SNC engendre une réponse motrice proportionnée aux activations anticipées afin d'éviter un déséquilibre du côté de la perturbation, ce qui entraînerait cette augmentation de l'amplitude articulaire, indépendamment des positions initiales ou finales. Entre 300 et 400ms (et dans une moindre mesure entre 100 et 200ms), une augmentation du poids des muscles latéraux entraîne une plus grande amplitude de déplacement du tronc. Le DCCR étant orienté vers le latéral entre 100 et 200ms, l'analyse du coefficient β souligne que l'action concentrique des muscles latéraux impacte le déplacement frontal du tronc. Entre les 300 et 400ms, le DCCR est orienté vers le médial, confirmant un contrôle excentrique de ces muscles afin de limiter l'inclinaison du tronc.

Les CCI n'expliquent que 21,9% de la variance de l'amplitude du déplacement du tronc, ce qui en fait une variable moins fonctionnelle pour expliquer la cinématique. Cependant, l'analyse des coefficients β permet de mettre en évidence qu'entre 100 et 200ms, il existe une tendance à ce que l'augmentation de la quantité de co-contractions limite l'inclinaison du tronc. Étonnamment, à partir de 300ms, une augmentation du CCI est liée à une inclinaison du tronc plus importante. Le modèle statistique étant basé sur des corrélations, nous pouvons supposer que la quantité de co-contractions va être dépendante de la position ou du déplacement du tronc. En effet, une inclinaison supérieure du tronc nécessiterait des niveaux de co-contractions plus élevés afin de stabiliser le rachis.

Par ailleurs, lors de la période de 100ms antérieure à la perturbation médiale, le poids plus important pour les muscles médiaux et les faibles co-contractions tendent à réfuter l'hypothèse d'une co-contraction plus importante en anticipation de la perturbation (Santos & Aruin, 2009). Dans leur tâche, avec une perturbation au niveau du membre supérieur, l'augmentation des co-contractions des muscles *obliquus externus* avec la difficulté de la tâche semble plus adaptée afin de limiter directement le déplacement du tronc. Dans notre tâche, les faibles quantités d'activations neuromusculaires (Annexe, partie 2) de ces muscles avant la perturbation peuvent être la conséquence d'une stratégie visant à permettre au tronc de s'incliner latéralement afin de maintenir la stabilité. Une autre hypothèse, développée par Aruin *et al.* (1998) dans le cadre d'une perturbation au niveau du haut du corps avec une instabilité du support, est que le SNC atténuerait les APA afin de ne pas engendrer de déséquilibres supplémentaires avant la perturbation, ce qui expliquerait les faibles co-contractions et niveaux d'activations neuromusculaires. Cette hypothèse va dans le sens des travaux de Vera-Garcia *et al.* (2007) qui ont montré que l'augmentation des co-contractions de manière volontaire et anticipée ne permettait pas un meilleur contrôle du Core Stability lors de tâches de « sudden loading ».

6.4.3. Différences et similarités entre les deux tâches

Les variables étudiant les stratégies de co-contractions semblent permettre une compréhension plus fine et fonctionnelle du contrôle du tronc. Afin de prédire la cinématique, les DCCR apparaissent plus pertinents pour cette tâche que les CCI. Cependant, ces variables ne permettent pas la prédiction de l'amplitude angulaire du tronc en condition bipodale. Cette différence entre nos deux conditions pourrait venir de la faible amplitude de déplacement du tronc lors de la translation postérieure du support mais aussi de caractéristiques anatomiques différentes entre le plan sagittal et frontal. En effet, selon McGill *et al.* (1994), le rachis lombaire aurait une raideur passive supérieure dans le plan frontal par rapport au plan sagittal, ce qui pourrait en partie expliquer que nous retrouvons une activation concentrique plus importante lors d'une translation médiale afin de contrer la raideur passive plus élevée du rachis dans ce plan. Aussi, il semble plus simple de mettre en évidence l'inclinaison volontaire du tronc dans la direction opposée à la perturbation lors d'une tâche très instable (unipodale avec perturbation médiale) que lors d'une posture bipodale. Ces tâches instables sont d'autant plus pertinentes chez les sportifs rencontrant des appuis unipodaux parfois instables lors de leur pratique. Leur

aspect plus écologique qu'un appui en tandem, combiné à l'augmentation de l'instabilité, mettent en exergue les comportements moteurs, ce qui facilite leur compréhension.

Nous retrouvons cependant certaines similarités entre les deux conditions de cette étude. En effet, une augmentation du DCCR vers les muscles agonistes est présente lors des premières millisecondes consécutives au début de la perturbation, puis le contrôle se fait principalement avec les muscles antagonistes. Aussi, des augmentations de quantité de co-contractions, représentant des augmentations de la raideur spinale, ont lieu durant les perturbations, à différentes intensités en fonction des besoins de stabilité rachidienne. Si nous observons des différences entre nos deux conditions, la réponse posturale du Core à une translation du support semble être organisée de la même manière, avec des variations de co-contractions permettant une adaptation adéquate aux contraintes.

6.4.4. Limites

Les limites que cette étude comporte sont similaires à celles de l'étude précédente. Néanmoins, il semble nécessaire de préciser que la spécificité de la tâche réalisée dans cette étude peut impacter notre analyse des résultats. En effet, notre translation dure plus longtemps, avec une plus faible distance que pour le protocole utilisé par l'équipe d'Henry *et al.* (1998) mais dure moins longtemps avec une plus faible distance que celle utilisée par Preuss & Fung (2008).

6.5. Conclusion

Les mécanismes de co-contractions permettent une meilleure compréhension des mécanismes de contrôle postural du Core Stability lors d'une translation du support. Lors de perturbations en station bipodale ou unipodale, l'inclinaison du tronc dans le sens opposé à la perturbation semble être un mécanisme actif et non passif du contrôle postural. Ce mécanisme est d'autant plus visible quand l'instabilité est élevée. Les co-contractions ne semblent pas être un mécanisme utilisé en anticipation de la perturbation, qu'elle soit postérieure ou médiale, mais un poids plus important est donné aux muscles antagonistes au déplacement du tronc par rapport aux agonistes avant la perturbation. L'analyse par les co-contractions neuromusculaires permet par conséquent une meilleure compréhension du contrôle moteur lors de tâches posturales. Lors de tâches plus écologiques et dynamiques, ces mécanismes peuvent donc jouer un rôle majeur. Des investigations dans ce sens sont donc nécessaires afin d'améliorer la compréhension du Core Stability lors de mouvements sportifs.

7. Étude 3

Influence du Core Stability et de l'expérience en changement de direction sur le risque de rupture des ligaments croisés antérieurs.

Manuscrit soumis dans Sports Biomechanics.

Duchene, Y., Gauchard, G.C., & Mornieux, G. Influence of sidestepping expertise and Core Stability on ACL injury risk during change of direction.

Le manuscrit, dans sa version soumise, est présent en annexe (paragraphe 1.2).

Le résumé suivant, résultat du travail de ce chapitre, a été soumis et accepté à la conférence suivante.

- **Duchene, Y.,** Gauchard, G.C., & Mornieux, G. (2020). DOES ATHLETIC BACKGROUND INFLUENCE TRUNK NEUROMUSCULAR CONTROL DURING CUTTING MANEUVERS? *ISBS Proceedings Archive*, 38(1), 280.

Une copie du résumé est présente en annexe (paragraphe 1.5)

7.1. Problématique, objectifs et hypothèses

Comme nous l'avons décrit dans le chapitre 1 paragraphe 3.1, la rupture du ligament croisé antérieur (LCA) est une blessure majeure entraînant un long délai jusqu'au retour au sport (Nagelli & Hewett, 2017), un risque élevé de récurrence (Wiggins *et al.*, 2016) et une diminution des performances pour la plupart des personnes blessées (Trentacosta *et al.*, 2009). La rupture se produit principalement lors des changements de direction sans contact ou des réceptions de saut (Boden *et al.*, 2000).

Nous avons mis en avant que le risque de blessure du LCA dépendait de différents facteurs, dont le sexe, le type de sport (Beynnon *et al.*, 2014; Renstrom *et al.*, 2008) et l'expertise. L'impact de l'expertise sur le risque de blessure n'est cependant pas clairement identifié. En effet, les sportifs de haut-niveau vont être plus performants lors de changements de direction que des novices (Fujii *et al.*, 2014; Lockie *et al.*, 2014) mais deux études ont montré des résultats opposés sur le risque de blessure. Sigward et Powers (2006) ont rapporté des moments d'articulation du genou plus élevés pour les athlètes de haut-niveau que pour les novices, alors qu'un angle d'abduction du genou supérieur a été relevé chez les novices, sans différence de moment d'abduction dans une autre étude (Kipp *et al.*, 2013). De même, l'influence du sport pratiqué sur la biomécanique de l'articulation du genou reste controversée dans la littérature (Cowley *et al.*, 2006; Herrington, 2011; Orishimo *et al.*, 2014). En outre, il a été démontré que la pratique d'un sport spécifique a un impact sur le contrôle du tronc lors de tâches d'assise instable et de perturbation du tronc (Barbado *et al.*, 2016; Glofcheskie & Brown, 2017). Les différences entre les sportifs de haut niveau, que ce soit entre les judokas et les kayakistes (Barbado *et al.*, 2016) ou entre les coureurs et les golfeurs (Glofcheskie & Brown, 2017), n'ont été remarquées que lors de tâches spécifiques, proches de leur pratique. Par conséquent, la comparaison entre des experts de la tâche et des non-experts pourrait donner un aperçu plus précis d'un contrôle de tronc adéquat lors de l'exécution de changements de direction.

Nous avons également décrit précédemment le lien entre le tronc et le risque de rupture du LCA (Hewett & Myer, 2011; Jamison *et al.*, 2012; Zazulak *et al.*, 2007a). Plus généralement, les chercheurs ayant pour objectif de mieux comprendre le risque de blessure de l'articulation du genou, et donc à prédire le moment maximal d'abduction du genou (PKAM), ont récemment fourni des modèles compilant différentes variables du tronc et des membres inférieurs (Frank *et al.*, 2013; Jones *et al.*, 2015; Kristianslund *et al.*, 2014; Staynor *et al.*, 2020; Weir *et al.*, 2019). Alors que l'inclinaison latérale du tronc et la rotation du tronc étaient des variables

prédictives de PKAM, on sait peu de choses sur l'influence du bassin, malgré son rôle central dans la stabilité du tronc. De plus, même si Jamison *et al.* (2013) ont souligné l'effet des muscles *erector spinae* sur les contraintes du genou et sur la flexion du tronc, la compréhension du mouvement du Core en 3D nécessite une investigation plus poussée des activations neuromusculaires du Core. Une telle approche de prédiction du PKAM, combinée à des données provenant d'un large éventail de niveaux d'expertise en changement de direction, pourrait fournir une meilleure compréhension de l'effet de la cinématique du Core et de son contrôle neuromusculaire sur le risque de blessure du LCA lors de changements de direction.

Ainsi, l'objectif de cette étude était i) de déterminer les différences de contrôle du Core et de contraintes articulaires du genou entre les experts et les non-experts lors des manœuvres de changement de direction non-anticipé, ii) de mettre en avant les variables du Core prédisant le PKAM et iii) de déterminer les paramètres neuromusculaires contrôlant la cinématique du Core. Nous avons émis l'hypothèse que les experts auront leur tronc plus orienté dans la nouvelle direction, un ratio de co-contractions neuromusculaires plus élevé dans cette direction et un PKAM supérieur aux non-experts. De plus, nous avons suggéré que le PKAM sera prédit par l'inclinaison latérale du tronc et la rotation du tronc, et enfin que les ratios de co-contractions expliqueront la cinématique du Core.

7.2. Matériel et méthode

7.2.1. Développement d'une solution d'analyse par dynamique inverse sur un système Simi Motion

Si les technologies classiques (type Vicon) de capture du mouvement (MoCap) sont optoélectroniques, le système de MoCap SIMI Motion est basé sur une acquisition et un traitement vidéo. Nous disposons de 6 caméras échantillonnées à 100 Hz, synchronisées à une plateforme de force Bertec (Bertec Corp, Columbus, Ohio) et à un système EMG (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA). Le logiciel permet d'effectuer un suivi de trajectoire (« tracking ») semi-automatisé après calibration de la zone d'analyse. Ce système permet initialement de visualiser un avatar et de calculer certains paramètres cinématiques, mais pas d'angles en trois dimensions. Simi Motion a développé un module de dynamique inverse permettant, théoriquement, l'analyse de la cinématique et des moments de forces articulaires en 3D. Si les calculs de cinématique 3D ont été validés, nous n'avons pas pu valider les moments de force articulaires produits par leur système. Les patterns lors de l'appui ne ressemblaient pas aux signaux classiques de la littérature (Sigward & Powers, 2007), ou aux signaux lors de la

réalisation d'un mouvement similaire que nous avons enregistré avec un système Vicon (Figure 33).

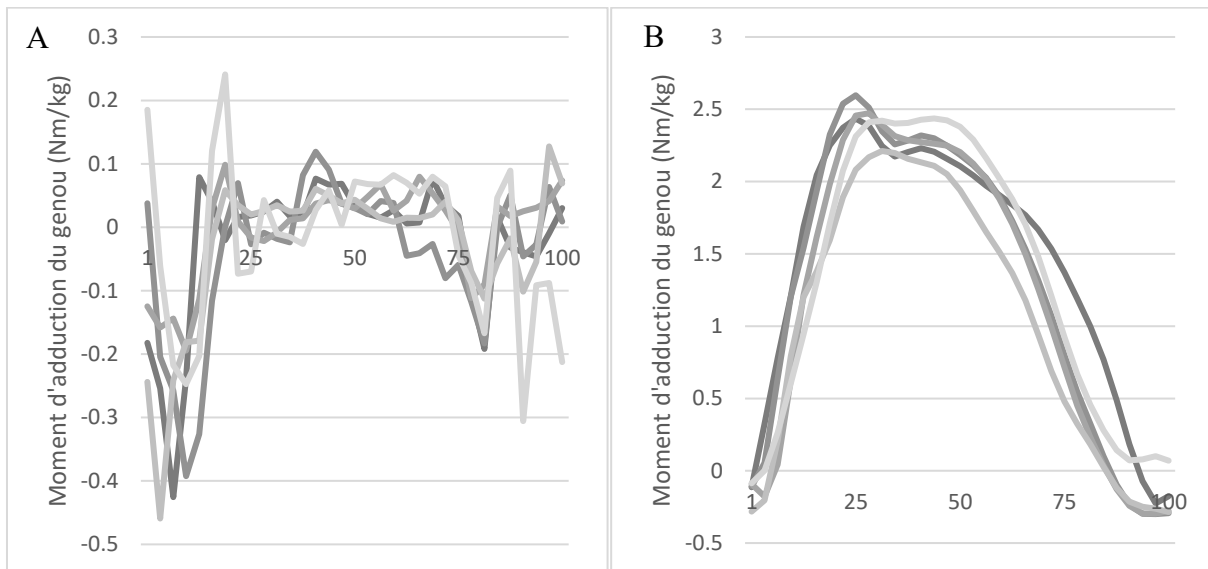


Figure 33. Visualisation des moments d'adduction du genou lors de l'appui de 5 changements de direction non-anticipés avec deux systèmes d'acquisitions. A) Courbes estimées par le module de dynamique inverse de Simi Motion et B) courbes classiques chez les hommes, enregistrées via un système Vicon. Un moment d'adduction est positif. Ces données ont été enregistrées sur une tâche identique avec le même sujet.

Par conséquent, nous avons développé une solution Matlab afin de calculer de manière fiable les moments articulaires et la cinématique en 3D en collaboration avec Arnaud Barré (Moveck Solution Inc.). En se basant sur le Lyon Whole Body Model, développé par Dumas *et al.* (2007), la cinématique articulaire a été déterminée avec la séquence de rotation d'Euler yxz du système de coordonnées des segments dans le référentiel défini dans Simi Motion. Les angles de tronc et du pelvis sont calculés dans le référentiel global et les angles articulaires sont basés sur la position du segment distal par rapport au segment proximal. Après avoir adaptés les fichiers de sortie de cinématique et de cinétique de Simi Motion afin qu'ils puissent être synchronisés entre eux (validation via le système de visualisation Mokka), les moments articulaires ont pu être calculés puis validés.

7.2.2. Participants

La taille d'échantillon a été estimée pour atteindre 80% de puissance statistique avec un seuil alpha de 0,05. En se basant sur la littérature existante comparant deux groupes lors de tâches de changements de direction sur les moments de force du genou, 12 sujets étaient nécessaires dans chaque groupe (Sigward & Powers, 2006). Aussi, afin d'atteindre un R^2 minimum de 0,20 lors des modèles linéaires mixtes avec 9 prédicteurs maximum, un total de 104 essais minimum était nécessaire (Staynor *et al.*, 2020). Nous avons donc recruté 14 sujets par groupes et enregistré 6 essais par sujet afin d'éviter d'éventuelles pertes de données.

Le groupe expert de la tâche était composé de handballeurs, car les mouvements de changements de direction constituent des éléments centraux de la performance dans leur pratique. Pour le groupe non-expert, des karatékas ont été recrutés. La pratique du karaté n'implique pas ce type de changements de direction mais un haut-niveau de contrôle du tronc va être nécessaire pour être performant. Après l'exclusion d'un sujet handballeur à cause de données cinématiques inutilisables, 13 hommes handballeurs (âge : $21,5 \pm 2,4$ ans ; taille : $1,81 \pm 0,06$ m ; masse : $74,6 \pm 7,9$ kg) et 14 hommes karatékas (âge : $26,9 \pm 8,2$ ans ; taille : $1,77 \pm 0,06$ m ; masse : $72,1 \pm 6,3$ kg) ont été inclus dans cette étude. Les participants avaient au moins 10 ans d'expérience dans leur sport respectif. Les handballeurs avaient un niveau non-professionnel national et les karatékas étaient ceinture noire. Aucun participant n'a été blessé au dos ou aux membres inférieurs dans les 2 mois précédant les mesures. Avant les mesures, tous les participants ont été informés des potentiels risques et ont donné leur consentement éclairé écrit.

7.2.3. Matériel

Le stimulus visuel permettant d'indiquer au sujet la direction du changement de direction était déclenché automatiquement via Optojump™ (Microgate, Bolzano, Italy) lors du dernier appui avant le contact avec la plateforme de force (Bertec Corp, Columbus, Ohio). Le stimulus visuel aléatoire était contrôlé via Labview (version 15.0.1f1).

La cinématique 3D du tronc, du pelvis et de la jambe gauche a été enregistrée à l'aide de marqueurs réfléchissants ($\varnothing 14$ mm) placés sur les repères anatomiques et fixés avec du scotch double-face. Les marqueurs étaient placés sur le haut du sternum (STS), le processus xiphoïde (STI), la vertèbre C7, les épines iliaques antérieures supérieures (LASI et RASI), au milieu entre les épines iliaques postérieures supérieures (SACRUM), sur le grand trochanter (LTROCH), l'épicondyle médial (LKNEEMED) et latéral du genou (LKNEE), à mi-fibula

(LTIB), sur les malléoles médiales (LANKMED) et latérales de la cheville (LANK), sur le calcaneus (HEEL) et sur le premier (MET1) et cinquième métatarse (MET5) (Figure 34). La position de ces marqueurs a été adaptée du Lyon Whole Body Model (Dumas *et al.*, 2007). Elle a été enregistrée à l'aide de 6 caméras du système Simi Motion, décrit précédemment.

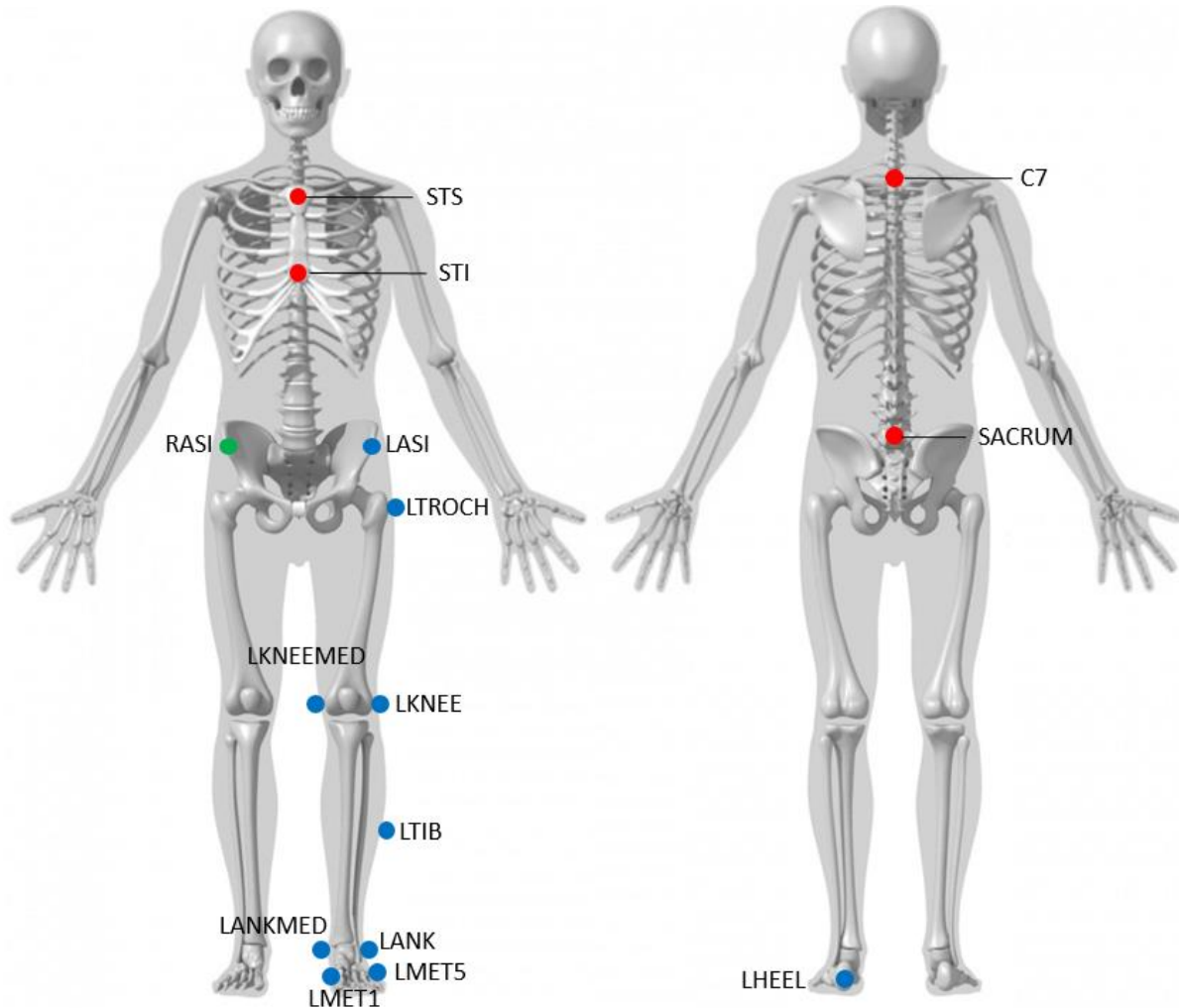


Figure 34. Positionnement des marqueurs réfléchissants utilisés pour notre modélisation 3D.

L'électromyographie de surface, enregistrant les principaux muscles du Core et de la hanche, était synchronisée avec l'acquisition cinétique et cinématique et échantillonnée à 1000 Hz. Les électrodes étaient placées bilatéralement sur les muscles *rectus abdominis* (RAB), les muscles *obliquus externus* (EOB), les muscles *erector spinae* (ESP), les muscles *gluteus maximus* (GMax) et *gluteus medius* (GMed). La peau a été préalablement rasée, abrasée et nettoyée avec de l'alcool pour réduire l'impédance, puis les électrodes de surface sans fil (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA) ont été posées parallèlement à l'orientation des fibres musculaires en suivant les indications de SENIAM.

7.2.4. Procédure

Les participants ont réalisé trois tâches dans un ordre aléatoire. La première était un cross-over de 20° vers la gauche, la deuxième était une décélération en ligne droite et la troisième était un sidestep de 45° vers la droite. Le sidestep est un changement de direction vers la direction opposée à la jambe d'appui. La direction du mouvement était indiquée par une lampe s'allumant lors du dernier appui pour créer un changement de direction non-anticipé (Figure 35). Les participants devaient réaliser une accélération sur deux pas dynamiques en se dirigeant vers la direction indiquée par la lumière le plus rapidement possible pour le cross-over et le sidestep. Quand la lampe s'allumait en face, les sujets devaient ralentir et s'arrêter. Les participants ont réalisé 18 essais randomisés (6 dans chaque direction) avec une minute de repos entre les essais. Un essai était considéré comme réussi si le pied gauche était totalement en appui sur la plateforme de force et que le changement de direction était directement orienté vers la cible lors de cet appui. Aussi, pour normaliser les signaux EMG, les sujets ont réalisé un saut maximal vers l'avant.

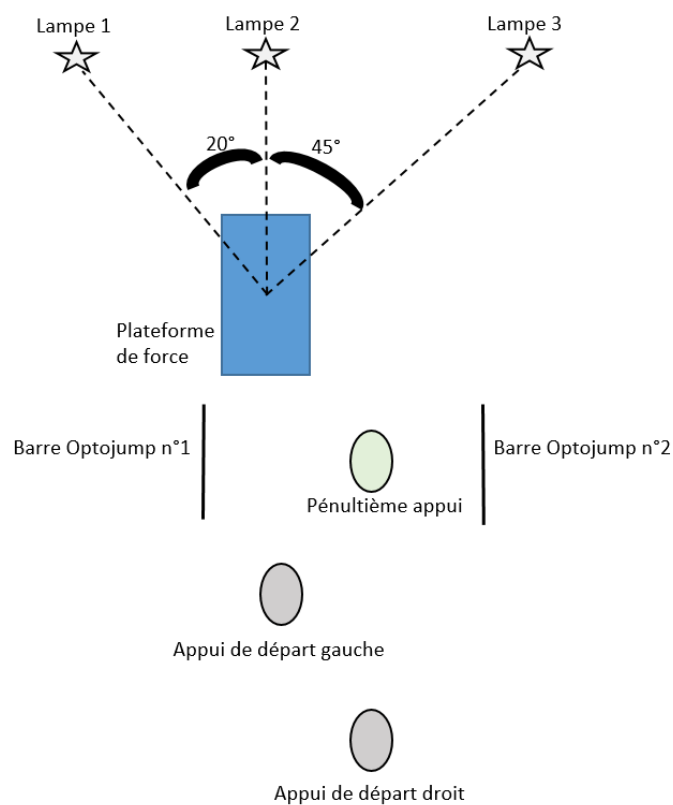


Figure 35. Schéma de la tâche de changement de direction non-anticipé.

7.2.5. Traitement des données

Les données n'ont été enregistrées que pendant les sidesteps (changements de direction vers la droite). La trajectoire des marqueurs et les signaux de force de réaction du sol ont été filtrés avec filtre Butterworth passe-bas (4^{ème} ordre, fréquence de coupe de 15 Hz). La cinématique et la cinématique articulaire ont été calculées comme expliqué précédemment (paragraphe 7.2.1) par le développement d'une solution Matlab par Moveck Solution Inc. La cinématique du Core était positive en direction du changement de direction. Dans le plan frontal, une inclinaison vers la droite était par conséquent positive, tout comme une rotation vers la droite dans le plan transversal. Dans le plan sagittal, une antéversion (bascule vers l'avant) du pelvis est définie comme positive (Figure 36).

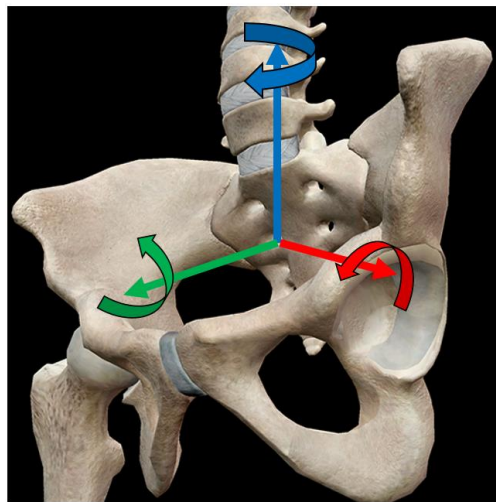


Figure 36. Représentation du pelvis et de ses axes de rotation. En bleu, l'axe vertical, en rouge l'axe médio-latéral et en vert l'axe antéro-postérieur. Les sens de rotations sont identiques pour le pelvis et le tronc.

Le PKAM et l'angle d'abduction du genou ont été recueillis car ces variables sont associées au risque de blessure (Hewett *et al.*, 2005). Les données EMG ont été filtrées avec un Butterworth bande-passe 10 Hz – 500 Hz. L'activation neuromusculaire lors du saut maximal vers l'avant était ensuite filtrée avec un passe-bas de 30 Hz avant de déterminer la valeur pic pendant le saut pour chaque muscle. En se basant sur les travaux de (Drake & Callaghan, 2006), l'activité électrique du cœur a été filtrée avec un filtre Butterworth passe-haut à 30 Hz sur les RAB et EOB. La moyenne quadratique (« root mean square », RMS) a été calculée pendant la phase de pré-activation (PRE) soit durant les 100 ms avant le contact initial avec la plateforme de force et durant la phase de réponse à la charge (« weight acceptance », WA) qui commence au contact initial et finit au premier pic du creux d'allègement. L'activation des différents

muscles était normalisée par la valeur pic des signaux EMG filtrés lors du saut maximal vers l'avant.

L'action simultanée des muscles agonistes et antagonistes a été analysée via les « directed co-contraction ratio » (DCCR) pendant PRE et WA (Donnelly *et al.*, 2015). Les DCCR ont été définis par rapport à la fonction anatomique des muscles analysés lors des changements de direction. Par conséquent, un ratio positif pour la flexion-extension du tronc (DCCR_Fle) indique une co-contraction plus importante des RAB et EOB (agonistes) que des ESP (antagonistes). Dans le plan frontal, les RAB, EOB et ESP droits ont été définis comme agonistes et les RAB, EOB et ESP gauches comme antagonistes (DCCR_Med). Comme le changement de direction se fait vers la droite, le muscle EOB gauche a été défini comme agoniste et le EOB droit comme antagoniste par rapport à la rotation du tronc dans le plan transversal (DCCR_Rot).

Même si moins de muscles ont été enregistrés au niveau du contrôle du pelvis, nous avons pu analyser l'inclinaison antéro-postérieure avec un DCCR (DCCR_Pelvis) qui, positif, reflèterait une co-contraction plus importante des ESP (agonistes) que des RAB, EOB et GMax (antagonistes). Les valeurs du DCCR sont bornées entre -1 (action supérieure des antagonistes) et 1 (action supérieure des agonistes), et zéro indiquerait une activation équivalente des groupes musculaires agonistes et antagonistes.

7.2.6. Statistiques

Pour chaque participant, les valeurs des 6 essais ont été moyennées pour l'ensemble des variables. Les résultats sont présentés grâce à la moyenne des groupes (écart-type, SD). La normalité de la distribution et l'homogénéité des variances ont été vérifiées respectivement avec un test de Lilliefors et un test de Levene. L'influence de l'expertise du changement de direction (Handball vs. Karaté) sur les variables dépendantes a été étudiée en utilisant un test t de Student pour des échantillons indépendants. Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$. Par la suite, pour chaque variable significativement différente entre les deux groupes, les tailles d'effets (ES) ont été calculées grâce au d de Cohen et les intervalles de confiance de 95% (CI) ont été relevés.

Un total de 162 essais a été utilisé pour réaliser une analyse par modèle linéaire mixte. Ces modèles permettent de prendre en compte l'effet intra-participant afin d'analyser chaque essai. Tout d'abord, deux modèles linéaires mixtes ont été utilisés pour déterminer l'association entre PKAM (variable dépendante) et les variables indépendantes. Au contact initial (IC), les

prédicteurs étaient la cinématique en 3D du Core (modèle n°1). Durant la phase de WA, les prédicteurs étaient les forces de réactions du sol en 3D en plus de la cinématique en 3D du Core durant cette phase (modèle n°2). L'expertise de la tâche était incluse comme un effet covariant fixe et l'effet du participant inclus dans les effets aléatoires. Une élimination pas à pas des variables indépendantes (effets fixes) a été réalisée en retirant un par un les prédicteurs non-significatifs (en commençant par la variable avec la valeur de p la plus élevée) jusqu'à ce que tous les prédicteurs soient significatifs.

Ensuite, les prédicteurs cinématiques significatifs furent rentrés comme variables dépendantes dans de nouveaux modèles linéaires mixtes à IC et durant WA. Les DCCR du tronc, les RMS des muscles *glutei* ainsi que le DCCR_Pelvis étaient assignés comme variables indépendantes pour prédire la cinématique du tronc et du pelvis pendant PRE (modèle n°1) et WA (modèle n°2). Le procédé d'élimination des prédicteurs a été reproduit comme expliqué précédemment. Les effets standardisés de chaque prédicteur ont été calculés en multipliant l'écart-type de chaque prédicteur avec son estimation. Les valeurs d'estimation sont les coefficients des variables indépendantes dans les modèles linéaires mixtes. Nous avons exprimé les effets standardisés par rapport à la moyenne de la variable dépendante, ce qui reflète le changement d'un écart-type de la variable dépendante lorsque les autres prédicteurs sont fixés à leur valeur moyenne (Staynor *et al.*, 2020). Les effets standardisés (« one SD change ») sont dépendants de la moyenne de la variable prédite et ne peuvent pas être comparés entre différents modèles ; par exemple, si la moyenne de la variable prédite est proche de 0, les effets standardisés vont être considérablement plus élevés.

7.3. Résultats

7.3.1. Cinétique et cinématique

Au contact initial, aucune différence de cinématique du tronc entre les handballeurs et les karatékas n'était significative (Tableau 3). La rotation du pelvis vers la droite était significativement supérieure chez les karatékas par rapport aux handballeurs ($p < 0,01$). La différence moyenne était de $-5,88^\circ$ (CI = $[-10,06 ; -1,70]$; ES = 1,11).

Tableau 3. Comparaison des moyennes (SD) des variables cinématiques ($^\circ$) entre les handballeurs et les karatékas au contact initial. * $p : < 0,05$.

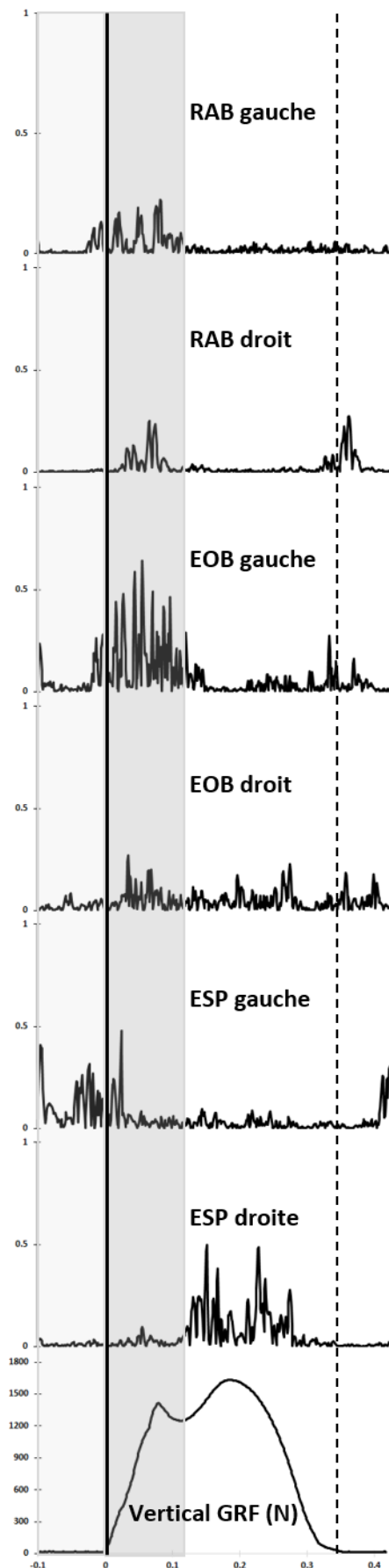
	Handball	Karaté	Ensemble des sujets
Inclinaison médiale du tronc	-3,8 (2,6)	-3,1 (3,4)	-3,4 (4,4)
Rotation axiale du tronc	-4,3 (6,3)	-6,9 (5,5)	-5,6 (7,0)
Inclinaison antérieure du tronc	12,9 (5,2)	16,0 (6,0)	14,5 (6,2)
Inclinaison médiale du pelvis	1,1 (2,6)	1,7 (2,9)	1,4 (3,6)
Rotation axiale du pelvis	4,87 (6,0)	10,8 (4,5)*	7,9 (6,6)
Inclinaison antérieure du pelvis	10,0 (4,1)	11,0 (3,8)	10,5 (4,4)
Angle d'abduction du genou	2,4 (1,4)	0,21 (4,1)	1,3 (3,4)

Pendant la phase de WA (Tableau 4), le PKAM était significativement plus élevé chez les handballeurs que chez les karatékas ($p = 0,04$), tout comme les pics de GRF en médial et vertical ($p = 0,01$ pour les deux variables). La différence moyenne de PKAM était $0,210 \text{ Nm / kg}$ (CI = $[0,008 ; 0,427]$; ES = 0,84). La différence moyenne des GRF en médial était de $2,2 \text{ N / kg}$ (CI = $[0,58 ; 3,80]$; ES = 1,03) et de $3,6 \text{ N / kg}$ (CI = $[0,84 ; 6,34]$; ES = 1,01) pour les GRF en vertical.

Tableau 4. Comparaison des moyennes (SD) des variables cinématiques ($^{\circ}$), du pic de moment d'abduction du genou (Nm / kg), et des forces de réaction au sol (GRF, N / kg) entre les handballeurs et les karatékas durant WA.
*p : < 0,05.

	Handball	Karaté	Ensemble des sujets
Inclinaison médiale du tronc	-12,1 (6,5)	-11,7 (4,6)	-12,0 (6,1)
Rotation axiale du tronc	-2,4 (8,2)	-4,8 (8,6)	-3,6 (9,3)
Inclinaison antérieure du tronc	18,5 (5,9)	20,4 (6,4)	19,6 (6,7)
Inclinaison médiale du pelvis	0,2 (3,4)	1,2 (3,1)	0,7 (4,1)
Rotation axiale du pelvis	3,6 (6,7)	7,7 (5,5)	5,7 (7,1)
Inclinaison antérieure du pelvis	7,6 (4,4)	8,6 (4,8)	8,1 (5,0)
Angle d'abduction du genou	2,7 (1,7)	1,2 (4,3)	1,9 (3,7)
Pic du moment d'abduction du genou	0,539 (0,302)	0,321 (0,209)*	0,425 (0,497)
GRF médiale	13,8 (2,2)	11,6 (1,8)*	12,6 (2,7)
GRF postérieure	6,0 (2,3)	4,7 (2,0)	5,3 (2,5)
GRF verticale	27,8 (4,0)	24,2 (2,7)*	26,0 (4,5)

7.3.2. Contrôle neuromusculaire



La figure 37 présente des activations neuromusculaires classiques lors du mouvement de changement de direction.

Ni les DCCR ni les RMS des muscles *glutei* n'étaient significativement différents entre handballeurs (HB) et karatékas (K). Pendant la phase PRE, DCCR_Fle était négatif mais proche de 0 (HB: -0,08; K: -0,14), DCCR_Med indiquait une co-contraction vers l'inclinaison latérale du tronc (HB: -0,48; K: -0,37), DCCR_Rot était positif (HB: 0,30; K: 0,34) et DCCR_Pelvis avait une action de rétroversion du pelvis (HB: -0,15; K: -0,22). Pendant la phase de WA, DCCR_Fle était resté proche de 0 (HB: -0,17; K: 0,04). Même si DCCR_Med était toujours négatif pour les handballeurs, cette variable était devenue positive pour les karatékas (respectivement -0,11 et 0,13). Enfin, DCCR_Rot est resté orienté vers la direction du changement de direction (HB: 0,23; K: 0,16) et DCCR_Pelvis était toujours négatif (HB: -0,26; K: -0,03).

Figure 37. Cette figure présente les signaux EMG filtrés (mV), classiquement observés lors des changements de direction des muscles *rectus abdominis* (RAB), muscles *obliquus externus* (EOB), muscles *erector spinae* (ESP), gauches et droits. La force de réaction au sol verticale (GRF, N) est représentée afin de visualiser les phases d'analyses. La première phase légèrement grisée représente la phase de pré-activité de 100ms (PRE) antérieure au contact initial (IC). La seconde aire plus sombre représente la phase de réponse à la charge (WA). La ligne en pointillée délimite la fin de l'appui sur la plateforme.

7.3.3. Prédicteurs du PKAM et de la cinématique du Core

Les différents résultats des modèles linéaires mixtes ont été reportés dans le tableau 5. Dans le premier modèle, au contact initial, le PKAM était négativement corrélé à l'inclinaison latérale du tronc, positivement avec la rotation axiale du tronc vers la nouvelle direction et avec l'inclinaison antérieure du pelvis. Dans le second modèle, pendant la phase de WA, le PKAM augmentait avec l'augmentation de la rotation axiale du tronc vers la nouvelle direction et l'augmentation du pic postérieur de GRF mais diminuait avec l'augmentation de l'inclinaison médiale du pelvis. De plus, les différentes variables cinématiques pouvaient être prédites par les activations neuromusculaires des muscles du tronc et du pelvis.

Tableau 5. Variables cinématiques et cinétiques au contact initial (IC) et pendant la phase de réponse à la charge (WA) prédisant le pic de moment d'abduction du genou (PKAM). Variables EMG (DCCR ou RMS) prédisant les prédicteurs significatifs de PKAM. CI : intervalle de confiance ; DCCR_Fle et DCCR_Pelvis: ratio de co-contractions vers la flexion ; DCCR_Med : ratio de co-contractions vers l'inclinaison médiale du tronc ; GMed_L : RMS du gluteus medius gauche ; GMed_R : RMS du gluteus medius droit ; GMax_R : RMS du gluteus maximus droit.

	Variable prédite	Variable indépendante	Estimation	CI	One SD change (%)	
IC	PKAM (modèle n°1)	Inclinaison médiale du tronc	-33,9	[-51,9 ; -15,9]	35	
		Rotation axiale du tronc	13,1	[1,6 ; 24,6]	22	
		Inclinaison antérieure du pelvis	20,4	[2,3 ; 38,5]	21	
	Inclinaison médiale du tronc	DCCR_Med	3,11	[1,38 ; 4,85]	35	
		Rotation axiale du tronc	DCCR_Fle	-3,54	[-5,56 ; -1,51]	33
		Inclinaison antérieure du pelvis	DCCR_Pelvis	2,93	[1,49 ; 4,38]	13
WA	PKAM (modèle n° 2)	Rotation axiale du tronc	11,5	[2,7 ; 20,4]	25	
		Inclinaison latérale du pelvis	-23,8	[-44,6 ; -3,0]	23	
		GRF postérieure	0,51	[0,95 ; 0,07]	21	
	Rotation axiale du tronc	DCCR_Fle	-7,00	[-9,64 ; -4,36]	98	
	Inclinaison latérale du pelvis	GMed_L	0,030	[0,011 ; 0,049]	164	
GMed_R		-0,026	[-0,044 ; -0,007]	149		
GMax_R		-0,081	[-0,156 ; -0,006]	95		

7.4. Discussion

Les objectifs de cette étude étaient de déterminer les différences de contrôle du Core et des contraintes articulaires du genou entre les experts et les non-experts des changements de direction, et de déterminer l'influence du contrôle du Core sur un prédicteur de la rupture du LCA. Les principaux résultats étaient i) qu'il y a peu de différences cinématiques entre les joueurs de handball et les karatékas et que les joueurs de handball avaient un PKAM plus élevé ; ii) que la cinématique du tronc et du bassin prédisait le PKAM et iii) que le DCCR aide à la compréhension de la cinématique du tronc et du bassin.

7.4.1. Différences de Core Stability et de contraintes articulaires du genou entre les experts et les non-experts

Malgré un PKAM significativement plus élevé pour les joueurs de handball, ce qui confirme notre hypothèse et les résultats de Sigward & Powers (2006), il ne pouvait pas être considéré comme un risque plus élevé de lésion du LCA, car leur valeur moyenne restait relativement faible et était conforme à la littérature (Sigward *et al.*, 2015). Comme nous l'avons décrit dans le chapitre 1 paragraphe 3.2.1, le seuil de risque de blessure a été déterminé à 1,25 Nm / kg (Lin *et al.*, 2009). Ainsi, les joueurs de handball ont maintenu les contraintes du genou à un niveau qui aurait peu de chance d'être associé à une lésion du LCA. Par ailleurs, les valeurs de PKAM plus faibles pour les karatékas pourraient provenir de leur non-expertise dans la tâche. Afin de protéger leurs articulations lors d'une tâche nouvelle, les karatékas ont probablement adopté un comportement protecteur. Cela serait conforme à l'étude de Sigward & Powers (2006), qui ont rapporté des valeurs de PKAM plus élevées pour les experts que pour les non-experts dans le même sport. Une adaptation potentielle pourrait être l'orientation du bassin vers la nouvelle direction dès le contact initial. Comme le bassin est central pour la stabilité du tronc, on pourrait supposer qu'une meilleure orientation du bassin dans la nouvelle direction stabiliserait l'ensemble du corps et constituerait une stratégie de protection pour le genou. Cependant, le but des changements de direction est d'éliminer le défenseur direct. Une rotation évidente vers la nouvelle direction donnerait des informations précoces à l'adversaire, expliquant pourquoi les joueurs de handball présentaient une position plus neutre. Une force de réaction du sol latérale et verticale plus grande a été observée pour les joueurs de handball, tout en maintenant un niveau de PKAM modéré, suggérant une exécution plus orientée vers la performance par les joueurs de handball.

Malgré les modifications de la cinématique pelvienne, aucune différence de mouvement du tronc n'a été observée. Ainsi, contrairement à notre hypothèse, les joueurs de handball n'ont pas mieux orienté leur tronc dans la direction visée. Deux raisons peuvent expliquer cette absence de différence significative. La première est que les karatékas pourraient transférer leur capacité à contrôler leur tronc à cette nouvelle tâche de changement de direction et la seconde que la réalisation de ces changements de direction non-anticipés impliquerait des contraintes d'ores et déjà suffisamment élevées, qui ne laisseraient que peu de degrés de liberté dans l'exécution et donc dans la réponse motrice et biomécanique.

7.4.2. Prédicteurs cinématiques et cinétiques du risque de blessure

Dans le plan frontal, cette étude a confirmé les précédentes analyses présentant l'augmentation de l'inclinaison latérale du tronc au IC comme un facteur de risque (Dempsey *et al.*, 2007, 2012; Jones *et al.*, 2015; Kristianslund *et al.*, 2014; Mornieux *et al.*, 2014; Staynor *et al.*, 2020). De plus, l'inclinaison latérale du bassin pendant la phase WA est liée à une augmentation du PKAM. Dans ce plan, on peut donc supposer que le risque de blessure soit impacté d'abord par le tronc jusqu'au contact initial, puis que le pelvis doit gérer les contraintes articulaires lors de l'appui en contrôlant son inclinaison latérale. L'inclinaison latérale du tronc avait le pourcentage d'effet standardisé (« one SD change ») le plus élevé, ce qui signifie que cette variable expliquait plus de variation du PKAM que toutes les autres dans le modèle au IC. Ainsi, les interventions d'entraînement visant à réduire le risque de blessure du LCA devraient principalement cibler le contrôle du tronc et du pelvis dans le plan frontal.

Dans le plan transversal, une plus grande rotation vers la nouvelle direction était associée à un PKAM plus grand. Si la rotation du tronc vers la jambe d'appui semble être un prédicteur de PKAM lors des atterrissages (Critchley *et al.*, 2020; Dempsey *et al.*, 2012) et des manœuvres anticipées (Frank *et al.*, 2013), nos résultats sont en phase avec les études précédentes sur les changements de direction non-anticipés (Kristianslund *et al.*, 2014; Staynor *et al.*, 2020). Par conséquent, la rotation du tronc doit aussi être prise en compte. Bien qu'une augmentation de la rotation du tronc vers la nouvelle direction puisse être considérée comme une stratégie pour réorienter tout le corps et améliorer les performances (Marshall *et al.*, 2014), cela pourrait également être associé à un risque accru de blessure du genou.

Dans le plan sagittal, seul le bassin au IC semblait prédire le PKAM. D'un point de vue anatomique, l'inclinaison antérieure du bassin entraîne une flexion et une rotation interne de la

hanche, qui va modifier l'action des muscles fessiers et affaiblir les ischio-jambiers, ce qui peut avoir un impact sur le PKAM (Alentorn-Geli *et al.*, 2009).

7.4.3. Prédicteurs neuromusculaires de la cinématique du Core

Comme les variables cinématiques du tronc semblaient similaires entre nos deux populations, ne pas voir de différence entre les DCCR n'était pas surprenant. Cependant, le contrôle neuromusculaire du tronc et du bassin permettait de prédire la cinématique du Core Stability dans le plan frontal. Le DCCR dans le plan frontal expliquait l'inclinaison latérale du tronc au IC, suggérant que des contractions plus élevées vers la jambe d'appui pendant la phase de vol augmentaient l'inclinaison latérale du tronc, et donc impactaient probablement le PKAM. Pendant la phase de WA, l'inclinaison latérale du bassin était prédite à la fois par les GMed et le GMax droit. Selon Neumann (2010), le rôle du GMed gauche (jambe d'appui) pourrait être de contrôler la chute controlatérale du pelvis, tandis que les muscles Gmed et GMax droits contrôlèrent probablement l'élévation latérale du membre inférieur droit. Étonnamment, le DCCR en rotation ne prédisait pas la rotation du tronc, contrairement au DCCR en flexion. Le DCCR en rotation a été calculé uniquement sur la base des muscles *obliquus externus*, dont les actions dans les trois dimensions brouillent sûrement leur impact dans un unique plan de mouvement du tronc, ici la rotation.

La bascule antérieure du bassin au IC a été prédite par le DCCR antéro-postérieur du pelvis, ce qui signifie que les muscles du Core ont agi pour limiter l'inclinaison antérieure excessive du bassin. Cependant, comme le DCCR n'a expliqué que 13% de l'inclinaison du bassin, le rôle de chaque muscle intégré dans ce rapport pourrait ne pas être entièrement compris. Par exemple, le grand fessier a probablement également agi pour contrôler la flexion de la hanche en tant qu'antagoniste (Alentorn-Geli *et al.*, 2009) et a peut-être joué un rôle plus important dans l'absorption de force que dans l'inclinaison du bassin (Powers, 2010).

7.4.4. Limites

L'approche en deux appuis dynamiques utilisée dans cette étude était proche de la pratique du handball mais différait de la plupart des configurations utilisées dans les études réalisant des changements de direction non-anticipés, qui demandent une course d'élan avec une vitesse d'approche donnée. Néanmoins, l'approche utilisée dans cette étude a engendré une force de freinage et une cinématique du tronc comparables aux études précédentes. Enfin, le contrôle neuromusculaire du tronc n'a pas pu être complètement évalué avec de l'EMG de

surface et des recherches futures pourraient prendre en compte l'activité musculaire des muscles profonds du Core.

7.5. Conclusion

Lors des changements de direction non-anticipés, les non-experts ont réduit les forces de réaction au sol, le moment d'abduction de l'articulation du genou et ont adopté une rotation du pelvis vers la nouvelle direction. Cependant, le niveau plus élevé de contraintes articulaires du genou chez les experts des changements de direction ne peut être considéré comme un risque plus élevé de lésion du LCA. De plus, cette étude confirme que le Core Stability, dans le plan frontal et transversal principalement, prédit les moments d'abduction du genou et donc éventuellement un risque de lésion du LCA. Enfin, nos résultats pourraient guider les futurs programmes de prévention neuromusculaire pour se concentrer sur l'action excentrique des fléchisseurs latéraux du tronc afin de limiter l'inclinaison latérale du tronc et sur la capacité des muscles fessiers à stabiliser l'inclinaison latérale pelvienne.

Chapitre 3 : Discussion générale, perspectives et conclusion

Lors de cette thèse, nous avons étudié le Core Stability via un continuum dans l'interaction posture-mouvement, de l'équilibre instable bipodal aux mouvements dynamiques unipodaux, en passant par la régulation de l'équilibre perturbé. Nous avons montré que le contrôle du tronc et du pelvis jouait un rôle majeur dans la régulation de l'équilibre bipodal instable, puis qu'une analyse via les mécanismes de co-contractions permettait de comprendre la cinématique du Core lors d'une tâche posturale bipodale et unipodale avec translation du support. Ces études fondamentales ont permis de renforcer les connaissances sur le Core Stability et plus généralement sur le contrôle postural chez les sportifs. La progression logique pour continuer l'analyse du Core Stability dans cette population était donc de se mettre en situation de mouvement dynamique. Les changements de direction non-anticipés sont, pour notre population, une tâche écologique très dynamique avec des enjeux forts liés au risque de rupture des ligaments croisés antérieurs. Le Core Stability ayant un impact sur ce risque de blessure, son analyse lors de cette tâche nous a permis de mettre en évidence plusieurs facteurs de risque cinématiques. Enfin, nous avons mis en avant que les mécanismes de co-contractions pouvaient permettre d'analyser les stratégies neuromusculaires contrôlant la cinématique du Core liée au risque de blessure.

8. Discussion générale et perspectives

8.1. Le modèle du double pendule inversé, une approche dépassée ?

Nous avons mis en évidence lors de l'étude 1 (chapitre 2) que lorsque les sujets devaient rester équilibrés lors d'une tâche bipodale avec un support instable, le tronc (par rapport au bassin) jouait un rôle au moins aussi important que la hanche dans la régulation de la posture. Aussi, nous avons souligné la contribution supérieure de la cheville par rapport aux autres articulations dans notre tâche d'équilibration. Si la contribution de la cheville est connue (le modèle du simple pendule inversé se base uniquement sur les rotations de cette dernière), notre tâche va principalement impliquer cette articulation. En effet, l'instabilité du support s'applique de manière active sur la plante des pieds ce qui amène la cheville à être particulièrement mise à contribution, plus que lors d'une tâche de contrôle postural challengée avec simplement une mousse située sous les pieds. Lors de la posture orthostatique sans instabilité, la cheville contrôle le CdM avec une faible participation du genou (Gage *et al.*, 2004; Morasso *et al.*, 2019). Lorsque la difficulté de la tâche d'équilibre augmente, le modèle principalement utilisé

est celui du double pendule inversé avec, en plus de la cheville, une rotation autour de la hanche (Aramaki *et al.*, 2001; Creath *et al.*, 2005; Nashner & McCollum, 1985; Zhang *et al.*, 2007). La contribution relativement élevée du tronc dans notre étude remet en question la précision du modèle du double pendule inversé afin de décrire le contrôle postural. D'autres études ont précédemment mis en avant qu'une analyse prenant en compte de multiples articulations permettait une analyse plus précise que ce modèle (Alexandrov *et al.*, 2005; Federolf *et al.*, 2013; Hsu *et al.*, 2007; Kilby *et al.*, 2015), sans détailler la contribution des articulations les unes par rapport aux autres. Certaines de ces modélisations ne séparaient pas le tronc de la hanche, comme la plupart des études modélisant un double pendule inversé (Aramaki *et al.*, 2001; Kilby *et al.*, 2015; Nashner & McCollum, 1985) alors que leur séparation permet une meilleure compréhension du contrôle postural (Blackburn *et al.*, 2003), comme le permet notre analyse. Cependant, si ce modèle ne permet pas de décrire de la manière la plus précise le contrôle postural lors de la posture orthostatique instable, il permet néanmoins de représenter de manière simplifiée une majorité des variations de coordinations segmentaires lors des tâches posturales peu dynamiques.

Par ailleurs, le modèle du double pendule inversé a été majoritairement plébiscité lors de perturbations externes en station bipodale (Nashner & McCollum, 1985; Runge *et al.*, 1999; Winter, 1995). Les résultats de l'étude 2, lors d'une translation postérieure du support sur deux pieds, semblent aller dans le sens d'un pattern de déplacement articulaire du tronc et de la hanche similaire. Dans ce cadre, il ne semble donc pas forcément nécessaire de séparer ces deux articulations. En revanche, dans le plan frontal, la cinématique articulaire est différente entre la hanche et le tronc. C'est pourquoi, même si le modèle du double pendule inversé permet une lecture globale du contrôle postural bipodal, la séparation du tronc (par rapport au pelvis) et de la hanche permet une analyse plus fine, nécessaire lors de l'analyse neuromusculaire du Core Stability.

8.2. Le contrôle du Core lors de la régulation de l'équilibre, des tâches quasi-statiques aux tâches dynamiques.

Si le contrôle postural est tâche-dépendant (Giboin *et al.*, 2015, Giboin *et al.*, 2018; Kümmel *et al.*, 2016; Ringhof & Stein, 2018), le contrôle du tronc par rapport à la hanche semble aussi être tâche-dépendant lors des diverses situations de maintien de l'équilibre rencontrées par nos sujets. Nos résultats ont confirmé que lorsque la difficulté de la tâche augmentait (par exemple en ayant les yeux fermés), le tronc se déplaçait davantage et avec une

plus grande amplitude. Aussi, les muscles du Core se contractent avec une plus grande amplitude lorsque la tâche est plus difficile (dans notre cas les yeux fermés) mais aussi lorsque la translation du support est plus rapide (Runge *et al.*, 1999).

Lors des tâches d'équilibre avec perturbations externes, les différences observées lors des perturbations médiales n'apparaissent pas lorsque la perturbation est postérieure. De plus, dans le plan frontal, encore plus clairement que dans le plan sagittal, on observe une inclinaison active du Core dans la direction opposée au sens de la perturbation qui permet d'éviter un pas de rattrapage (ou la pose du pied en unipodal). Lors des changements de direction, si le sol n'est pas perturbé lors de l'appui, les DCCR nous indiquent tout de même qu'il y a un poids plus important des muscles latéraux ce qui traduirait une volonté du SNC de déplacer le tronc vers le sens opposé à la nouvelle direction. Cette stratégie permettrait de déplacer latéralement le CdM pour pouvoir d'autant plus l'accélérer dans la nouvelle direction, et ainsi améliorer la performance lors de cette tâche (Marshall *et al.*, 2014; Mornieux *et al.*, 2014; Patla *et al.*, 1999). Si le Core Stability est tâche-dépendant, nos résultats confirment que plus les tâches sont similaires plus le Core Stability va se comporter de manière identique dans ces différentes tâches.

8.3. L'évaluation du contrôle neuromusculaire du Core Stability doit aller plus loin que l'analyse isolée des quantités d'activations et des délais d'activation.

Le modèle de Core Stability utilisé dans le cadre de cette thèse a été éprouvé dans un continuum plus ou moins dynamique des interactions posture-mouvement. L'utilisation d'un tel modèle est originale dans la littérature, le Core Stability étant peu évalué de manière écologique et avec une approche neuromusculaire mettant en lien la stabilité et la mobilité rachidienne. L'utilisation des DCCR, combinée à la cinématique a permis de déterminer le mode de contraction des muscles du Core et parfois d'estimer la cinématique. Cette variable, dans le plan frontal, a aussi permis la prédiction de la cinématique dans notre tâche d'équilibre unipodal et lors de changements de direction. Cependant, dans le plan sagittal, le DCCR ne permet pas de prédire la cinématique du tronc lors d'une perturbation postérieure en appui bipodal. Lors des changements de direction, le pelvis pouvait être prédit par cette variable. Cette composante de co-contractions neuromusculaires semble permettre dans ces deux plans une analyse neuromusculaire, mais nécessiterait un déplacement cinématique supérieur à celui rencontré dans notre tâche de perturbation bipodale, ainsi qu'un ensemble de muscles plus complet afin d'améliorer la précision de l'analyse. La prédiction de la rotation lors des

changements de direction n'est pas possible avec le faible nombre de muscles inclus dans ce modèle et leurs fonctions dans plusieurs plans. Augmenter la redondance des muscles ayant la même fonction semble donc nécessaire afin d'obtenir la variable la plus représentative.

Par ailleurs, la cinématique peut aussi être prédite par la quantité de co-contractions comme nous l'avons vu lors de l'étude 2. L'interprétation des CCI dans cette étude ne peut se faire en comparaison avec la littérature du fait de la technique de normalisation. En effet, l'évolution de notre variable permet d'estimer l'évolution de la raideur rachidienne, mais de manière isolée nous ne pouvons pas associer une valeur de CCI à une valeur de raideur. Une équation faisant le lien entre les CCI (normalisée par rapport à des contractions maximales volontaires ou à la position orthostatique de référence) et la raideur rachidienne serait nécessaire pour cette analyse. De plus, l'augmentation de la raideur rachidienne explique moins la cinématique que les DCCR. Lors de l'utilisation de modèles statistiques tels que les régressions linéaires multiples, expliquer la totalité de la variance cinématique du Core avec uniquement des activations neuromusculaires ne serait théoriquement pas possible. En effet, les contraintes internes et externes appliquées sur le Core qui vont engendrer des déplacements sont des causes extérieures aux muscles du Core. Nonobstant son faible pouvoir prédictif de la cinématique lors d'une perturbation externe, l'analyse de la quantité de co-contractions ajoute donc un éclaircissement sur le Core Stability et devrait donc être prise en compte dans les futures études. Cependant, son analyse doit être combinée avec l'équilibre agoniste-antagoniste (DCCR) et la cinématique. Ces résultats nous permettent de conseiller aux futures études utilisant ce modèle afin de prédire la cinématique, de combiner ces deux variables. Si le modèle statistique nécessite une réduction du nombre de prédictifs, une solution serait de combiner ces deux variables en une seule pour avoir une quantité de co-contractions dirigée.

Le modèle biomécanique utilisé dans cette étude est basé sur un modèle mécanique simplifié (Cholewicki *et al.*, 1999) et a été complété grâce à différentes études sur le Core Stability. Seulement, une méthode d'estimation valide de la pression intra-abdominale (IAP) se basant sur les activations neuromusculaires (de surface si possible) et une formule permettant l'estimation quantifiée de la raideur rachidienne via les CCI (en complément de l'analyse cinématique et des DCCR) permettraient une utilisation généralisée de ce modèle dans les trois dimensions.

8.4. Entre risque de blessure et performance, la place du Core Stability reste à définir.

Nos variables cinématiques permettent de compléter les différents facteurs biomécaniques impactant le risque de blessure (Figure 38). Staynor *et al.* (2020) ont mis en avant que la cinématique et les moments articulaires lors du pénultième appui et de la phase de vol impactaient la cinématique au contact initial. Par conséquent, un même lien pourrait être fait entre les variables au contact initial et certaines variables impactant le PKAM lors de la WA. Certaines variables pourraient donc être redondantes, c'est pourquoi il serait pertinent de déterminer les variables principales impactant le PKAM parmi l'ensemble cité dans la figure 38 ainsi que de limiter les variables corrélées pour réduire le nombre de prédicteurs à utiliser dans le modèle statistique.

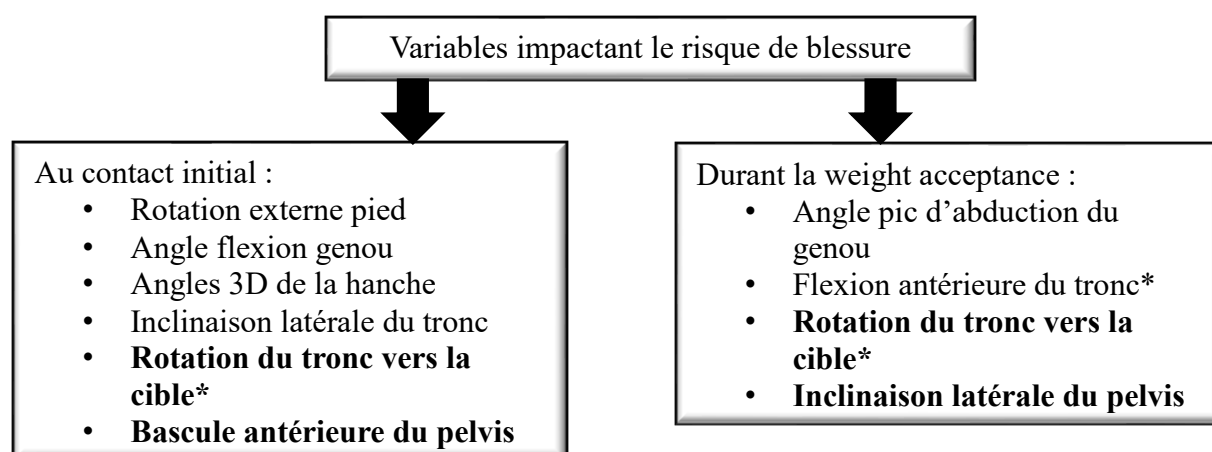


Figure 38. Représentation schématique des variables cinématiques pouvant être incorporées dans un modèle de prédiction du PKAM ayant déjà été corrélées à cette variable dans la littérature ou lors de notre étude (écriture en gras). Les astérisques indiquent des conflits dans la littérature sur l'impact de ces variables sur le risque de blessure.

Les résultats de notre étude peuvent être applicables directement sur les protocoles d'entraînement et surtout sur l'accompagnement technique de la réalisation des changements de direction. En effet, en fonction de la technique individuelle, le focus peut être de limiter l'inclinaison latérale du tronc, limiter sa rotation anticipée vers la cible ou limiter l'éloignement du pied lors de la phase antérieure au contact initial. Lors du début de l'appui, le focus pourrait être sur le pelvis qui ne doit pas s'incliner latéralement (élévation du côté de la jambe libre). Aussi, si certains aspects techniques sont évalués comme à risque chez les athlètes, les protocoles d'entraînement bénéficient grâce à notre étude d'une confirmation que les muscles permettant l'inclinaison latérale du tronc et du pelvis prédisent bien la cinématique. Ces

résultats impliquent un renforcement neuromusculaire en excentrique des muscles du Core freinant l'inclinaison latérale du tronc, et aussi un renforcement neuromusculaire des muscles *glutei* lors d'appuis unipodaux visant à stabiliser le pelvis.

Nous avons également mis en avant dans la troisième étude que les handballeurs, experts des changements de direction, ou les karatékas, novices sur ces tâches, ne produisaient en moyenne pas des pics de moments d'abduction (PKAM) considérés comme à risque. Par ailleurs, l'augmentation des forces de réaction du sol est un facteur de performance (Shimokochi *et al.*, 2013) et entraîne une élévation du PKAM. Par conséquent, les variables cinématiques qui prédisent le PKAM vont être liées à la performance et pas uniquement au risque de blessure. Le comportement cinématique qui illustre le mieux cette ambivalence est l'inclinaison latérale du tronc. En effet, son rôle sur le risque de blessure n'est plus à prouver (Dempsey *et al.*, 2007, 2012; Dingenen *et al.*, 2015; Jamison *et al.*, 2012; Jones *et al.*, 2015; Kristianslund *et al.*, 2014; Mornieux *et al.*, 2014; Staynor *et al.*, 2020). Seulement, augmenter l'inclinaison latérale du tronc permet d'accélérer le centre de masse vers la nouvelle direction (Mornieux *et al.*, 2014; Patla *et al.*, 1999), ce qui est une stratégie permettant de réduire le temps de réalisation du changement de direction (Marshall *et al.*, 2014). Nous retrouvons la même problématique avec la rotation du tronc vers la nouvelle direction qui semble être un facteur de risque lorsque le mouvement n'est pas contraint, mais qui permet aussi une amélioration de la performance. C'est pourquoi les futures recherches ayant pour objectif de déterminer les variables responsables de l'augmentation du PKAM devraient prendre en compte les essais proches de la valeur seuil (1,25 Nm / kg) à partir de laquelle le PKAM est considéré comme à risque de blessure. Cette stratégie permettrait de ne pas prendre en compte l'interaction cinématique – performance lors des changements de direction avec de faibles PKAM et donc d'affiner notre analyse. À terme, cette modification méthodologique devrait permettre la confirmation (ou non) des variables déjà mises en avant dans la littérature afin de proposer des modifications techniques et d'entraînement pour les sportifs.

Le Core Stability est donc en lien avec la performance lors de changements de direction, et nous avons aussi vu dans le paragraphe 1.3.2 (Chapitre 1) que certains facteurs de performance tels que le tir au handball pouvaient être dépendant du Core Stability (Manchado *et al.*, 2017; Raeder *et al.*, 2015; Saeterbakken *et al.*, 2011). Seulement, si l'entraînement du Core Stability a montré globalement des effets sur la performance sportive, peu de tests de Core Stability lui sont corrélés. Le Core Stability jouant un rôle sur le risque de blessure, la performance des changements de direction et le tir, de futures recherches devraient déterminer si des tests de terrain de Core Stability sont corrélés à la performance athlétique (en handball

comme dans d'autres disciplines) et quels tests sont en lien avec les principaux facteurs de performance et de risque de blessure.

9. Conclusion générale

En conclusion, ce travail de thèse a permis de considérer le Core Stability sous son approche la plus écologique possible, dans des tâches allant de postures semi-statiques jusqu'aux mouvements sportifs très dynamiques. **L'étude 1** contribue au développement des connaissances sur le contrôle postural orthostatique et plus précisément sur le poids qu'occupe le tronc dans la régulation posturale des sportifs. Grâce à une approche permettant une forte instabilité du support, nous avons mis en évidence que i) la contribution du tronc lors de la régulation posturale était légèrement supérieure à celle de la hanche mais inférieure à celle de la cheville et que ii) les muscles *erector spinae* semblent être les principaux muscles contrôlant la flexion et l'extension du tronc par rapport au bassin. Ces résultats suggèrent une séparation de la hanche et du tronc lors de l'analyse cinématique posturale orthostatique sans perturbation externe. Nos résultats soulignent donc l'importance de l'analyse du tronc lors des tâches d'équilibre instable chez les sportifs et que l'analyse neuromusculaire permet d'expliquer en partie la cinématique du tronc.

L'étude 2 se place dans la continuité de la première étude en augmentant le challenge postural. En se plaçant dans un contexte classique de perturbation externe du support, cette étude a permis de mettre en avant i) les mécanismes de co-contractions neuromusculaires utilisés lors de la régulation de l'équilibre, ii) que ces mécanismes permettaient de prédire la cinématique lors d'un appui unipodal avec translation médiale du support et iii) que l'inclinaison dans le sens opposé à la perturbation était une stratégie active du SNC et non un comportement passif. Cette étude permet de mettre en lumière que les variables neuromusculaires exprimant l'équilibre agonistes – antagonistes et estimant la raideur rachidienne permettent d'améliorer la compréhension du contrôle postural.

L'étude 3 est plus appliquée que les deux premières études, fondamentales. En effet, les changements de direction non-anticipés sont vecteurs de rupture des ligaments croisés antérieurs. En comparant un groupe d'experts de la tâche (handballeurs) par rapport à des non-experts (karatékas), nous avons mis en évidence que i) les handballeurs avaient une réalisation plus orientée vers la performance sans atteindre des niveaux de risque de blessure du LCA et que les karatékas limitaient les contraintes au niveau du genou. Aussi, nous avons pu ii) compléter la liste des facteurs cinématiques déjà connus pouvant augmenter le risque de blessure en analysant le Core Stability en 3D. Enfin, l'analyse neuromusculaire du Core Stability nous a permis de vérifier que iii) les co-contractions des muscles superficiels pouvaient prédire la cinématique. Cette étude permet de compléter les connaissances sur ce mouvement

propice aux blessures et donc peut être prise en compte sur le terrain lors de l'analyse technique des sportifs et lors des protocoles d'entraînement.

Les études de ce manuscrit ont permis de mieux comprendre le fonctionnement du Core Stability afin d'apporter des connaissances supplémentaires dans le continuum d'interactions posture-mouvement étudié dans les trois études. Ce travail met en évidence le rôle du Core Stability, évalué via la cinématique et les mécanismes de co-contractions neuromusculaires, dans la performance (qu'elle soit posturale ou sportive) chez les sportifs et de futures recherches sont attendues pour permettre au monde du sport d'utiliser ce concept de manière optimale afin d'améliorer la performance et réduire le risque de blessure.

Bibliographie

- Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85, 86–92.
- Alentorn-Geli, E., Mendiguchía, J., Samuelsson, K., Musahl, V., Karlsson, J., Cugat, R., & Myer, G. D. (2014). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in sports—Part I: Systematic review of risk factors in male athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(1), 3-15. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2725-3>
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(7), 705-729. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- Alexandrov, A. V., Frolov, A. A., Horak, F. B., Carlson-Kuhta, P., Park, S. (2005). Feedback equilibrium control during human standing. *Biological cybernetics*, 93(5), 309-322. <https://doi.org/10.1007/s00422-005-0004-1>
- 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. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00132-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00132-1)
- Anderson, K., & Behm, D. G. (2005). The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports Medicine*, 35(1), 43-53. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535010-00004>
- Aramaki, Y., Nozaki, D., Masani, K., Sato, T., Nakazawa, K., & Yano, H. (2001). Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Experimental Brain Research*, 136(4), 463-473. <https://doi.org/10.1007/s002210000603>
- Ardern, C. L., Webster, K. E., Taylor, N. F., & Feller, J. A. (2011). Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: A systematic review and meta-analysis of the state of play. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 596-606. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.076364>
- 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. [https://doi.org/10.1016/S0924-980X\(98\)00029-0](https://doi.org/10.1016/S0924-980X(98)00029-0)
- Barbado, D., Barbado, L. C., Elvira, J. L. L., Dieën, J. H. van, & Vera-Garcia, F. J. (2016). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait & Posture*, 49, 90-96. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.027>

- Bardy, B. G., Oullier, O., Bootsma, R. J., & Stoffregen, T. A. (2002). Dynamics of human postural transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 28(3), 499-514. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.28.3.499>
- Barr, K. P., Griggs, M., & Cadby, T. (2005). Lumbar stabilization : Core concepts and current literature, part 1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(6), 473-480. <https://doi.org/10.1097/01.phm.0000163709.70471.42>
- Bates, N. A., Nesbitt, R. J., Shearn, J. T., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2017). Knee abduction affects greater magnitude of change in ACL and MCL strains than matched internal tibial rotation in vitro. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 475(10), 2385-2396. <https://doi.org/10.1007/s11999-017-5367-9>
- Behm, D. G., Anderson, K., & Curnew, R. S. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(3), 416-422.
- Behm, D. G., Leonard, A. M., Young, W. B., C. Bonsey, W. A., & Mackinnon, S. N. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 193-201.
- Belenkii, V. E., Gurfinkel, V. S., & Paltsev, E. I. (1967). On the control elements of voluntary movements. *Biofizika*, 12(1), 135-141.
- 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.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine : A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60(sup230), 1-54. <https://doi.org/10.3109/17453678909154177>
- 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*, 03(04), 433-451. <https://doi.org/10.1142/S0219635204000580>
- Berthoz, A. (1997). *Le sens du mouvement*. Odile Jacob.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Cochrane, J. L., & Ackland, T. R. (2001). External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1168-1175. <https://doi.org/10.1097/00005768-200107000-00014>
- Beynon, B. D., Vacek, P. M., Newell, M. K., Tourville, T. W., Smith, H. C., Shultz, S. J., Slauterbeck, J. R., & Johnson, R. J. (2014). The effects of level of competition, sport, and sex on the incidence of first-time noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*, 42(8), 1806-1812. <https://doi.org/10.1177/0363546514540862>
- Black, F. O., Wall, C., Rockette, H. E., & Kitch, R. (1982). Normal subject postural sway during the Romberg test. *American Journal of Otolaryngology*, 3(5), 309-318. [https://doi.org/10.1016/S0196-0709\(82\)80002-1](https://doi.org/10.1016/S0196-0709(82)80002-1)
- Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2009). Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 174-179. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.174>

- 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.
- Bliss, L. S., & Teeple, P. (2005). Core Stability : The centerpiece of any training program. *Current Sports Medicine Reports*, *4*(3), 179–183. <https://doi.org/10.1097/01.CSMR.0000306203.26444.4e>
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, *23*(6), 573-578. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>
- Boden, B. P., Griffin, L. Y., & Garrett, W. E. (2000). Etiology and prevention of noncontact ACL injury. *The Physician and Sportsmedicine*, *28*(4), 53-60. <https://doi.org/10.3810/psm.2000.04.841>
- Bogges, G., Morgan, K., Johnson, D., Ireland, M. L., Reinbolt, J. A., & Noehren, B. (2018). Neuromuscular compensatory strategies at the trunk and lower limb are not resolved following an ACL reconstruction. *Gait & Posture*, *60*, 81-87. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.014>
- Bonnard, M., Pailhous, J., & Danion, F. (1997). Intentional on-line adaptation of rhythmic movements during a hyper- to microgravity change. *Motor Control*, *1*(3), 247-262. <https://doi.org/10.1123/mcj.1.3.247>
- 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. <https://doi.org/10.1093/brain/awf085>
- Borghuis, A. J., Lemmink, K. A. P. M., & Hof, A. L. (2011). Core muscle response times and postural reactions in soccer players and nonplayers: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *43*(1), 108-114. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181e93492>
- Boström, K. J., Dirksen, T., Zentgraf, K., & Wagner, H. (2018). The contribution of upper body movements to dynamic balance regulation during challenged locomotion. *Frontiers in human neuroscience*, *12*, 8.
- Bouisset, S., & Maton, B. (1995). Muscles, posture et mouvement, de l'électromyographie globale à l'étude des mouvements du répertoire. *Hermann, Paris*.
- Brown, S. H. M., Vera-Garcia, F. J., & McGill, S. M. (2006). Effects of abdominal muscle coactivation on the externally preloaded trunk : Variations in motor control and its effect on spine stability. *Spine*, *31*(13), E387. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000220221.57213.25>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.015>
- 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*(2-3), 158-163. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.10.007>
- Burleigh, A. L., Horak, F. B., & Malouin, F. (1994). Modification of postural responses and step initiation : Evidence for goal-directed postural interactions. *Journal of Neurophysiology*, *72*(6), 2892-2902. <https://doi.org/10.1152/jn.1994.72.6.2892>

- Calatayud, J., Borreani, S., Martin, J., Martin, F., Flandez, J., & Colado, J. C. (2015). Core muscle activity in a series of balance exercises with different stability conditions. *Gait & Posture*, *42*(2), 186-192. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.008>
- Caudron, S. (2010). *Adaptabilité et flexibilité des mécanismes d'intégration sensorielle lors de perturbations proprioceptives du contrôle postural* [PhD Thesis]. Grenoble.
- Cavanaugh, J. T., Guskiewicz, K. M., & Stergiou, N. (2005). A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control : New directions for the management of sport-related cerebral concussion. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *35*(11), 935-950. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535110-00002>
- Cerulli, G., Benoit, D. L., Lamontagne, M., Caraffa, A., & Liti, A. (2003). In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement : Case report. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *11*(5), 307-311. <https://doi.org/10.1007/s00167-003-0403-6>
- Chaudhari, A. M. W., Jamison, S. T., & Best, T. M. (2018). Proximal risk factors for ACL injury : Role of Core Stability. In F. R. Noyes & S. Barber-Westin (Éds.), *ACL Injuries in the Female Athlete* (p. 189-205). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-56558-2_10
- Chaudhari, A. M. W., McKenzie, C. S., Pan, X., & Oñate, J. A. (2014). Lumbopelvic control and days missed due to injury in professional baseball pitchers. *The American journal of sports medicine*, *42*(11), 2734-2740. <https://doi.org/10.1177/0363546514545861>
- Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics*, *33*(12), 1733-1737. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00126-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00126-3)
- Cholewicki, J., Ivancic, P. C., & Radebold, A. (2002). Can increased intra-abdominal pressure in humans be decoupled from trunk muscle co-contraction during steady state isometric exertions? *European Journal of Applied Physiology*, *87*(2), 127-133. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0598-0>
- Cholewicki, J., Juluru, K., & McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, *32*(1), 13-17. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00129-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00129-8)
- Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine : Implications for injury and chronic low back pain. *Clinical biomechanics*, *11*(1), 1-15.
- Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Khachatryan, A. (1997). Stabilizing Function of Trunk Flexor-Extensor Muscles Around a Neutral Spine Posture: *Spine*, *22*(19), 2207-2212. <https://doi.org/10.1097/00007632-199710010-00003>
- Cholewicki, J., & Vanvliet Iv, J. J. (2002). Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clinical biomechanics*, *17*(2), 99-105.
- Chuter, V. H., Jonge, X. A. K. J. de, Thompson, B. M., & Callister, R. (2015). The efficacy of a supervised and a home-based core strengthening programme in adults with poor core stability : A three-arm randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*, *49*(6), 395-399. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093262>

- Cochrane, J. L., Lloyd, D. G., Butfield, A., Seward, H., & McGivern, J. (2007). Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *Journal of Science and Medicine in Sport, 10*(2), 96-104. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.05.015>
- Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001). Functional stability re-training: Principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual therapy, 6*(1), 3–14.
- Cosio-Lima, L. M., Reynolds, K. L., Winter, C., Paolone, V., & Jones, M. T. (2003). Effects of physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women. *Journal of strength and conditioning research, 17*(4), 721–725.
- Cowley, H. R., Ford, K. R., Myer, G. D., Kernozek, T. W., & Hewett, T. (2006). Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *Journal of Athletic Training, 41*(1), 67–73.
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., & Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: Simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters, 377*(2), 75-80. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.11.071>
- Cresswell, A. G., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Experimental brain research, 98*(2), 336–341.
- Cresswell, A. G., & Thorstensson, A. (1989). The role of the abdominal musculature in the elevation of the intra-abdominal pressure during specified tasks. *Ergonomics, 32*(10), 1237-1246. <https://doi.org/10.1080/00140138908966893>
- Critchley, M. L., Davis, D. J., Keener, M. M., Layer, J. S., Wilson, M. A., Zhu, Q., & Dai, B. (2020). The effects of mid-flight whole-body and trunk rotation on landing mechanics: Implications for anterior cruciate ligament injuries. *Sports Biomechanics, 19*(4), 421-437. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1595704>
- 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>
- De Blaiser, C., De Ridder, R., Willems, T., Danneels, L., & Roosen, P. (2018). Reliability of two functional clinical tests to evaluate trunk and lumbopelvic neuromuscular control and proprioception in a healthy population. *Brazilian Journal of Physical Therapy. https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2018.10.014*
- De Blaiser, C., De Ridder, R., Willems, T., Vanden Bossche, L., Danneels, L., & Roosen, P. (2019). Impaired core stability as a risk factor for the development of lower extremity overuse injuries: A prospective cohort study. *The American journal of sports medicine, 47*(7), 1713–1721.
- De Blaiser, C., Roosen, P., Willems, T., Danneels, L., Bossche, L. V., & De Ridder, R. (2018). Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Physical Therapy in Sport, 30*, 48-56. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.08.076>
- de Oliveira, V. M. A., Pitanguí, A. C. R., Nascimento, V. Y. S., da Silva, H. A., dos Passos, M. H. P., & de Araújo, R. C. (2017). Test-retest reliability of the closed kinetic chain upper extremity stability test (CKCUEST) In adolescents. *International Journal of Sports Physical Therapy, 12*(1), 125-132.

- Dempsey, A. R., Elliott, B. C., Munro, B. J., Steele, J. R., & Lloyd, D. G. (2012). Whole body kinematics and knee moments that occur during an overhead catch and landing task in sport. *Clinical Biomechanics*, 27(5), 466-474. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.12.001>
- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., Munro, B. J., & Russo, K. A. (2007). The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(10), 1765-1773. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31812f56d1>
- D'hooge, R., Hodges, P., Tsao, H., Hall, L., MacDonald, D., & Danneels, L. (2013). Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 173-181. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.09.003>
- 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. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(84\)90515-8](https://doi.org/10.1016/0006-8993(84)90515-8)
- Dingenen, B., Malfait, B., Nijs, S., Peers, K. H. E., Vereecken, S., Verschueren, S. M. P., & Staes, F. F. (2015). Can two-dimensional video analysis during single-leg drop vertical jumps help identify non-contact knee injury risk? A one-year prospective study. *Clinical Biomechanics*, 30(8), 781-787. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.06.013>
- 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. <https://doi.org/10.1007/BF00608241>
- Donath, L., Kurz, E., Roth, R., Zahner, L., & Faude, O. (2016). Leg and trunk muscle coordination and postural sway during increasingly difficult standing balance tasks in young and older adults. *Maturitas*, 91, 60-68. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2016.05.010>
- Donnelly, C. J., Elliott, B. C., Doyle, T. L. A., Finch, C. F., Dempsey, A. R., & Lloyd, D. G. (2015). Changes in muscle activation following balance and technique training and a season of Australian football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(3), 348-352. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.04.012>
- Donnelly, C. J., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., & Reinbolt, J. A. (2012). Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: Implications for ACL injury risk. *Journal of Biomechanics*, 45(8), 1491-1497. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.010>
- Drake, J. D., & Callaghan, J. P. (2006). Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *Journal of electromyography and kinesiology*, 16(2), 175-187.
- Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Brazilian Journal of physical therapy*, 14(3), 183-192. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552010000300003>
- Dumas, R., Chèze, L., & Verriest, J.-P. (2007). Adjustments to McConville *et al.* And Young *et al.* Body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 543-553. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>

- Endo, Y., & Sakamoto, M. (2014). Correlation of shoulder and elbow injuries with muscle tightness, Core Stability, and balance by longitudinal measurements in junior high school baseball players. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(5), 689-693. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.689>
- Federolf, P., Roos, L., & Nigg, B. M. (2013). Analysis of the multi-segmental postural movement strategies utilized in bipedal, tandem and one-leg stance as quantified by a principal component decomposition of marker coordinates. *Journal of Biomechanics*, 46(15), 2626-2633. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.08.008>
- Filbay, S. R., Ackerman, I. N., Russell, T. G., Macri, E. M., & Crossley, K. M. (2014). Health-related quality of life after anterior cruciate ligament reconstruction : A systematic review. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(5), 1247-1255. <https://doi.org/10.1177/0363546513512774>
- 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(1), 173-186. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1994.sp020240>
- Fox, A. S. (2018). Change-of-direction biomechanics : Is what's best for anterior cruciate ligament injury prevention also best for performance? *Sports Medicine*, 48(8), 1799-1807. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0931-3>
- Frank, B., Bell, D. R., Norcross, M. F., Blackburn, J. T., Goerger, B. M., & Padua, D. A. (2013). Trunk and hip biomechanics influence anterior cruciate loading mechanisms in physically active participants. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(11), 2676-2683. <https://doi.org/10.1177/0363546513496625>
- Fransson, P. A., Gomez, S., Patel, M., & Johansson, L. (2007). Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *European Journal of Applied Physiology*, 101(1), 81-89. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0476-x>
- Fujii, K., Shinya, M., Yamashita, D., Oda, S., & Kouzaki, M. (2014). Superior reaction to changing directions for skilled basketball defenders but not linked with specialised anticipation. *European Journal of Sport Science*, 14(3), 209-216. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.780098>
- Gage, W. H., Winter, D. A., Frank, J. S., & Adkin, A. L. (2004). Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & Posture*, 19(2), 124-132. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00037-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00037-7)
- Gardner-Morse, M. G., & Stokes, I. A. (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23(1), 86-91.
- Gauchard, G. C., Vançon, G., Meyer, P., Mainard, D., & Perrin, P. P. (2010). On the role of knee joint in balance control and postural strategies : Effects of total knee replacement in elderly subjects with knee osteoarthritis. *Gait & posture*, 32(2), 155-160.
- Gerbino, P. G., Griffin, E. D., & Zurakowski, D. (2007). Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait & Posture*, 26(4), 501-507. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.205>
- Giboin, L.-S., Gruber, M., & Kramer, A. (2015). Task-specificity of balance training. *Human Movement Science*, 44, 22-31. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.08.012>

- Giboin, L.-S., Gruber, M., & Kramer, A. (2018). Three months of slackline training elicit only task-specific improvements in balance performance. *PLOS ONE*, *13*(11), e0207542. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207542>
- Gill, J., Allum, J. H. J., Carpenter, M. G., Held-Ziolkowska, M., Adkin, A. L., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests : Effects of age. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *56*(7), M438-M447. <https://doi.org/10.1093/gerona/56.7.M438>
- Glofcheskie, G. O., & Brown, S. H. M. (2017). Athletic background is related to superior trunk proprioceptive ability, postural control, and neuromuscular responses to sudden perturbations. *Human Movement Science*, *52*, 74-83. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.01.009>
- Goldbeck, T. G., & Davies, G. J. (2000). Test-retest reliability of the closed kinetic chain upper extremity stability test : A clinical field test. *Journal of Sport Rehabilitation*, *9*(1), 35-45. <https://doi.org/10.1123/jsr.9.1.35>
- Gorgy, O., Vercher, J.-L., Coyle, T., & Franck, B. (2007). Coordination of upper and lower body during balance recovery following a support translation. *Perceptual and Motor Skills*, *105*(3 Pt 1), 715-732. <https://doi.org/10.2466/pms.105.3.715-732>
- Graham, R. B., Oikawa, L. Y., & Ross, G. B. (2014). Comparing the local dynamic stability of trunk movements between varsity athletes with and without non-specific low back pain. *Journal of Biomechanics*, *47*(6), 1459-1464. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.01.033>
- Granacher, U., Gollhofer, A., Hortobágyi, T., Kressig, R. W., & Muehlbauer, T. (2013). The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors : A systematic review. *Sports medicine*, *43*(7), 627-641.
- Granata, K. P., & Wilson, S. E. (2001). Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics*, *16*(8), 650-659. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00064-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00064-X)
- Granata, K. P., Lee, P. E., & Franklin, T. C. (2005). Co-contraction recruitment and spinal load during isometric trunk flexion and extension. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *20*(10), 1029-1037. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.07.006>
- Gresty, M. A., Bronstein, A. M., & Barratt, H. (1987). Eye movement responses to combined linear and angular head movement. *Experimental Brain Research*, *65*(2). <https://doi.org/10.1007/BF00236311>
- Gurfinkel, V. S., & Osovets, S. M. (1972). Dynamics of equilibrium of the vertical posture in man. *Biophysics*, *17*(3), 496-506.
- Havens, K. L., & Sigward, S. M. (2015). Cutting mechanics : Relation to performance and anterior cruciate ligament injury risk. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *47*(4), 818-824. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000470>
- Heiden, T. L., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2009). Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical Biomechanics*, *24*(10), 833-841. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005>
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (1996). Postural responses to lateral surface perturbations. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *20*(4), 20.

- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (1998). EMG Responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *Journal of Neurophysiology*, *80*(4), 1939-1950. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.4.1939>
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (2001). Effect of stance width on multidirectional postural responses. *Journal of Neurophysiology*, *85*(2), 559-570. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.2.559>
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (1998). Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, *6*(1), 32-42. <https://doi.org/10.1109/86.662618>
- Herpin, G., Gauchard, G. C., Lion, A., Collet, P., Keller, D., & Perrin, P. P. (2010). Sensorimotor specificities in balance control of expert fencers and pistol shooters. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(1), 162-169. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.01.003>
- Herrington, L. (2011). Knee valgus angle during landing tasks in female volleyball and basketball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *25*(1), 262–266. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b62c77>
- Hewett, T. E., Torg, J. S., & Boden, B. P. (2009). Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes : Lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British Journal of Sports Medicine*, *43*(6), 417-422. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.059162>
- Hewett, T. E., & Myer, G. D. (2011). The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *39*(4), 161-166. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3182297439>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt Jr, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., Van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes : A prospective study. *The American journal of sports medicine*, *33*(4), 492–501.
- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing Performance by Improving Core Stability and Core Strength: *Sports Medicine*, *38*(12), 995-1008. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838120-00004>
- Hodges, P. W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, *4*(2), 74-86. <https://doi.org/10.1054/math.1999.0169>
- Hodges, P. W. (2003). Core stability exercise in chronic low back pain. *The Orthopedic clinics of North America*, *34*(2), 245–254.
- Horak, F. B., & Hlavacka, F. (2001). Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *Journal of Neurophysiology*, *86*(2), 575-585. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.86.2.575>
- 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. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, *67*(12), 1881-1885. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.12.1881>

- Horak, F. B., Buchanan, J., Creath, R., & Jeka, J. (2002). Vestibulospinal control of posture. In S. C. Gandevia, U. Proske, & D. G. Stuart (Éds.), *Sensorimotor Control of Movement and Posture* (Vol. 508, p. 139-145). Springer US. https://doi.org/10.1007/978-1-4615-0713-0_17
- Horak, F. B., & Shupert, C. L. (1994). Role of the vestibular system in postural control. *Vestibular rehabilitation*, 2, 98–113.
- Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, 82(1). <https://doi.org/10.1007/BF00230848>
- Houck, J. R., Duncan, A., & Haven, K. E. D. (2006). Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait & Posture*, 24(3), 314-322. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.10.005>
- Hsu, W.-L., Scholz, J. P., Schöner, G., Jeka, J. J., & Kiemel, T. (2007). Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. *Journal of Neurophysiology*, 97(4), 3024-3035. <https://doi.org/10.1152/jn.01142.2006>
- Hughes, G. (2014). A review of recent perspectives on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury. *Research in Sports Medicine*, 22(2), 193-212. <https://doi.org/10.1080/15438627.2014.881821>
- Jamison, S. T., McNally, M. P., Schmitt, L. C., & Chaudhari, A. M. W. (2013). The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments : Implications for ACL injury. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2236-2241. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.021>
- Jamison, S. T., Pan, X., & Chaudhari, A. M. W. (2012). Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *Journal of Biomechanics*, 45(11), 1881-1885. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.031>
- Jones, P. A., Herrington, L. C., & Graham-Smith, P. (2015). Technique determinants of knee joint loads during cutting in female soccer players. *Human Movement Science*, 42, 203-211. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.05.004>
- Kahle, N. L., & Gribble, P. A. (2009). Core Stability training in dynamic balance testing among young, healthy adults. *Athletic Training & Sports Health Care: The Journal for the Practicing Clinician*, 1(2), 65-73.
- Kaji, A., Sasagawa, S., Kubo, T., & Kanehisa, H. (2010). Transient effect of core stability exercises on postural sway during quiet standing: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(2), 382-388. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c06bdd>
- Kavcic, N., Grenier, S., & McGill, S. M. (2004). Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine*, 29(11), 1254–1265.
- Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of Core Stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>
- Kiefer, A., Parnianpour, M., & Shirazi-Adl, A. (1997). Stability of the human spine in neutral postures. *European Spine Journal*, 6(1), 45-53. <https://doi.org/10.1007/BF01676574>

- Kiers, H., van Dieën, J., Dekkers, H., Wittink, H., & Vanhees, L. (2013). A systematic review of the relationship between physical activities in sports or daily life and postural sway in upright stance. *Sports Medicine*, 43(11), 1171-1189. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0082-5>
- Kilby, M. C., Molenaar, P. C. M., & Newell, K. M. (2015). Models of postural control : Shared variance in joint and COM motions. *PLOS ONE*, 10(5), e0126379. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0126379>
- Kipp, K., Brown, T. N., McLean, S. G., & Palmieri-Smith, R. M. (2013). Decision making and experience level influence frontal plane knee joint biomechanics during a cutting maneuver. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(6), 756-762. <https://doi.org/10.1123/jab.29.6.756>
- Konin, J. G., Beil, N., & Werner, G. (2003). Facilitating the serape effect to enhance extremity force production. *Athletic Therapy Today*, 8(2), 54-56. <https://doi.org/10.1123/att.8.2.54>
- Krishnamoorthy, V., Yang, J.-F., & Scholz, J. P. (2005). Joint coordination during quiet stance : Effects of vision. *Experimental Brain Research*, 164(1), 1-17. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-2205-6>
- Kristianslund, E., Faul, O., Bahr, R., Myklebust, G., & Krosshaug, T. (2014). Sidestep cutting technique and knee abduction loading : Implications for ACL prevention exercises. *British Journal of Sports Medicine*, 48(9), 779-783. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091370>
- Kristianslund, E., & Krosshaug, T. (2013). Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting : Implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(3), 684-688. <https://doi.org/10.1177/0363546512472043>
- Kümmel, J., Kramer, A., Giboin, L.-S., & Gruber, M. (2016). Specificity of balance training in healthy individuals : A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 46(9), 1261-1271. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0515-z>
- 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>
- Lederman, E. (2010). The myth of core stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(1), 84-98. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2009.08.001>
- Le Mansec, Y., Dorel, S., Nordez, A., & Jubeau, M. (2019). Is reaction time altered by mental or physical exertion? *European Journal of Applied Physiology*, 119(6), 1323-1335. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04124-7>
- Lin, C. F., Ji, C. S., Weinhold, P. S., Gross, M. T., Padua, D. A., Garrett, W. E., & Yu, B. (2009). Stochastic biomechanical modeling of the risk and risk factors for non-contact ACL injury in a stop-jump task. *Journal of Biomechanics*, 40, S325. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(07\)70321-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(07)70321-4)
- Lockie, R. G., Jeffriess, M. D., McGann, T. S., Callaghan, S. J., & Schultz, A. B. (2014). Planned and reactive agility performance in semiprofessional and amateur basketball

- players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(5), 766-771. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0324>
- MacDonald, D. A., Lorimer Moseley, G., & Hodges, P. W. (2006). The lumbar multifidus : Does the evidence support clinical beliefs? *Manual Therapy*, 11(4), 254-263. <https://doi.org/10.1016/j.math.2006.02.004>
- Maki, B. E., McIlroy, W. E., & Perry, S. D. (1996). Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses. *Journal of Biomechanics*, 29(3), 343-353. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00053-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00053-4)
- Manchado, C., García-Ruiz, J., Cortell-Tormo, J. M., & Tortosa-Martínez, J. (2017). Effect of core training on male handball players' throwing velocity. *Journal of human kinetics*, 56(1), 177–185.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A. M., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(6), 930-935. <https://doi.org/10.1002/jor.1100130618>
- Marshall, B. M., Franklyn-Miller, A. D., King, E. A., Moran, K. A., Strike, S. C., & Falvey, É. C. (2014). Biomechanical factors associated with time to complete a change of direction cutting maneuver. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2845–2851.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium : Interaction and coordination. *Progress in neurobiology*, 38(1), 35–56.
- Massion, J., & Woollacott, M. H. (1996). Posture and equilibrium. *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. Arnold, London, 1–19.
- Matsuda, S., Demura, S., & Uchiyama, M. (2008). Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *Journal of Sports Sciences*, 26(7), 775-779. <https://doi.org/10.1080/02640410701824099>
- McGill, S. M., & Cholewicki, J. (2001). Biomechanical basis for stability : An explanation to enhance clinical utility. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(2), 96-100. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.2.96>
- McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 353-359. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00043-9](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00043-9)
- McGill, S., Seguin, J., & Bennett, G. (1994). Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bending, and axial rotation : Effect of belt wearing and breath holding. *Spine*, 19(6), 696–704.
- McLean, S. G., Huang, X., & Van Den Bogert, A. J. (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping : Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 20(8), 863–870.
- Montgomery, C., Blackburn, J., Withers, D., Tierney, G., Moran, C., & Simms, C. (2018). Mechanisms of ACL injury in professional rugby union : A systematic video analysis of 36 cases. *British Journal of Sports Medicine*, 52(15), 994-1001. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096425>

- Morasso, P., Cherif, A., & Zenzeri, J. (2019). Quiet standing : The Single Inverted Pendulum model is not so bad after all. *PLoS ONE*, *14*(3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0213870>
- Mornieux, G., Gehring, D., Fürst, P., & Gollhofer, A. (2014). Anticipatory postural adjustments during cutting manoeuvres in football and their consequences for knee injury risk. *Journal of Sports Sciences*, *32*(13), 1255-1262.
- Nagelli, C. V., & Hewett, T. E. (2017). Should return to sport be delayed until two years after anterior cruciate ligament reconstruction? Biological and functional considerations. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *47*(2), 221-232. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0584-z>
- Nardone, A., Giordano, A., Corrà, T., & Schieppati, M. (1990). Responses of leg muscles in humans displaced while standing : Effects of types of perturbation and of postural set. *Brain*, *113*(1), 65-84. <https://doi.org/10.1093/brain/113.1.65>
- Nashner, L. M., Black, F. O., & Wall, C. (1982). Adaptation to altered support and visual conditions during stance : Patients with vestibular deficits. *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*(01), 135–150.
- Nashner, L. M., & Peters, J. F. (1990). Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. *Neurologic clinics*, *8*(2), 331–349.
- Nashner, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*, *26*(1). <https://doi.org/10.1007/BF00235249>
- Nashner, L. M., Woollacott, M., & Tuma, G. (1979). Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man. *Experimental Brain Research*, *36*(3). <https://doi.org/10.1007/BF00238516>
- Navacchia, A., Bates, N. A., Schilaty, N. D., Krych, A. J., & Hewett, T. E. (2019). Knee abduction and internal rotation moments increase ACL force during landing through the posterior slope of the tibia. *Journal of Orthopaedic Research*, *37*(8), 1730-1742. <https://doi.org/10.1002/jor.24313>
- Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2010). Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(2), 256-263. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.04.009>
- Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip : A focus on muscular actions. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, *40*(2), 82–94.
- Nicholas, S. C., Doxey-Gasway, D. D., & Paloski, W. H. (1998). A link-segment model of upright human posture for analysis of head-trunk coordination. *Journal of Vestibular Research*, *8*(3), 187–200.
- Oddsson, L. I. (1989). Control of voluntary trunk movements in man. Mechanisms for postural equilibrium during standing. *Acta physiologica Scandinavica. Supplementum*, *595*, 1–60.
- Øiestad, B. E., Engebretsen, L., Storheim, K., & Risberg, M. A. (2009). Winner of the 2008 systematic review competition : Knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament

- injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(7), 1434-1443. <https://doi.org/10.1177/0363546509338827>
- Okada, T., Huxel, K. C., & Nesser, T. W. (2011). Relationship between Core Stability, functional movement, and performance: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 252-261. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b22b3e>
- Oliveira, A. S., Silva, P. B., Lund, M. E., Kersting, U. G., & Farina, D. (2013a). Fast changes in direction during human locomotion are executed by impulsive activation of motor modules. *Neuroscience*, 228, 283–293.
- Oliveira, A. S., Silva, P. B., Lund, M. E., Gizzi, L., Farina, D., & Kersting, U. G. (2013b). Effects of perturbations to balance on neuromechanics of fast changes in direction during locomotion. *PLoS ONE*, 8(3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0059029>
- Orishimo, K. F., Liederbach, M., Kremenic, I. J., Hagins, M., & Pappas, E. (2014). Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 1 : Influence of sex on risk of anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(5), 1082-1088. <https://doi.org/10.1177/0363546514523928>
- O’Sullivan, P., Smith, A., Beales, D., & Straker, L. (2017). Understanding adolescent low back pain from a multidimensional perspective : Implications for management. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(10), 741-751. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7376>
- Oullier, O., Bardy, B. G., Stoffregen, T. A., & Bootsma, R. J. (2004). L’émergence des états posturaux et de leurs changements. *Cahiers de la Maison de la Recherche en Sciences Humaines et Sociales*, 38, 187–204.
- Oyama, S., Yu, B., Blackburn, J. T., Padua, D. A., Li, L., & Myers, J. B. (2013). Effect of excessive contralateral trunk tilt on pitching biomechanics and performance in high school baseball pitchers. *The American journal of sports medicine*, 41(10), 2430–2438.
- Ozcan Kahraman, B., Salik Sengul, Y., Kahraman, T., & Kalemci, O. (2016). Developing a reliable Core Stability assessment battery for patients with nonspecific low back pain. *Spine*, 41(14), E844-850. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001403>
- Paillard, J. (1971). Les déterminants moteurs de l’organisation de l’espace. *Cahiers de psychologie*, 14(4), 261–316.
- Paillard, J. (1976). Tonus, postures et mouvements. *Physiologie*, 2, 521–728.
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162-176. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>
- Paillard, T. (2017). Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 72, 129-152. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.11.015>
- Paillard, T. (2019). Relationship between sport expertise and postural skills. *Frontiers in Psychology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01428>
- Paillard, T., & Noé, F. (2015). Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *BioMed Research International*, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>

- 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.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383-389. <https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001>
- Paterno, M. V., Rauh, M. J., Schmitt, L. C., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2014). Incidence of second ACL injuries 2 years after primary ACL reconstruction and return to sport. *The American journal of sports medicine*, 42(7), 1567-1573. <https://doi.org/10.1177/0363546514530088>
- 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), 0629-0634. <https://doi.org/10.1007/s002210050932>
- Perrin, P., Deviterne, D., Hugel, F., & Perrot, C. (2002). Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait & Posture*, 15(2), 187-194. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00149-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00149-7)
- Pierret, J., Beyaert, C., Paysant, J., & Caudron, S. (2020). How do children aged 6 to 11 stabilize themselves on an unstable sitting device? The progressive development of axial segment control. *Human Movement Science*, 71, 102624. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102624>
- Pintsaar, A., Brynhildsen, J., & Tropp, H. (1996). Postural corrections after standardised perturbations of single limb stance : Effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*, 30(2), 151-155. <https://doi.org/10.1136/bjism.30.2.151>
- Pontillo, M., Silfies, S., Butowicz, C. M., Thigpen, C., Sennett, B., & Ebaugh, D. (2018). Comparison of core stability and balance in athletes with and without shoulder injuries. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(6), 1015-1023.
- Pontillo, M., Spinelli, B. A., & Sennett, B. J. (2014). Prediction of in-season shoulder injury from preseason testing in division I collegiate football players. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 6(6), 497-503. <https://doi.org/10.1177/1941738114523239>
- Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 42-51. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>
- Preuss, R., & Fung, J. (2008). Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 815-828. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.03.003>
- Prieske, O., Muehlbauer, T., & Granacher, U. (2016). The role of trunk muscle strength for physical fitness and athletic performance in trained individuals : A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 46(3), 401-419. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0426-4>
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., & Myklebust, B. M. (1993). Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly : A review. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1(1), 26-34. <https://doi.org/10.1109/86.242405>

- Raeder, C., Fernandez-Fernandez, J., & Ferrauti, A. (2015). Effects of six weeks of medicine ball training on throwing velocity, throwing precision, and isokinetic strength of shoulder rotators in female handball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(7), 1904–1914.
- Raschner, C., Platzer, H.-P., Patterson, C., Werner, I., Huber, R., & Hildebrandt, C. (2012). The relationship between ACL injuries and physical fitness in young competitive ski racers : A 10-year longitudinal study. *British Journal of Sports Medicine*, 46(15), 1065-1071. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091050>
- 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>
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynnon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., Georgoulis, T., Hewett, T. E., Johnson, R., & Krosshaug, T. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes : An International Olympic Committee current concepts statement. *British journal of sports medicine*, 42(6), 394–412.
- Richardson, C., Jull, G., Hides, J., & Hodges, P. (1999). *Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain*. London: Churchill Livingstone.
- Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2002). Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 85-98.
- Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2003). Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(1), 90-95. <https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50004>
- 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. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00116-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00116-5)
- Ringhof, S., & Stein, T. (2018). Biomechanical assessment of dynamic balance : Specificity of different balance tests. *Human Movement Science*, 58, 140-147. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.02.004>
- Romberg, M. H. (1840). *Lehrbuch der nervenkrankheiten des menschen* (Vol. 1). Duncker.
- Roussel, N. A., Nijs, J., Mottram, S., Van Moorsel, A., Truijen, S., & Stassijns, G. (2009). Altered lumbopelvic movement control but not generalized joint hypermobility is associated with increased injury in dancers. A prospective study. *Manual Therapy*, 14(6), 630-635. <https://doi.org/10.1016/j.math.2008.12.004>
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture*, 32(4), 436-445. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.012>
- 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. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00032-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00032-6)
- Sado, N., Yoshioka, S., & Fukashiro, S. (2019). The sidestep cutting manoeuvre requires exertion of lumbosacral lateral flexion torque to avoid excessive pelvic obliquity. *Sports Biomechanics*, 18(2), 135-145. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1572780>

- Saeterbakken, A. H., Van den Tillaar, R., & Seiler, S. (2011). Effect of core stability training on throwing velocity in female handball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(3), 712–718.
- Saeterbakken, A. H., & Fimland, M. S. (2012). Muscle activity of the core during bilateral, unilateral, seated and standing resistance exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 112(5), 1671-1678. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2141-7>
- Sandrey, M. A., & Mitzel, J. G. (2013). Improvement in dynamic balance and core endurance after a 6-week core-stability-training program in high school track and field athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 22(4), 264-271. <https://doi.org/10.1123/jsr.22.4.264>
- Sankey, S. P., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2020). Whole-body dynamic stability in side cutting : Implications for markers of lower limb injury risk and change of direction performance. *Journal of Biomechanics*, 104, 109711. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109711>
- Santos, M. J., & Aruin, A. S. (2009). Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 532-541. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.12.002>
- Schelldorfer, S., Ernst, M. J., Rast, F. M., Bauer, C. M., Meichtry, A., & Kool, J. (2015). Low back pain and postural control, effects of task difficulty on centre of pressure and spinal kinematics. *Gait & Posture*, 41(1), 112-118. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.09.004>
- Schinkel-Ivy, A., Nairn, B. C., & Drake, J. D. M. (2013). Investigation of trunk muscle co-contraction and its association with low back pain development during prolonged sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 778-786. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.02.001>
- Schmit, J. M., Regis, D. I., & Riley, M. A. (2005). Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Experimental Brain Research*, 163(3), 370-378. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-2185-6>
- Scibek, J. S. (1999). *The effect of core stabilization training on functional performance in swimming* [PhD Thesis]. University of North Carolina at Chapel Hill.
- Sheehan, F. T., Sipprell, W. H., & Boden, B. P. (2012). Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(5), 1068-1074. <https://doi.org/10.1177/0363546512437850>
- Shepard, N. T., Schultz, A., Gu, M. J., Alexander, N. B., & Boismier, T. (1993). Postural control in young and elderly adults when stance is challenged : Clinical versus laboratory measurements. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 102(7), 508–517.
- Shimokochi, Y., Ide, D., Kokubu, M., & Nakaoji, T. (2013). Relationships among performance of lateral cutting maneuver from lateral sliding and hip extension and abduction motions, ground reaction force, and body center of mass height. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(7), 1851-1860.
- Shultz, S. J., Perrin, D. H., Adams, M. J., Arnold, B. L., Gansneder, B. M., & Granata, K. P. (2001). Neuromuscular response characteristics in men and women after knee perturbation in a single-leg, weight-bearing stance. *Journal of Athletic Training*, 36(1), 37-43.

- Sigward, S. M., Cesar, G. M., & Havens, K. L. (2015). Predictors of frontal plane knee moments during side-step cutting to 45° and 110° men and women : Implications for ACL injury. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 25(6), 529-534. <https://doi.org/10.1097/JSM.000000000000155>
- Sigward, S. M., & Pollard, C. D. (2018). Proximal risk factors for ACL injury : Role of the hip joint and musculature. In F. R. Noyes & S. Barber-Westin (Éds.), *ACL Injuries in the Female Athlete* (p. 207-223). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-56558-2_11
- Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2006). The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 41-48. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.001>
- Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2007). Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clinical Biomechanics*, 22(7), 827-833. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.04.003>
- Sigward, S., & Powers, C. M. (2006). The influence of experience on knee mechanics during side-step cutting in females. *Clinical Biomechanics*, 21(7), 740-747. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.03.003>
- Silfies, S. P., Ebaugh, D., Pontillo, M., & Butowicz, C. M. (2015). Critical review of the impact of core stability on upper extremity athletic injury and performance. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19(5), 360-368. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0108>
- Smart, J., McCurdy, K., Miller, B., & Pankey, R. (2011). The effect of core training on tennis serve velocity. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25, S103. <https://doi.org/10.1097/01.JSC.0000395743.57804.e8>
- Snijders, C. J., Ribbers, M. T. L. M., de Bakker, H. V., Stoeckart, R., & Stam, H. J. (1998). EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures : Validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(4), 205-214. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(98\)00005-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(98)00005-4)
- Stanton, R., Reaburn, P. R., & Humphries, B. (2004). The effect of short-term swiss ball training on core stability and running economy. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(3), 522-528.
- Stanton, T., & Kawchuk, G. (2008). The effect of abdominal stabilization contractions on posteroanterior spinal stiffness. *Spine*, 33(6), 694. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318166e034>
- Staynor, J. M. D., Alderson, J. A., Byrne, S., Rossi, M., & Donnelly, C. J. (2020). By failing to prepare, you are preparing your anterior cruciate ligament to fail. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(2), 303-311. <https://doi.org/10.1111/sms.13571>
- Tayashiki, K., Takai, Y., Maeo, S., & Kanehisa, H. (2016). Intra-abdominal pressure and trunk muscular activities during abdominal bracing and hollowing. *International Journal of Sports Medicine*, 37(2), 134-143. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1559771>
- Tokur, D., Grimmer, M., & Seyfarth, A. (2020). Review of balance recovery in response to external perturbations during daily activities. *Human Movement Science*, 69, 102546. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102546>

- Trentacosta, N. E., Vitale, M. A., & Ahmad, C. S. (2009). The effects of timing of pediatric knee ligament surgery on short-term academic performance in school-aged athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(9), 1684-1691. <https://doi.org/10.1177/0363546509332507>
- Tse, M. A., McManus, A. M., & Masters, R. S. (2005). Development and validation of a core endurance intervention program : Implications for performance in college-age rowers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(3), 547–552.
- Turvey, M. T., Fitch, H. L., & Tuller, B. (1982). *The Bernstein perspective : 1. The problems of degrees of freedom and contextconditioned variability. Human motor behavior: An introduction*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- van Emmerik, R. E. A., & van Wegen, E. E. H. (2002). On the functional aspects of variability in postural control. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30(4), 177-183. <https://doi.org/10.1097/00003677-200210000-00007>
- Vera-Garcia, F. J., Brown, S. H. M., Gray, J. R., & McGill, S. M. (2006). Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical Biomechanics*, 21(5), 443-455. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.006>
- Vera-Garcia, F. J., Elvira, J. L. L., Brown, S. H. M., & McGill, S. M. (2007). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(5), 556-567. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.004>
- Vera-Garcia, F. J., Grenier, S. G., & McGill, S. M. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*, 80(6), 564-569. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.6.564>
- Vera-Garcia, F. J., López-Plaza, D., Juan-Recio, C., & Barbado, D. (2019). Tests to measure core stability in laboratory and field settings : Reliability and correlation analyses. *Journal of Applied Biomechanics*, 35(3), 223-231. <https://doi.org/10.1123/jab.2018-0407>
- Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2011). Abdominal muscle activation changes if the purpose is to control pelvis motion or thorax motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 893-903. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.08.003>
- Verrelst, R., Clercq, D. D., Vanrenterghem, J., Willems, T., Palmans, T., & Witvrouw, E. (2014). The role of proximal dynamic joint stability in the development of exertional medial tibial pain : A prospective study. *British Journal of Sports Medicine*, 48(5), 388-393. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-092126>
- Villa, F. D., Buckthorpe, M., Grassi, A., Nabiuzzi, A., Tosarelli, F., Zaffagnini, S., & Villa, S. D. (2020). Systematic video analysis of ACL injuries in professional male football (soccer) : Injury mechanisms, situational patterns and biomechanics study on 134 consecutive cases. *British Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101247>
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J. P., & Snijders, C. J. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 20(7), 753-758.

- Vuillerme, N., & Nougier, V. (2004). Attentional demand for regulating postural sway : The effect of expertise in gymnastics. *Brain Research Bulletin*, 63(2), 161-165. <https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2004.02.006>
- Waldén, M., Krosshaug, T., Børneboe, J., Andersen, T. E., Faul, O., & Häggglund, M. (2015). Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players : A systematic video analysis of 39 cases. *British journal of sports medicine*, 49(22), 1452–1460.
- Wang, Z., Molenaar, P. C. M., Challis, J. H., Jordan, K., & Newell, K. M. (2014). Visual information and multi-joint coordination patterns in one-leg stance. *Gait & Posture*, 39(3), 909-914. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.017>
- Weir, G., Alderson, J., Smailes, N., Elliott, B., & Donnelly, C. (2019). A reliable video-based ACL injury screening tool for female team sport athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 40(03), 191-199. <https://doi.org/10.1055/a-0756-9659>
- Weir, G., van Emmerik, R., Jewell, C., & Hamill, J. (2019). Coordination and variability during anticipated and unanticipated sidestepping. *Gait & Posture*, 67, 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.007>
- Weltin, E., Gollhofer, A., & Mornieux, G. (2016). Effects of perturbation or plyometric training on core control and knee joint loading in women during lateral movements. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, n/a-n/a. <https://doi.org/10.1111/sms.12657>
- Weltin, Elmar, Gollhofer, A., & Mornieux, G. (2016). Effect of gender on trunk and pelvis control during lateral movements with perturbed landing. *European journal of sport science*, 16(2), 182–189.
- Weston, M., Hibbs, A. E., Thompson, K. G., & Spears, I. R. (2015). Isolated core training improves sprint performance in national-level junior swimmers. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(2), 204-210. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0488>
- Wiggins, A. J., Grandhi, R. K., Schneider, D. K., Stanfield, D., Webster, K. E., & Myer, G. D. (2016). Risk of secondary injury in younger athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine*, 44(7), 1861-1876. <https://doi.org/10.1177/0363546515621554>
- Wilkerson, G. B., & Colston, M. A. (2015). A refined prediction model for core and lower extremity sprains and strains among collegiate football players. *Journal of Athletic Training*, 50(6), 643-650. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.2.04>
- Wilkerson, G. B., Giles, J. L., & Seibel, D. K. (2012). Prediction of core and lower extremity strains and sprains in collegiate football players : A preliminary study. *Journal of Athletic Training*, 47(3), 264-272.
- Willardson, J. M. (2007). Core stability training : Applications to sports conditioning programs. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 979–985.
- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L., & Davis, I. M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 316–325.
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)

- Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress Through Technology*, 16(1-2), 31-51.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Periczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211-1221. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1211>
- Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., & Jordan, M. I. (1994). Forward dynamic models in human motor control: Psychophysical evidence. *Proceedings of the 7th International Conference on Neural Information Processing Systems*, 43–50.
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007a). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *The American journal of sports medicine*, 35(7), 1123–1130.
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007b). The effects of core proprioception on knee injury: A prospective biomechanical-epidemiological study. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 368-373. <https://doi.org/10.1177/0363546506297909>
- Zhang, Y., Kiemel, T., & Jeka, J. (2007). The influence of sensory information on two-component coordination during quiet stance. *Gait & Posture*, 26(2), 263-271. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.09.007>

Légendes des figures, tableaux et équations

- Figure 1. Représentation schématique de l'architecture de certains groupes musculaires globaux (1) et des muscles locaux dorsaux (2). Les muscles représentés en (1) sont le groupe des muscles *erector spinae* globaux (ESg), les muscles *rectus abdominis* (RA), les muscles *obliquus internus* (IO) et *obliquus externus* (EO). Le tracé pointillé de A à B représente le rachis lombaire en (1). Adapté de Bergmark, 1989. 4
- Figure 2. Modélisation du Core Stability de Willardson (2007), adaptée de Panjabi (1992). ... 6
- Figure 3. Représentation simplifiée du Core Stability sous forme de tente. En (A), le segment rachidien est maintenu par les muscles, représentés par des ressorts sur le plateau pelvien (McGill & Cholewicki, 2001). En (B), le support central est le segment rachidien, le fascia thoraco-lombaire (TLF) est la tente et les muscles du Core permettent d'augmenter la tension sur le TLF (Akuthota & Nadler, 2004). 6
- Figure 4. Représentation de deux mécanismes de stabilisation rachidienne : la co-activation des abdominaux et muscles *erector spinae* (CC), l'augmentation de la pression intra-abdominale (IAP) et la combinaison des deux mécanismes (CC + IAP). D'après Cholewicki *et al.*, 1999. 7
- Figure 5. Modélisation des différentes contributions des muscles du Core selon Hodges (1999). En (A) les muscles superficiels (sur la gauche du schéma les muscles *rectus abdominis* et sur la droite les muscles *erector spinae*) permettraient de contrôler les déplacements et la posture du rachis. En (B), les contractions du muscle *transversus abdominis* (représentées par les flèches sur les bandes circulaires noires) ne pourraient avoir qu'un rôle d'augmentation de l'IAP (représentée par les flèches vers le haut) et sur le TLF pour contrôler la raideur du rachis. 8
- Figure 6. Schématisation théorique de l'impact de la variation de la quantité de co-contraction sur la stabilité du Core. D'après Lederman (2010). 10
- Figure 7. Entraînement du Core Stability et bénéfices potentiels : principes de charge faible ou élevée de l'entraînement et ses effets sur le Core Stability, sur la force du Core et l'impact potentiel sur la performance. D'après Hibbs *et al.* (2008). 15
- Figure 8. Test de stabilité des membres supérieurs en chaîne cinétique fermée (CKCUEST). En A, position de départ et en B, touche main opposée pendant le test. D'après Pontillo *et al.* (2014). 17
- Figure 9. Test de maintien de la flexion antérieure du tronc. D'après Huxel Bliven & Anderson (2013). 17
- Figure 10. Système de « sudden loading » de A) Vera-Garcia *et al.* (2007) ; B) Borghuis *et al.* (2011) et système de « sudden unloading » en flexion (1), extension (2) et latéral (3) de Zazulak *et al.* (2007a). 18
- Figure 11. Schématisation du système d'assise instable de Cholewicki *et al.* (2000). 19
- Figure 12. Représentation schématique d'une posture orthostatique avec deux positions de Cdm corporel différentes. Lors d'une flexion antérieure du tronc (image de droite), un déplacement

du CdM vers l'avant va engendrer un déplacement du CdP vers l'avant. D'après la thèse de Pierret (2020).....	22
Figure 13. Représentation des déplacements du CdP au sein du polygone de sustentation, le yeux ouverts (A) et fermés (B). L'amplitude et la surface des déplacements du CdP est plus importante en l'absence des afférences visuelles.	23
Figure 14. Représentation des modes de contrôles de la posture et des actes moteurs, adaptée de la thèse de Caudron (2010).....	26
Figure 15. a) Modélisation du simple pendule inversé avec une rotation uniquement autour de la cheville, et b) modélisation du double pendule inversé. L'articulation de la hanche est présentée comme l'angle entre le HAT (haut du corps comprenant la tête, les bras et le tronc, acronyme de « head, arm and trunk ») et le membre inférieur. Les articulations de la cheville et de la hanche régulent théoriquement la posture dans ce modèle. D'après Suzuki <i>et al.</i> , 2012.	28
Figure 16. Représentation des moments articulaires consécutifs à une perturbation au niveau de l'épaule (A) et au niveau de la hanche (B). I=ipsilatéral ; C=controlatéral. La période de perturbation correspond à la zone grisée. D'après Rietdyk <i>et al.</i> (1999).....	34
Figure 17. Représentation d'un mécanisme de moment d'abduction du genou lors de la réception d'un drop jump. D'après Hewett <i>et al.</i> (2005).	39
Figure 18. Représentation de la contribution de l'abduction de hanche sur le moment d'abduction du genou lors des changements de direction. Une augmentation de l'angle d'abduction de la hanche (A) déplace le centre de pression latéralement par rapport au genou, augmentant le bras de levier (<i>pointillés</i>) pour la force verticale (<i>flèches noires</i>), ce qui résulte en un moment d'abduction élevé (<i>flèches rouges</i>). Ce moment d'abduction est plus faible (B) si l'angle d'abduction de la hanche est moins important. D'après Sigward et Pollard (2018).40	
Figure 19. Modélisation biomécanique présentant le lien entre l'inclinaison latérale du tronc avec la force de réaction au sol, le moment d'abduction de la hanche et du genou. D'après Hewett et Myer (2011).	43
Figure 20. Cinématique fréquemment observée lors de la rupture du LCA chez les footballeurs réalisant un changement de direction. D'après Villa <i>et al.</i> (2020).....	44
Figure 21. Moment d'abduction (valgus) et d'adduction (varus) du genou chez des sportifs experts et novices au cours de l'appui lors d'un changement de direction non-anticipé. La barre verticale indique la fin de la phase de « weight acceptance ». Le pic de moment d'abduction, situé dans les 10 premiers pourcents de l'appui, est significativement supérieur (*) chez les experts que chez les novices, mais reste en moyenne inférieur au seuil de risque estimé à 1,25 Nm / kg. D'après Sigward et Powers (2006).	45
Figure 22. Position des sujets dans la cabine posturographique Equitest.	55
Figure 23. Amplitude (AMP), quantité de déplacement (SP) et écart-type (SD) du CdP en condition yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF).	58

Figure 24. Amplitude (AMP), quantité de déplacement (SP) et écart-type (SD) du tronc en condition yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF).	58
Figure 25. Position des sujets dans la cabine posturographique Equitest. La flèche noire indique le sens de translation de la plateforme.	68
Figure 26. Variation angulaire (°) du début de la perturbation postérieure (0ms) jusqu'à 800ms par créneau de 100ms en condition bipodale. La fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Les angles positifs sont les angles de flexion (et de dorsiflexion). Afin de faciliter la lecture du graphique, les écart-types n'ont pas été affichés.....	71
Figure 27. Variation du ratio de co-contractions dirigé (DCCR) des abdominaux par rapport aux muscles <i>erector spinae</i> , par créneau de 100ms. La perturbation débute à 0ms et la fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Les valeurs négatives du DCCR indiquent une quantité d'activation moyenne sur les 100ms supérieure pour les ESP par rapport aux abdominaux.	72
Figure 28. Variation de l'index de quantité de co-contractions (CCI) entre les abdominaux et les muscles <i>erector spinae</i> , par créneau de 100ms. La perturbation débute à 0ms et la fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Plus la valeur du CCI est élevée, plus la quantité de co-contractions est importante.....	73
Figure 29. Variation angulaire (°) du début de la perturbation postérieure (0ms) jusqu'à 800ms par créneau de 100ms en condition unipodale. La fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Un angle positif indique une inclinaison latérale. *différence significative ($p < 0,05$) de déplacement angulaire dans la zone temporelle de 100ms entre le tronc et la hanche. ***différence significative avec $p < 0,001$	74
Figure 30. Variation du ratio de co-contractions dirigé (DCCR) des muscles RAB, EOB et ESP gauches par rapport aux droits, par créneau de 100ms. La perturbation débute à 0ms et la fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Les valeurs positives du DCCR indiquent une quantité d'activation moyenne sur les 100ms supérieure pour les muscles permettant une inclinaison latérale lors de leur contraction par rapport aux muscles permettant une inclinaison médiale.	75
Figure 31. Variation de l'index de quantité de co-contractions (CCI) entre les muscles gauches et droits, par créneau de 100ms. La perturbation débute à 0ms et la fin de la perturbation est symbolisée par la ligne pointillée. Plus la valeur du CCI est élevée, plus la quantité de co-contractions est importante.....	76
Figure 32. Délai d'activation neuromusculaire (ms) après la perturbation (0) en condition unipodale pour les muscles <i>rectus abdominis</i> gauche (RAG), droit (RAD), les muscles <i>obliquus externus</i> gauche (EOG), droit (EOD), et les muscles <i>erector spinae</i> gauche (ESG) et droit (ESD).....	77
Figure 33. Visualisation des moments d'abduction du genou lors de l'appui de 5 changements de direction non-anticipé avec deux systèmes d'acquisitions. A) Courbes estimées par le module de dynamique inverse de Simi Motion et B) courbes classiques chez les hommes, enregistrées via un système Vicon. Un moment d'adduction est positif. Ces données ont été enregistrées sur une tâche identique avec le même sujet.	85

Figure 34. Positionnement des marqueurs réfléchissants utilisés pour notre modélisation 3D.	87
Figure 35. Schéma de la tâche de changement de direction non-anticipé.....	88
Figure 36. Représentation du pelvis et de ses axes de rotation. En bleu, l'axe vertical, en rouge l'axe médio-latéral et en vert l'axe antéro-postérieur. Les sens de rotations sont identiques pour le pelvis et le tronc.	89
Figure 37. Cette figure présente les signaux EMG filtrés (mV), classiquement observés lors des changements de direction des muscles <i>rectus abdominis</i> (RAB), muscles <i>obliquus externus</i> (EOB), muscles <i>erector spinae</i> (ESP), gauches et droits. La force de réaction au sol verticale (GRF, N) est représentée afin de visualiser les phases d'analyses. La première phase légèrement grisée représente la phase de pré-activité de 100ms (PRE) antérieure au contact initial (IC). La seconde aire plus sombre représente la phase de réponse à la charge (WA). La ligne en pointillée délimite la fin de l'appui sur la plateforme.	94
Figure 38. Représentation schématique des variables cinématiques pouvant être incorporées dans un modèle de prédiction du PKAM ayant déjà été corrélées à cette variable dans la littérature ou lors de notre étude (écriture en gras). Les astérisques indiquent des conflits dans la littérature sur l'impact de ces variables sur le risque de blessure.....	105
Tableau 1. Résultats des régressions linéaires multiples pour chaque variable cinématique (amplitude (AMP), quantité de déplacement (SP) et écart-type (SD)) en condition les yeux ouverts (YO) et le yeux fermés (YF). R^2 = coefficient de détermination, F= Distribution de Fisher, * $p < 0,05$	59
Tableau 2. Coefficient β pour chaque prédicteur de l'amplitude angulaire du modèle 1 (DCCR) et du modèle 2 (CCI). * $p < 0,05$	76
Tableau 3. Comparaison des moyennes (SD) des variables cinématiques ($^\circ$) entre les handballeurs et les karatékas au contact initial. * $p : < 0,05$	92
Tableau 4. Comparaison des moyennes (SD) des variables cinématiques ($^\circ$), du pic de moment d'abduction du genou (Nm / kg), et des forces de réaction au sol (GRF, N / kg) entre les handballeurs et les karatékas durant WA. * $p : < 0,05$	93
Tableau 5. Variables cinématiques et cinétiques au contact initial (IC) et pendant la phase de réponse à la charge (WA) prédisant le pic de moment d'abduction du genou (PKAM). Variables EMG (DCCR ou RMS) prédisant les prédicteurs significatifs de PKAM. CI : intervalle de confiance ; DCCR_Fle et DCCR_Pelvis: ratio de co-contractions vers la flexion ; DCCR_Med : ratio de co-contractions vers l'inclinaison médiale du tronc ; GMed_L : RMS du gluteus medius gauche ; GMed_R : RMS du gluteus medius droit ; GMax_R : RMS du gluteus maximus droit.	96
Équation 1. Index de co-contraction (CCI). EMG_RMS représente la quantité moyenne d'activation neuromusculaire mesurée par EMG soit d'un muscle isolé soit d'un groupe musculaire avec une fonction similaire.	10

Équation 2. Ratio de co-contraction dirigé (DCCR). EMG_RMS représente la quantité moyenne d'activation neuromusculaire mesurée par EMG soit d'un muscle isolé soit d'un groupe musculaire avec une fonction similaire. 11

Équation 3. Formule permettant le calcul du centre de pression (CdP). LF représente les valeurs de forces verticales de la jauge de contrainte située à l'avant gauche, RF celles à l'avant droit, LR celles à l'arrière gauche et RR celles à l'arrière droit. 10,668 cm correspond à la distance entre chaque jauge de contraintes et le centre de la plateforme. 53

Équation 4. Formule permettant le calcul de l'estimation de l'angle entre le CdM et le centre de la plateforme (θ). PCdM est la distance entre le CdP et le centre de la plateforme, HCdM correspond à 55,27% de la taille du sujet, et 2,3 est le nombre de degrés permettant de corriger la position antérieure du CdM dans le modèle. 56

Annexes

1. Valorisation de la thèse

- 1.1. Article accepté dans *Gait & Posture* : « La contribution du tronc dans le contrôle postural lors de tâches d'équilibre challengé ».

Title: The trunk's contribution to postural control under challenging balance conditions

Authors: Duchene Youri ^{ab}, Mornieux Guillaume ^{ab}, Petel Arthur ^a, Perrin Philippe P. ^{a,b,c} and Gauchard Gérome C. ^{a,b}

^aUniversité de Lorraine, DevAH, F-54000 Nancy, France

^bUniversité de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Nancy, France

^cUniversité de Lorraine, CHRU-Nancy, Laboratory for the Analysis of Posture, Equilibrium and Motor Function (LAPEM), F-54000 Nancy, France

Author for correspondence:

Youri Duchene

EA 3450 Développement, Adaptation et Handicap (DevAH), Faculté de Médecine

9 avenue de la Forêt de Haye CS 50184

54505 VANDOEUVRE LÈS NANCY

Tel.: +33 (0)3 83 68 37 45

Email: youri.duchene@univ-lorraine.fr

CRedit author statement

Youri Duchene: Conceptualization, Methodology, Software, Formal analysis, Investigation, Writing - Original Draft, Visualization, Project administration. **Guillaume Mornieux:** Conceptualization, Methodology, Investigation, Writing - Original Draft, Visualization.

Arthur Petel: Investigation, Writing – Reviewing and Editing. **Philippe Perrin:** Conceptualization, Writing – Reviewing and Editing, Resources. **Gérome Gauchard:** Conceptualization, Methodology, Writing - Original Draft, Resources, Supervision.

Acknowledgements

This work was promoted by the Université de Lorraine, France.

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Abstract:

Background: The double inverted pendulum model is imprecise when applied to studies of postural control. Although multijoint analyses have improved our understanding of how balance is maintained, the exact role of the trunk remains unclear.

Research questions: What is the trunk's contribution in postural control with respect to the other joints and how do trunk muscles control trunk kinematics?

Methods: Thirty-six healthy athletes (handball, karate, long jump) performed a highly challenging balance task while the ground support was dynamically tilted in the sagittal plane. The center of force (CoF) as well as lower limb joint angles and the trunk-pelvis angle were respectively measured with a force platform and inertial measurement units. The amplitude, sway path and standard deviation of the CoF and the joint angles were then calculated. Electromyography was used to record the activity of the muscles rectus abdominis, external obliquus, and muscles erector spinae muscles. Multiple linear regressions were computed to determine the joints' and muscles' contributions (β -coefficients) in predicting CoF variables and trunk kinematics, respectively.

Results: The linear combination of joint kinematic variables accounted for between 33% and 75% of the variance in the CoF. The ankle had the highest β and was a significant predictor of all CoF variables. The trunk yielded the second highest β -coefficient and was a significant predictor of the CoF sway path. Electromyography variables accounted for no more than 35% of the variance in the trunk kinematics, and muscles erector spinae activity was the only significant predictor.

Significance: The trunk appears to be the second most important element during this specific postural task, in the magnitude of body sway in particular. But neuromuscular control of these trunk processes is difficult to characterize with surface electromyography only. The trunk

should be taken into account when seeking to improve overall postural control (e.g. during training, rehabilitation).

Keywords: Trunk control / Multijoint / Kinematics / Neuromuscular activity / Centre of force

1. Introduction

Postural control is a complex process in which the vertical projection of the center of mass (CoM) must be kept within the base of support during quiet stance. Displacements of the center of foot force (CoF) are commonly computed to assess postural control (Paillard, 2012). Postural control has also been widely described in terms of joint kinematics (Horak *et al.*, 1990; Riemann *et al.*, 2003). Nashner & McCollum's double inverted pendulum is the classical model of postural control in the frontal and sagittal planes (Nashner & McCollum, 1985). According to this model, postural control in the sagittal plane is first exerted around the ankle joint and then (if the postural challenge increases) by the hip joint (Horak *et al.*, 1990; Nashner & McCollum, 1985).

However, it has also been shown that the knee joint influences postural control by lowering the CoM (Alexandrov *et al.*, 2005) and triggering compensatory postural strategies (Gauchard *et al.*, 2010); this challenges the classic paradigm of ankle-hip synergy (Kilby *et al.*, 2015). Kilby *et al.*'s study of ankle, knee, hip and neck kinematics during balance tasks found that each of these joints had an active role in postural control. Moreover, an upper body strategy for maintaining balance during dynamic postural tasks has been described in the literature (Boström *et al.*, 2018). As the trunk is the most inertial segment of the body, it is not surprising that trunk control might be involved in postural control – especially during challenging postural tasks or dynamic situations (Massion, 1992). Furthermore, the trunk might have an impact on balance by stabilizing the head and therefore the vestibular system (Massion & Woollacott, 1996). For instance, it has been reported that postural performance during dynamic, one-leg stance was improved following specific neuromuscular training of the trunk in healthy individuals (Cosio-Lima *et al.*, 2003) and athletes (Sandrey & Mitzel, 2013). It has also been reported that trunk sway during two-leg stance is greater for older adults (Gill *et al.*, 2001; Granacher *et al.*, 2013) and patients with vestibular issues than in healthy people (Allum *et al.*, 2001). These findings

emphasize the trunk's role in subjects known to have poor postural control. In the double inverted pendulum model, the hips and trunk are combined in a "hip strategy". However, Blackburn *et al.* (2003) underlined the importance of distinguishing between the hips' and trunk's respective contributions to postural control; the researchers observed similar hip and trunk variances under several different postural control conditions and concluded that models of postural control should take account of the trunk segment as well as the hip joint. Although the trunk clearly appears to have a role in postural control, its contribution (relative to lower limb joints) to this process has not been precisely determined.

With a view to understanding the trunk's involvement in postural control, the segment's neuromuscular activity has been investigated during external balance perturbations (Horak *et al.*, 1990), a non-loaded, imposed posture (Snijders *et al.*, 1998) or a loaded, imposed posture (Calatayud *et al.*, 2015). To the best of our knowledge, Donath *et al.* are the only researchers to have studied the trunk's overall neuromuscular activity during an unrestrained, bipedal balance task (Donath *et al.*, 2016). They showed that the trunk's neuromuscular activity varies with the difficulty of the postural challenge and with age; the greater co-activation of trunk muscles in young adults (vs. older adults) was considered to be a means of stiffening the trunk and adjusting for postural imbalance not controlled by an ankle strategy alone. However, Donath *et al.* did not record the joint kinematics and so did not have a comprehensive vision of the influence of the trunk's neuromuscular activity on postural control in general and trunk kinematics in particular. We therefore decided to measure both neuromuscular and postural parameters, with a view to determining how neuromuscular control of the trunk is involved in postural control.

Hence, the main objectives of the present study were to (i) determine the trunk's contribution (relative to lower limb joints) to postural control during a challenging balance task and (ii) analyze the associated neuromuscular control processes. We hypothesized that in a challenging

balance task, the trunk kinematic variables' contribution to CoF control would be at least as great as that of hip kinematic variables. Lastly, we explored the association between trunk muscle activation and trunk motion.

2. Materials and methods

2.1. Participants

Thirty-six healthy male adults participated in the study (mean (standard deviation (SD)) age: 23.3 (5.0); height: 1.83 (0.07) m; body weight = 79.4 (10.1) kg). This sample size was estimated based on a power analysis to achieve 80% power at an alpha criterion level of 0.05 during linear multiple regressions with four predictors analyses. All participants attended at least 3 training sessions a week and had over 10 years of experience in their respective sporting disciplines (handball, karate, and long jump). We chose these three sporting disciplines in order to study a broad range of postural control and footwork abilities. All participants reported that they had been free of lower limb or trunk injuries for the previous two months.

All participants gave their written informed consent prior to participation. The study was approved by the institutional review board (Comité de Protection des Personnes Sud Méditerranée III; reference: 2018.07.03 bis).

2.2. Material

Participants stood on a dual platform that consisted of two connected footplates supported by four strain gauges mounted symmetrically on a supporting force platform (EquiTest®, Neurocom, Clackamas, OR, USA). Vertical force data were sampled at 100 Hz. Given that the experimental perturbations were applied in the sagittal plane, the CoF was calculated in the anteroposterior direction, as follows: $CoF = \frac{((LF+RF)-(LR+RR))}{(LF+RF+LR+RR)} * 10.668$, where left front (LF), right front (RF), left rear (LR) and right rear (RR) were the vertical forces

and 10.668 (in cm) was the documented distance between the load cells and the center of the force platform.

Whole-body kinematics were measured using inertial measurement units (IMUs; CAPTIV, Tech Ergo Appliquées SARL, Vandoeuvre-lès-Nancy, France). The IMUs were placed on the left foot over the 3rd metatarsal, laterally on the middle of the left shank, laterally on the middle of the left thigh, between the posterior superior iliac spines, and on the 6th thoracic vertebrae. Before the static trial, the magnetometer's reading was checked and set to zero with the participant in quiet stance. Data were collected with a sampling rate of 64 Hz and resampled at 1000 Hz. Quaternions were converted into angles by using the CAPTIV system's software. The system had a resolution of 0.1°.

Electromyographic activity (EMG) was recorded after the skin had been shaved and cleaned (baseline at rest: $\leq 5 \mu V$). Wireless surface electrodes (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA) were attached parallel to the muscle fibers over the following muscles, bilaterally: the muscles *rectus abdominis* (RAB), the external obliquus (EOB) and the muscles *erector spinae* (ES), in line with the SENIAM project's recommendations. RAB electrodes were placed 2 cm laterally from the umbilicus, EO electrodes were placed at 15cm laterally from the umbilicus and ES electrodes were placed about 2 cm of the L1 spinous process.

2.3. Procedure

Participants performed three different bipedal postural tasks on a force platform. They were asked to remain as still as possible with their knees slightly flexed and their arms at their sides, while looking straight ahead. The foot position was standardized. Firstly, the participants were asked to remain still for 40 seconds with their eyes open (EO) (the static trial). Secondly, two non-static, challenging balance tasks were performed under EO and then "eyes closed" (EC) conditions. The ground support (i.e. the force platform) was tilted in the sagittal plane by twice the estimated anteroposterior sway of the CoM (Nashner & Peters, 1990) (Figure 1). For

example, a 1° forward or backward sway in the CoM around the ankle resulted in a 2° platform tilt in the same direction. The angle between CoM and center of foot support is calculated by the Equitest® as follows: $\theta = \arcsin (P_{CoM}/H_{CoM}) - 2.3$ where P_{CoM} is the distance between the center of force and the center of foot support, H_{CoM} is 55.27% of the person's height. The 2.3 degrees is the correction applied by the system to correct anterior position of the CoM. The participants performed a warm-up consisting in 10 trials with different degrees of postural control difficulty to get familiar to unusual perturbations. Each trial lasted 20 seconds with 30 seconds rest in-between. After the warm-up, each participant performed two 20-second experimental trials (EO and then EC). Eight trials (7 during EC) were stopped and redone because subjects lost their balance and had to step off the platform.

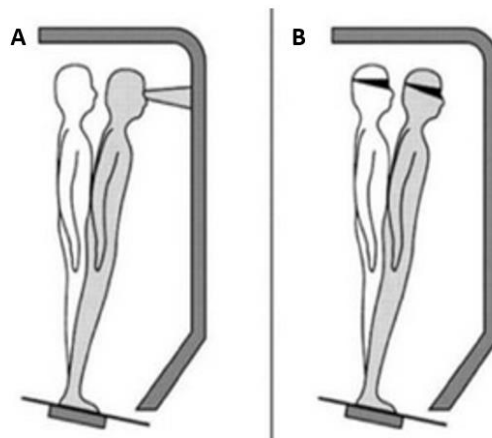


Figure 1: Representation of the balance task with the tilting platform in (A) "eyes open" (EO) and (B) eyes closed (EC) conditions (EquiTest®, Neurocom, Clackamas, OR, USA).

2.4. Data analysis

The CoF's anterior-posterior maximum amplitude (CoF-AMP, in mm), sway path (CoF-SP, in mm) and SD (CoF-SD, in mm) were determined and provided respectively some information about postural accuracy, the magnitude of CoF displacement, and the variability of the postural control system (Cavanaugh *et al.*, 2005; Paillard & Noé, 2015). We also calculated the AMP,

SP and SD for the ankle, knee, hip and trunk-pelvis joints angles (in °). Data on kinetics and kinematics were low-pass filtered with a 15Hz fourth-order Butterworth filter.

EMG data were sampled at 1000 Hz and band-pass filtered from 10Hz to 500 Hz. For the RAB and EOB signals, the heart's electrical activity was filtered out with a 30 Hz Butterworth high-pass filter. The root mean square (RMS) EMG amplitudes were computed and normalized against the value from the static trial. Lastly, the left and right normalized EMG-RMSs were averaged.

We analyzed the data recorded during the middle 15 seconds of each trial. Each dependent variable was averaged over the two trials. Data were analyzed using MATLAB software (version 9.2, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

2.5. Statistical analysis

Means and SDs were calculated for all measured variables. To determine the respective contribution (β -weight coefficients) of joint kinematics and EMG-RMS in postural control and trunk control, we performed multiple linear regression analyses of (i) joint kinematic variables as predictors of CoF variables, and (ii) EMG-RMSs as predictors of trunk kinematics. To check for multicollinearity, we examined the variance inflation factor (VIF) for each regression model. Normal distributions of quantitative data and residuals were checked with a quantile-quantile plot. Statistical analyses were performed with Statistica software (version 13, StatSoft, Inc., Tulsa, OK). The threshold for statistical significance was set to $p < 0.05$.

3. Results

The values of CoF-AMP, CoF-SP, and CoF-SD were significantly higher in the EC condition than in the EO condition (Figure 2).

Likewise, joint kinematics were influenced by the postural task. For the ankle, knee, hip, and trunk, the respective AMP, SP and SD values were significantly higher in the EC condition than in the EO condition ($p < 0.001$ for all; see Figure 3 for the trunk).

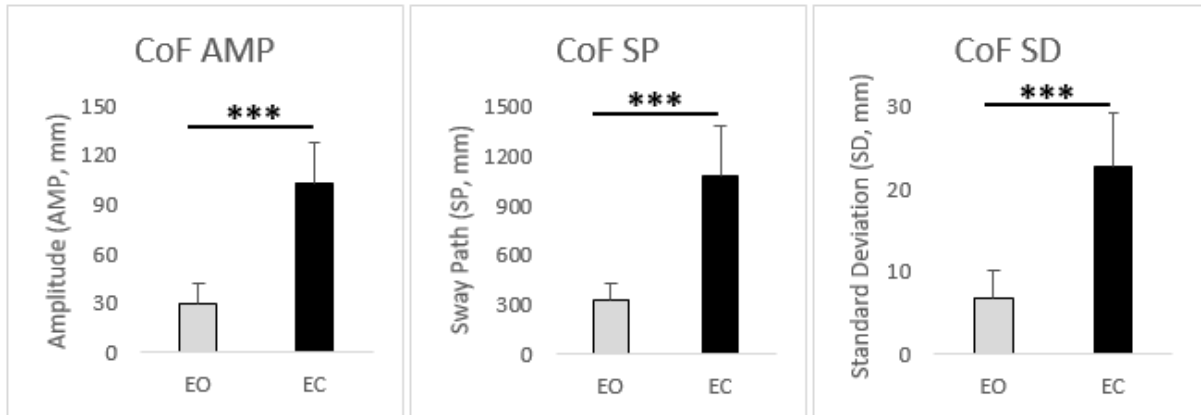


Figure 2: CoF amplitude (AMP), sway path (SP) and standard deviation (SD) under “eyes open” (EO) and “eyes closed” (EC) conditions.

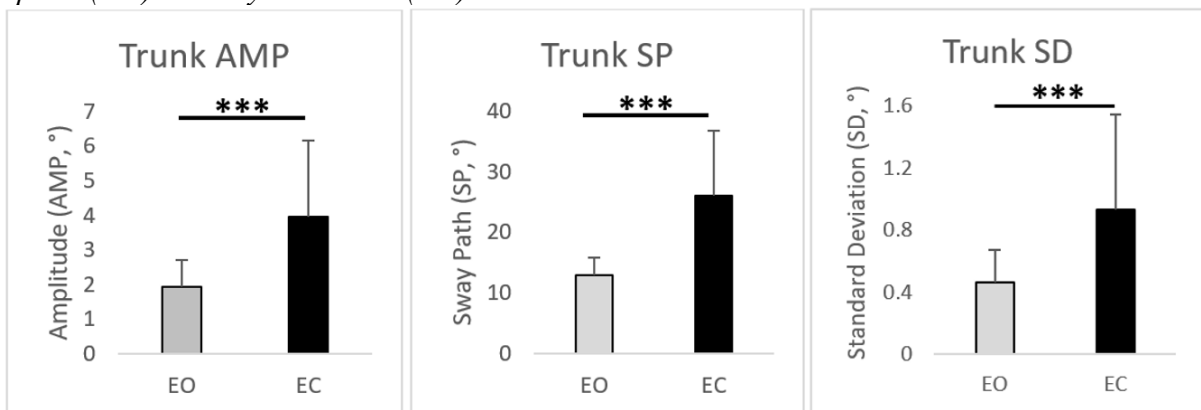


Figure 3: Trunk amplitude (AMP), sway path (SP), and standard deviation (SD) under “eyes open” (EO) and “eyes closed” (EC) conditions.

Furthermore, the trunk muscles were significantly more activated in the EC condition than in the EO condition ($p < 0.001$). The EC - EO difference (in %, relative to the static condition) was greater than 50% for the EOB ($108 \pm 55\%$ for EC vs. $51 \pm 17\%$ for EO) and ES ($181 \pm 93\%$ vs. $115 \pm 46\%$, respectively) and close to 100% for the RAB ($150 \pm 140\%$ vs. $53 \pm 29\%$, respectively).

3.1. The trunk relative weight in postural control

In all the regression models, the VIF was always below 5.0; we were therefore confident that multicollinearity was not a significant confounding factor. The results of the multiple linear

regressions (i.e. joint kinematic variables as predictors of CoF variables) are summarized in Table 1. In the EO condition, the linear combination of joint kinematic variables accounted for between 60% and 75% of the variance (R^2 : 0.60–0.75; $p < 0.001$) in the corresponding CoF variable. In the EC condition, the joint kinematic variables accounted for between 33% and 57% of the variance (R^2 : 0.33–0.57; $p < 0.05$).

In the EO condition, β -ankle was a significant predictor of all the CoF variables, and β -trunk was a significant predictor of CoF-SP ($p \leq 0.05$). β -Ankle had the highest values (0.70 – 0.80), followed by β -trunk (0.08 – 0.27), β -knee (0.04 – 0.15), and β -hip (0.03 – 0.11). In the EC condition, only β -ankle was a significant predictor of CoF-SP and CoF-SD. Again, β -ankle had the highest values for each CoF variable, followed by β -hip (the second best predictor of CoF-AMP and CoF-SD) and β -trunk (the second best predictor of CoF-SP).

Table 1: Results of the multiple linear regressions for each kinematic variable (amplitude (AMP), sway path (SP), and standard deviation (SD)) under “eyes open” (EO) and “eyes closed” (EC) conditions. R^2 = coefficient of determination, F= Fisher distribution, * $p \leq 0.05$

	AMP		SP		SD	
	EO	EC	EO	EC	EO	EC
R²	0.61	0.33	0.75	0.57	0.60	0.43
F	12.0	3.85	23.8	10.1	11.5	5.91
p	<0.001	<0.001	0.012	<0.001	<0.001	0.001
β-Ankle	0.70*	0.34	0.72*	0.50*	0.80*	0.59*
β-Knee	0.15	0.02	0.06	0.16	0.04	-0.08
β-Hip	0.11	0.21	-0.04	-0.06	-0.03	0.15
β-Trunk	-0.18	0.11	0.27*	0.27	-0.08	0.03

3.2. Trunk neuromuscular control

In all the regression models of the EMG data, the VIF was always below 5.0. The EMG variables did not significantly account for trunk kinematics under the EO condition. However, the linear combination of the EMG variables accounted for between 21% and 35% of trunk

kinematics variance in the EC condition (R^2 : 0.21 – 0.35; $p \leq 0.05$). For each kinematic variable, the ES had the highest β -coefficient (0.44 – 0.57), followed by the EOB (0.10 – 0.13) and the RAB (-0.05 – -0.01). β -ES was the only significant predictor of trunk kinematic variables.

4. Discussion

The present study's objectives were to determine the weight of trunk (relative to the lower limb joints) in postural control in athletes performing a challenging balance task and to analyze the neuromuscular control of the trunk. Our main findings were that (i) the trunk's contribution to postural control is at least as important as the hip's in the present task, and (ii) trunk motion during postural control seems to involve more the ES muscles than the surface abdominals.

Here, a challenging postural task was carried out on a tilting platform under EO and EC conditions. The greater difficulty under EC conditions (vs. EO) was evidenced by the significantly higher values of the CoF variables. Likewise, trunk motion and neuromuscular activity were higher under EC conditions. Our results confirm Gill *et al.*'s report (Gill *et al.*, 2001) of greater trunk angular sway during more difficult postural tasks.

As the ankle had the highest β -coefficient of the four joints, our results confirm the well-known major role of the ankle in postural control (Aramaki *et al.*, 2001; Prieto *et al.*, 1993). In the EO condition, 61% of the variance in CoF-AMP (i.e. postural accuracy) was accounted for by the amplitude of the joint kinematics. The trunk had an important, corrective role (β -trunk: -0.18) in postural accuracy. In the EC condition, the joint kinematics only accounted for 33% of the variance in CoF-AMP. This low proportion might be due (at least in part) to the inclusion of extreme values in our calculation of the amplitude. Privation of vision might further increase the proportion of extreme values if the "safety zone" is explored so as to better estimate the CoM's position (Krishnamoorthy *et al.*, 2005). Moreover, the joints' outlier values might not be time-synchronized with those of the CoF, as a result of antiphase joint patterns. The CoF-SP (i.e. the magnitude of CoF displacement) corresponds to the ability to stand as still as possible (i.e. steadiness) (Cavanaugh *et al.*, 2005). In the EO condition, 75% of variance in the CoF-SP was accounted for by the amplitude of joint displacement. The ankle was the most important joint in this respect, and was followed by the trunk. The knee and hip joints made rather small contributions. Interestingly, the trunk was the second-largest contributor factor in the EC

condition - demonstrating that body steadiness is explained (at least in part) by the amount of trunk displacement. Our results underline the importance of trunk steadiness and thus head-trunk coordination, which would provide an effective support for the vestibular system (Massion & Woollacott, 1996; Nicholas *et al.*, 1998) and help to limit CoM accelerations (Aramaki *et al.*, 2001). CoF-SD was mostly accounted for by the ankle joint's SD. Surprisingly, the trunk did not appear to have an impact on CoF-SD. In view of the trunk's inertia, fast angular corrections through the ankle would certainly be more effective and would decrease the trunk's contribution to regulation of CoF-SD. The predominance of ankle variance over trunk variance under EC conditions has already been described in the literature (Krishnamoorthy *et al.*, 2005). Overall, we found that the ankle was the main joint involved in posture control under challenging balance conditions. Although this was not unexpected (given the extensive literature (Prieto *et al.*, 1993)), our results in a platform tilt paradigm further confirm the importance of this joint in balance. It is noteworthy that the trunk was more important than the hip in controlling postural accuracy and steadiness; this highlights the likely value of performing separate kinematic analyses of the trunk and hip (Blackburn *et al.*, 2003). The knee joint contributed less than other joints, indicating that the primary strategy used by the knee to lower the CoM might not be essential under challenging balance conditions. Overall, a multijoint analysis is likely to be more valuable than conventional single or double inverted pendulum models for understanding postural control. This suggestion is in line with Hsu *et al.*'s report (Hsu *et al.*, 2007) that a six-joint model accounted for CoM variance better than the conventional inverted pendulum models did.

Although joint kinematics is the key factor for analyzing postural coordination, the present study's data on trunk neuromuscular activity provide a deeper understanding of the trunk's influence on postural control. In the EC condition, between 21% and 35% of the variance in trunk kinematic variables was accounted for by the three trunk muscles measured in the present

study. The ES muscles made the largest contribution. With respect to anteroposterior body sway, it could be suggested that the ES may control trunk extension and flexion through concentric and eccentric contraction, respectively. In our task, the ES appeared to control the trunk's anteroposterior motion and the RAB and EOB appeared to help stiffen the spine; this hypothesis might explain (at least in part) the low proportion of trunk motion variance accounted for by these muscles, and is in agreement with Stanton & Kawchuk's suggestion (2008) that the RAB and EOB help to stabilize the spine. Interestingly, EMG activity for the abdominal muscles was lower during the EO condition than during the static trial. As ES are possibly the main muscles controlling anterior-posterior trunk tilt, RAB and EOB might decrease their activity to reduce spine stiffness and therefore allow faster and more accurate trunk displacements during a challenging balance task. Furthermore, the analysis of "local" muscles (such as the *transversus abdominis* and the internal obliquus) might provide a more accurate view of trunk neuromuscular activity during postural control (Donath *et al.*, 2016). Lastly, the low percentage of variance accounted for by muscle activity might be due to inter-individual variability in muscle coordination and the intensity of trunk muscle contraction needed to stiffen the spine (Cholewicki *et al.*, 1997). Difficulty in explaining trunk kinematics with EMG measurement has been reported for other tasks (such as changes of direction) in which neuromuscular activity was not associated with the trunk angle at initial foot-ground contact (Jamison *et al.*, 2013). Trunk muscle activity did not account for trunk motion in the EO condition. This could be explained by limited trunk motion with respect to the pelvis with the eyes open (e.g. AMP=2°). Indeed, the perturbations caused by platform movements induce displacements of the trunk; these displacements might be regulated by the trunk muscles themselves or by lower leg joints action that stabilize the trunk. The lack of correlation between kinematics and muscle activation observed in the present study suggests that trunk motion is

controlled by the lower limb joints and that trunk muscle activation stiffens the spine and helps to maintain balance (Donath *et al.*, 2016).

We acknowledge several limitations in this study. First of all, different balance tasks induce different skills in order to maintain balance [31]. Therefore, the present results cannot be generalized to each challenging balance task and every healthy or active population. However, this study helps to underline the importance of the trunk in a challenging situation, confirming literature on other tasks [16]. Then, all trunk and pelvis muscular activity could not be taken into account, as only main surface muscles connecting thorax or spine to the pelvis were measured. Moreover, the modelling of the trunk as a rigid segment might not accurately reflect its kinematics [32], blurring the links between muscle activations and spine kinematics. Although the Captiv IMU system has been validated in the literature [33], the use of this methodology might reduce the accuracy of joint angles measurements compared to gold standard motion capture systems.

5. Conclusion

When compared with the double inverted pendulum model, a multijoint analysis provided a better understanding of postural control. We found that during a highly challenging balance task, the trunk was the second most important segment or joint (after the ankle) in the control of postural accuracy and steadiness. Although the trunk muscles' EMG activity accounted for a relatively small proportion of the variance in trunk motion, our present results demonstrated that the ES seems to have an important role in controlling trunk anteroposterior motion, while the RAB and EOB might tend to stiffen the spine.

Conflict of interest

The authors declare that they have no conflict of interest.

References

- [1] T. Paillard, Effects of general and local fatigue on postural control: A review, *Neurosci. Biobehav. Rev.* 36 (2012) 162–176. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>.
- [2] F.B. Horak, L.M. Nashner, H.C. Diener, Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss, *Exp. Brain Res.* 82 (1990) 167–177. <https://doi.org/10.1007/BF00230848>.
- [3] B.L. Riemann, J.B. Myers, S.M. Lephart, Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 84 (2003) 90–95. <https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50004>.
- [4] L.M. Nashner, G. McCollum, The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis, *Behav. Brain Sci.* 8 (1985) 135–150. <https://doi.org/10.1017/S0140525X00020008>.
- [5] A.V. Alexandrov, A.A. Frolov, F.B. Horak, P. Carlson-Kuhta, S. Park, Feedback equilibrium control during human standing, *Biol. Cybern.* 93 (2005) 309–322. <https://doi.org/10.1007/s00422-005-0004-1>.
- [6] G.C. Gauchard, G. Vançon, P. Meyer, D. Mainard, P.P. Perrin, On the role of knee joint in balance control and postural strategies: effects of total knee replacement in elderly subjects with knee osteoarthritis, *Gait Posture.* 32 (2010) 155–160. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.04.002>.
- [7] M.C. Kilby, P.C.M. Molenaar, K.M. Newell, Models of postural control: shared variance in joint and COM motions, *PLOS ONE.* 10, (2015) e0126379. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0126379>.
- [8] K.J. Boström, T. Dirksen, K. Zentgraf, H. Wagner, The contribution of upper body movements to dynamic balance regulation during challenged locomotion. *Front. Hum. Neurosci.* 12, (2018) 8. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00008>.
- [9] J. Massion, Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination, *Prog. Neurobiol.* 38 (1992) 35–56. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(92\)90034-c](https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-c)
- [10] J. Massion, M.H. Woollacott, Posture and equilibrium, in: Arnold (Eds.) *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*, London, 1996, pp. 1–19. [https://doi-org/10.1016/0301-0082\(92\)90034-C](https://doi-org/10.1016/0301-0082(92)90034-C)
- [11] L.M. Cosio-Lima, K.L. Reynolds, C. Winter, V. Paolone, M.T. Jones, Effects of physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women, *J. Strength Cond. Res.* 17 (2003) 721–725.
- [12] M.A. Sandrey, J.G. Mitzel, Improvement in dynamic balance and core endurance after a 6-week core-stability-training program in high school track and field athletes, *J. Sport Rehabil.* 22 (2013) 264–271. <https://doi.org/10.1123/jsr.22.4.264>.
- [13] J. Gill, J.H.J. Allum, M.G. Carpenter, M. Held-Ziolkowska, A.L. Adkin, F. Honegger, K. Pierchala, Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age, *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 56 (2001) 438–447. <https://doi.org/10.1093/gerona/56.7.M438>.
- [14] U. Granacher, A. Gollhofer, T. Hortobágyi, R.W. Kressig, T. Muehlbauer, The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review, *Sports Med.* 43 (2013) 627–641. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0041-1>.
- [15] J.H. Allum, A. Adkin, M. Carpenter, M. Held-Ziolkowska, F. Honegger, K. Pierchala, Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit, *Gait Posture.* 14 (2001) 227–237. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00132-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00132-1).

- [16] J.T. Blackburn, B.L. Riemann, J.B. Myers, S.M. Lephart, Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm, foam, and multiaxial support surfaces, *Clin. Biomech.* 18 (2003) 655–661. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00091-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00091-3).
- [17] C.J. Snijders, M.T.L.M. Ribbers, H.V. de Bakker, R. Stoeckart, H.J. Stam, EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 8 (1998) 205–214. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(98\)00005-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(98)00005-4).
- [18] J. Calatayud, S. Borreani, J. Martin, F. Martin, J. Flandez, J.C. Colado, Core muscle activity in a series of balance exercises with different stability conditions, *Gait Posture.* 42 (2015) 186–192. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.008>.
- [19] L. Donath, E. Kurz, R. Roth, L. Zahner, O. Faude, Leg and trunk muscle coordination and postural sway during increasingly difficult standing balance tasks in young and older adults, *Maturitas.* 91 (2016) 60–68. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2016.05.010>.
- [20] L.M. Nashner, J.F. Peters, Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders, *Neurol. Clin.* 8 (1990) 331–349. [https://doi.org/10.1016/S0733-8619\(18\)30359-1](https://doi.org/10.1016/S0733-8619(18)30359-1).
- [21] T. Paillard, F. Noé, Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects, 2015. *BioMed Res. Int.*, 891390. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>.
- [22] J.T. Cavanaugh, K.M. Guskiewicz, N. Stergiou, A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: new directions for the management of sport-related cerebral concussion, *Sports Med. Auckl. NZ.* 35 (2005) 935–950. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535110-00002>.
- [23] T.E. Prieto, J.B. Myklebust, B.M. Myklebust, Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 1 (1993) 26–34. <https://doi.org/10.1109/86.242405>.
- [24] Y. Aramaki, D. Nozaki, K. Masani, T. Sato, K. Nakazawa, H. Yano, Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans, *Exp. Brain Res.* 136 (2001) 463–473. <https://doi.org/10.1007/s002210000603>.
- [25] V. Krishnamoorthy, J.-F. Yang, J.P. Scholz, Joint coordination during quiet stance: effects of vision, *Exp. Brain Res.* 164 (2005) 1–17. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-2205-6>.
- [26] S.C. Nicholas, D.D. Doxey-Gasway, W.H. Paloski, A link-segment model of upright human posture for analysis of head-trunk coordination, *J. Vestib. Res.* 8 (1998) 187–200. <http://doi.org/10.3233/VES-1998-8301>.
- [27] W.-L. Hsu, J.P. Scholz, G. Schöner, J.J. Jeka, T. Kiemel, Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination, *J. Neurophysiol.* 97 (2007) 3024–3035. <https://doi.org/10.1152/jn.01142.2006>.
- [28] T. Stanton, G. Kawchuk, The effect of abdominal stabilization contractions on posteroanterior spinal stiffness, *Spine.* 33 (2008) 694–701. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318166e034>.
- [29] J. Cholewicki, M.M. Panjabi, A. Khachatryan, Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture, *Spine.* 22 (1997) 2207–2212. <https://doi.org/10.1097/00007632-199710010-00003>.
- [30] S.T. Jamison, M.P. McNally, L.C. Schmitt, A.M.W. Chaudhari, The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: Implications for ACL injury, *J. Biomech.* 46 (2013) 2236–2241. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.021>.

- [31] J. Kümmel, A. Kramer, L.-S. Giboin, M. Gruber, Specificity of balance training in healthy individuals: a systematic review and meta-analysis, *Sports Med.* 46 (2016) 1261–1271. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0515-z>.
- [32] R. Preuss, J. Fung, Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 18 (2008) 815–828. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.03.003>.
- [33] T. Peeters, S. Verwulgen, R. Garimella, K. Beyers, S. Truijen, Full body three dimensional joint angles validation using TEA ergo inertial measurement units, in *Human Systems Engineering and Design*, Springer, Cham. (2018) 879–884. https://doi.org/10.1007/978-3-030-02053-8_133.

- 1.2. Article soumis dans Sports Biomechanics : « Influence du Core Stability et de l'expérience en changement de direction sur le risque de rupture des ligaments croisés antérieurs. »

Title: Influence of sidestepping expertise and core stability on ACL injury risk during change of direction

Authors:

Youri Duchene^{a*}, Gérome C. Gauchard^{ab}, and Guillaume Mornieux^{ab}

^aUniversité de Lorraine, DevAH, F-54000 Nancy, France

^bUniversité de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Nancy, France

Author for correspondence:

Youri Duchene

EA 3450 Développement, Adaptation et Handicap (DevAH), Faculté de Médecine

9 avenue de la Forêt de Haye CS 50184

54505 VANDOEUVRE LÈS NANCY

Tel.: +33 (0)3 83 68 37 45

Email: youri.duchene@univ-lorraine.fr

Authors ORCiDs and media:

Youri Duchene. ORCiD: <https://orcid.org/0000-0002-2774-2333>; Twitter: @DucheneYouri.

Gérome C. Gauchard. ORCiD: <https://orcid.org/0000-0002-2489-9343>.

Guillaume Mornieux. ORCiD: <https://orcid.org/0000-0001-5756-9642>.

Abstract:

The aims of this study were twofold: firstly, to compare core stability and knee joint loading between sidestepping experts and nonexperts; secondly, to determine core predictors of anterior cruciate ligament (ACL) injury risk. Thirteen handball male players (experts) and fourteen karatekas (nonexperts) performed six unanticipated 45° sidestepping manoeuvres, while trunk and pelvis 3D kinematics as well as ground reaction forces (GRF) were measured, and peak knee abduction moment (PKAM) was determined. Student t-tests enabled a comparison of both groups and a linear mixed model approach was used to identify PKAM predictors. Sidestepping experts demonstrated lower pelvis rotation towards the new movement direction at the initial contact (IC) than nonexperts (4.9° vs. 10.8°) and higher PKAM (0.539 vs. 0.321 Nm/kg-bwt). Trunk medial lean, trunk axial rotation and pelvis anterior tilt at IC predicted PKAM, while trunk axial rotation, pelvis medial lean and posterior GRF predicted PKAM during the weight acceptance phase. Despite higher PKAM, handball players might not be at a higher risk of ACL injury as the knee joint loading remained at a relatively low level during this sidestepping task. Core stability, in its three dimensions, is a key determinant of knee joint loading and therefore ACL injury risk.

Keywords: trunk lateral lean / trunk rotation / pelvis / neuromuscular control / knee abduction moment

Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) rupture is a major injury occurring mostly during noncontact changes of direction (COD) or landings (Boden *et al.*, 2000). Different biomechanical risk factors at the knee level (Alentorn-Geli *et al.*, 2009) but also related to the trunk position and control (Hughes, 2014), have been identified in the literature.

Indeed, an elevated knee joint loading possibly stems from higher lateral trunk motion (Hewett & Myer, 2011; Jamison *et al.*, 2012) and is also associated with trunk rotation (Critchley *et al.*, 2020; Dempsey *et al.*, 2007; Dempsey *et al.*, 2012). Moreover, Zazulak *et al.* (2007) highlighted a potential connection between core stability and ACL injury risk in female athletes. Recent studies provided an analysis of trunk neuromuscular control to further understand trunk motion during landings (Haddas *et al.*, 2016; Lessi *et al.*, 2017) and COD (Jamison *et al.*, 2013; Oliveira *et al.*, 2013a; Oliveira *et al.*, 2013b). Accordingly, future research on trunk control during COD and its consequences on knee joint injury risk should not only determine trunk kinematics but also analyze the related neuromuscular control, for instance based on trunk muscle co-contractions (Jamison *et al.*, 2013).

ACL injury risk is dependent on different factors, including gender or the type of sport (Beynon *et al.*, 2014; Renstrom *et al.*, 2008). Moreover, an influence of the skill level on knee joint loading could be expected as high-level athletes are supposed to perform sidestepping COD more efficiently (Fujii *et al.*, 2014; Lockie *et al.*, 2014). For instance, Sigward and Powers (2006b) reported higher knee joint moments for elite athletes, whereas greater knee abduction angle was found for novices but without any abduction moment difference in another study (Kipp *et al.*, 2013). Likewise, the influence of athletic background on knee joint biomechanics

during various tasks associated with high knee joint loading remains controversial in the literature (Cowley *et al.*, 2006; Herrington, 2011; Orishimo *et al.*, 2014).

In addition, it has been demonstrated that athletic background has an impact on trunk control during unstable sitting tasks and trunk perturbations (Barbado *et al.*, 2016; Glofcheskie & Brown, 2017). Differences between high-level sport athletes, i.e. judokas vs. kayakers (Barbado *et al.*, 2016) and runners vs. golfers (Glofcheskie & Brown, 2017), were only noticed during specific tasks that were similar to those realized during their practice. Therefore, the comparison of task experts and nonexperts might give a more accurate insight of an adequate trunk control while performing COD.

More generally, researchers seeking to further understand the knee joint injury risk and therefore predict peak knee abduction moment (PKAM) have recently provided models putting different trunk and lower limb variables together (Frank *et al.*, 2013; Jones *et al.*, 2015; Kristianslund *et al.*, 2014; Staynor *et al.*, 2020; Weir *et al.*, 2019). While trunk lateral lean and trunk rotation were predictive variables for PKAM, little is known about the influence of the pelvis, despite its central role within the core stability. Also, while Jamison *et al.* (2013) underlined the effect of muscles *erector spinae* muscles on knee joint loading and trunk flexion, the whole comprehension of the influence of core neuromuscular control on trunk and pelvis 3D motion during sidestepping maneuvers is lacking. Such a modeling approach, using data from a wide range of level of expertise in COD, might provide a better understanding of the effect of the core kinematics and neuromuscular control on injury predictive variables during sidestepping tasks and help improve prevention programs to decrease the knee injury risk.

Thus, the purpose of this study was i) to determine the difference in core stability and knee joint loading between task experts and nonexperts during sidestepping maneuvers, ii) to understand core parameters predicting knee injury predictor, and iii) to determine neuromuscular parameters controlling core kinematics. We hypothesized that experts will have their trunk more orientated in the targeted direction, a higher neuromuscular co-contraction ratio towards this direction, and lower PKAM than nonexperts. Moreover, we suggested that PKAM will be predicted by trunk lateral lean and trunk rotation, and that co-contraction ratio will explain core kinematics.

Methods

Participants

The sample size was estimated to achieve 80% of statistical power (alpha level=0.05) based on literature evaluating the gender effect on knee joint loading (Sigward & Powers, 2006a). Accordingly, 12 subjects were necessary in each group.

The task-expert group was composed of handball players, as sidestepping maneuver is an element of performance for this population. Karatekas were recruited for the nonexpert group. The rationale for the choice of this second population was the rareness of sidestepping maneuvers but a high-level of trunk control in their practice. Thirteen male handball players (age: 21.5 ± 2.4 years old; height: 1.81 ± 0.06 m; mass: 74.6 ± 7.9 kg) and 14 male karatekas (age: 26.9 ± 8.2 years old; height: 1.77 ± 0.06 m; mass: 72.1 ± 6.3 kg) were included in the study. All participants had at least 10 years of experience in their respective sport. Handball

players were playing at the nonprofessional national level and karatekas were black belt. No participant had reported a lower limb or trunk injury during the past 2 months before the experimentation. Prior to testing, all participants were informed about possible risks and gave written informed consent. All procedures were approved by the ethics committee Sud Mediterranee III (approval reference 2018.07.03 bis) and conformed to requirements of the Declaration of Helsinki.

Protocol

Participants were asked to perform three different COD tasks on a force plate in a randomized order, including a crossover to -20° to the left, a straightforward deceleration and a sidestepping maneuver to 45° to the right after a dynamic two-step approach. Movement direction was indicated by a light signal triggered at the end of the two-step approach to create an unanticipated COD paradigm. Eighteen randomized trials were carried out (6 in each direction) with a 1-minute rest between trials. A trial was defined as successful if the left foot fully hit the force plate and the change of direction was conducted towards the light stimulus directly on the first step after force plate contact.

Moreover, in order to normalize electromyography (EMG) recordings, participants performed a maximal broad jump.

Material

The visual light stimulus was triggered automatically via Optojump™ (Microgate, Bolzano, Italy) on the last step before the force plate contact (Bertec Corp, Columbus, Ohio). Light stimulus randomization was computed on Labview (version 15.0.1f1).

Three-dimensional trunk, pelvis and left-leg kinematics were recorded using reflective skin markers ($\square 14$ mm) placed on anatomical landmarks with self-adhesive tape. Specifically, markers were placed on the upper sternum and the xiphoid process, the C7 vertebra, the anterior superior iliac spines, mid posterior superior iliac spines, the great trochanter, medial and lateral epicondyle of the knee, at the midway of the peroneus, the medial and lateral malleolus, the first and fifth metatarsal, and calcaneus. This marker placement was adapted from the Lyon Whole Body Model (Dumas *et al.*, 2007). Markers were captured with a 6-camera motion analysis system (SIMI Reality Motion Systems, Germany) with a sampling frequency of 100 Hz.

Surface electromyography recordings of core and hip muscles, sampled at 1000 Hz and synchronized with the motion analysis system, were obtained from the muscles *rectus abdominis* (RAB), the external oblique (EOB), the muscles *erector spinae* (ESP), the gluteus maximus (GMax) and the gluteus medius (GMed) of the right and left sides. The skin was first shaved, sanded and cleaned with alcohol to reduce impedance, then wireless surface electrodes (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA) were attached parallel to the muscle-fiber orientation, following SENIAM guidelines for sensor locations.

Data analysis

All data were only recorded during sidestepping maneuvers to 45°. Marker trajectory and ground reaction force signals were both filtered with a low-pass Butterworth filter (4th order, 15 Hz cutoff frequency) prior to calculating external joint moments with a standard inverse dynamics approach (custom development realized by Moveck Solution Inc.). Three-dimension trunk and pelvis kinematics were defined relative to the global coordinate system. Core kinematics was positive in the direction of the cut, i.e. a right lean in frontal plane, a rotation towards the right in muscle *transversus abdominis* plane and an anterior tilt in sagittal plane. Kinematics and kinetics of left leg were analyzed to determine knee joint loading, with a focus on peak knee abduction moment (PKAM), as this latter parameter is associated with knee injury (Hewett *et al.*, 2005). All EMG data were band-pass filtered (10 Hz-500 Hz). Muscle activation of the broad jump was then low-pass filtered at 30 Hz prior to determining a reference peak value during the jump. Heart muscle electrical activity was filtered with a Butterworth high-pass filter at 30 Hz on the RAB and the EOB. Root mean square (RMS) values were determined during the preactivation (PRE) phase (100 ms prior to the initial contact with the force plate) and during the weight acceptance (WA) phase, which represented the time between IC and the first trough in the vertical force. The activation of the different muscles was normalized to their peak filtered value recorded during the maximal broad jump. The simultaneous action of agonist and antagonist muscles was analyzed via directed co-contraction ratios (DCCR) during PRE and WA (Donnelly *et al.*, 2015). DCCR were defined according to the anatomical function of the muscles with respect to motion during the COD. Therefore, a positive ratio in trunk flexion/extension (DCCR_Fle) would indicate a higher co-contraction of RAB and EOB (agonists) than ESP (antagonists). In the frontal plane, right RAB, EOB and ESP were defined as agonists and left RAB, EOB and ESP were antagonists (DCCR_Med). According to the COD to the right, left EOB was defined as the agonist and right EOB was the antagonist with respect to trunk rotation (DCCR_Rot). Although fewer muscles were recorded at the pelvic level, the anterior/posterior pelvic tilt could also be analyzed using directed co-contraction ratio (DCCR_Pelvis), where a positive ratio would indicate a higher co-contraction of ESP (agonists) than RAB, EOB and GMax (antagonists). DCCR values were between -1 (towards antagonists) and 1 (towards agonists), while a zero would indicate equal activation of agonist and antagonist muscle groups.

Statistics

All variables were averaged across the six sidestepping trials for each participant. Results are presented as group mean (standard deviation, SD). Normal distribution and variance homogeneity were respectively verified via Lilliefors' and Levene's test. The influence of the sidestepping expertise (Handball vs. Karate) on the dependent variables during COD was analyzed using independent Student's t-tests. The level of significance was set at $p < 0.05$. Moreover, for each significant variable, effect sizes (ES) were calculated with Cohen's d and confidence intervals (CI) of 95% were reported.

A total of 162 trials were used to perform linear mixed model analyses. Such models take account of within-participant effect, allowing an analysis with individual trials as data points. First, two linear mixed models were used to determine the association between PKAM (dependent variable) and independent variables. At IC, the predictors were 3D core kinematics

(model no.1) and during WA, 3D GRF were added to 3D core kinematics (model no.2). Sidestepping expertise was included as fixed effect covariates and subject effect as a random effect. Backwards elimination of independent variables (fixed effect) was performed by sequentially removing nonsignificant predictors until all predictors were significant. Then, kinematic predictors of PKAM were defined as dependent variables of linear mixed models at IC and during WA. Trunk DCCR values were the independent variables for trunk kinematics and RMS of the gluteal muscles and DCCR_Pelvis were the predictors for pelvis kinematics, during PRE (model no.1) and WA (model no.2). The same backwards elimination procedure was processed.

Standardized effects of each predictor were computed by multiplying the predictor standard deviation with its estimate. Estimate values were coefficients of independent variables in a linear mixed model. Standardized effects were expressed with respect to the mean of the dependent variable, i.e., the one SD change of the dependent variable when all other predictors were set to their average value (Staynor *et al.*, 2020).

Results

Kinetics and kinematics

At IC, none of the trunk kinematical variables differed between handball players and karatekas (Table 1). Pelvis rotation to the right was greater for karatekas than handball players ($p < 0.01$). Its mean difference was -5.9° (CI = $[-10.1; -1.7]$; ES = 1.11).

Table 1. Comparison of mean (SD) kinematic variables ($^\circ$) between handball players and karatekas at the initial contact. *: $p < 0.05$

	Handball	Karate	Pooled subjects
Trunk medial lean	-3.8 (2.6)	-3.1 (3.4)	-3.4 (4.4)
Trunk axial rotation	-4.3 (6.3)	-6.9 (5.5)	-5.6 (7.0)
Trunk anterior tilt	12.9 (5.2)	16.0 (6.0)	14.5 (6.2)
Pelvis medial lean	1.1 (2.6)	1.7 (2.9)	1.4 (3.6)
Pelvis axial rotation	4.9 (6.0)	10.8 (4.5)*	7.9 (6.6)
Pelvis anterior tilt	10.0 (4.1)	11.0 (3.8)	10.5 (4.4)
Knee abduction angle	2.4 (1.4)	0.21 (4.1)	1.3 (3.4)

During WA (Table 2), PKAM was significantly greater for handball players than for karatekas ($p = 0.04$), as well as peak medial and vertical GRF ($p = 0.01$). The mean difference of PKAM was 0.218 Nm/Kg-bwt (CI = [0.008; 0.427]; ES = 0.84). Finally, the mean difference of peak medial GRF was 2.2 N/kg (CI = [0.58; 3.80]; ES = 1.03) and 3.6 N/kg (CI = [0.84; 6.34]; ES = 1.01) for peak vertical GRF.

Table 2. Comparison of mean (SD) kinematic variables ($^{\circ}$), peak knee abduction moment (Nm/Kg-bwt) and GRF (N/kg) between handball players and karatekas during weight acceptance phase. *: $p < 0.05$

	Handball	Karate	Pooled subjects
Trunk medial lean	-12.1 (6.5)	-11.7 (4.6)	-12.0 (6.1)
Trunk axial rotation	-2.4 (8.2)	-4.8 (8.6)	-3.6 (9.3)
Trunk anterior tilt	18.5 (5.9)	20.4 (6.4)	19.6 (6.7)
Pelvis medial lean	0.2 (3.4)	1.2 (3.1)	0.7 (4.1)
Pelvis axial rotation	3.6 (6.7)	7.7 (5.5)	5.7 (7.1)
Pelvis anterior tilt	7.6 (4.4)	8.6 (4.8)	8.1 (5.0)
Knee abduction angle	2.7 (1.7)	1.2 (4.3)	1.9 (3.7)
Peak knee abduction moment	0.539 (0.302)	0.321 (0.209)*	0.425 (0.497)
Peak medial GRF	13.8 (2.2)	11.6 (1.8)*	12.6 (2.7)
Peak posterior GRF	6.0 (2.3)	4.7 (2.0)	5.3 (2.5)
Peak vertical GRF	27.8 (4.0)	24.2 (2.7)*	26.0 (4.5)

Neuromuscular control

Neither DCCR values nor muscles *glutei* RMS values were significantly different between handball players (HB) and karatekas (K). During PRE, DCCR_Fle was negative but close to 0 (HB: -0.08; K: -0.14), DCCR_Med indicated co-contraction towards trunk lateral lean (HB: -0.48; K: -0.37), DCCR_Rot was positive (HB: 0.30; K: 0.34) and DCCR_Pelvis supported pelvis posterior tilt (HB: -0.15; K: -0.22). During WA phase, DCCR_Fle remained close to 0 (HB: -0.17; K: 0.04). Although DCCR_Med remained negative for HB, this parameter turned out positive for K (respectively -0.11 and 0.13). Finally, DCCR_Rot was still orientated towards the left external oblique muscle (HB: 0.23; K: 0.16) and DCCR_Pelvis remained negative (HB: -0.26; K: -0.03).

Knee joint loading and core kinematics predictors

Predictors of PKAM and predictors of significant kinematic variables are reported in Table 3. In the first model, at IC, PKAM was negatively associated with trunk medial lean and increased with greater trunk axial rotation (towards the new direction) and pelvis anterior tilt. In the second model, during WA, PKAM increased with larger trunk axial rotation (towards the new direction) and peak posterior GRF, but was reduced when pelvis medial lean increased. Moreover, the different kinematical variables could be predicted by trunk and pelvis neuromuscular control.

Table 3. Kinematic and kinetic variables at initial contact (IC) and during weight acceptance (WA) predicting peak knee abduction moment (PKAM). EMG variables (DCCR or RMS) predicting core kinematics significant PKAM predictors. CI: Confidence interval; DCCR_Fle and DCCR_Pelvis: co-contraction ratio towards flexion; DCCR_Med: co-contraction ratio directed towards trunk medial lean; GMed_L: RMS activity of the left gluteus medius; GMed_R: RMS activity of the right gluteus medius; GMax_R: RMS activity of the right gluteus maximus.

	Predicted variable	Independent variable	Estimate	CI	One SD change (%)	
IC	PKAM (model no. 1)	Trunk medial lean	-33.9	[-51.9; -15.9]	35	
		Trunk axial rotation	13.1	[1.6; 24.6]	22	
		Pelvis anterior tilt	20.4	[2.3; 38.5]	21	
	Trunk medial lean	DCCR_Med	3.11	[1.38; 4.85]	35	
		Trunk axial rotation	DCCR_Fle	-3.54	[-5.56; -1.51]	33
			DCCR_Pelvis	2.93	[1.49; 4.38]	13
WA	PKAM (model no. 2)	Trunk axial rotation	11.8	[3.0; 20.6]	26	
		Peak posterior GRF	40.9	[10.0; 71.7]	24	
		Pelvis medial lean	-23.2	[-43.7; -2.7]	22	
	Trunk axial rotation	DCCR_Fle	-7.00	[-9.64; -4.36]	98	
		Pelvis medial lean	GMed_L	0.030	[0.011; 0.049]	164
			GMed_R	-0.026	[-0.044; -0.007]	149
GMax_R	-0.081		[-0.156; -0.006]	95		

Discussion and Implications

The present study's objectives were to determine the differences of core control and knee joint loading between experts and nonexperts of sidestepping maneuvers and the influence of core control on a knee joint injury predictor. The main findings were: 1) that there was no evidence of major biomechanical differences or injury risk during a sidestepping maneuver between handball players and karateka, despite a higher PKAM and lower pelvis rotation towards the new movement direction for handball players; 2) that trunk and pelvis kinematics predicted PKAM; and 3) that directed co-contraction ratio could help in the understanding of trunk and pelvis kinematics.

Core stability and knee joint loading differences between experts and nonexperts

Despite significantly higher PKAM for handball players, which rejected our hypothesis, it could not be considered as a higher risk of ACL injury, as its mean value remained relatively low and was in line with the literature (Sigward *et al.*, 2015). Moreover, Hewett *et al.* (2005) reported PKAM values on ACL injured females of around 0.73 Nm/Kg-bwt during drop jump while uninjured females were at 0.31 Nm/Kg-bwt. Furthermore, using a biomechanical model, Lin *et al.* (2009) estimated ACL injury risk for males to increase significantly with a PKAM of around 1.25 Nm/Kg-bwt. Thus, handball players maintained the knee joint loading at a level that could be unlikely to be associated with ACL injury. Otherwise, lower PKAM values for karatekas might find an explanation in their absence of expertise in the sidestepping task. In order to keep their joints safe while experiencing a new task, karatekas might have adopted some protective behavior. This would be in line with Sigward and Powers (2006b), who reported higher PKAM values for experts than nonexperts in the same sport. One potential adaptation could be the pelvis orientation towards the new direction already at IC. As the pelvis is central for core stability, it could be suggested that better orienteering of the pelvis in the new sidestepping direction might stabilize the whole body and be a protective strategy for the knee. However, the sidestepping task's objective is to eliminate defender in handball. An obvious rotation toward the direction would give early information to the opponent, explaining why handball players presented a more neutral position. Greater lateral and vertical GRF were observed in handball players, whereas knee joint loading was kept at a safe level, suggesting a more performance-orientated execution by handball players. Despite pelvic kinematics changes, no trunk motion difference was observed. Thus, contrary to our hypothesis, handball players did not better orientate their trunk in the targeted direction. The reason for that could be that either karatekas could transfer their ability to control their trunk to this new sidestepping task, or that the realization of unanticipated sidestepping would imply too high constraints, which subjects would handle almost in the same manner whatever the level of expertise.

Kinematic predictors of injury risk

In the frontal plane, this study has confirmed previous observations of an increase of trunk lateral lean at IC increasing PKAM (Dempsey *et al.*, 2012; Jamison *et al.*, 2012; Jones *et al.*, 2015; Kristianslund *et al.*, 2014; Mornieux *et al.*, 2014; Staynor *et al.*, 2020). Moreover, pelvis lateral lean during WA phase increased PKAM. Trunk lateral lean had the highest one SD percentage of change meaning that this variable explained more variation of PKAM than any

others in the model. Thus, training interventions seeking to reduce ACL injury risk should primarily target trunk control in the frontal plane.

In the muscle *transversus abdominis* plane, larger rotation towards the new direction was associated with larger PKAM. If trunk rotation towards the stance limb seems to be a predictor of PKAM during landings (Critchley *et al.*, 2020; Dempsey *et al.*, 2012) and planned sidestepping maneuvers (Frank *et al.*, 2013), our results are in line with previous studies on unplanned sidestepping maneuvers (Kristianslund *et al.*, 2014; Staynor *et al.*, 2020). Therefore, trunk rotation during COD should be taken into account with caution. While increased trunk rotation towards the new movement direction could be seen as a strategy to reorient the whole body and improve performance (Marshall *et al.*, 2014), this could also be associated to some extent with increased knee joint injury risk.

In the sagittal plane, only the pelvis at IC appeared to predict PKAM. From an anatomical point of view, pelvis anterior tilt flexes and rotates the hip internally, which changes gluteal muscles moment arms and weakens the hamstrings, therefore possibly impacting PKAM (Alentorn-Geli *et al.*, 2009).

Neuromuscular predictors of core kinematics and knee injury risk

As no specific trunk kinematics differed between our two populations, seeing no difference in directed co-contraction ratio was not surprising. However, trunk and pelvis neuromuscular control predicted core stability. DCCR in the frontal plane explained trunk lateral lean at IC, suggesting that higher contractions towards the stance leg during the flight-phase supported trunk lateral lean, and accordingly PKAM. Later on, during WA, lateral pelvis lean was predicted by both GMed and the right GMax. According to Neumann (2010), this might underline the role of the left GMed (stance leg) as being associated with the pelvis contralateral drop, while right Gmed and GMax muscles probably abducted the contralateral lower limb. Surprisingly, DCCR in rotation did not predict trunk rotation, while DCCR in flexion did. DCCR in rotation was computed, based on only external oblique muscles, whose 3D actions might have blurred their impact on trunk rotation.

Pelvis anterior tilt at IC was predicted by anterior-posterior DCCR, meaning that core muscles acted to limit excessive pelvis anterior tilt. However, as DCCR explained only 13% of the pelvis tilt, the role of each muscle integrated in this ratio might not be fully understood. For instance, gluteus maximus probably also acted to control hip flexion as antagonists (Alentorn-Geli *et al.*, 2009) and maybe had a larger role in force absorption than tilting the pelvis (Powers, 2010).

Limitations

The dynamic two-step approach used in the present study was similar to handball practice but differed from most of the setups used in previous COD studies with a classical run-up at a given approach speed. Nevertheless, the present setup yielded braking force and trunk kinematics comparable to these previous studies. Finally, trunk neuromuscular control could not be fully evaluated thanks to surface EMG, and future research might want to add an evaluation of deeper muscle activity.

Conclusion

Nonexperts in change of direction reduced ground reaction forces and knee joint abduction moment by potentially rotating their pelvis more towards the new movement direction during sidestepping. However, the higher level of knee joint loading in the sidestepping task experts might not be seen as a higher risk of ACL injury. Moreover, this study confirms that core stability (especially the trunk in the frontal plane) predicts knee joint loading and therefore possibly ACL injury risk. Finally, our results might guide neuromuscular prevention programs to focus on trunk lateral flexors' eccentric action in order to limit trunk lateral lean and on gluteal muscles' ability to stabilize pelvic lateral lean. This research could also influence interventions on kinematic changes of athletes' techniques while sidestepping. Further research could explore the balance between performance and injury during changes of direction tasks.

Acknowledgments

The authors would like to thank all the participants of this study and Kristin L. Sainani for the statistical help.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

References

- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1 : Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(7), 705-729. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- Barbado, D., Barbado, L. C., Elvira, J. L. L., Dieën, J. H. van, & Vera-Garcia, F. J. (2016). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait & Posture*, 49, 90-96. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.027>
- Beynon, B. D., Vacek, P. M., Newell, M. K., Tourville, T. W., Smith, H. C., Shultz, S. J., Slauterbeck, J. R., & Johnson, R. J. (2014). The effects of level of competition, sport, and sex on the incidence of first-time noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(8), 1806-1812. <https://doi.org/10.1177/0363546514540862>
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>
- Cowley, H. R., Ford, K. R., Myer, G. D., Kernozek, T. W., & Hewett, T. (2006). Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *Journal of Athletic Training*, 41(1), 67-73.
- Critchley, M. L., Davis, D. J., Keener, M. M., Layer, J. S., Wilson, M. A., Zhu, Q., & Dai, B. (2020). The effects of mid-flight whole-body and trunk rotation on landing mechanics : Implications for anterior cruciate ligament injuries. *Sports Biomechanics*, 19(4), 421-437. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1595704>
- Dempsey, A. R., Elliott, B. C., Munro, B. J., Steele, J. R., & Lloyd, D. G. (2012). Whole body kinematics and knee moments that occur during an overhead catch and landing task in sport. *Clinical Biomechanics*, 27(5), 466-474. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.12.001>

- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., Munro, B. J., & Russo, K. A. (2007). The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(10), 1765-1773. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31812f56d1>
- Donnelly, C. J., Elliott, B. C., Doyle, T. L. A., Finch, C. F., Dempsey, A. R., & Lloyd, D. G. (2015). Changes in muscle activation following balance and technique training and a season of Australian football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(3), 348-352. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.04.012>
- Dumas, R., Chèze, L., & Verriest, J.-P. (2007). Adjustments to McConville *et al.* and Young *et al.* body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 543-553. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>
- Frank, B., Bell, D. R., Norcross, M. F., Blackburn, J. T., Goerger, B. M., & Padua, D. A. (2013). Trunk and hip biomechanics influence anterior cruciate loading mechanisms in physically active participants. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(11), 2676-2683. <https://doi.org/10.1177/0363546513496625>
- Fujii, K., Shinya, M., Yamashita, D., Oda, S., & Kouzaki, M. (2014). Superior reaction to changing directions for skilled basketball defenders but not linked with specialised anticipation. *European Journal of Sport Science*, 14(3), 209-216. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.780098>
- Glofcheskie, G. O., & Brown, S. H. M. (2017). Athletic background is related to superior trunk proprioceptive ability, postural control, and neuromuscular responses to sudden perturbations. *Human Movement Science*, 52, 74-83. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.01.009>
- Haddas, R., Hooper, T., James, C. R., & Sizer, P. S. (2016). Volitional spine stabilization during a drop vertical jump from different landing heights : Implications for anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*, 51(12), 1003-1012. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.12.18>
- Herrington, L. (2011). Knee valgus angle during landing tasks in female volleyball and basketball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(1), 262-266. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b62c77>
- Hewett, T. E., & Myer, G. D. (2011). The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 39(4), 161-166. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3182297439>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt Jr, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., Van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes : A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hughes, G. (2014). A review of recent perspectives on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury. *Research in Sports Medicine*, 22(2), 193-212. <https://doi.org/10.1080/15438627.2014.881821>
- Jamison, S. T., McNally, M. P., Schmitt, L. C., & Chaudhari, A. M. W. (2013). The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments : Implications for ACL injury. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2236-2241. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.021>
- Jamison, S. T., Mcneilan, R. J., Young, G. S., Givens, D. L., Best, T. M., & Chaudhari, A. M. W. (2012). Randomized controlled trial of the effects of a trunk stabilization program on trunk control and knee loading: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(10), 1924-1934. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31825a2f61>

- Jones, P. A., Herrington, L. C., & Graham-Smith, P. (2015). Technique determinants of knee joint loads during cutting in female soccer players. *Human Movement Science*, 42, 203-211. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.05.004>
- Kipp, K., Brown, T. N., McLean, S. G., & Palmieri-Smith, R. M. (2013). Decision making and experience level influence frontal plane knee joint biomechanics during a cutting maneuver. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(6), 756-762. <https://doi.org/10.1123/jab.29.6.756>
- Kristianslund, E., Faul, O., Bahr, R., Myklebust, G., & Krosshaug, T. (2014). Sidestep cutting technique and knee abduction loading : Implications for ACL prevention exercises. *British Journal of Sports Medicine*, 48(9), 779-783. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091370>
- Lessi, G. C., dos Santos, A. F., Batista, L. F., de Oliveira, G. C., & Serrão, F. V. (2017). Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and muscle activation : Gender differences. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 32, 9-14. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.11.001>
- Lin, C. F., Ji, C. S., Weinhold, P. S., Gross, M. T., Padua, D. A., Garrett, W. E., & Yu, B. (2009). Stochastic biomechanical modeling of the risk and risk factors for non-contact ACL injury in a stop-jump task. *Journal of Biomechanics*, 40, S325. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(07\)70321-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(07)70321-4)
- Lockie, R. G., Jeffriess, M. D., McGann, T. S., Callaghan, S. J., & Schultz, A. B. (2014). Planned and reactive agility performance in semiprofessional and amateur basketball players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(5), 766-771. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0324>
- Marshall, B. M., Franklyn-Miller, A. D., King, E. A., Moran, K. A., Strike, S. C., & Falvey, É. C. (2014). Biomechanical factors associated with time to complete a change of direction cutting maneuver. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2845-2851. doi: 10.1519/JSC.0000000000000463
- Mornieux, G., Gehring, D., Fürst, P., & Gollhofer, A. (2014). Anticipatory postural adjustments during cutting manoeuvres in football and their consequences for knee injury risk. *Journal of Sports Sciences*, 32(13), 1255-1262. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.876508>
- Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip : A focus on muscular actions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 82-94. <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2010.3025>
- Oliveira, A. S., Silva, P. B., Lund, M. E., Kersting, U. G., & Farina, D. (2013a). Fast changes in direction during human locomotion are executed by impulsive activation of motor modules. *Neuroscience*, 228, 283-293. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2012.10.027>
- Oliveira, Anderson Souza, Silva, P. B., Lund, M. E., Gizzi, L., Farina, D., & Kersting, U. G. (2013b). Effects of perturbations to balance on neuromechanics of fast changes in direction during locomotion. *PLoS ONE*, 8(3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0059029>
- Orishimo, K. F., Liederbach, M., Kremenec, I. J., Hagins, M., & Pappas, E. (2014). Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 1 : influence of sex on risk of anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(5), 1082-1088. <https://doi.org/10.1177/0363546514523928>
- Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury : a biomechanical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 42-51. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., Georgoulis, T., Hewett, T. E., Johnson, R., & Krosshaug, T. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes : An international olympic committee current concepts statement. *British Journal of Sports Medicine*, 42(6), 394-412. <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.2008.048934>

- Sigward, S. M., Cesar, G. M., & Havens, K. L. (2015). Predictors of frontal plane knee moments during side-step cutting to 45° and 110° men and women : Implications for ACL injury. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 25(6), 529-534. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000155>
- Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2006a). The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 41-48. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.001>
- Sigward, S., & Powers, C. M. (2006b). The influence of experience on knee mechanics during side-step cutting in females. *Clinical Biomechanics*, 21(7), 740-747. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.03.003>
- Staynor, J. M. D., Alderson, J. A., Byrne, S., Rossi, M., & Donnelly, C. J. (2020). By failing to prepare, you are preparing your anterior cruciate ligament to fail. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(2), 303-311. <https://doi.org/10.1111/sms.13571>
- Weir, G., Alderson, J., Smailes, N., Elliott, B., & Donnelly, C. (2019). A reliable video-based ACL injury screening tool for female team sport athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 40(03), 191-199. <https://doi.org/10.1055/a-0756-9659>
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123-1130. <https://doi.org/10.1177/0363546507301585>

1.3. Actes de congrès issus des données de l'étude 1

1.3.1. Congrès de l'ECSS Prague 2019

24th annual ECSS Congress Prague/Czech Republic, July 3-6 2019

Trunk neuromuscular control is associated with postural control during challenging balance task

Duchene, Y., Mornieux, G., Petel, A., Perrin, P.P., Gauchard, G.C.

Université de Lorraine

INTRODUCTION:

The double inverted pendulum model around the ankle and the hip seems to put aside major joints during challenged balance tasks (1). For instance, trunk should be additionally considered during kinematic analysis of postural control (2). Therefore, the purpose of the study was to determine i) the influence of the trunk segment on postural control and ii) identify trunk neuromuscular strategies during a challenging balance task.

METHODS:

Eighteen male, expert handball players (22 ± 4 years, 83.1 ± 11.3 kg, 1.85 ± 0.07 m), performed a challenging balance task twice, consisting in standing during 20 seconds as balanced as possible, eyes closed on an unstable surface allowing tilting around the medio-lateral axis (Equitest, Neurocom, Oregon). Center of Pressure (CoP) anterior-posterior Mean Amplitude (MA) and Mean Velocity (MV) were collected to assess postural control. Inertial Motion Units (IMU) (Captiv T-Sens Motion, TEA, Vandoeuvre-lès-Nancy, France) were used to determine ankle, knee, hip and trunk joint flexion/extension angles, while electromyography (EMG) sensors (Delsys, Natick, MA, USA) were placed on Muscles *rectus abdominis* (RA), External Oblique (EO) and Muscles *erector spinae* (ES) muscles to evaluate trunk neuromuscular control. Total angular flexion/extension displacement of each joint and EMG Root Mean Square (RMS) over the entire trial were computed. The mean between the two trials were calculated for each variable. Multiples linear regressions were conducted to highlight the influence of joint kinematics on CoP variables and the association between trunk muscles activity and trunk kinematics. EMG and kinematic data were standardized in order to analyze β -coefficient as the weight of each variable.

RESULTS:

Mean values of center of pressure were 18.7 ± 4.3 mm for MA and 75.2 ± 22.8 mm.s⁻¹ for MV, while mean angular displacement values were $53.1 \pm 16.2^\circ$ for ankle, $24.9 \pm 14.9^\circ$ for knee, $21.5 \pm 13.7^\circ$ for hip and $28.2 \pm 12.3^\circ$ for trunk angles. Kinematics variables were not correlated to MA but explained 81% of the variance in MV ($R^2=0.81$; $p<.001$) following this equation: $MV = 7.524 + (2.086)Ankle - (0.757)Knee - (1.055)Hip + (1.632)Trunk$. Furthermore, EMG RMS of the RA, EO and ES was correlated to trunk kinematics ($R^2=0.58$, $p<.01$, $Trunk = - (0.077)RA + (0.401)EO + (0.559)ES$).

CONCLUSION:

The weights of joint participation (β -ankle=2.086; β -trunk=1.632; β -hip= -1.055) indicated that the trunk was the second major joint explaining the CoP MV. Our results underline the importance of trunk control during global postural control. Moreover, this study explored trunk neuromuscular control. Muscles *erector spinae* and External Oblique muscles play a major role to control trunk flexion/extension during challenging balance. Trunk muscles should therefore be targeted in training program to improve postural control.

1) Hsu et. al., J Neurophysiol, 2007.

2) Blackburn et. al., Clin Biomech, 2003.

Trunk neuromuscular control is associated with postural control during challenging balance task

Duchene Y, Mornieux G, Petel A, Perrin PP and Gauchard GC
University of Lorraine, DevAH « Development, Adaptation, Handicap », Nancy, France.



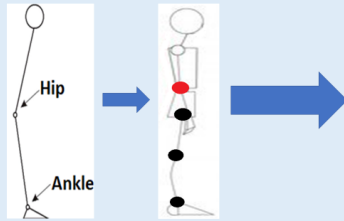
Thesis presentation



Twitter account

Introduction

From the **double inverted pendulum**¹...



...to a **multi-segmental control**^{2,3}

Aims of the study:

- Determine the **influence of the trunk segment** on postural control
- Identify **trunk neuromuscular strategies** during a challenging balance task.



Materials & Methods

Postural control

- Ankle, knee, hip and trunk amount of angular displacement
- CoP Mean Velocity (MV)

Balance task

- Eyes closed
- Tilting support
- 2 trials
- 20 seconds

Trunk neuromuscular control

- Rectus Abdominis (RA)
- External Oblique (EO)
- Erector Spinae (ES)



EMG

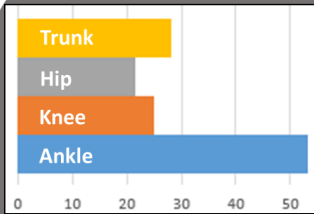


Force plate (Equitest)



18 handball players

Results & Discussion



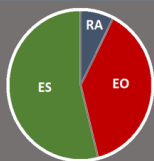
Amount of angular displacement (in degrees)

Multiple linear regression: **Kinematics predicting CoP MV** ($R^2=0.81$; $p<.001$)
 $CoP MV = 7.524 + (2.086)Ankle - (0.757)Knee - (1.055)Hip + (1.632)Trunk$

The trunk seems to be the 2nd major joint explaining CoP MV. Probably because of trunk's inertia, little angular displacement induces significant variation of CoP.



Beta coefficients



Beta coefficients

Multiple linear regression: **EMG predicting trunk kinematics** ($R^2=0.58$, $p<.01$)
 $Trunk = -(0.077)RA + (0.401)EO + (0.559)ES$

In contrast with RA, ES seem to control the anteroposterior flexion, possibly regulating intensity to adjust position while EO may help stiffening the spine.

Our results underline the importance of trunk control during global postural control. ES and EO muscles play a major role to control trunk flexion/extension during challenged balance.

¹Nashner & McCollum, 1985. ²Hsu et. al., 2007. ³Blackburn et. al., 2003.

Youri DUCHENE, PhD Student - youri.duchene@univ-lorraine.fr

1.3.2. Congrès de l'ACAPS Paris, 2019

18^{ème} congrès de l'ACAPS 2019, Paris.

Contrôle postural chez le sportif de haut-niveau, importance du tronc et du sport pratiqué.

Youri Duchêne, Guillaume Mornieux, Arthur Petel, Philippe Perrin, Gérome Gauchard

DevAH EA3450, Université de Lorraine, Nancy, France

Le modèle du double pendule inversé, autour de la cheville et de la hanche, néglige le contrôle du tronc qui aurait un rôle important lors de la régulation de l'équilibre (Blackburn *et al.*, 2003). Aussi, il n'existe pas de consensus concernant l'impact du sport pratiqué sur la performance posturale (Kiers *et al.*, 2013). Par conséquent, l'objectif de cette étude est d'examiner i) si le sport pratiqué influence la performance posturale et ii) le lien entre le contrôle du tronc et la performance posturale.

Vingt-neuf sportifs de haut-niveau, 18 handballeurs (22±4 ans, 83,1±11,3kg, 1,85±0,07m) (HB) et 11 karatékas (25±6 ans, 74,9±5,6kg, 1,74±0,04m) (K) ont réalisé une tâche de challenge postural qui consiste à rester le plus stable possible pendant 20 secondes, les yeux fermés sur une surface instable qui accentue les oscillations antéropostérieures (Equitest, Neurocom, Oregon). Afin de caractériser la performance posturale, l'amplitude (Amp) et la vitesse moyenne (MV) du Centre des Pressions (CoP) en antéro-postérieur ont été enregistrées. L'angle de flexion/extension du tronc par rapport au bassin a été recueilli grâce à des centrales inertielles (IMU) (Captiv T-Sens Motion, TEA, Vandoeuvre-lès-Nancy, France). L'amplitude (RoM) et la quantité de déplacement angulaire (QD), reflétant le contrôle du tronc, ont été calculés sur l'ensemble de l'essai. Deux essais ont été réalisés et les variables dépendantes ont été moyennées. Un test t de student indépendant a été réalisé pour chaque variable entre les deux groupes, ainsi que des corrélations entre les variables cinématiques du tronc et les variables de CoP.

Les variables de CoP (Amp-HB (104±25mm) ; Amp-K (104±19mm) ; MV-HB (75±22mm.s-1) ; MV-K(73±16mm.s-1)) et de cinématique du tronc RoM-HB (4,2±2,4°) RoM-K (3,6±1,9°), QD-HB (28,2±12,2°) QD-K (23,4±8,1°) ne sont pas différentes entre les deux populations. Chez les handballeurs, le tronc-RoM est faiblement corrélé au CoP-Amp ($R^2=0,24$; $p<0,05$) et le tronc-QD est modérément corrélé au CoP-MV ($R^2=0,53$; $p<0,001$). Chez les karatékas, le tronc-RoM n'est pas corrélé au CoP-Amp mais le tronc-QD est fortement corrélé au CoP-MV ($R^2=0,77$; $p<0,001$).

Il n'y a pas de différence de performance posturale entre les handballeurs et les karatékas. La cinématique du tronc étant corrélée à la performance posturale, il serait pertinent d'approfondir l'analyse posturale en déterminant le poids de chaque articulation lors de tâches d'équilibre afin de préciser l'importance du tronc par rapport à la cheville et la hanche. Des régressions multiples pourraient être réalisées pour répondre à cet objectif.

Comparaison entre neutralisation et altération des entrées proprioceptives lors du contrôle postural

Arthur Petel, **Youri Duchêne**, Guillaume Mornieux, Philippe P. Perrin, G r me C. Gauchard

DevAH EA₃₄₅₀, Université de Lorraine, Nancy, France

Afin de contrôler sa posture, l'être humain s'appuie sur l'intégration d'informations sensorielles (Horak et Macpherson, 1996). Pour évaluer la capacité des sujets à utiliser ces entrées sensorielles, le recours à la perturbation de ces informations lors de tests posturographiques est classiquement utilisé dans la littérature. Il existe plusieurs méthodes de perturbation de la proprioception, telle la neutralisation par asservissement d'un support oscillant lors du Test d'Organisation Sensorielle (TOS, Nashner et Peters, 1990), ou encore l'utilisation de vibrations tendineuses afin de fausser ces informations proprioceptives. Une amplification des oscillations du support lors du TOS pourrait aussi permettre de fausser ces informations. L'objectif de cette étude était de comparer ces deux types de perturbation proprioceptive, à savoir celle permettant de neutraliser ou bien d'altérer l'entrée proprioceptive.

Vingt-et-un handballeurs (22,4±4,2 ans) jouant à niveau national ont été soumis à 3 tâches posturographiques (Equitest, Neurocom, Oregon) du TOS (C1 : support oscillant; C2 : yeux fermés, support oscillant; C3 : support et environnement oscillants) dans deux conditions : situation neutralisante, lors de laquelle le support oscillait autant que le centre de pression (CoP) du sujet, puis situation altérante, lors de laquelle le support oscillait deux fois plus que le CoP. La longueur du déplacement du CoP et l'amplitude antéro-postérieure ont été comparées entre la situation neutralisante et celle altérante pour chaque tâche à l'aide de test t de Student apparié. Les sujets oscillaient plus et plus loin dans la situation altérante en C2 (longueur : t(20)=14,8; p<0,001, 151±45,3 vs. 99±41,8 cm, amplitude : t(20)=3,5; p<0,01, 11,0±3,6 vs. 8,9±3,7 cm), ainsi qu'en C3 (longueur : t(20)=16,1, p<0,001; 129±45,3 vs. 72±29,1 cm, amplitude : t(20)=9,5; p<0,001; 10,9±3,7 vs. 6,4±2,2 cm). En C1, les sujets oscillaient plus (t(20)=3,57, p<0,01; 48,3±10,6 vs. 41,1±12,9 cm), mais l'amplitude restait similaire.

En C2 et C3, la stabilité est fortement réduite et les sujets s'approchent plus de leur limite de stabilité en situation altérante, ce qui indiquerait des compensations sensorielles moins efficaces qu'en situation neutralisante. En C1, la légère réduction de stabilité combinée à la conservation de l'amplitude dans la situation altérante indiquerait que la différence de perturbation posturale entre les situations est faible. Les autres entrées sensorielles, notamment la vision, compenseraient de la même manière dans la situation neutralisante et celle altérante. Si la situation neutralisante est classiquement utilisée en clinique, il serait intéressant d'approfondir les recherches sur la situation altérante, plus perturbante, chez les sportifs ayant un meilleur contrôle postural.

Impact of trunk control on balance

Youri Duchêne, Guillaume Mornieux, and Gérome Gauchard.

DevAH EA3450, Université de Lorraine, Nancy, France



Impact of trunk control on balance

Youri Duchêne, Guillaume Mornieux and Gérome Gauchard



From the double inverted pendulum ...

Trunk control ↔ **Balance control**

...to the multisegmented pendulum

Materials & Methods

- 60 high-level sportsmen
- 2 trials of 20s for each task:

SR-EO

SR-EC

SR-VS

Trunk control:

- Trunk angle
- Muscle activity

Balance control:

- Joint angles
- Center of Pressure

Results & Discussion

Joint participation

Condition	Ankle (%)	Knee (%)	Hip (%)	Trunk (%)
SR-EO	25	15	10	50
SR-EC	35	15	10	35
SR-VS	45	15	10	25

As trunk's participation is significant, its control has to be studied.

Muscular activations might be correlated with balance performance.

Correlation between muscle ratio / CoP (SR-VS)

Sway path of the CoP (cm)	Muscle ratio
~25	~1.5
~75	~2.0
~125	~2.5
~175	~3.0

Trunk control may be correlated to balance control

1.4. Actes de congrès issus des données de l'étude 2

24th annual ECSS Congress Prague/Czech Republic, July 3-6 2019

Core Stability neuromuscular control during perturbed standing posture

Mornieux, G., **Duchene, Y.**, Petel, A., Perrin, P.P., Gauchard, G.C.

University of Lorraine

INTRODUCTION:

Core Stability (CS) is defined as the ability to control trunk positioning and movement over the pelvis (1). Although CS has been mainly studied during athletic tasks, it might play an important role during standing posture as well, due to the relative high mass and inertia of the trunk. This might be even more relevant when posture is perturbed (2). The aim of the study was to determine CS neuromuscular strategies during perturbed standing posture.

METHODS:

Seventeen male handball players (22 ± 4 years, 82.9 ± 11.6 kg, 1.86 ± 0.08 m), performed two different perturbed standing postural tasks on a moveable platform. During the first task, participants stood on both feet and experienced a 6cm backward perturbation (PERTback). The second task consisted in a 6cm medial perturbation while subjects stood on their left leg (PERTmed). Inertial Motion Units (Captiv T-Sens Motion, TEA, Vandoeuvre-lès-Nancy, France) recorded hip and trunk joint angles, while electromyography (EMG) sensors (Delsys, Natick, MA, USA) were placed on the Muscles *rectus abdominis* (RA), External Oblique (EO), Muscles *erector spinae* (ES), Gluteus Maximus (GMax) and Gluteus Medius (GMed) muscles to evaluate trunk and pelvis neuromuscular control. Trunk and hip joints range of motion following the perturbation (RoM), EMG Root Mean Square (RMS) values during the perturbation as well as the time of muscles peak activation after perturbation were determined. The ratio between the amount of EMG activity (RMS) and the duration of the neuromuscular response (Time) was further evaluated. Kinematics and RMS/Time ratios were averaged over 6 trials. Linear regression analyses between kinematics and neuromuscular parameters were conducted ($P < 0.05$).

RESULTS:

Trunk and hip flexion/extension RoM during PERTback were $3.6 \pm 1.1^\circ$ and $2.7 \pm 1.4^\circ$, respectively. During PERTmed, greater trunk and hip joint abduction RoM were observed ($16.1 \pm 6.6^\circ$ and $14.2 \pm 6.8^\circ$, respectively). None of the RMS/Time ratios was correlated to trunk flexion/extension RoM. Both GMax and GMed RMS/Time ratios were significantly associated with hip flexion/extension RoM ($R^2=0.24$ and $R^2=0.32$, respectively). RMS/Time ratio of the left ES was correlated to trunk abduction RoM ($R^2=0.42$), while no further relationship between neuromuscular parameters and hip joint was found.

CONCLUSION:

Backward perturbation during standing posture elicited relatively low trunk and hip flexion/extension ($<4^\circ$). Neuromuscular stabilization of these joints appeared to be mainly done at the pelvis level thanks to the muscles *glutei* muscles. Medial perturbation during one leg standing involved larger trunk and hip joints abduction ($>14^\circ$). However, only the contralateral Muscles *erector spinae* muscle activity was correlated to trunk lateral lean. Neuromuscular

Core Stability strategies during standing might be difficult to further tease out without recording deep muscles activity.

- 1) Kibler *et al.*, Sports Med, 2006.
- 2) Vera-Garcia *et al.*, J Electromyogr Kinesiol, 2007



Core Stability neuromuscular control during perturbed standing posture

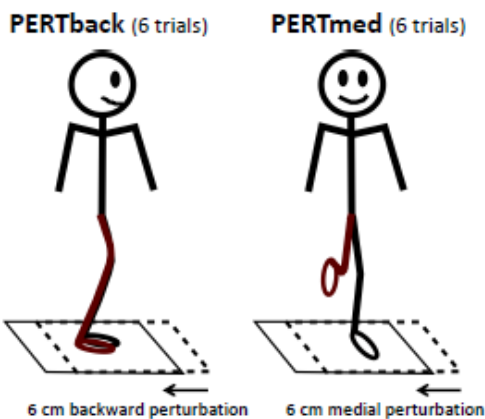
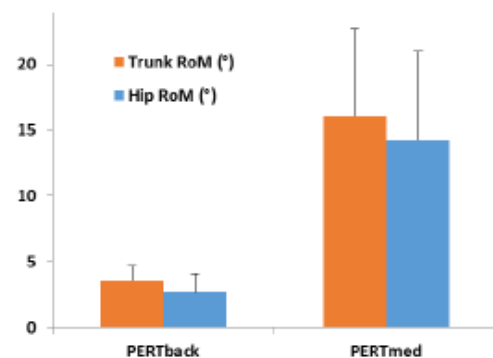
Mornieux G, Duchêne Y, Petel A, Perrin PP, Gauchard GC
 Université de Lorraine – Faculty of Sport Sciences – DevAH



Core Stability (CS) represents the ability to control trunk positioning and movement over the pelvis¹. CS might play an important role during standing posture, due to the relative high mass and inertia of the trunk.

Purpose: to determine CS neuromuscular strategies during perturbed standing posture.

17 male handball players (22 ± 4 years, 82.9 ± 11.6 kg, 1.86 ± 0.08 m)



PERTback:

GMax RMS/Time ratio associated with hip flexion/extension RoM ($R^2=0.24$)

GMed RMS/Time ratio associated with hip flexion/extension RoM ($R^2=0.32$)

PERTmed:

RMS/Time ratio of the left ES correlated to trunk lateral lean RoM ($R^2=0.42$)

Kinematics: hip and trunk RoM due to the perturbation (IMU, Captiv T-Sens Motion, TEA, France).

EMG: Rectus Abdominis (RA), External Oblique (EO), Erector Spinae (ES), Gluteus Maximus (GMax) and Gluteus Medius (GMed) muscles (Delsys, Natick, MA, USA).

→ Ratios between EMG activity following the perturbation (RMS) and the time of the EMG response (Time) = **RMS/Time ratio**

Neuromuscular stabilization of the pelvis thanks to the glutei muscles during PERTback.

Medial perturbation during one leg standing involved larger trunk and hip joints abduction. Erector Spinae muscles helped to control the trunk lateral lean.

Identifying neuromuscular CS strategies during perturbed standing would need:

- to further explore other EMG variables (e.g. muscles co-contraction)
- to model deep muscles activity

¹ Kibler *et al.*, Sports Med, 2006

1.5. Acte de congrès issu de l'étude 3

DOES ATHLETIC BACKGROUND INFLUENCE TRUNK NEUROMUSCULAR CONTROL DURING CUTTING MANEUVERS?

Youri Duchene, G r me Gauchard and Guillaume Mornieux

Faculty of Sport Sciences, University of Lorraine, Nancy, France

The purpose of this study was to evaluate the effect of sports specificities on trunk neuromuscular control during cutting maneuvers. Male handball players and karatekas performed unanticipated cuttings, while trunk kinematics and muscles activation were measured. No significant difference in 3D trunk kinematics at initial contact between groups has been noted. Trunk peak angle values during weight acceptance were also comparable between groups. Trunk muscles co-contraction ratios during pre-activation and weight acceptance did not differ between handball players and karatekas. The lack of neuromuscular activity difference made sense with regards to the kinematic results. However, the use of muscles co-contraction ratios provided some information to further understand trunk control during cutting maneuvers. To conclude, high-level training, whatever the athletic background, seems to allow some skill transfer on unusual tasks, like cutting maneuvers.

KEY WORDS: Trunk control, Change of direction, Muscles co-contraction, EMG

INTRODUCTION: Knee joint injury risk, e.g. anterior cruciate ligament (ACL) rupture, depends on different factors including gender or the type of sports (Renstrom *et al.*, 2008). During single leg drop landing, knee joint peak valgus has been reported to be higher for team sport female players than dancers (Orishimo *et al.*, 2014). However, no difference in knee valgus moment and angle was found during a cutting task between soccer and basketball players (Cowley *et al.*, 2006). Therefore, the influence of the sport specificity on knee joint control during various tasks associated with high knee joint loading remains unclear.

During such movements, the control of the trunk is of interest as increased knee joint loading possibly stems from higher lateral trunk motion (Hewett & Myer, 2011; Jamison, Pan & Chaudhari, 2012). Therefore, knowing to which extent trunk neuromuscular control depends on athletic background would further help to understand the mechanistic connection between the trunk and the knee joint loading, and possibly ACL injury risk. On the one hand, studies have demonstrated the influence of the type of sports played on trunk control during unstable sitting tasks and trunk perturbations (Barbado *et al.*, 2016; Glofcheskie & Brown, 2017), but information about sport-specific trunk neuromuscular control during tasks associated with high knee joint injury risk is lacking. On the other hand, recent studies provided an analysis of trunk neuromuscular control during change of movement direction (COD) (Donnelly *et al.*, 2015; Jamison *et al.*, 2013; Oliveira *et al.*, 2012), but the effect of the sport specificity was not tested. The purpose of this study was to test whether the athletic background influences trunk neuromuscular control during cutting maneuvers. We hypothesized that trunk position would be better orientated towards the new movement direction for handball players than karatekas and that trunk muscles activation would accordingly be different between groups.

METHODS: Nine male handball players (age: 21.3 ± 2.3 years old; height: 1.81 ± 0.07 m; mass: 74.0 ± 9 kg) and nine karatekas (age: 28.0 ± 7.7 years old; height: 1.77 ± 0.05 m; mass: 72.9 ± 5.9 kg) participated in the study. All participants had at least 10 years of experience in their respective sport. Handball players were playing at the non-professional national level and karatekas were black belt. The rationale for the choice of these two populations was to ensure two different expertises in the COD task, despite their respective high level of sports practice and experience in their sport discipline. They did not have a previous history of serious knee

injury or any current knee pain. Prior to testing, all participants were informed about possible risks and gave written informed consent.

Participants were asked to perform three different cutting tasks on a force plate (Bertec Corp, Columbus, Ohio) in a randomized order, including a cross-over to -20° to the left, a straight forward deceleration and a cutting maneuver to 45° to the right. The participants performed COD after a dynamic two step approach resulting in landing on the force plate with their left foot. Movement direction was indicated by a light signal triggered at the end of the two step approach to create an unanticipated COD paradigm. Kinematics of the trunk, based on the Lyon whole body biomechanical model (Tisserand *et al.*, 2016), was captured in 3D at 100 Hz (SIMI Reality Motion Systems, Germany). Surface electromyography recordings (EMG) of the muscles *rectus abdominis* (RA), the external oblique (EO) and the muscles *erector spinae* (ES) of the right and left sides were recorded at 1000 Hz (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA). Data was only analyzed for the 45° cutting task to the right.

Marker trajectories were filtered with a low pass Butterworth filter (4th order, 15 Hz cut-off frequency). 3D kinematical data for the trunk at the Initial Contact (IC), as well as trunk angle peak value for flexion, lateral flexion and rotation during the Weight Acceptance (WA) phase were analyzed. EMG data was band-pass filtered with a Butterworth filter (4th order, 10Hz-500Hz). Then, EMG data Root Mean Square (RMS) values were determined during the pre-activation (Pre) phase (100 ms prior to IC) and during the weight acceptance (WA) phase. WA was defined as the period from IC to the first trough in the vertical ground reaction force. The activation of the different muscles was then normalized to their peak filtered RMS value recorded during maximal broad jumps (averaged over two trials). Directed Co-Contraction Ratios (DCCR) were calculated as follows:

If agonist mean EMG > antagonist mean EMG;

$$\text{DCCR} = 1 - \text{antagonist mean EMG} / \text{agonist mean EMG}$$

Else

$$\text{DCCR} = \text{agonist mean EMG} / \text{antagonist mean EMG} - 1$$

Due to the cutting direction to the right, agonists were RA right (RAr), EO left (EOl) and ES right (ESr). Antagonists were RA left (RAl), EO right (EOr) and ES left (ESl). DCCR were calculated for RA, EO and ES independently.

Trunk kinematics was positive when orientated towards the new movement direction, i.e. a forward flexion, a lateral flexion and a rotation to the right. Finally, contact time (CT) during the COD execution was calculated from the force plate data.

The selected parameters were averaged across six trials. The influence of the population was analyzed using an independent t-test of Student after having confirmed that the data followed a normal distribution (Kolmogorov-Smirnov) and verified the variance homogeneity via the Levene test. The level of significance was set at 0.05.

RESULTS: No significant trunk kinematics difference was observed between handball players and karatekas (Table 1).

Table 1
Trunk kinematics at Initial Contact (IC) and Weight Acceptance (WA)

Variable	IC		WA	
	Handball	Karate	Handball	Karate
Trunk flexion (°)	11.5 ± 6.6	16.9 ± 5.8	11.1 ± 6.9	16.5 ± 5.8
Trunk lateral flexion (°)	-11.0 ± 6.0	-10.3 ± 6.7	-13.3 ± 7.2	-11.7 ± 6.9
Trunk rotation (°)	-5.2 ± 8.8	4.8 ± 16.4	-6.0 ± 8.8	4.6 ± 16.4

EMG values for RA, EO, and ES muscles were not different between the populations (Table 2). DCCR were not different either, despite a tendency for DCCR_ES at Pre to be different (p=0.06).

Table 2
Neuromuscular activity during the pre-activation (Pre) and Weight Acceptance (WA)

Variable	Pre		WA	
	Handball	Karate	Handball	Karate
EMG_RA1 (%)	12.4 ± 8.3	23.7 ± 33.1	11.8 ± 8.9	22.4 ± 31.7
EMG_RAr (%)	8.8 ± 6.0	12.3 ± 13.0	10.9 ± 7.5	13.0 ± 14.0
EMG_EO1 (%)	40.3 ± 26.2	30.5 ± 26.2	46.5 ± 25.3	39.0 ± 35.7
EMG_EOr (%)	19.2 ± 11.1	14.2 ± 9.8	26.2 ± 12.5	20.9 ± 14.4
EMG_ES1 (%)	26.2 ± 16.4	16.5 ± 14.5	16.0 ± 8.9	14.4 ± 11.2
EMG_ESr (%)	9.6 ± 7.6	18.5 ± 18.8	17.4 ± 13.0	24.7 ± 24.7
DCCR_RA	-0.12 ± 0.55	-0.14 ± 0.49	-0.06 ± 0.41	-0.04 ± 0.55
DCCR_EO	0.33 ± 0.53	0.40 ± 0.33	0.32 ± 0.49	0.34 ± 0.29
DCCR_ES	-0.56 ± 0.39	-0.08 ± 0.61	-0.09 ± 0.57	0.23 ± 0.44

CT for handball players (270 ± 50ms) and karatekas (286 ± 49ms) were not significantly different (p=0.52).

DISCUSSION: Although handball players had a larger experience in cutting maneuvers due to their level of experience in a sport dealing with COD, their trunk control did not differ from karatekas. Indeed, trunk 3D kinematics was comparable between the two populations, which would explain the lack of significant differences in muscles pre-activation and during the weight acceptance phase, or muscles co-contractions. These results are surprising because i) trunk control was supposed to be sport-specific (Barbado *et al.*, 2016; Glofcheskie & Brown, 2017) and ii) the difference in athletic background between a martial art and a team sport could have triggered higher discrepancies in the COD execution compared to Cowley *et al.* (2006), who compared soccer and basketball players. Moreover, it has been reported that the level of expertise influences knee kinematics (Kipp *et al.*, 2013) and knee moments (Sigward & Powers, 2006) during cuttings. Therefore, our results would suggest that differences in motor control between experts with different athletic backgrounds would be lesser than between novices and experts in a task-specific sport. This is also supported by the lack of difference in contact time between the two populations, suggesting comparable motor control, even during a specific task that could be found only in one of these sports.

While EMG RMS variables were not different, DCCR could further help to understand trunk neuromuscular control. Theoretically EO would be responsible for trunk lateral flexion and rotation. Therefore, an isolated activation of the EO would rotate the trunk to right and increase lateral flexion. In our setup, EOr contraction would limit trunk rotation to the right and limit lateral flexion. The positive DCCR_EO (EOI > EOr) would reflect a higher importance to initiate trunk rotation (with EOI concentric action) than to limit trunk lateral flexion (with EOr eccentric action). The DCCR_RA close to 0 indicates almost equal activation of both RA muscles. The large variations of DCCR_ES between phases (Pre and WA) and populations would need further investigation to be fully understood.

This study has some limitations. The first is the difficulty to ensure comparable expertise and athletic level for both groups. Another limitation might be the use of the two-step dynamic approach prior to changing direction, which is close to the field for handball players, but will not necessitate a large braking phase as it takes place during cutting maneuvers performed after a running approach.

CONCLUSION: This study identified no difference between handball players and karatekas in trunk kinematics and its neuromuscular activity. However, the use of co-contraction ratio underlined the function of external obliques during cutting maneuvers. Coaches and athletes could focus more on strengthening these muscles to limit trunk lateral flexion and improve trunk rotation towards the new movement direction. Moreover, whatever the athletic background, high-level training seems to allow some skill transfer on unusual tasks, like cutting maneuvers, questioning the impact of exercise variety to improve cutting performance.

REFERENCES:

- Barbado, D., Barbado, L. C., Elvira, J. L., van Dieën, J. H., & Vera-Garcia, F. J. (2016). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait & posture*, 49, 90-96.
- Cowley, H. R., Ford, K. R., Myer, G. D., Kernozek, T. W., & Hewett, T. E. (2006). Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *Journal of Athletic Training*, 41(1), 67-73.
- Donnelly, C. J., Elliott, B. C., Doyle, T. L. A., Finch, C. F., Dempsey, A. R., & Lloyd, D. G. (2015). Changes in muscle activation following balance and technique training and a season of Australian football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(3), 348-352.
- Glofcheskie, G. O., & Brown, S. H. M. (2017). Athletic background is related to superior trunk proprioceptive ability, postural control, and neuromuscular responses to sudden perturbations. *Human Movement Science*, 52, 74-83.
- Hewett, T. E., & Myer, G. D. (2011). The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 39(4), 161-166.

- Jamison, S. T., McNally, M. P., Schmitt, L. C., & Chaudhari, A. M. W. (2013). The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: Implications for ACL injury. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2236-2241.
- Jamison, S. T., Pan, X., & Chaudhari, A. M. W. (2012). Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *Journal of Biomechanics*, 45(11), 1881-1885.
- Kipp, K., Brown, T. N., McLean, S. G., & Palmieri-Smith, R. M. (2013). Decision making and experience level influence frontal plane knee joint biomechanics during a cutting maneuver. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(6), 756-762.
- Oliveira, A. S., Silva, P. B., Lund, M. E., Kersting, U. G., & Farina, D. (2013). Fast changes in direction during human locomotion are executed by impulsive activation of motor modules. *Neuroscience*, 228, 283-293.
- Orishimo, K. F., Liederbach, M., Kremenec, I. J., Hagins, M., & Pappas, E. (2014). Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, Part 1: Influence of sex on risk of anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(5), 1082-1088.
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., Georgoulis, T., Sigward, S., & Powers, C. M. (2006). The influence of experience on knee mechanics during side-step cutting in females. *Clinical Biomechanics*, 21(7), 740-747.
- Tisserand, R., Robert, T., Dumas, R., & Chèze, L. (2016). A simplified marker set to define the center of mass for stability analysis in dynamic situations. *Gait & Posture*, 48, 64-67.

2. Données supplémentaires étude 2

Tableau 1. Quantités d'activations neuromusculaires en pourcentage par rapport à la posture de référence, de -100 ms à 500ms, en condition bipodale et unipodale.

Condition	Muscles	PRE	100	200	300	400	500
Bipodale	RA	35 (13)	246 (508)	379 (504)	111 (154)	69 (97)	58 (85)
	EO	46 (18)	87 (65)	186 (167)	81 (86)	73 (56)	68 (49)
	ES	105 (58)	115 (91)	538 (420)	329 (202)	255 (135)	264 (144)
Unipodale	RAG	46 (24)	152 (244)	870 (1009)	380 (513)	177 (184)	136 (155)
	RAD	51 (37)	54 (38)	312 (532)	392 (1044)	285 (432)	276 (402)
	EOG	83 (40)	225 (150)	1465 (913)	839 (617)	494 (405)	372 (305)
	EOD	141 (96)	139 (84)	363 (288)	362 (204)	395 (271)	404 (272)
	ESG	196 (161)	362 (351)	1754 (2483)	1887 (2601)	1152 (1704)	873 (1186)
	ESD	382 (341)	363 (393)	373 (371)	709 (1005)	859 (1164)	833 (1271)

Résumé schématique de la thèse : le Core Stability, de l'équilibre quasi-statique aux mouvements dynamiques

Étude 1

Objectifs :

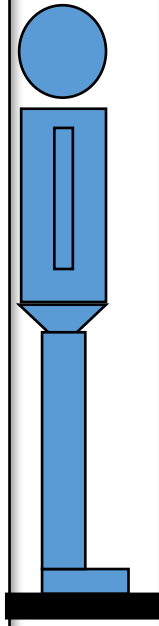
- (i) déterminer le poids relatif du tronc par rapport aux articulations du membre inférieur lors d'une tâche de posture challengée
- (ii) analyser les processus de contrôle neuromusculaires du tronc.

Principaux résultats :

- La cheville est la principale articulation contribuant à la régulation du CdP lors de la posture bipodale instable, suivie du tronc et de la hanche
- Les muscles *erector spinae* sont les principaux muscles contrôlant l'inclinaison antéro-postérieure du tronc par rapport au bassin

Apports de l'étude :

- Le tronc joue un rôle au moins aussi important que la hanche lors de la régulation posturale bipodale instable
- Séparer ces deux articulations est nécessaire pour affiner la compréhension du contrôle postural
- Les muscles *erector spinae* sont les principaux muscles contrôlant la cinématique du tronc.



Étude 2

Objectif :

Décrire les mécanismes de contrôle neuromusculaire du Core Stability lors d'une translation du support.

Principaux résultats :

- Les CCI et DCCR permettent de décrire la cinématique du tronc.
- Lors de la condition la plus instable, ces variables permettent de prédire la cinématique.
- L'inclinaison antérieure et latérale lors de translation postérieure et médiale est active.

Apports de l'étude :

- Les CCI et DCCR semblent être des variables pertinentes pour décrire le Core Stability
- L'inclinaison du tronc consécutive à une perturbation n'est pas uniquement due à l'inertie du tronc et au mouvement des membres inférieurs, c'est bien une stratégie employée pour maintenir la stabilité
- Les sujets n'anticipent pas la perturbation en augmentant la raideur du tronc mais en contractant plus les antagonistes que les agonistes.



Étude 3

Objectifs :

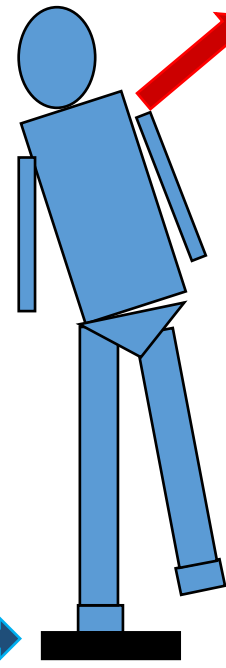
- i) déterminer les différences de Core Stability et de contraintes articulaires du genou entre les experts et les non-experts des changements de direction.
- ii) déterminer les variables du prédisant le PKAM.
- iii) déterminer les paramètres neuromusculaires contrôlant la cinématique du Core.

Principaux résultats :

- Les experts de changements de direction ont des moments d'abduction du genou supérieurs aux non-experts car ils privilégient la performance sans prendre de risques pour leur genou
- L'inclinaison latérale du tronc, sa rotation vers la nouvelles direction, l'inclinaison latérale et antérieure du pelvis sont prédicteurs du risque de blessure
- Les DCCR permettent d'expliquer l'inclinaison latérale du tronc et du pelvis

Apports de l'étude :

- Le contrôle du pelvis et l'augmentation de la rotation du tronc vers la cible impactent les contraintes articulaires, confirmant les récentes études sur les changements de directions non-anticipés.
- L'analyse neuromusculaire du Core Stability en sagittal et frontal peut se faire grâce aux DCCR.



Résumé :

Lors des interactions posture-mouvement, le Core Stability va être central pour assurer la stabilité du corps en équilibre et permettre une production de mouvement efficace. Le Core Stability est défini comme la capacité de contrôler la position et le mouvement du tronc par rapport au pelvis grâce aux muscles du Core lors de mouvements dynamiques, perturbés ou non, afin de permettre le transfert ou la production de force optimale vers les segments terminaux. L'objectif général de cette thèse est d'étudier le Core Stability dans un continuum de tâches posturo-motrices, de la station bipodale instable aux mouvements dynamiques, chez les sportifs.

Le contrôle postural orthostatique est principalement modélisé comme un double pendule inversé, autour de l'articulation de la cheville et de la hanche. Cette modélisation ne permet cependant pas de comprendre le rôle du tronc, qui, de par son inertie et sa position centrale, doit être analysé séparément de la hanche. C'est pourquoi le premier objectif de cette thèse est de déterminer le poids du tronc dans la régulation posturale et les mécanismes neuromusculaires permettant de le contrôler, lors d'une tâche d'équilibre challengée. Nous avons mis en avant que la cheville est l'articulation qui contribue globalement le plus au contrôle postural, suivie du tronc, de la hanche et enfin du genou. Les déplacements du tronc semblent être majoritairement contrôlés par les muscles *erector spinae* mais les abdominaux pourraient avoir un rôle de stabilisateurs du rachis.

La régulation posturale consécutive à une perturbation externe implique des stratégies motrices (et donc des mécanismes de contrôle neuromusculaire) du Core Stability, qui ne sont pas clairement identifiées. L'étude des mécanismes de co-contractions neuromusculaires pourraient permettre de mieux appréhender la cinématique du Core Stability. Le deuxième objectif est par conséquent de mettre en évidence les stratégies motrices et les mécanismes de contrôle neuromusculaire du Core Stability lors de situations posturales perturbées. Nous avons mis en avant que les inclinaisons du Core Stability étaient la résultante d'une stratégie active et que l'utilisation de variables de co-contractions neuromusculaires permettaient de décrire la cinématique du Core Stability.

Lors de mouvements sportifs très dynamiques tels que les changements de direction non-anticipés, l'expertise peut avoir un impact sur le risque de rupture du ligament croisé antérieur (LCA) et sur le Core Stability. Aussi, certains comportements cinématiques du tronc augmentent le risque de blessure mais le rôle précis du Core Stability sur ce risque reste à déterminer. Le troisième objectif de ce manuscrit est donc de comprendre l'impact de l'expertise et du Core Stability sur le risque de rupture du LCA ainsi que les mécanismes de contrôle neuromusculaire du Core. Nous montrons que les experts avaient des contraintes articulaires supérieures aux non-experts, sans qu'elles soient associées à un risque de blessure plus élevé. Aussi, la cinématique en trois dimensions du Core Stability impacte le risque de blessure, et elle peut être expliquée, du moins dans le plan frontal et sagittal par les co-contractions des muscles agonistes et antagonistes.

Mots clés : Core Stability ; Contrôle postural ; Contrôle neuromusculaire ; Risque de blessure

Abstract:

During posture-movement interactions, Core Stability will play a central role ensuring balance stability and efficient movement production. Core Stability is defined as the ability to control the trunk with respect to the pelvis through core muscles, to allow optimal transfer or production of force to the limbs. The main objective of this thesis is to study the place of the Core Stability during a continuum of postural tasks, from unstable bipodal stance to dynamic movements, with athletes.

Orthostatic postural control is mainly modeled as a double inverted pendulum, around the ankle and hip joint. However, this model does not take the trunk into account, which could play a role in postural control due to its inertia and its central position. Therefore, the first aim of this thesis is to determine the contribution of the trunk in postural control, and its neuromuscular mechanisms during a challenged balance task. We found that the ankle is the main joint controlling the posture, followed by the trunk, the hip and lastly the knee. Trunk motion seems to be mainly controlled by the muscles *erector spinae* muscles, even if abdominals might have a stabilizing role for the spine.

When posture undergo external perturbations, strategies involving core kinematics and neuromuscular control is still unclear. Focusing on neuromuscular co-contractions ratio could provide a better understanding of core kinematic. The second aim is to define the motor strategies and neuromuscular control mechanisms of the Core Stability to maintain balance. We highlighted that the core kinematics was the result of an active strategy and that the use of neuromuscular co-contractions ratios helps understanding its motion.

During dynamic sports movements, such as unanticipated changes of direction, expertise can have an impact on both anterior cruciate ligament (ACL) tear risk and Core Stability. Also, some trunk kinematics are known to increase ACL injury risk, but the detailed role of the Core Stability still needs to be deeper investigated. Thus, the third aim of this manuscript is to determine the impact of the task expertise and of Core Stability on ACL injury risk, and also to investigate neuromuscular control of the Core Stability. We found that experts had higher knee joint loading without having an increase of ACL injury risk. Moreover, the three-dimensional kinematics of the Core Stability impacts injury risk, that can be explained by co-contractions ratio between agonists and antagonists' muscles.

Key words: Core Stability; Postural control; Neuromuscular control; Injury risk