

Organisation sagittale statique et dynamique chez les personnes présentant une chute antérieure du tronc

Séverine Baiardi

▶ **To cite this version:**

Séverine Baiardi. Organisation sagittale statique et dynamique chez les personnes présentant une chute antérieure du tronc. Sciences du Vivant [q-bio]. 2012. hal-01731884

HAL Id: hal-01731884
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01731884

Submitted on 14 Mar 2018

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.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

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-thesesexercice-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

Université de Lorraine
2012

Faculté de Médecine de Nancy
N°

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

présentée et soutenue publiquement
dans le cadre du troisième cycle de
Médecine Spécialisée

par

Séverine BAIARDI

Le 3 Octobre 2012

ORGANISATION SAGITTALE STATIQUE ET DYNAMIQUE CHEZ LES PERSONNES PRESENTANT UNE CHUTE ANTERIEURE DU TRONC

Examinateurs de la thèse :

M. J. PAYSANT	Professeur	Président
M. P. JOURNEAU	Professeur	Juge
M. C. BEYAERT	Professeur	Juge
M. D. FORT	Docteur en Médecine	Juge

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

Président de l'Université de Lorraine : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Henry COUDANE

Vice Doyen « Pédagogie » : Professeur Karine ANGIOI
Vice Doyen *Mission « sillon lorrain »* : Professeur Annick BARBAUD
Vice Doyen *Mission « Campus »* : Professeur Marie-Christine BÉNÉ
Vice Doyen *Mission « Finances » :* Professeur Marc BRAUN
Vice Doyen Mission « *Recherche* » : Professeur Jean-Louis GUÉANT

Assesseurs :	
- 1er Cycle :	**Professeur Bruno CHENUEL**
- « Première année commune aux études de santé (PACES) et universitarisation études para-médicales »	**M. Christophe NÉMOS**
- 2ème Cycle :	**Professeur Marc DEBOUVERIE**
- 3ème Cycle :	
« DES Spécialités Médicales, Chirurgicales et Biologiques »	**Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI**
« DES Spécialité Médecine Générale	**Professeur Paolo DI PATRIZIO**
- Filières professionnalisées :	**M. Walter BLONDEL**
- Formation Continue :	**Professeur Hervé VESPIGNANI**
- Commission de Prospective :	**Professeur Pierre-Edouard BOLLAERT**
- Recherche :	**Professeur Didier MAINARD**
- Développement Professionnel Continu :	**Professeur Jean-Dominique DE KORWIN**
Assesseurs Relations Internationales	**Professeur Jacques HUBERT**

DOYENS HONORAIRES

Professeur Adrien DUPREZ – Professeur Jean-Bernard DUREUX
Professeur Jacques ROLAND – Professeur Patrick NETTER

==========

PROFESSEURS HONORAIRES

Jean-Marie ANDRE - Daniel ANTHOINE - Alain AUBREGE - Gérard BARROCHE - Alain BERTRAND - Pierre BEY Patrick BOISSEL - Jacques BORRELLY - Michel BOULANGE - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL - Claude CHARDOT - François CHERRIER - Jean-Pierre CRANCE - Gérard DEBRY - Jean-Pierre DELAGOUTTE - Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS - Jean DUHEILLE - Adrien DUPREZ - Jean-Bernard DUREUX - Gérard FIEVE - Jean FLOQUET - Robert FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER - Hubert GERARD Jean-Marie GILGENKRANTZ - Simone GILGENKRANTZ - Oliéro GUERCI - Pierre HARTEMANN - Claude HURIET Christian JANOT - Michèle KESSLER - Jacques LACOSTE - Henri LAMBERT - Pierre LANDES - Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Jacques LECLERE - Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS Michel MANCIAUX - Jean-Pierre MALLIÉ – Philippe MANGIN - Pierre MATHIEU - Michel MERLE - Denise MONERET-VAUTRIN - Pierre MONIN - Pierre NABET - Jean-Pierre NICOLAS - Pierre PAYSANT - Francis PENIN - Gilbert PERCEBOIS Claude PERRIN - Guy PETIET - Luc PICARD - Michel PIERSON - Jean-Marie POLU - Jacques POUREL Jean PREVOT - Francis RAPHAEL - Antoine RASPILLER - Michel RENARD - Jacques ROLAND - René-Jean ROYER Daniel SCHMITT - Michel SCHMITT - Michel SCHWEITZER - Claude SIMON - Danièle SOMMELET Jean-François STOLTZ - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT - Augusta TREHEUX - Hubert UFFHOLTZ Gérard VAILLANT - Paul VERT - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET - Michel WAYOFF - Michel WEBER

==========

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS
PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE
1ère sous-section : *(Anatomie)*
Professeur Gilles GROSDIDIER
Professeur Marc BRAUN

2ème sous-section : *(Cytologie et histologie)*
Professeur Bernard FOLIGUET
3ème sous-section : *(Anatomie et cytologie pathologiques)*
Professeur François PLENAT – Professeur Jean-Michel VIGNAUD

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE
1ère sous-section : *(Biophysique et médecine nucléaire)*
Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER
2ème sous-section : *(Radiologie et imagerie médicale)*
Professeur Denis REGENT – Professeur Michel CLAUDON – Professeur Valérie CROISÉ-LAURENT
Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM – Professeur Jacques FELBLINGER
Professeur René ANXIONNAT

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION
1ère sous-section : *(Biochimie et biologie moléculaire)*
Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER – Professeur Bernard NAMOUR
2ème sous-section : *(Physiologie)*
Professeur François MARCHAL – Professeur Bruno CHENUEL – Professeur Christian BEYAERT
3ème sous-section : *(Biologie Cellulaire)*
Professeur Ali DALLOUL
4ème sous-section : *(Nutrition)*
Professeur Olivier ZIEGLER – Professeur Didier QUILLIOT - Professeur Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE
1ère sous-section : *(Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière)*
Professeur Alain LE FAOU - Professeur Alain LOZNIEWSKI – Professeur Evelyne SCHVOERER
3ème sous-section : *(Maladies infectieuses ; maladies tropicales)*
Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ
1ère sous-section : *(Épidémiologie, économie de la santé et prévention)*
Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON - Professeur Francis GUILLEMIN
Professeur Denis ZMIROU-NAVIER – Professeur François ALLA
2ème sous-section : *(Médecine et santé au travail)*
Professeur Christophe PARIS
3ème sous-section : *(Médecine légale et droit de la santé)*
Professeur Henry COUDANE
4ème sous-section : *(Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication)*
Professeur François KOHLER – Professeur Éliane ALBUISSON

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE
1ère sous-section : *(Hématologie ; transfusion)*
Professeur Pierre BORDIGONI - Professeur Pierre FEUGIER
2ème sous-section : *(Cancérologie ; radiothérapie)*
Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY
Professeur Didier PEIFFERT – Professeur Frédéric MARCHAL
3ème sous-section : *(Immunologie)*
Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marie-Christine BENE
4ème sous-section : *(Génétique)*
Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE
1ère sous-section : *(Anesthésiologie - réanimation ; médecine d'urgence)*
Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Hervé BOUAZIZ
Professeur Gérard AUDIBERT – Professeur Thomas FUCHS-BUDER – Professeur Marie-Reine LOSSER
2ème sous-section : *(Réanimation ; médecine d'urgence)*
Professeur Alain GERARD - Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT
Professeur Bruno LÉVY – Professeur Sébastien GIBOT
3ème sous-section : *(Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie)*
Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET
4ème sous-section : *(Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie)*
Professeur François PAILLE – Professeur Faiez ZANNAD - Professeur Patrick ROSSIGNOL

49ème Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP ET RÉÉDUCATION

1ère sous-section : *(Neurologie)*

Professeur Hervé VESPIGNANI - Professeur Xavier DUCROCQ – Professeur Marc DEBOUVERIE
Professeur Luc TAILLANDIER – Professeur Louis MAILLARD

2ème sous-section : *(Neurochirurgie)*

Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE – Professeur Olivier KLEIN
Professeur Thierry CIVIT – Professeur Sophie COLNAT-COULBOIS

3ème sous-section : *(Psychiatrie d'adultes ; addictologie)*

Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Raymund SCHWAN

4ème sous-section : *(Pédopsychiatrie ; addictologie)*

Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC – Professeur Bernard KABUTH

5ème sous-section : *(Médecine physique et de réadaptation)*

Professeur Jean PAYSANT

50ème Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE et CHIRURGIE PLASTIQUE

1ère sous-section : *(Rhumatologie)*

Professeur Isabelle CHARY-VALCKENAERE – Professeur Damien LOEUILLE

2ème sous-section : *(Chirurgie orthopédique et traumatologique)*

Professeur Daniel MOLE - Professeur Didier MAINARD
Professeur François SIRVEAUX – Professeur Laurent GALOIS

3ème sous-section : *(Dermato-vénéréologie)*

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeur Annick BARBAUD

4ème sous-section : *(Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)*

Professeur François DAP – Professeur Gilles DAUTEL

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE et VASCULAIRE

1ère sous-section : *(Pneumologie ; addictologie)*

Professeur Yves MARTINET – Professeur Jean-François CHABOT – Professeur Ari CHAOUAT

2ème sous-section : *(Cardiologie)*

Professeur Etienne ALIOT – Professeur Yves JUILLIERE – Professeur Nicolas SADOUL
Professeur Christian de CHILLOU

3ème sous-section : *(Chirurgie thoracique et cardiovasculaire)*

Professeur Jean-Pierre VILLEMOT – Professeur Thierry FOLLIGUET

4ème sous-section : *(Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)*

Professeur Denis WAHL – Professeur Sergueï MALIKOV

52ème Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF et URINAIRE

1ère sous-section : *(Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)*

Professeur Marc-André BIGARD - Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI – Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET

3ème sous-section : *(Néphrologie)*

Professeur Dominique HESTIN – Professeur Luc FRIMAT

4ème sous-section : *(Urologie)*

Professeur Jacques HUBERT – Professeur Pascal ESCHWEGE

53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE

1ère sous-section : *(Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)*

Professeur Jean-Dominique DE KORWIN – Professeur Pierre KAMINSKY
Professeur Athanase BENETOS - Professeur Gisèle KANNY – Professeur Christine PERRET-GUILLAUME

2ème sous-section : *(Chirurgie générale)*

Professeur Laurent BRESLER - Professeur Laurent BRUNAUD – Professeur Ahmet AYAV

54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

1ère sous-section : *(Pédiatrie)*

Professeur Jean-Michel HASCOET - Professeur Pascal CHASTAGNER
Professeur François FEILLET - Professeur Cyril SCHWEITZER – Professeur Emmanuel RAFFO

2ème sous-section : *(Chirurgie infantile)*

Professeur Pierre JOURNEAU – Professeur Jean-Louis LEMELLE

3ème sous-section : *(Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)*

Professeur Jean-Louis BOUTROY - Professeur Philippe JUDLIN

4ème sous-section : *(Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale)*

Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN – Professeur Bruno GUERCI

55ème Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU
1ère sous-section : *(Oto-rhino-laryngologie)*
Professeur Roger JANKOWSKI – Professeur Cécile PARIETTI-WINKLER
2ème sous-section : *(Ophtalmologie)*
Professeur Jean-Luc GEORGE – Professeur Jean-Paul BERROD – Professeur Karine ANGIOI
3ème sous-section : *(Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)*
Professeur Jean-François CHASSAGNE – Professeur Etienne SIMON – Professeur Muriel BRIX

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

61ème Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL
Professeur Walter BLONDEL

64ème Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Professeur Sandrine BOSCHI-MULLER

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE
Professeur Jean-Marc BOIVIN

==========

PROFESSEUR ASSOCIÉ
Médecine Générale
Professeur associé Paolo DI PATRIZIO

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE
1ère sous-section : *(Anatomie)*
Docteur Bruno GRIGNON – Docteur Thierry HAUMONT – Docteur Manuela PEREZ
2ème sous-section : *(Cytologie et histologie)*
Docteur Edouard BARRAT - Docteur Françoise TOUATI – Docteur Chantal KOHLER
3ème sous-section : *(Anatomie et cytologie pathologiques)*
Docteur Aude BRESSENOT

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE
1ère sous-section : *(Biophysique et médecine nucléaire)*
Docteur Jean-Claude MAYER - Docteur Jean-Marie ESCANYE
2ème sous-section : (Radiologie et imagerie médicale)
Docteur Damien MANDRY

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION
1ère sous-section : *(Biochimie et biologie moléculaire)*
Docteur Sophie FREMONT - Docteur Isabelle GASTIN – Docteur Marc MERTEN
Docteur Catherine MALAPLATE-ARMAND - Docteur Shyue-Fang BATTAGLIA
2ème sous-section : *(Physiologie)*
Docteur Mathias POUSSEL – Docteur Silvia VARECHOVA
3ème sous-section : *(Biologie Cellulaire)*
Docteur Véronique DECOT-MAILLERET

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE
1ère sous-section : *(Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière)*
Docteur Véronique VENARD – Docteur Hélène JEULIN – Docteur Corentine ALAUZET
2ème sous-section : *(Parasitologie et mycologie)*
Madame Marie MACHOUART

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ
1ère sous-section : *(Epidémiologie, économie de la santé et prévention)*
Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE – Docteur Frédérique CLAUDOT – Docteur Cédric BAUMANN
2ème sous-section *(Médecine et Santé au Travail)*
Docteur Isabelle THAON
3ème sous-section *(Médecine légale et droit de la santé)*
Docteur Laurent MARTRILLE
4ère sous-section : *(Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication*
Docteur Nicolas JAY

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE
2ème sous-section : *(Cancérologie ; radiothérapie : cancérologie (type mixte : biologique)*
Docteur Lina BOLOTINE
3ème sous-section : *(Immunologie)*
Docteur Marcelo DE CARVALHO BITTENCOURT
4ème sous-section : *(Génétique)*
Docteur Christophe PHILIPPE – Docteur Céline BONNET

48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE
3ème sous-section : *(Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique)*
Docteur Françoise LAPICQUE – Docteur Marie-José ROYER-MORROT
Docteur Nicolas GAMBIER – Docteur Julien SCALA-BERTOLA

50ème Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE et CHIRURGIE PLASTIQUE
1ère sous-section : *(Rhumatologie)*
Docteur Anne-Christine RAT
3ème sous-section : *(Dermato-vénéréologie)*
Docteur Anne-Claire BURSZTEJN
4ème sous-section : *(Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)*
Docteur Laetitia GOFFINET-PLEUTRET

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE
4ème sous-section : *(Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)*
Docteur Stéphane ZUILY

53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE
1ère sous-section : *(Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)*
Docteur Laure JOLY

54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION
3ème sous-section :
Docteur Olivier MOREL
5ème sous-section : *(Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale)*
Docteur Jean-Louis CORDONNIER

==========

MAÎTRE DE CONFÉRENCE DES UNIVERSITÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Docteur Elisabeth STEYER

==========

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5ème section : SCIENCE ÉCONOMIE GÉNÉRALE
Monsieur Vincent LHUILLIER

19ème section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE
Madame Joëlle KIVITS

40ème section : SCIENCES DU MÉDICAMENT
Monsieur Jean-François COLLIN

60ème section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE ET GÉNIE CIVILE
Monsieur Alain DURAND

61ème section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL
Monsieur Jean REBSTOCK

64ème section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Mademoiselle Marie-Claire LANHERS – Monsieur Pascal REBOUL – Mr Nick RAMALANJAONA

65ème section : BIOLOGIE CELLULAIRE
Mademoiselle Françoise DREYFUSS – Monsieur Jean-Louis GELLY
Madame Ketsia HESS – Monsieur Hervé MEMBRE – Monsieur Christophe NEMOS - Madame Natalia DE ISLA
Madame Nathalie MERCIER – Madame Céline HUSELSTEIN

66ème section : PHYSIOLOGIE
Monsieur Nguyen TRAN

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale
Docteur Sophie SIEGRIST
Docteur Arnaud MASSON
Docteur Pascal BOUCHE

========

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Jean-Marie ANDRÉ - Professeur Daniel ANTHOINE - Professeur Gérard BARROCHE
Professeur Pierre BEY - Professeur Patrick BOISSEL - Professeur Michel BOULANGÉ
Professeur Jean-Pierre CRANCE - Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE - Professeur Jean-Marie GILGENKRANTZ
Professeur Simone GILGENKRANTZ - Professeur Michèle KESSLER - Professeur Henri LAMBERT
Professeur Denise MONERET-VAUTRIN - Professeur Pierre MONIN - Professeur Jean-Pierre NICOLAS
Professeur Luc PICARD - Professeur Michel PIERSON - Professeur Jacques POUREL
Professeur Jean-François STOLTZ - Professeur Michel STRICKER - Professeur Gilbert THIBAUT
Professeur Hubert UFFHOLTZ - Professeur Paul VERT
Professeur Colette VIDAILHET - Professeur Michel VIDAILHET

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Norman SHUMWAY (1972)
Université de Stanford, Californie (U.S.A)
Professeur Paul MICHIELSEN (1979)
Université Catholique, Louvain (Belgique)
Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)

Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeur Mamish Nisbet MUNRO (1982)
Massachusetts Institute of Technology (U.S.A)

Professeur Mildred T. STAHLMAN (1982)
Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)

Harry J. BUNCKE (1989)
Université de Californie, San Francisco (U.S.A)
Professeur Daniel G. BICHET (2001)
Université de Montréal (Canada)
Professeur Brian BURCHELL (2007)
Université de Dundee (Royaume Uni)

Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würtzburg (R.F.A)
Professeur Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996)
Université de Pennsylvanie (U.S.A)

Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)

Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur James STEICHEN (1997)
Université d'Indianapolis (U.S.A)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
Centre Universitaire de Formation et de Perfectionnement des Professionnels de Santé d'Hô Chi Minh-Ville (VIÊTNAM)
Professeur Marc LEVENSTON (2005)
Institute of Technology, Atlanta (USA)
Professeur David ALPERS (2011)
Université de Washington (USA)
Professeur Yunfeng ZHOU (2009)
Université de WUHAN (CHINE)

A notre Maître et Président de Thèse

Monsieur le Professeur Jean PAYSANT

Professeur des Universités Praticien Hospitalier (Médecine Physique et de Réadaptation).
Nous vous remercions du grand honneur que vous nous avez fait de présider notre jury de thèse.

Nous sommes très reconnaissants de votre accompagnement tout au long de notre internat en Médecine Physique et Réadaptation, par vos enseignements de qualité et votre grande disponibilité.

Que ce travail soit le témoignage de notre reconnaissance

A notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Pierre JOURNEAU

Professeur des Universités Praticien Hospitalier (Chirurgie orthopédique infantile).

Vous nous faites l'honneur de juger ce travail, soyez assuré de notre profonde reconnaissance.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Christian BEYAERT

Professeur des Universités Praticien Hospitalier (Physiologie).

Nous vous remercions d'avoir accepté de faire partie de ce jury.

Nous vous sommes extrêmement reconnaissants d'avoir su nous guider pour l'élaboration de ce travail, de part votre grande disponibilité et vos qualités de pédagogue.

Nous vous prions de croire à l'assurance de notre gratitude.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Docteur Didier FORT

Docteur en Médecine Physique et de Réadaptation à l'Institut Régional de Réadaptation

Nous vous remercions pour l'aide précieuse que vous nous avez apportée dans ce travail ainsi que pour les très nombreuses connaissances que vous nous avez fait partager dans le domaine du rachis.

Soyez assuré de notre profonde gratitude.

Je tiens tout d'abord à remercier **Hélène ANTOINE** et **Constance BILLON** pour la précieuse aide qu'elles m'ont apportée dans ce travail : Merci mille fois !!!

A Agnès :

Merci de m'avoir fait définitivement aimer la rééducation et le service de Verdun. Je te suis très reconnaissante pour tout le soutien que tu m'as apporté au cours de mon internat. Et je suis extrêmement fière et heureuse de rejoindre une amie pour débuter ma vie de docteur !

A toutes les personnes que j'ai croisées au cours de mon internat et qui m'ont tellement apporté :

- Le centre de **Lay-Saint Christophe** et en particulier le Dr BEIS, le Dr THISSE et le Dr LE CHAPELAIN

- Le **service de MPR de Verdun** : Merci à tous de m'avoir si bien accueillie ! Merci à Mme Braun pour ses qualités professionnelles et humaines qui ont tant apportées à toute une génération d'internes de MPR. Et à très vite !!!

- Le centre de rééducation de **Florentin** et principalement les Drs MEYER, AUBERT, JEANSOLIN et VANÇON grâce auxquels j'ai passé un formidable semestre.

- Toute l'équipe de **Flavigny** : Le Dr VIELH BENMERIDJA, Cristina (tu es parfaite tant sur le plan professionnel qu'humain, c'est un plaisir d'avoir pu être ton interne pendant 6 mois !), Sandrine, Sylvie et Emilie sans oublier les Dr DI MARTINO, MOREAU et PLANCHE, vous êtes tops !

- Et bien sûr le centre **Pierquin** : En particulier les Drs MARTINET, TOUILLET, LOIRET, FOISNEAU, HENRY, FRENAY et SAINT-EVE, ainsi que l'équipe des infirmières et des secrétaires qui ont toujours été adorables même malgré le stress de ces derniers mois…

A mes parents :

- **Maman** : Merci pour ton soutien inconditionnel depuis toujours. Je ne peux pas lister toutes les choses que je te dois, ce serait beaucoup trop long… Tu es incontestablement la meilleure maman du monde, et de loin!!!!!

- **Papa** : Tu m'as transmis la passion du sport et le goût des choses bien faites, sans lesquels je ne serais pas arrivée jusque là ! Thanks for that (ça c'est pour ton accent anglais incomparable !)

A mes frères adorés que j'aime (aller, rien que pour vous : vive le PSG) :

- Mon **Jimmy** : Je n'aurai jamais pu réussir les ECN sans ton imitation du dindon (si si!). Tu as toujours réussi à me faire rire en toutes circonstances et ça, c'est pas évident !

- **Gillian** : Merci pour ta zen attitude permanente, il faut que j'en prenne de la graine !

A Jean-Luc, Corrine et Kévin :

Merci d'avoir supporté mon fichu caractère pendant toutes ces années, vous avez du mérite !

A tout le reste de ma famille formidable et en particulier à mon grand-père qui j'espère est fier de sa petite-fille là où il est.

A mes amis :

Marie : Des sous-sols de Bichat à aujourd'hui, je ne sais pas ce que j'aurais fait sans ma deuxième maman et l'invention des forfaits téléphoniques avec numéros illimités! Merci pour les caf à gare de l'Est et les dons du sang. Je kiffe tes genoux.

Laetichou : Je sais, je sais, les States c'est mieux mais j'ai vraiment hâte que tu redeviennes définitivement française! Les débriefings par mails, c'est quand même pas pratique ! Il va falloir qu'on se rattrape !

Emilien-Fronzarolington : Merci pour ta classitude et ton sens du rythme (guiguendélire quand tu nous tiens !). Plus sérieusement, il y a trop de choses à écrire alors juste merci pour ton amitié qui m'est très très très chère! Je suis infiniment heureuse de te compter parmi mes proches aujourd'hui. Et j'espère que la playliste est prête pour la pendaison de crémaillère verdunoise ! !!

Mes supers collocs :

- **Clairounette** : Merci pour les fameuses saucissonnades et les leçons de vie que je n'oublierai jamais (Lavy Continew forever).

- **TomTom** : Dans 2 jours c'est à toi Petit Scorpion, je suis sûre que tu seras parfait ! Tes pastas-refaisages du monde resteront inoubliables !

- Ma **Clo** : Je ne sais pas comment tu as réussi à survivre à mon humeur massacrante ces 6 derniers mois mais une chose est sûre, heureusement que t'étais là !!!! Merci merci ! Love U XoXo ***

Les membres de la team Verdunoise que je n'ai pas encore cités et grâce auxquels j'ai vécu 6 mois magiques :

- **Arnaud-roudoudou** : Merci pour les cinés, barbecues et découvertes musicales fort intéressantes^^ Trop contente que tu t'installes définitivement à Verdun (ou presque mais c'est déjà ça !)

- **Elsa** : 3 ans d'after chiottes plus tard ça me fait toujours autant plaisir de les partager avec toi, vivement le prochain !

- **Ludo** : Merci pour ton sourire permanent et ta gentillesse, tu es un mec vraiment génial mais ça je te l'ai déjà dit !

- **Khaled** : L'homme qui savait rendre sa présence exceptionnelle… ! Je te serai éternellement reconnaissante d'avoir pris soin de mes lentilles un certain soir de bagarre surprise !!! Et surtout je suis très heureuse de te compter parmi mes amis aujourd'hui.

- **Nath'** (the prez'), ma petite **Steph** (Bar-Verdun c'est juste à côté !), **Gitan** (tu es mon modèle dans la vie, si je te jure c'est vrai !), **Emilie** (future collègue !), **JC** (ta réserve de films est vraiment épatante !), **Faouzette** (et sa maîtresse !), **Bandit** (vive le zouk), **Aymen** (malgré ta tentative de meurtre par noyade…)

La fine équipe de Lariboisière :

- **Clairette-**Clairchalot ma co-exilée nancéienne de luxe et son **Georges** alias John le cow-boy roi du pétrole : Merci d'être toujours là quand il faut, avec le sourire et un bon petit punch ! BREF, vous êtes tops !

- **Sandra- Mme Jacquemain** : Tu es la fille la plus adorable du monde, je t'aime !

- Mon **Auré** porte-bonheur : Merci d'avoir traversé avec moi ces dix ans de médecine avec ton sourire, ta bonne humeur, ta disponibilité en toutes circonstances et tes prémonitions magiques !

- **Steven** Coconut roi des accras, **Elé** Du Pont sans les vis mais avec un gros bidou,

- Adeline : Merci de ton soutien si important lors de ma 1ère venue à Nancy ! Et dans la suite aussi d'ailleurs !

L'ICV et affiliés, ainsi que leurs chars d'assaut décédés et leurs caves respectives : **Mathieu** (10 ans d'études et je ne sais toujours pas si le squelette est primitif, quelle honte ! Merci pour ces 15 ans d'amitié !), **Tristan** (j'espère également avoir une dédicace dans Jouvence…), **Gillard** (attention au pavé quand même), **Maxime** (shadow blague ?) et **Sylvain.**

Mes anciens collègues gymnastes et en particulier **mes B d'amour et Aline**, ainsi que mes entraîneurs qui m'ont appris bien plus qu'à faire des saltos (One more time, same player shoot again, merci Albert !)

La **3ème Blanc** option voyage en Italie : inoubliable !

Mes formidables co-internes de MPR et d'autres horizons : **Matthieu** (merci de m'avoir sauvé la vie et ceux des patients par la même occasion tant de fois lors de mon 1er semestre), **Hélène** (à quand un petit repas sur la terrasse ?), **Baptiste** (en souvenir de la boucle du Doubs et du café Poste…), the rhumato girls **ShiShi**, **Alex** et **Marionnette** (merci mille fois d'avoir été là ce fameux été 2010…), **Antoine** (encore merci pour les ballons et promis je l'organise ce bbq !), **Sibylle** (avec le Y au bon endroit, merci pour ce semestre tellement LOL), **LaureC**, **Florian** et **Brice** (si si, co-internes de craquage de dos), **Elise** (tes chaussures, soutiens-gorges à cerises et

gaffinettes m'ont enchantés !), **LaureH** (dont les copines ont vraiment des mœurs bizarres…), **Morgane** (ça en est où des hypothèses ?), **Sophie** (avec ou sans son loulou dont je connais le prénom !), **Suhail** (binôme de choc !) , **Jennifer** (aller si tu reprends un verre j'en reprends un !), **Guillaume** (félicitations !).

Et la meilleure pour la fin, **Gabrioulle** (Miss Blanc…) : You're the best co-interne in the world, tu vas me manquer grave meuf !!!! Y'a intérêt à ce qu'on se fasse des petites soirées glaces-gaufres-cafés gourmands souvent ! Love you baby !

Et à tous ceux que je n'ai pas pu citer !

SERMENT

"Au moment d'être admise à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité. Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux. Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité. J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences. Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admise dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés. Reçue à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs. Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonorée et méprisée si j'y manque".

INTRODUCTION 21

PREMIERE PARTIE : CONNAISSANCES ACTUELLES RADIOLOGIQUES ET BIOMECANIQUES DE L'ORGANISATION SAGITTALE EN SITUATION STATIQUE

Historique 25

Etymologie 27

1 - La chute antérieure du tronc

1.1 Cyphose lombaire dégénérative 31

1.2 Camptocormie 34

2 - Les outils d'étude de l'organisation sagittale rachidienne 38

2.1 Approche radiologique 38

2.1.1 Paramètres positionnels 40

2.1.2 Paramètres anatomiques 50

2.1.3 Relations entre ces différents paramètres 52

2.2 Approche biomécanique 56

2.2.1 Méthode barycentremétrique 56

2.2.2 Plate-forme de force 59

3 – Les segments et leurs interactions 59

3.1 Relations entre les hanches et le rachis 60

3.2 Relations entre les genoux et le rachis 61

4 - Modèles d'organisations sagittales 63

4.1 Modèles d'organisations sagittales rachidiennes « normales » 63

4.1.1 Types de lordoses lombaires selon Roussouly 63

4.1.2 Organisation sagittale rachidienne et équilibre chez un sujet sain 67

4.2 Modèles d'organisations sagittales rachidiennes « pathologiques » 71

4.2.1 Organisations sagittales rachidiennes « à risque » 71

4.2.2 Organisation sagittale rachidienne et équilibre chez un sujet présentant une cyphose lombaire dégénérative 74

4.2.3 Organisation sagittale rachidienne et équilibre chez un sujet camptocormique 82

DEUXIEME PARTIE : CONNAISSANCES ACTUELLES SUR L'ORGANISATION SAGITTALE EN MOUVEMENT

1 - Historique de l'approche dynamique 90

2 - Etat des connaissances chez les sujets sains 92

3 - Etat des connaissances chez les sujets scoliotiques 97

4 - Etat des connaissances chez les sujets présentant des douleurs lombaires chroniques 99

5 - Etat des connaissances chez les sujets amputés de membre inférieur 103

6 - Etat des connaissances chez les sujets atteints de paralysie cérébrale infantile 104

TROISIEME PARTIE : ETUDE DESCRIPTIVE DE L'ORGANISATION SAGITTALE DE SUJETS PRESENTANT UNE CHUTE ANTERIEURE DU TRONC, EN SITUATION STATIQUE ET DYNAMIQUE

Introduction 107

1 - Objectif de l'étude 107

2. Matériel et méthode 108

2.1 Populations étudiées 108

2.2 Instrumentation 111

2.3 Protocole 112

2.4 Variables mesurées 113

2.5 Analyse statistique 115

3 - Résultats 115

3.1 Etude de la station debout 115

3.2 Etude de la marche 120

3.2.1 Paramètres spatio-temporels de marche 120

3.2.2 Etude de la marche en début de session 122

3.2.3 Etude de la marche avec effet de la fatigue 130

4 Discussion 133

4.1 Limites de l'étude 134

4.2 Discussion des variables mesurées 136

4.3 Conclusions et perspectives 142

CONCLUSION 145

ANNEXES 148

BIBLIOGRAPHIE 157

INTRODUCTION

L'Homme est le seul être à accéder à la verticalité avec une station totalement érigée, de façon exclusive, stable et ergonomique (1), et à être capable de marcher sans appui au niveau des membres supérieurs. Cette verticalité correspond à un équilibre précaire, maintenu tant que l'individu est capable de placer le centre de gravité de son corps au dessus de ses hanches (2). Son acquisition au cours de l'évolution naturelle de l'espèce a nécessité une réorganisation complexe du squelette rachidien et des structures musculo-tendineuses adjacentes. Elle a été obtenue en particulier grâce à l'action des muscles fessiers, responsables de l'extension coxo-fémorale, et des muscles érecteurs du rachis, à l'origine de la lordose lombaire, qui n'existe dans aucune autre espèce. Entre les deux, le pelvis constitue la charnière du complexe lombo-pelvien (3).

Cette organisation sagittale unique qui caractérise l'espèce humaine est pourtant quelquefois mise en difficulté lors de situations pathologiques, le plus souvent en rapport avec le vieillissement de l'individu, entraînant des troubles posturaux dans le plan frontal, transversal ou sagittal et pouvant aboutir à des situations de « déséquilibre ».

L'anomalie la plus fréquemment rencontrée au sein des atteintes rachidiennes dans le plan sagittal est la chute antérieure du tronc, pouvant être de diverses origines.

Les connaissances dans le domaine de l'organisation sagittale se sont considérablement enrichies depuis leurs prémices au VIIème siècle, permettant à ce jour d'avoir des notions précises sur les mécanismes d'équilibre et de déséquilibre, en situation normale et pathologique, lors de la position debout statique. Ainsi, comme nous le verrons dans la première partie de notre travail, nous sommes actuellement capables de déterminer l'organisation rachidienne « optimale » d'un individu en fonction de sa morphologie pelvienne. Néanmoins, ces données restent

purement statiques et sont insuffisantes pour comprendre, et donc prendre en charge les conséquences d'une désorganisation rachidienne dans le plan sagittal à type de chute antérieure du tronc. Ceci nous montre toute l'importance de l'approche « dynamique » dans l'étude de l'organisation sagittale du rachis, qui sera développée dans la seconde partie de ce travail.

PREMIERE PARTIE :

CONNAISSANCES ACTUELLES RADIOLOGIQUES ET BIOMECANIQUES DE L'ORGANISATION SAGITTALE EN SITUATION STATIQUE

HISTORIQUE

De la Renaissance à nos jours, l'organisation sagittale a essentiellement été étudiée chez le sujet debout dans l'objectif de définir les relations entre les positions relatives du rachis, du bassin et des membres inférieurs (4). Cette organisation est déterminée par des paramètres morphologiques, lesquels conditionnent d'autres paramètres positionnels et les adaptations.

La première étude de la « morphologie » du tronc a ainsi été apportée à la Renaissance par Léonard de Vinci. Quelques années plus tard, en 1680, Borellus a défini pour la première fois le centre de masse du corps. Ses travaux furent par la suite confirmés par ceux des frères Weber au XIX^{ème} siècle puis par Braune et Fischer à la fin du XX^{ème} siècle (2).

Plus récemment, le développement de la radiographie a permis d'approfondir l'étude de l'organisation sagittale rachidienne avec la mise en évidence de relations entre les données des clichés de radiographie debout et la posture d'une part et entre les courbures rachidiennes et la statique pelvienne d'autre part (5). Les « paramètres » radiologiques rachidiens, dont la connaissance est indispensable à la compréhension de l'organisation sagittale, ont été définis par Cosson, Duval Beaupère et Legaye dans les années 1980 (6,7). Nous les rappellerons donc largement dans cette première partie.

Une fois ces paramètres définis, la question fondamentale est de comprendre quelles sont les « relations » entre l'organisation sagittale rachidienne d'un sujet et ses capacités à maintenir l'équilibre. Un premier élément de réponse a été apporté dans les années 1990, grâce à la barycentremétrie. Duval Beaupère a en effet pu montrer que le centre de gravité de la masse corporelle supportée par les têtes fémorales se

situe approximativement autour de T9, constituant ainsi un premier lien entre organisation sagittale rachidienne et équilibre (6).

Nous nous attacherons donc, après un rappel étymologique bref mais indispensable d'un certain nombre de termes utiles à la description de l'organisation sagittale du rachis, à décrire les différents paramètres sagittaux et comprendre leur lien avec le maintien de l'équilibre en position debout statique.

ETYMOLOGIE

L'étude de l'organisation sagittale du rachis, et plus globalement du corps, nécessite au préalable d'éclaircir certains termes, tels que l'équilibre, le déséquilibre, la posture, la statique et la dynamique, employés largement dans la littérature dans des sens parfois subtilement ou totalement différents, ce qui peut être source de confusion.

- L'équilibre :

  D'un point de vue physique, l'équilibre est un état de repos, une position stable d'un système obtenu par l'égalité de deux forces, deux poids qui s'opposent (8). Cette définition n'est pas complète, puisqu'un système peut être en équilibre non seulement au repos, mais également en mouvement.

  Appliqué à l'être humain, l'équilibre correspond à l'état de quelqu'un, au repos ou en mouvement, qui se tient debout, qui ne tombe pas. Cet état nécessite le respect de plusieurs conditions, dont la bonne organisation du squelette et l'intégrité du système neurologique, sensoriel et musculaire. Ces conditions sont interdépendantes, c'est-à-dire que toute modification de l'une d'entre elles a une répercussion sur les autres, dans le but de maintenir l'état d'équilibre. Il s'agit de mécanismes dits « de compensation » dont la finalité est le rétablissement de cet équilibre.

  On relève dans la littérature les notions d'équilibre sagittal, frontal ou transversal. Ces termes sont en réalité inexacts puisqu'il ne s'agit pas de « types » d'équilibre, mais plutôt de conditions influençant l'état d'équilibre du sujet. Il faudrait donc en toute rigueur parler d' « organisation » sagittale,

frontale ou transversale, du rachis ou du corps entier, permettant le maintien de l'équilibre. De même, les termes d' « équilibre statique » et d' « équilibre dynamique », couramment employés, ne signifient pas qu'il existe différents modes d'équilibre. Ils recouvrent en fait dans la majorité des publications les notions de « conditions de maintien de l'équilibre lors de la position statique » et de « conditions de maintien de l'équilibre lors du mouvement ».

Ainsi, la décomposition de la notion d'équilibre en différentes sous-parties est artificielle et inexacte scientifiquement. Elle est néanmoins fréquemment utilisée dans la littérature afin de simplifier la lecture, encore faut il bien repréciser les définitions au départ pour éviter que cette simplification ne soit au contraire source de confusion.

- Le déséquilibre : Le déséquilibre est l'état opposé à l'équilibre, et correspond donc à une perte de la capacité à tenir debout, c'est-à-dire à ne pas tomber, que cela se produise en situation statique ou dynamique. L'équilibre étant un état résultant de toute une série d'adaptations, la situation de déséquilibre se rencontre lorsque les mécanismes de compensation décrits ci-dessus sont dépassés. Ceci peut se produire dans différents cas de figure : soit il existe une altération trop importante d'un des paramètres nécessaires au maintien de l'équilibre pour qu'elle ne puisse être compensée par l'adaptation des autres paramètres, soit le sujet est déjà au maximum de ses possibilités d'adaptation pour chacun des paramètres et est donc exposé à une perte d'équilibre à la moindre modification de l'un d'entre eux.

  L'étude des situations de déséquilibre nécessite donc préalablement une connaissance parfaite des conditions d'équilibre et des mécanismes de compensation mis en jeu pour le préserver.

De plus, du point de vue étymologique, à l'image du terme « équilibre », il n'existe pas de déséquilibre sagittal, frontal ou transversal, mais d'organisation rachidienne ou du corps entier sagittale, frontale ou transversale entraînant une situation de déséquilibre.

- La posture :

Parmi les synonymes du mot « posture », on retrouve les termes « attitude », « maintien » ou encore « position du corps ». La notion sous entendue par ces différents termes est donc celle d'équilibre, rapporté au corps humain. Nous pouvons ainsi décrire la posture comme une organisation donnée, statique (par opposition au mouvement), des différents segments du corps, dans laquelle l'équilibre est maintenu. Nous parlons par exemple de posture debout ou assise.

Par abus de langage, ce mot est souvent associé dans la littérature à celui d'équilibre postural. Les termes « d'équilibre debout » et « d'équilibre assis » signifient alors en réalité « maintien de la posture debout ou assise ».

- La structure :

La structure ne doit pas être assimilée à la posture dont elle est schématiquement l'opposé. Elle est équivalente aux termes « architecture » ou « organisation » et renvoie à des éléments anatomiques, constitutionnels, non modifiables. Ainsi, une cyphose « structurelle » correspond à une déformation fixée, non réductible, avec des modifications anatomiques disco-vertébrales, alors qu'une cyphose « posturale » correspond à une « attitude » en antéflexion du tronc, corrigible et ne s'accompagnant pas de modifications anatomiques. Par extension, nous pouvons simplifier en qualifiant les désorganisations sagittales rachidiennes à type de chute antérieure du tronc

liées à une camptocormie pure isolée d'anomalie « posturale », par oppositions aux cyphoses dégénératives fixées qualifiées d'anomalie « structurelle ».

- La statique :

  La statique est la partie de la mécanique qui a pour objet l'équilibre des forces (8). Par opposition à la dynamique, elle ne traite pas du mouvement mais du rapport des forces entre elles pour aboutir à l'état stable d'un système. Nous pouvons simplifier cette définition en qualifiant la statique de science de l'équilibre.

  Elle peut également être employée comme synonyme du terme « au repos », par opposition au mouvement.

  Ce terme est fréquemment utilisé à mauvais escient en pratique quotidienne, et donc dans la littérature, et de ce fait source de confusion. Ainsi, nombre d'auteurs utilisent le terme de « statique rachidienne », qui est un raccourci pour signifier « organisation rachidienne permettant une répartition des forces telle que l'état d'équilibre est maintenu, au repos ».

- La dynamique :

  La dynamique est la partie de la mécanique qui étudie les relations entre les forces (analyse cinétique) et les mouvements (analyse cinématique) qu'elles produisent. Il s'agit donc plus globalement de la science traitant des différentes composantes du mouvement.

  Par extension, ce terme est très souvent employé comme synonyme au mot « mouvement ». Ainsi, l' « étude de l'organisation sagittale du rachis en situation dynamique » correspond à l'étude de l'organisation sagittale du rachis lors du mouvement.

1 – La chute antérieure du tronc

Les cyphoses dégénératives et les camptocormies sont les deux cadres nosologiques dans lesquels se rencontre une désorganisation sagittale rachidienne à type de chute antérieure du tronc, et qui feront donc l'objet de notre étude.

1.1 Cyphose lombaire dégénérative

Plusieurs facteurs ont été évoqués pour expliquer l'origine de cette pathologie. Milne et Lauder, ainsi que Suzuki, ont démontré que le vieillissement est à la base d'une diminution de la lordose lombaire (9), donnée qui a par la suite été confirmée par Gelb et coll. (10).

La cyphose lombaire dégénérative correspond à l'apparition progressive de lésions disco-vertébrales. Il se produit une cunéïformisation des corps vertébraux, entraînant un pincement des disques dans leur portion antérieure ainsi qu'une déshydratation discale. Les massifs articulaires postérieurs sont le siège d'une hypertrophie en lien avec des formations ostéophytiques (arthrose articulaire postérieure) pouvant s'associer à un rétrécissement plus ou moins prononcé du canal lombaire.

Takemitsu a mené en 1988 une étude clinique, radiologique et épidémiologique portant sur 105 patients atteints de cyphose lombaire dégénérative (11). Cliniquement, il a constaté que 90% de ces patients souffraient de douleurs lombaires chroniques. Leur marche se caractérise soit par une antéflexion permanente soit par une position penchée en avant apparaissant uniquement à la fatigue. Sur le plan radiologique, les lésions rencontrées sont disco-vertébrales : perte d'épaisseur des disques et de hauteur des vertèbres lombaires, majoritairement à la partie antérieure de la colonne, ce qui est en cohérence avec les données de la littérature décrites plus haut. Cette étude comporte également des analyses électromyographique, scannographique, isocinétique et anatomopathologique des muscles paravertébraux.

L'ensemble de ces investigations musculaires aboutit à la notion de faiblesse des muscles extenseurs lombaires, avec à la biopsie visualisation d'une atrophie musculaire et d'une infiltration graisseuse.

Reste à déterminer si l'atrophie des muscles extenseurs lombaires est la cause ou la conséquence de la déformation rachidienne. Selon Laroche, Simmons et Vital, le facteur musculaire, à savoir une atrophie des fibres de type I et II au niveau des muscles paravertébraux avec infiltration graisseuse, serait à l'origine de la déformation rachidienne (12,13). A l'opposé, Takemitsu et son équipe estiment que le facteur postural est le primum novens de la pathologie, entraînant à la fois l'atrophie musculaire des extenseurs du fait de la non utilisation au cours du travail en position penchée en avant et les lésions vertébrales sous l'effet du même facteur postural, le tout survenant sur un rachis vieillissant.

L'étude de Takemitsu a abouti à l'élaboration d'une classification radiologique des cyphoses lombaires dégénératives (11). Cette classification se compose de quatre stades correspondant à l'évolution naturelle de la pathologie (figure 1).

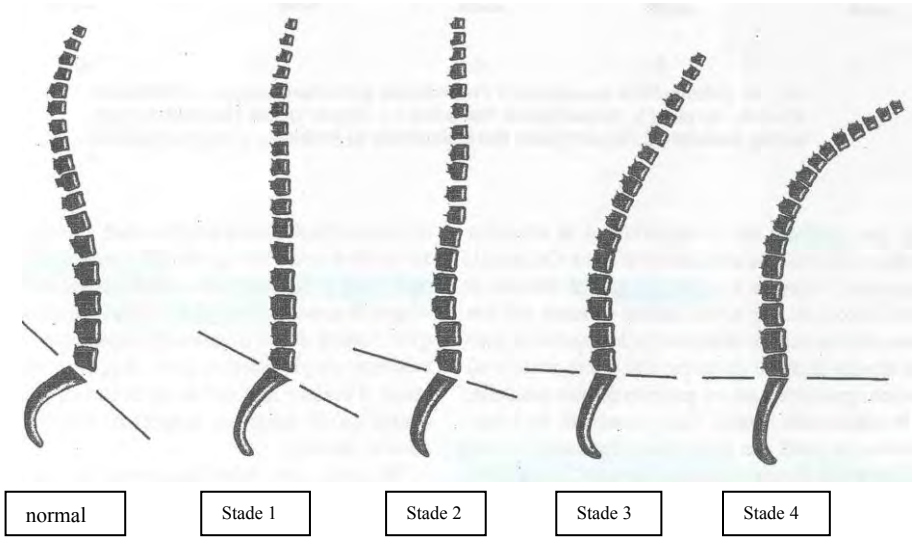


Figure 1 : cyphoses dégénératives lombaires : classification de Takemitsu
(d'après Cahiers d'Enseignement de la SOFCOT, Conférences d'Enseignement 2004, sous la dir. De J. Duparc)

- ✓ Le stade 1 ou dos plat dégénératif : patients ayant une lordose lombaire minime et un déficit marqué de cyphose thoracique
- ✓ Le stade 2 : patients ayant une petite cyphose lombaire et une petite lordose thoracique (inversion des courbures)
- ✓ Le stade 3 : caractérisé par une augmentation de la cyphose lombaire et un degré variable de lordose thoracique
- ✓ Le stade 4 : patients présentant une large cyphose thoracique étendue jusqu'à la région lombaire basse.

La rétroversion pelvienne est présente dès le stade 1 et s'accentue jusqu'au stade 4.

Les sujets présentant un stade 1 ou 2 peuvent initialement marcher « normalement » puis l'antéflexion du tronc apparaît progressivement parallèlement à la fatigue. Au contraire, les patients des stades 3 et 4 adoptent une position penchée en avant dès l'initiation de la marche.

Plus récemment, une étude coréenne menée par Jee-Soo Jang (14) a proposé une deuxième classification radiologique composée de seulement deux groupes :

- ✓ Le groupe 1 appelé groupe des « courbures sagittales compensées », dans lequel l'angle thoraco-lombaire mesuré entre T11 et L1 est plat ou lordotique
- ✓ Le groupe 2 appelé groupe des « courbures sagittales décompensées » où l'angle thoraco-lombaire est cyphotique.

Il a été retrouvé dans le premier groupe une corrélation statistiquement significative entre la courbure thoracique et la courbure lombaire alors que cette corrélation n'a pas été mise en évidence au sein du deuxième groupe. Ainsi, les auteurs ont conclu à un groupe de dos « flexibles » (groupe 1) correspondant aux stades 1, 2 et 3 de la classification de Takemitsu, et à un groupe de dos « rigides » (groupe 2), correspondant au stade 4 de Takemitsu.

1.2 Camptocormie

Le terme camptocormie vient du grec « camptos » qui signifie « courbé » et « kormos » qui signifie « tronc » (15). Il s'agit d'un trouble postural caractérisé par une flexion du tronc apparaissant à la station debout et/ou à la marche et, à l'inverse des lésions vertébrales cyphosantes décrites ci-dessus, complètement réductibles en décubitus dorsal. Elle n'est pas associée aux lésions vertébrales décrites dans les cyphoses dégénératives et est très rarement accompagnée de douleurs lombaires. Elle peut en quelque sorte s'apparenter à une forme de cyphose dégénérative par atteinte musculaire pure.

Historiquement, la première description clinique date de 1837, par Brodie (16). Le terme de « camptocormie » a lui été utilisé pour la première fois en 1915 par Souques, chez des jeunes militaires ayant participé à la première guerre mondiale avec un contexte de projection à terre par une explosion (17). Il s'agissait alors d'une forme hystérique (« war hysteria »), conséquence somatique d'une névrose traumatique, caractérisée par une contracture intense des extenseurs spinaux, sans

rétroversion du bassin associée, traitée à l'époque par faradisation ou « électrothérapie persuasive ». Des cas similaires ont étés décrits au cours de la seconde guerre mondiale.

En dehors de cette forme étiologique extrêmement particulière, la posture camptocormique a commencé à être étudiée à la fin du XXème siècle, notamment suite à la mise en évidence par Laroche en 1989 de lésions des muscles paravertébraux au scanner (12).

Ce symptôme peut traduire une multitude de maladies, ce qui nécessite un bilan étiologique exhaustif avant de conclure à l'entité pathologique nommée « myopathie d'apparition tardive des extenseurs spinaux », décrite par les rhumatologues français chez des sujets âgés (MTES). On retrouve aussi la terminologie de « camptocormie du sujet âgé », « cyphose lombaire réductible du sujet âgé », « syndrome de faiblesse et d'atrophie des muscles paravertébraux », « bent spine syndrome » ou encore « proclinorachie ».

La fréquence de la MTES est certainement sous-estimée du fait de sa méconnaissance et de l'existence de nombreuses formes frustes n'apparaissant qu'à la fatigue (18). Elle survient préférentiellement chez les femmes, contrairement à la forme historique. Elle doit être évoquée devant une personne âgée de plus de 55 ans se plaignant d'une sensation de déséquilibre vers l'avant à la marche (ou dès la mise en orthostatisme dans les formes très évoluées), associée ou non à des lombalgies. Cependant, avant de parler de MTES, il est indispensable de rechercher la totalité des autres étiologies pouvant se traduire par une posture camptocormique.

Les premières causes à éliminer sont neurologiques. En effet, toutes les affections neurologiques à révélation tardive peuvent aboutir à une camptocormie, à partir du moment où il existe une anomalie de commande motrice (par exemple : maladie de

Steinert, maladie de Parkinson, sclérose latérale amyotrophique, syndrome post-poliomyélitique).

On retrouve ensuite le cadre des atteintes musculaires diffuses, à évoquer devant l'existence de déficits musculaires proximaux associés. Ces atteintes diffuses peuvent avoir deux principales causes, l'hypothyroïdie et l'ostéomalacie. De façon plus exceptionnelle, on peut citer la polymyosite subaiguë du sujet âgé, dont le diagnostic est anatomopathologique, sur biopsie musculaire.

La dernière catégorie d'étiologies à rechercher est celle des atteintes dégénératives rachidiennes, en particulier la sténose lombaire. La posture camptocormique s'accompagne dans ce cas plus fréquemment de lombalgies intenses. La confirmation diagnostique nécessite la réalisation d'un examen d'imagerie (scanner ou IRM), afin de mettre en évidence l'involution graisseuse des extenseurs spinaux prédominant en regard des arcs postérieurs.

Lorsqu'aucun de ces contextes n'est retrouvé et qu'il n'existe aucune anomalie biologique associée, on peut alors penser à une myopathie d'apparition tardive des extenseurs spinaux. Celle-ci doit toutefois être confirmée par réalisation d'imagerie rachidienne et d'explorations anatomopathologiques et électrophysiologiques.

Sur le plan de l'imagerie, les radiographies standards du rachis ne montrent aucune lésion spécifique (simples modifications banales liées à l'âge). En revanche, le scanner, qui doit comporter des coupes centrées sur C4-C5, T9 et L3, est beaucoup plus spécifique. Il met en évidence une hétérogénéité de tous les muscles spinaux, avec prédominance à distance des arcs postérieurs (et non uniquement des muscles spinaux en regard des arcs postérieurs comme dans les atteintes dégénératives rachidiennes), avec une involution graisseuse dont l'importance témoigne à la fois de l'importance et de la durée de l'atteinte. De plus, à la différence des atteintes

musculaires diffuses, on note un respect des muscles psoas et abdominaux. Lors du 21ème congrès de rhumatologie, il a été démontré que la dégénérescence graisseuse affecte également les muscles des cuisses. L'IRM peut constituer une alternative au scanner et montrera la même involution musculaire graisseuse à volume musculaire conservé.

Sur le plan électrophysiologique, l'électromyogramme de détection, à réaliser dans des territoires musculaires déficitaires spinaux ou périphériques, peut montrer soit un tracé de type neurogène (dans 30% des cas), soit un tracé de type myogène (30% des cas). Dans le dernier tiers des cas, le tracé peut être normal.

Enfin, l'examen qui confirme le diagnostic est la biopsie musculaire, lorsqu'elle est réalisée en territoire suspect mais non atteint de façon massive, sous peine de ne plus déceler aucune atteinte spécifique. On constate une atteinte dégénérative des fibres, inhomogène et irrégulière, avec une involution graisseuse lobulaire, un épaississement des travées conjonctives et une fibrose mutilante. A l'inverse de ce qui a pu être observé dans les camptocormies secondaires à un canal lombaire étroit, l'atteinte des fibres de type I prédomine sur celle des fibres de type II.

Sur le plan thérapeutique, il n'existe malheureusement à ce jour aucun traitement spécifique à la MTES. La prise en charge non médicamenteuse consiste en un travail postural et un renforcement des muscles spinaux dorsaux et lombaires ainsi que des muscles des membres inférieurs, mais son efficacité dépend fortement du stade évolutif de l'atteinte. Les seuls moyens actuels de « compensation » résident dans l'appareillage, qui reste de réalisation difficile. On retrouve dans la littérature quelques résultats spectaculaires suite à un traitement par corticoïdes sous différentes formes (injections intradurales, bolus relayés par un traitement per os). Cependant, les effets indésirables de ce type de traitement sont trop importants et les résultats

trop irréguliers pour qu'il soit utilisé en pratique courante chez des sujets particulièrement à risque du fait de leur âge. Aucun résultat n'est publié à ce jour concernant le traitement chirurgical. L'atteinte des muscles fessiers et postérieurs des cuisses font présumer un échec total d'une éventuelle arthrodèse étendue dorso-lombaire. Une meilleure connaissance de cette pathologie et des mécanismes d'adaptation des patients atteints pour maintenir leur équilibre en position statique et dynamique permettrait donc d'aboutir à une meilleure prise en charge avec des techniques de réadaptation et un appareillage adaptés.

2 – Les outils d'étude de l'organisation sagittale rachidienne

2.1 Approche radiologique

Les clichés radiographiques de rachis complet, c'est à dire allant de la charnière cervico-dorsale à la partie supérieure des diaphyses fémorales, sont appelées téléradiographies du rachis.

Il existe deux types de paramètres mesurables sur une téléradiographie du rachis, à savoir les distances et les angles.

- L'analyse par les distances

Elle se heurte au risque d'erreur de mesure liée à l'agrandissement radiologique, d'où la nécessité de protocoliser la réalisation des téléradiographies et de toujours faire réaliser les clichés au même endroit, afin de pouvoir les comparer. Selon le consensus actuel pour la réalisation standardisée des radiographies (méthode de Stagnara), il doit s'agir d'un grand cliché de profil debout, en position de repos, genoux en extension, avants bras horizontaux et mains posées à plat sur une barre horizontale, pris en inspiration (19). On obtient alors une radiographie du patient de la base du crâne jusqu'aux diaphyses fémorales, avec idéalement superposition des ces dernières (figure 2). En réalité, ce n'est en pratique quasiment jamais possible.



Figure 2 : Positionnement du patient pour radiographie
(d'après P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet. Analyse goniométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques : essai de classification. Rev Chir Orthop 2003, 89/7 : 632-639)

- L'analyse par les angles quantifiés par la méthode de Cobb

Elle permet d'éviter ces causes d'erreurs, encore faut-il ne pas oublier d'analyser le plan médian sur une radiographie qui n'est pas toujours strictement de profil. Ces paramètres radiologiques angulaires peuvent être classés en deux groupes :

-les paramètres anatomiques : constants, non modifiés dans l'espace par les mouvements de l'individu, caractérisant la morphologie du squelette,

-les paramètres positionnels : variables, modifiés par la position du bassin et des têtes fémorales. Ces derniers sont exprimés en valeur algébrique positive lorsque le sacrum se situe en arrière des têtes fémorales, et négative dans le cas inverse.

Ces paramètres positionnels peuvent être décomposés en paramètres positionnels rachidiens (lordose lombaire, cyphose thoracique et gîtes sagittales rachidiennes en T1 et T9) et pelviens (pente sacrée, version pelvienne et angle pelvi-fémoral qui détermine l'orientation sagittale des fémurs en tenant compte du positionnement du sacrum).

Les mesures de distances, en particulier des porte-à-faux, c'est à dire de la distance horizontale entre un premier repère et la verticale abaissée d'un second, est moins pertinente mais peut venir compléter l'analyse des paramètres angulaires.

2.1.1 Paramètres positionnels

- Paramètres rachidiens

La théorie « constructale » d'Adrian BEJAN, selon laquelle « il existe un principe d'optimisation des systèmes biologiques qui vise à minimiser les contraintes inévitables par leur répartition sur chaque plus petit élément disponible », s'applique en tous points à la finalité des courbures rachidiennes (20). Celles-ci ont en effet pour finalité l'obtention d'un compromis entre les forces de compression et de cisaillement exercées au niveau de chaque joint intervertébral, surtout sur les derniers disques lombaires où les forces exercées sont maximales (50% du poids du corps sur L5). De fait, à partir du paramètre constant qu'est l'incidence pelvienne, l'angulation du rachis sus-jacent doit être ajustée au mieux pour permettre d'une part la stabilité du système, et d'autre part l'allègement des contraintes discales.

Lordose lombaire (figure 3)



Figure 3 : lordose lombaire

De nombreuses études ont été consacrées à cette région, tant dans la définition de son architecture que dans son rôle dans l'organisation sagittale du corps humain.

Classiquement, on définit ses limites anatomiquement : de L5 à L1. En réalité, il s'agit d'une zone du rachis en extension, qui ne correspond donc pas strictement aux limites anatomiques. Elle fait suite aux courbures cyphotiques thoracique en haut et sacrée en bas. On la représente géométriquement par deux arcs de cercles tangents (21), la limite inférieure étant située au niveau du plateau sacré et la limite supérieure au niveau du point d'inflexion où le rachis s'infléchit en cyphose.

Sur le plan radiologique, il existe une grande diversité de méthodes pour mesurer la lordose lombaire (21). La méthode de référence est celle de Cobb, qui calcule l'angle formé par l'orientation des plateaux supérieur et inférieur des vertèbres extrêmes limitant la lordose. Harisson et son équipe ont quant à eux définit une méthode dite « tangentielle » qui calcule l'angle formé par les tangentes aux bords cette fois ci

antérieurs des vertèbres limites (22). Enfin, d'autres méthodes font appel à l'informatique avec numérisation préalable des radiographies (modélisation par des cercles tangents ou par des ellipses).

Quoi qu'il en soit, les limites de la lordose lombaire restent controversées selon que l'on considère les limites anatomiques (lordose lombaire de L5 à L1 ou lombosacrée de T12 à S1) ou les limites radiologiques (du plateau sacré au point d'inflexion supérieur), plus fonctionnelles. Selon cette deuxième méthode, la charnière thoraco-lombaire est située dans 12,6% des cas en T11, 23,7% des cas en T12, 37,7% des cas en L1 et 26% des cas en L2 (23).

Afin de pouvoir suivre l'évolution de la courbure chez un même patient mais également d'effectuer une analyse comparative entre différents sujets, l'analyse doit être systématisée. On définit ainsi les paramètres suivants (tableau I):

- Nombre de vertèbres incluses dans la lordose, pouvant varier de 1,5 à 7,5 avec en moyenne 4,5 vertèbres
- Apex, qui est le point de tangence de la lordose avec la verticale, situé en moyenne au milieu de L4 mais avec des extrêmes allant de la base de L5 au milieu de L2
- Arc supérieur, de l'apex au point d'inflexion, dont la valeur est stable aux environs de 20° (24) quels que soient les autres paramètres sagittaux
- -Arc inférieur, du plateau sacré à l'apex, au sein duquel l'angulation lordotique segmentaire croit progressivement (50 à 75% de la lordose lombaire se situent entre L4 et S1), mesurant en moyenne 40° avec des variations physiologiques entre 21 et 66°
- Angle global de lordose, correspondant à l'angle de lordose entre le plateau sacré et le point d'inflexion, variant en moyenne entre 60° et 64° avec un

écart type de 10° à 13° (valeurs extrêmes dans la population asymptomatique comprises entre 41° et 82°)

- Angle de bascule, correspondant à l'angle entre la verticale et la ligne passant par le milieu du plateau sacré et du corps vertébral au niveau du point d'inflexion.

Tableau I : Paramètres pelviens et lordose lombaire dans la population saine

Paramètres	Moyenne	SD	Min.	Max.
Incidence	51,91	10,71	33,75	83,72
Pente Sacrée	39,92	8,17	21,22	65,90
Version	11,99	6,46	– 5,06	30,59
1 : Apex	Milieu L_4	1 vertèbre	Base L_5	Milieu L_2
2 : Point d'inflexion	Milieu L_1	1 vertèbre	Milieu L_4	Milieu T_{10}
3 : Angle de bascule	– 5,71	4,59	– 16,15	10,76
4 : Lordose globale	61,43	9,72	41,22	81,94
5 : Nombre total de vertèbres incluses	4,50	0,90	1,50	7,50
6 : Arc Supérieur	21,50	5,02	7,00	35,00
7 : Nombre de vertèbres arc supér.	3,00	0,80	0,50	5,50
8 : Arc Inférieur	39,92	8,17	21,22	65,90
9 : Nombre de vertèbres arc inf.	1,50	0,60	0,00	3,50

(d'après P. Roussouly, E. Berthonnaud, D. Dimnet. Mécanique de l'équilibre sagittal en position debout. In : Douleurs mécaniques et troubles de la statique vertébrale. Sous la dir. de Biot, Roussouly, Le Blay, Bernard, Paris : Sauramps Médical, 2006, 45-58)

Cyphose thoracique (figure 4)



Figure 4 : cyphose thoracique

Les limites anatomiques classiques sont T1 et T12. Cependant, la cyphose correspond plus exactement à la partie en flexion du rachis, on préférera donc la définir comme la zone du rachis se situant entre T1 et le point d'inflexion du rachis en lordose.

On peut définir les mêmes paramètres que pour la lordose lombaire, à savoir le nombre de vertèbres incluses (dépendant de la longueur de la lordose), l'apex, les arcs supérieurs et inférieurs, l'angle global et l'angle de bascule. Dans la population asymptomatique, l'angle global de cyphose thoracique est mesuré en moyenne à 47°, avec des valeurs extrêmes comprises entre 26° et 75° (25). Le nombre de vertèbres incluses est en moyenne 10, mais peut varier entre 6 et 13 vertèbres, avec un point d'inflexion situé le plus souvent au milieu de L1 (valeurs extrêmes entre T10 et L4)

(26). L'apex se trouve majoritairement en regard de T7, avec des variations physiologiques entre T3 et T9 (27).

Gîte sagittale en T9 (figure 5)



Figure 5 : gîte sagittale en T9

Duval-Beaupère considère la neuvième vertèbre thoracique comme le substitut du centre de masse corporelle supporté par les têtes fémorales. Celui-ci se situe en moyenne à cette hauteur, à une distance en avant du corps vertébral dépendant de l'importance de la cyphose. Sa projection verticale se situe en moyenne à 35 mm en arrière des têtes fémorales (6).

L' « inclinaison » du rachis ou gîte sagittale en T9 est de ce fait très utilisée dans l'étude de l'organisation sagittale lombo-pelvienne. Elle est définie par l'angle entre la verticale passant par le centre de l'axe bi-coxo-fémoral et la droite unissant le centre de la vertèbre T9 et le milieu des têtes fémorales.

Sa valeur est en moyenne de 10°.

Cependant, dans la littérature américaine, ce paramètre n'est pas utilisé. On lui préfère le porte à faux de C7 (ou C7 plumb line) par rapport au sacrum (C7-S1) ou par rapport aux têtes fémorales (C7-HA) et le porte à faux de T4 par rapport à L4 (T4-L4) ou par rapport aux têtes fémorales (T4-HA).

C7 plumb line (figure 6)



Figure 6 : Aplomb de C7 ou axe vertical sagittal

L'aplomb de C7 par rapport au bassin peut rendre compte de l'équilibre global du rachis. On le mesure par la projection horizontale de C7 par rapport à un point caractéristique du bassin, à savoir les têtes fémorales (C7-HA) ou plus souvent le sacrum (C7-S1). Cette valeur, initialement retrouvée dans les travaux anglo-saxons, est de plus en plus utilisée dans les études récentes consacrées aux troubles de

l'organisation rachidienne sagittale, notamment dans les déformations liées à la spondylarthrite ankylosante.

Historiquement, la verticale abaissée du centre de gravité chez un sujet debout était considérée comme superposable à la verticale abaissée de C7. Cependant, une étude menée par Roussouly (28) en 2006 sur 153 sujets sains à mis en évidence que la verticale abaissée de C7 est en réalité plus postérieure que la ligne de gravité avec une distance moyenne entre les deux de 32,2 mm mais avec des valeurs extrêmes allant de -18,1 mm (C7 plumb line antérieure à la ligne de gravité) à + 80,8 mm. Cette étude a également montré que contrairement à la localisation de la ligne de gravité, qui est corrélée à la valeur de la version pelvienne, la position de la verticale abaissée de C7 n'est corrélée à aucun paramètre pelvien. Elle est en revanche corrélée aux angles de lordose lombaire et cyphose dorsale, d'où l'intérêt de son étude pour l'évaluation globale des déformations sagittales du rachis.

- Paramètres pelviens

Le bassin est un anneau osseux formé par les deux os iliaques et le sacrum, articulé d'une part avec le rachis au niveau du plateau sacré, et d'autre part avec les fémurs par les articulations coxo-fémorales. Afin de caractériser les relations entre le plateau sacré et les articulations coxo-fémorales dans l'organisation sagittale du rachis, plusieurs auteurs se sont attachés à définir des paramètres caractérisant le bassin, que nous allons rappeler ci-dessous.

Angle de version pelvienne (figure 7)

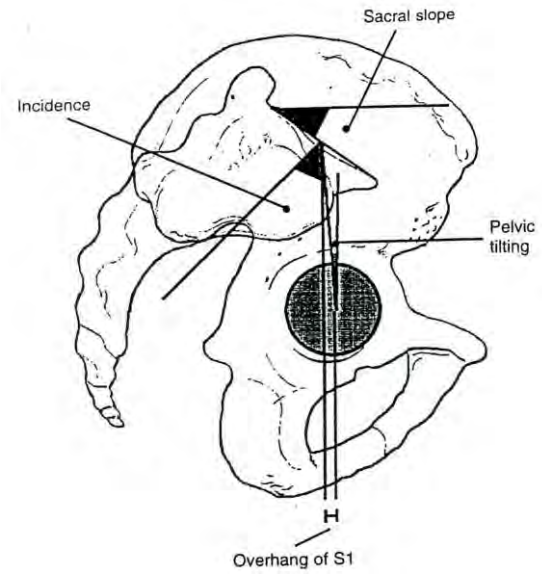


Figure 7 : Paramètres pelviens
(d'après J. Legaye, G. Duval-Beaupère, J. Hecquet, C. Marty. Pelvic incidence : a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. Eur Spine J 1998, 7:99-103)

Décrit par Duval-Beaupère, il caractérise le positionnement relatif des articulations coxo-fémorales par rapport au sacrum. On le calcule entre la verticale et la droite menée du milieu de l'axe bi-coxo-fémoral au milieu du plateau sacré. Quand le pelvis bascule en arrière, c'est-à-dire en situation de rétroversion du bassin, la version pelvienne augmente (6). A l'inverse, lorsque le pelvis bascule en avant, c'est-à-dire s'antéverse, la version pelvienne diminue. Ce paramètre est essentiellement utilisé dans la littérature française, Jackson utilisant quant à lui le point le plus postérieur du plateau sacré (25).

Chez les sujets sains, l'harmonisation du plan sagittal ne met en jeu que de façon modérée la version pelvienne.

Sa valeur moyenne est de 12°, avec un écart type de 6 (tableau I).°

Les valeurs extrêmes vont de -5° à 30,6° (29).

Angle de pente sacrée (figure 7) : Cet angle correspond à la direction du plateau sacré. Il s'agit en effet de l'angle formé entre le plateau sacré et l'horizontale.

Sa valeur moyenne est de 40°, avec un écart type de 8° (tableau I).

Angle pelvi-fémoral (figure 8)



Figure 8 : angle pelvi-fémoral

Nous pouvons ajouter aux paramètres définis par Legaye et Duval-Beaupère un quatrième paramètre mesurant l'extension coxo-fémorale (30). Il s'agit de l'angle pelvi-fémoral, compris entre l'axe fémoral (défini par la ligne unissant deux points centro-diaphysaires séparés de 10 cm) et la droite tracée du centre de la ligne bi-coxo-fémorale au centre du plateau sacré. Sa valeur est d'autant plus grande que l'extension des hanches est importante.

Sa valeur normale est de 191° +/- 7° (soit 180° + la valeur de version pelvienne habituellement).

Selon une étude de Mangione et Sénégas (3), un angle pelvi-fémoral supérieur à 200° témoigne d'une atteinte de l'organisation rachidienne sagittale décompensée nécessitant une hyperextension de hanche pour permettre une rétroversion du bassin

dans le but de ramener le centre de gravité du corps entier en arrière des têtes fémorales.

Un angle plus faible que la normale traduit a contrario une antéversion du bassin.

2.1.2 Paramètres anatomiques

-Angle d'incidence pelvienne (figure 9)

Duval-Beaupère et Legaye ont montré que l'incidence pelvienne joue un rôle primordial dans le déterminisme des courbes sagittales du rachis (30). C'est un paramètre clé en anthropologie car sa valeur est stable pour un individu donné d'âge adulte, c'est-à-dire indépendante de la position du bassin dans l'espace, à condition de considérer la mobilité des articulations sacro-iliaques comme quasi-nulle.

Il s'agit de l'angle entre la droite passant par le centre des têtes fémorales et du plateau sacré et la droite perpendiculaire au milieu du plateau sacré, sur une radiographie strictement de profil. Dans les situations où la radiographie n'est pas strictement de profil, avec un décalage vertical ou horizontal entre les têtes fémorales, il a été validé d'utiliser comme repère le milieu du segment qui relie le centre des deux têtes fémorales. L'incidence, qui regroupe en son sein plusieurs composants anatomiques (partie postérieure de l'aile iliaque, articulation sacro-iliaque et premières vertèbres sacrées) caractérise donc l'orientation du sacrum par rapport à l'axe du bassin et représente schématiquement la largeur du bassin. En effet, plus l'incidence est élevée et plus le bassin est « large » de profil, et vice versa.

La valeur moyenne de cet angle est de 52°, avec un écart type de 11° (tableau I).

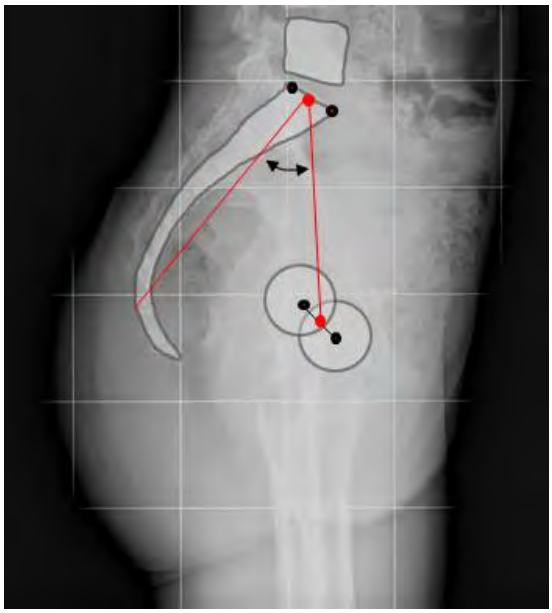


Figure 9 : Incidence pelvienne

Angle de lordose pelvienne (figure 10)

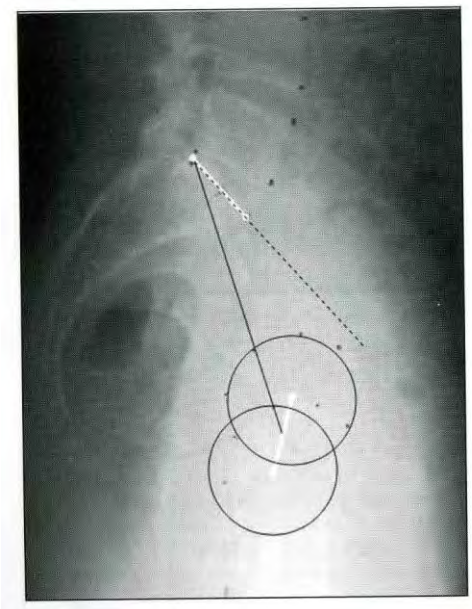


Figure 10 : Angle de lordose pelvienne défini par R. Jackson
(d'après P. Roussouly, E. Berthonnaud, D. Dimnet. Mécanique de l'équilibre sagittal en position debout. In : Douleurs mécaniques et troubles de la statique vertébrale. Sous la dir. de Biot, Roussouly, Le Blay, Bernard, Paris : Sauramps Médical, 2006, 45-58)

La mesure de l'incidence pelvienne nécessite que l'on visualise l'angle antéro-supérieur de S1 et l'ensemble du plateau de S1, lequel présente fréquemment une hypoplasie antérieure, en particulier en cas de spondylolisthésis.

Jackson a donc définit l'angle de lordose pelvienne, prenant pour repère l'angle postéro-supérieur de S1, constamment visible sur les clichés standards (25).

Il est mesuré entre la droite menée du point postérieur du plateau sacré au milieu de l'axe bi-coxo-fémoral et la perpendiculaire passant par le plateau sacré. Il est essentiellement utilisé dans la littérature américaine, mais beaucoup moins que l'incidence pelvienne dans les différentes études françaises. Sa variation se fait en sens inverse de celle-ci (il s'agit en effet quasiment de l'angle complémentaire à l'incidence pelvienne).

Sa valeur moyenne est de 32°, avec un écart type de 9,8°.

Porte-à-faux :

Les valeurs des porte-à-faux sont peu utilisées dans la littérature. La plus fréquemment mesurée est celle du porte-à-faux de S1 par rapport aux têtes fémorales, c'est-à-dire la distance en millimètres entre le centre des têtes fémorales et la projection perpendiculaire du centre du plateau sacré. On retrouve ce paramètre sous le nom de « pelvic width » (« largeur du pelvis ») dans la littérature anglo-saxonne.

La valeur normale de ce porte-à -faux est de 23 +/- 14 mm. On considère qu'en dessous de cette distance, le pelvis est trop étroit, c'est-à-dire que la jonction lombo-sacrée est trop postérieure par rapport aux hanches (31).

2.1.3 Relations entre ces différents paramètres

Outre l'aspect descriptif de ces paramètres, ce sont leurs inter-relations qui vont nous apporter une première approche de l'organisation sagittale du rachis.

Mise en évidence par Legaye, une construction géométrique par complémentarité d'angle montre que le paramètre anatomique incidence pelvienne (IP), est égal à la valeur de la pente sacrée (PS) additionnée à celle de la version pelvienne(VP) :

IP = PS + VP

L'existence de relations entre les paramètres pelviens, a pu être affirmée par la mise en évidence de coefficients de corrélations partiels entre ces paramètres : 0,9925 et 0,9872.

D'autre part, le fait que l'horizontalisation du sacrum et l'extension des articulations coxo-fémorales soient des facteurs essentiels de la verticalisation est démontré par leurs corrélations étroites avec les courbures rachidiennes

Les premières corrélations statistiques entre paramètres rachidiens et pelviens mises en évidence l'ont été par Stagnara et coll. (19) entre l'inclinaison du plateau sacré et l'angulation de la lordose. Par la suite, Legaye et Duval-Beaupère ont démontré de nombreuses autres corrélations entre les différents paramètres sagittaux (30).

Leur découverte a constitué une avancée majeure dans l'étude de l'organisation sagittale du complexe lombo-pelvi-fémoral. Elles permettent en effet, à partir du paramètre constitutionnel qu'est l'incidence pelvienne, d'imaginer les valeurs « optimales » attendues des autres paramètres de l'organisation sagittale.

On distingue les corrélations statistiques fortes, définies par un ratio supérieur à 0,7, des corrélations plus faibles avec un ratio inférieur à 0,7 (tableau II) :

Tableau II : Corrélations statistiques entre les paramètres pelviens et rachidiens

		PS	V	1	2	3	4	6	7	9
Incidence	I	0,80**	0,65**	0,52**	0,28**	0,59**	0,64**	– 0,05	– 0,07	0,52**
Pente Sacrée	PS		0,06	0,55**	0,32**	0,53**	0,86**	0,03	– 0,06	0,55**
Version	V			0,17*	0,07	0,31**	– 0,02	– 0,13	– 0,05	0,17*
Apex	1				0,52**	0,72**	0,38**	– 0,17*	– 0,17*	1**
Point d'inflexion	2					0,20*	0,22**	– 0,08	0,75 **	0,52**
Angle de bascule	3						0,16*	– 0,55**	– 0,32**	0,72**
Lordose globale	4							0,54**	– 0,03	0,38 **
Arc supérieur	6								0,03	– 0,17*
Nb de vertèbres	7									– 0,17*

(d'après P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet. Analyse goniométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques : essai de classification. Rev Chir Orthop 2003, 89/7 : 632-639)

** corrélation significative à p<0,005 (test de Pearson) - ** corrélation significative à p<0,001 (test de Pearson)*

Les corrélations avec l'angle de l'arc inférieur ne sont pas prises en compte puisqu'elles sont identiques à celles de la pente sacrée. La position de l'apex et le nombre de vertèbres de l'arc inférieur (9) sont directement liés.

- ✓ Corrélations statistiques puissantes :

-Pente sacrée et lordose lombaire : r=0,86

Stagnara et al. ont mis en évidence la relation entre l'inclinaison du plateau sacré et l'angulation de la lordose (19). Ils ont en effet prouvé que les valeurs de pente sacrée et de lordose lombaire varient dans le même sens, c'est-à-dire qu'à une pente sacrée élevée correspond un angle de lordose élevée, et vice versa. Ceci a permis d'effectuer un premier classement des rachis en « dos plats » et « dos dynamiques », selon l'importance du galbe et des courbures.

Rappelons qu'étant donné que l'arc supérieur est stable (aux environs de 20°), la pente sacrée est plus exactement corrélée à l'angle de l'arc de cercle inférieur de la lordose.

-Pente sacrée et incidence pelvienne : r=0,80

Comme nous l'avons vu plus haut, la valeur de l'incidence pelvienne est égale à la somme algébrique de la pente sacrée et de la version pelvienne. Du fait de la relation précédente, il existe donc une corrélation positive entre la pente sacrée et l'incidence pelvienne.

-Gîte sagittale en T9 et version pelvienne : r=0,73

Plus la version pelvienne est importante, plus le centre de masse corporel est situé loin en arrière des têtes fémorales.

- ✓ Corrélations statistiques fortes :

-Incidence pelvienne et angle de lordose lombaire : r=0,64

Ces deux paramètres varient dans le même sens (plus l'incidence est forte, plus l'angle de lordose est élevé).

-Incidence pelvienne et version pelvienne : r=0,65

Plus l'incidence est élevée, plus la version pelvienne augmente, mais dans une moindre mesure que la pente sacrée (ratio de corrélation plus faible).

-Pente sacrée et cyphose thoracique : r=0,61

- ✓ Corrélations statistiques faibles :

-Lordose lombaire et cyphose thoracique : r=0,34

Le ratio très faible témoigne du peu de relation entre ces 2 paramètres rachidiens.

L'analyse statistique de l'ensemble de ces corrélations permet d'aboutir à une équation qui détermine la valeur de la lordose quand varient les autres paramètres, avec un coefficient de corrélation de 0,98 signifiant qu'elle est applicable à l'échelle de chaque individu sain. Différentes études ont permis de se rendre compte qu'elle était également applicable aux sujets pathologiques. Cette équation est la suivante :

Lordose = 0,2042 cyphose + 1,17 pente sacrée + 0,06051 porte-à-faux – 0,1312 incidence – 0,3917 version pelvienne + 0,9988 gîte sagittale + 3,139

Il est important de préciser que malgré les différences en terme de taille, poids, hauteur du tronc, lordose, pente sacrée et incidence pelvienne entre les populations masculine et féminine, les relations statistiques entre les diverses paramètres restent strictement les mêmes.

2.2 Approche biomécanique

2.2.1 Méthode barycentremétrique (Annexe I)

Duval-Beaupère a démontré par la barycentremétrie les conditions d'équilibre économique adapté à chaque morphologie pelvienne (6). Ceci a constitué une avancée extrêmement importante dans la compréhension de l'organisation sagittale. La barycentremétrie est fondée sur la représentation schématique du tronc par un empilement de tranches élémentaires articulées, chacune solidaire d'une vertèbre, qui doivent se maintenir en équilibre au dessus des articulations coxo-fémorales. Chacun de ces éléments représente une masse qui s'exerce en un point appelé barycentre.

Revenons tout d'abord sur la définition du barycentremètre. Il s'agit d'un scanner à rayons gamma qui balaye le corps entier en effectuant des tranches successives d'un centimètre. Il permet de déterminer le poids de chaque tranche et d'en définir le point d'application. Grâce à un référentiel commun au barycentremètre et à un couple de radiographies de face et de profil du rachis entier, Duval-Beaupère a réussi à calculer le poids corporel supporté par chaque étage vertébral et par les articulations coxo-fémorales, ainsi qu'à déterminer la localisation de son point d'application. A partir de là, une construction géométrique consistant à tracer la projection verticale de chaque point en regard de l'articulation qui porte la charge correspondante permet d'en étudier son bras de levier.

Cette méthode a été utilisée dans le but de localiser le centre de masse corporelle (GF) supporté par l'axe bi-coxo-fémoral lors de la station debout et d'étudier ses

relations avec le squelette dorsal et le plateau sacré. Il ne s'agit en revanche pas de définir de façon précise la force supportée par chaque articulation mais plutôt de pressentir le sens de ses variations lorsque les courbes rachidiennes et la position du bassin se modifient. Il existe toutefois une limite à cette méthode qui suppose que les données recueillies en position couchée sont applicables au sujet debout ; il s'agit donc par conséquence d'une approximation du centre de masse.

L'étude menée par Duval-Beaupère a porté sur 33 sujets sains (6). Il en ressort que le centre de masse GF se situe le plus souvent en regard de T9 et à une distance moyenne de 15 mm en avant du corps vertébral. La projection verticale de GF en regard du plateau sacré se fait en arrière du milieu de celui-ci (à 14 mm en moyenne). Sa projection en regard de l'axe bi-coxo-fémoral (GFFP) se fait également en arrière de celui-ci (à 35 mm en moyenne). Cette distance exprime bien le bras de levier imposé par le poids du tronc sur l'axe de rotation que constituent les têtes fémorales. Or la situation antérieure ou postérieure par rapport à l'articulation des forces de pesanteur implique, pour le maintien de l'équilibre, l'application d'une force musculaire opposée. Le fait que la projection de GF se fasse en arrière des articulations coxo-fémorales correspond donc à une situation d'économie musculaire, puisque qu'aucune force de stabilisation postérieure n'est nécessaire.

Le paramètre GFFP conditionne donc un équilibre économique en station debout, ne nécessitant qu'un effort musculaire minimal au maintien de celle-ci. En l'absence de barycentremétrie, le centre de la vertèbre D9 peut être considéré comme le substitut anatomique possible de la position du centre de gravité supporté par les têtes fémorales, à condition d'avoir en mémoire que ce centre GF se situe à environ 5 cm en avant du centre de D9 (avec variations de D8 à D10).

D'une façon plus générale, cette étude met en évidence l'organisation du rachis autour de la succession de ces barycentres, constituant la fameuse ligne de gravité. L'organisme cherchant toujours au maximum l'économie musculaire, ces barycentres élémentaires doivent être alignés au mieux. On obtient ainsi une ligne de gravité passant en avant des vertèbres thoraciques, se postériorisant progressivement au niveau des vertèbres dorso-lombaires, pour se retrouver entre le corps et les articulaires postérieurs des vertèbres lombaires, traverser le plateau sacré dans sa moitié postérieure et terminer en arrière des têtes fémorales. Cette situation de la ligne de gravité résulte de la disposition des courbures rachidiennes, ce qui explique que toute variation de ces dernières provoque une modification de l'alignement des barycentres, et par conséquent une augmentation du travail musculaire nécessaire au maintien de l'équilibre.

Par la suite, l'utilisation combinée des programmes de relevé tridimensionnel du rachis de Hecquet (7) et du barycentremètre a rendu possible, sur une série de 38 sujets normaux, la mise en relation de la position du centre de gravité du segment corporel supporté par les têtes fémorales avec les différents paramètres rachidiens et pelviens (anatomiques et positionnels). Le logiciel spécifique de Hecquet permet en

effet de visualiser les rapports anatomiques entre les centres de gravité sur une représentation tridimensionnelle du rachis.

2.2.2 Plate-forme de force

La méthode barycentremétrique décrite ci-dessus, bien qu'extrêmement précise, demeure compliquée à mettre en œuvre en pratique clinique. Une seconde approche des rapports anatomiques de la ligne de gravité consiste à utiliser une plateforme de force, qui fournit les coordonnées frontales et sagittales du poids corporel supporté par les pieds du sujet debout sur cette plateforme (32).

Dans une étude récente, Gangnet (32) a analysé le rachis et le bassin en trois dimensions chez 34 sujets sains à l'aide de clichés de face et de profil étudiés selon un procédé stéréoradiographique, couplés à une plateforme de gravité. Cette étude confirme les données du docteur Duval-Beaupère, à savoir que la ligne de gravité du tronc se projette légèrement en arrière des têtes fémorales. On constate également que l'axe entre le conduit auditif externe et le centre des têtes fémorales est à peu près vertical, avec des variations de 30 mm. Dans le plan coronal, il existe un décalage de cette ligne de 7,6 mm vers la droite.

Dans une seconde étude du même type menée par Vaz et Roussouly sur 100 sujets normaux (33), l'axe de gravité apparait cette fois-ci 9 mm en avant des têtes fémorales.

3 – Les segments et leurs interactions

Nous avons jusqu'ici évoqué divers aspects de l'organisation sagittale en nous focalisant sur le haut du corps. Or cette organisation peut être définie comme l'équilibre du tronc au dessus du pelvis **et des membres inférieurs** requérant le minimum d'énergie musculaire possible (31). Cependant, bien que jouant un rôle très important dans le maintien de l'organisation sagittale, les rapports entre la position

du rachis et des membres inférieurs (en particulier les articulations de la hanche et du genou) sont moins connus.

3.1 Relations entre les hanches et le rachis

L'analyse des radiographies de profil de la charnière lombo-sacrée et du rachis mettent bien en évidence la relation entre la bascule sagittale du cotyle et la pente sacrée (34).

Cette correspondance est dépendante de l'angle sacro-acétabulaire, ou « antéversion acétabulaire » (figure 11*),* caractéristique de chaque individu (paramètre anatomique). L'angle sacro-acétabulaire tient compte à la fois de l'incidence pelvienne et de l'encastrement du sacrum par rapport aux ailes iliaques.

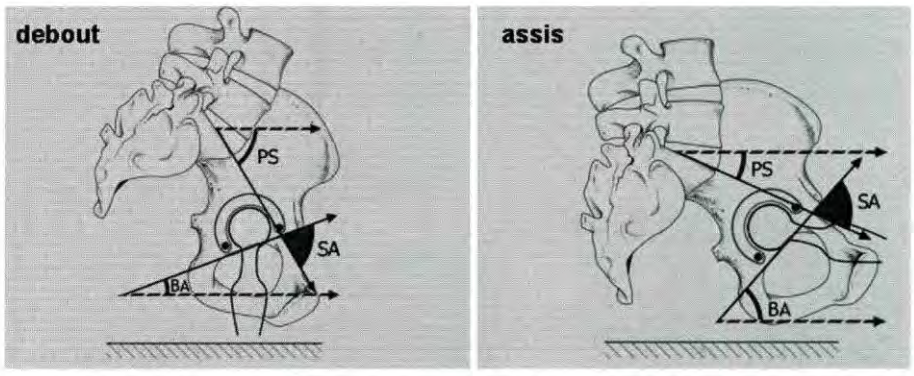


Figure 11 : Variations de la pente sacrée et de la bascule acétabulaire en fonction de la position debout ou assis. L'angle sacro-acétabulaire reste fixe car il s'agit d'un angle morphologique (comme l'angle d'incidence)
(d'après JY Lazennec, MA Rousseau, A Riwan et coll. Relations hanche rachis : conséquences fonctionnelles applications aux arthroplasties totales de hanche. In : Le complexe lombo-pelvien. De l'anatomie à la pathologie. Sous la dir. de JY Lazennec, Paris : Sauramps Medical 2005 : 115-145)

L'antéversion acétabulaire dans le plan sagittal, définie par Murray (34), est appelée antéversion « chirurgicale », par opposition à l'antéversion anatomique évaluée dans le plan transversal. Elle correspond à l'orientation sagittale du cotyle au sein du bassin osseux et est liée à l'antéversion ou à la rétroversion de ce dernier. Elle est calculée soit sur des clichés radiologiques standards en position debout avec des

difficultés liées au centrage du rayon incident, soit à partir de coupes transversales scannographiques avec là aussi des difficultés liées à un manque de reproductibilité des mesures du fait de l'inclinaison pelvienne variable dans le plan sagittal. Ces inexactitudes méthodologiques ont amené Lazennec et all. à proposer un autre paramètre, l'antéversion acétabulaire fonctionnelle, calculée à partir de la pente sacrée mesurée sur un cliché de profil (34). La mesure se fait sur une coupe scannographique, selon un plan dont l'angle d'inclinaison avec le plateau supérieur du sacrum correspond à l'angle de pente sacrée, ce qui revient à simuler la position debout.

Cette mesure d'antéversion acétabulaire est utile pour comprendre certains mécanismes d'adaptation des membres inférieurs à des déformations rachidiennes dans le plan sagittal, en particulier chez des patients cyphotiques. Ceux-ci, pour maintenir leur centre de gravité en arrière des têtes fémorales, voient apparaître une version pelvienne postérieure, laquelle entraîne une diminution de la pente sacrée et de la lordose lombaire. Ceci réduit les possibilités d'adaptation dans le secteur lombo-sacré et l'équilibre ne peut alors être maintenu que par l'intermédiaire d'une hyper-extension de hanche, limitée par la valeur d'antéversion cotyloïdienne.

Précisons que le mécanisme d'adaptation en rétroversion pelvienne est le plus fréquent, mais il existe néanmoins une autre stratégie possible en antéversion pelvienne associée à un flessum de hanche.

3.2 Relations entre les genoux et le rachis

La flexion des genoux est considérée comme le dernier mécanisme de compensation pour maintenir l'équilibre en position debout chez les sujets présentant une désorganisation sagittale du rachis. Toutefois, peu d'études ont insisté sur la relation entre paramètres pelvi-rachidiens et membres inférieurs chez de tels patients. L'une

d'entre elles, menée sur 28 patients atteints de déformation rachidienne dans le plan sagittal par l'équipe d'Obeid en 2011 ***(35)***, nous apporte des informations importantes sur ce sujet. Cette étude a consisté à mettre en rapport le manque de lordose des patients avec la flexion de genoux en position debout statique. Elle a pu être menée grâce au développement du système de radiologie « EOS » qui permet la réalisation de radiographies « corps entier » avec possibilité d'analyser sur le même cliché les paramètres rachidiens, pelviens et les membres inférieurs avec une très faible irradiation. La lordose de chaque patient a été mesurée d'après EOS (avec comme restriction le fait que la mesure se fait avec le système EOS en prenant L5 et non S1 pour limite inférieure de la lordose) et comparée avec la lordose idéale théorique calculée à partir de la formule de Legaye et de celle de Schwab (calcul de la lordose lombaire selon Legaye = -[(IP x 0,5481 + 12,7) x 1,087 + 21,61]; calcul de la lordose lombaire selon Schwab = IP + 9). Il en a été déduit le manque de lordose pour chaque patient, valeur qui a été mise en relation avec les autres paramètres rachidiens, pelviens et surtout avec la flexion des genoux. Les résultats montrent qu'alors que la lordose lombaire réelle est faiblement corrélée avec la flexion des genoux ($r = 0,42$), le manque de lordose l'est fortement ($r = 0,72$ en utilisant la formule de Schwab et $r = 0,63$ avec celle de Legaye). Cette corrélation entre manque de lordose et flexion des genoux confirme ainsi le rôle joué par ceux-ci dans les mécanismes de maintien de l'équilibre en position debout en cas de désorganisation sagittale rachidienne. Néanmoins, la limite de cette étude est qu'il existe une part dynamique importante dans le degré d'antéflexion du tronc des sujets déformés avec une désorganisation rachidienne qui s'aggrave lors de la marche. Reste donc à déterminer si la corrélation s'applique également en situation dynamique.

4 - Modèles d'organisations sagittales

Les différentes approches morphologiques et biomécaniques ont permis d'établir des modèles « types » d'organisation sagittale rachidienne « normales » ou « économiques » et « pathologiques » ou « non économiques ».

4.1 Modèles d'organisations sagittales rachidiennes « normales »

4.1.1 Types de lordoses lombaires selon Roussouly

Selon l'extension des hanches qui se produit lors de la verticalisation, on aboutit à des « morphotypes » particuliers. Roussouly et coll. (21) ont ainsi décrit quatre types de lordose à partir d'une étude prospective dans une population normale asymptomatique, en utilisant comme paramètre principal la pente sacrée. Ils ont dans un premier temps individualisé trois groupes en fonction de la répartition gaussienne des valeurs de pente sacrée (PS) : PS<35°, 35°<PS<45° et PS>45°. Puis, en raison de l'existence de morphotypes extrêmement différents au sein du groupe des pentes sacrées inférieures à 35°, ils ont été amenés à scinder ce groupe en deux en fonction de la position de l'apex (tableau III). En effet, quand la pente sacrée diminue et tend vers zéro, l'angle de l'arc inférieur en fait de même. La lordose moyenne restant constante, deux solutions géométriques sont possibles : soit l'arc inférieur disparait, ce qui correspond au type 1, soit il s'aplatit et on obtient alors le type 2. Le type 1, correspondant à un profil de dos plat et dysharmonieux, ne peut en réalité être classé parmi les modèles d'organisation sagittale rachidienne normale.

Tableau III : Répartition des lordoses en fonction des valeurs de la pente sacrée

Type	Pente Sacrée	Nb. de cas	Ratio Sexe H/F	Incidence	Apex	Angle de bascule	Lordose totale	Nb. de vertèbres	Arc supérieur
1	PS < 35° M = 30°	34	0,94	M = 41° 34° à 54°	Milieu L5	– 9°	52°	4	22°
2	PS < 35° M = 32°	18	0,4	M = 44° 38°à 57°	Base L4	– 5°	52°	5	19°
3	35° < PS < 45° M = 39	60	1,25	M = 51° 36° à 65°	Milieu L4	– 6,5°	61°	4,5	22°
4	PS > 45° M = 50°	48	0,82	M = 63° 43° à 83°	Base L3	– 2,5°	71°	5	21,5°

(d'après P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet. Analyse goniométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques : essai de classification. Rev Chir Orthop 2003, 89/7 : 632-639)

Nous allons donc dans le paragraphe suivant nous attacher à décrire les trois modèles de lordoses « physiologiques » correspondant aux types 2, 3 et 4 de Roussouly :

-Type 2 (15%): Pente sacrée inférieure à 35° avec apex bas, mais plus haut situé que dans le type 1, incidence moyenne de 44°

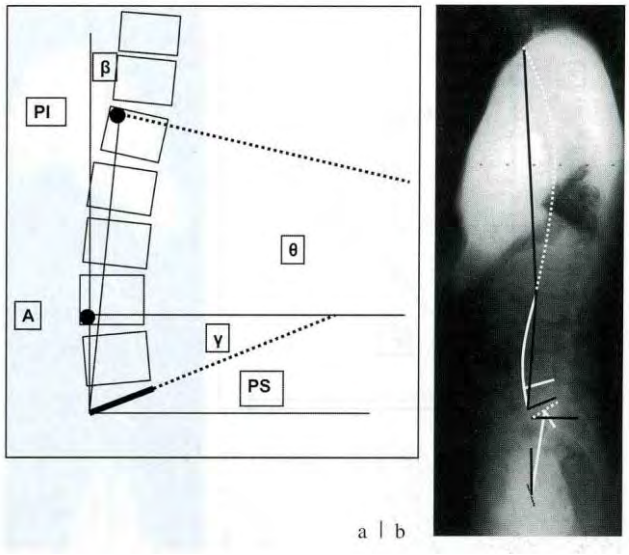


Figure 12 : Lordose de type 2
(d'après P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet. Analyse goniométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques : essai de classification. Rev Chir Orthop 2003, 89/7 : 632-639)

La pente sacrée (PS) est inférieure à 35°. Quand la pente sacrée diminue, l'arc inférieur (y) devient rectiligne. L'apex (A) et le point d'inflexion 'PS) montent. La lordose s'allonge et s'aplatit. La bascule postérieure (β) diminue.

Il s'agit d'une lordose peu étendue (en moyenne 4 vertèbres), avec un profil de rachis plat. Le sommet de la lordose est situé à la base du corps de L4 avec un arc inférieur relativement plat. L'angle de bascule est négatif.

-Type 3 (40%): Pente sacrée comprise entre 35° et 45°, incidence moyenne de 51° (figure 13)

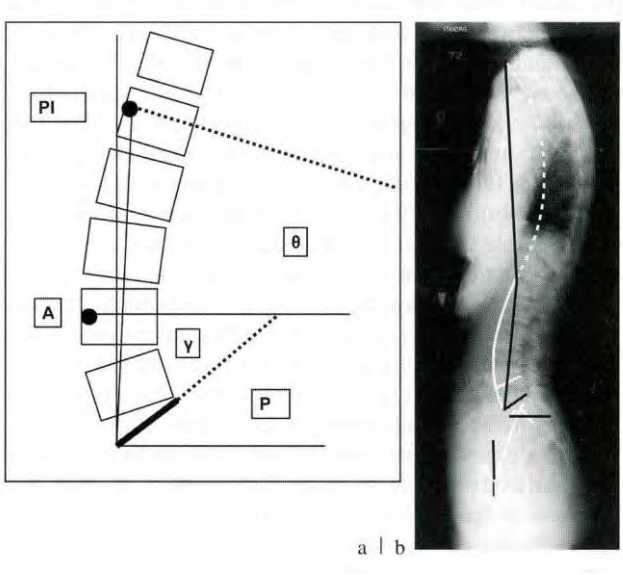


Figure 13 : Lordose de type 3
(d'après P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet. Analyse goniométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques : essai de classification. Rev Chir Orthop 2003, 89/7 : 632-639)

La pente sacrée est comprise entre 35 et 45°. L'apex monte au milieu de L4. Le point d'inflexion est sur L1. L'angle de lordose augmente. L'angle de bascule tend vers zéro.

L'augmentation de la pente sacrée signifie que l'angle de l'arc inférieur augmente également. En conséquence, le nombre de vertèbres incluses dans la lordose augmente et le point d'inflexion se situe plus haut, témoignant d'un allongement global de la lordose. Ceci aboutit au type 3, c'est-à-dire à un profil « galbé », bien équilibré, avec une lordose modérée comprenant en moyenne 4,5 vertèbres, et un arc inférieur plus important. Le point d'inflexion est situé à la jonction thoraco-lombaire

et le sommet de la lordose au centre de L4. L'angle de bascule approche le zéro degré.

-Type 4 (30%): Pente sacrée supérieure à 45°, incidence moyenne de 63° (figure 14)

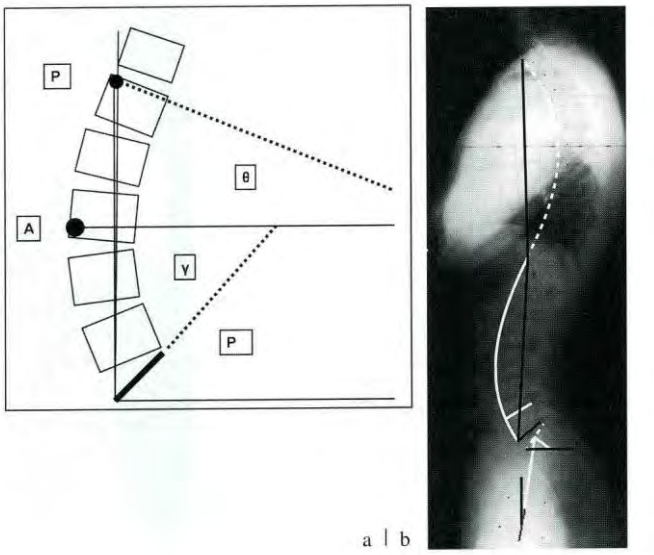


Figure 14 : Lordose de type 4
(d'après P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet. Analyse goniométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques : essai de classification. Rev Chir Orthop 2003, 89/7 : 632-639)

La pente sacrée est supérieure à 45°. La lordose lombaire augmente aux dépens de l'arc inférieur (γ). L'apex monte au niveau de L3. L'angle de bascule s'annule, voire se positive vers l'avant.

Ce profil témoigne d'un rachis dit « hypergalbé », avec une forte lordose comprenant au minimum 5 vertèbres. Le sommet de lordose est situé en L3, avec un arc inférieur important. Le point d'inflexion correspond là aussi à la jonction thoraco-lombaire. L'angle de bascule est égal à zéro ou, dans les pentes sacrées les plus importantes, positif. En effet, l'angulation de lordose nécessaire dépend de l'extensibilité du rachis. Lorsque celle-ci est insuffisante, le point d'inflexion s'antériorise, ce qui positive l'angle de bascule. Ceci pourra être compensé par une augmentation de la version pelvienne, ce qui provoque une diminution de la pente sacrée.

Il est intéressant de préciser que chaque morphotype est plus ou moins prédisposant à certaines pathologies. Ainsi, en fonction de la situation initiale du complexe lombo-pelvi-fémoral, on peut anticiper une certaine tendance dégénérative ou une évolution vers une organisation pathologique (24):

-Le type 2, ou « dos plat » est propice aux lésions dégénératives avec hernies discales précoces, du fait des fortes pressions subies par les disques, non atténuées par des courbures pratiquement inexistantes.

-Dans le type 4**,** où la lordose est plus développée, le risque essentiel est celui de spondylolisthésis par lyse isthmique. Il est proportionnel à l'importance de l'incidence pelvienne et donc de la pente sacrée.

A noter cependant que les dégénérescences discales peuvent tout de même affecter tous les types de rachis. Elles peuvent donc entraîner une perte de lordose sur un type 4, avec une augmentation de l'inclinaison pelvienne postérieure en compensation, aboutissant à un « pseudo type 2 ». Le rôle de l'incidence pelvienne, paramètre qui rappelons-le est constant pour chaque individu, est donc primordial pour différencier le type 2 (petite IP) du pseudo type 2 (grande IP).

4.1.2 Organisation sagittale rachidienne et équilibre chez un sujet sain

- Examen clinique

L'analyse du rachis en position debout statique de profil est un temps important de l'examen. Il est essentiel à la compréhension de l'organisation sagittale d'un individu, et de la « compatibilité » de cette organisation avec le maintien de la posture debout. Il est réalisé à l'aide d'un outil indispensable, le fil à plomb, qui permet de quantifier les courbures rachidiennes par rapport à la verticale, en établissant des « flèches » (ou distance horizontale entre un point localisé de la colonne vertébrale et la verticale matérialisée par le fil). Elles traduisent les lordoses

cervicales et lombaires et permettent d'avoir une première idée sur les notions d'harmonie et de dysharmonie des courbures sagittales. En effet, plus que les valeurs brutes des angles de cyphose et de lordose, c'est l'harmonie entre les différentes courbures qui est à noter, c'est-à-dire la proportionnalité entre lordose lombaire, cyphose thoracique et lordose cervicale permettant de limiter les contraintes mécaniques subies par le rachis. Le fil à plomb est approché des épineuses jusqu'à être tangent à l'une d'entre elles, habituellement T9. Puis les flèches des courbures sont mesurées en centimètres par rapport à cette référence.

Chez le sujet non pathologique, cet examen permet de mettre en évidence un rachis harmonieux, c'est-à-dire avec une répartition équilibrée des courbures cervicale, dorsale, et lombosacrée. Le regard du sujet est à l'horizontale. Le fil à plomb est tangent à la fois à la cyphose dorsale et à la crête sacrée, et les flèches sagittales en D1 et L3 sont mesurées à environ 30 mm.

Le fil à plomb tendu depuis la vertèbre C7, ou axe occipital, tombe au niveau du pli interfessier, sans déviation latérale, c'est-à-dire sans gîte, et est tangent aux vertèbres D8 et S3.

L'examen rapide des membres inférieurs en position spontanée ne montre ni flessum de hanche, ni flessum de genou.

De face, la ligne des épaules et celle des épines iliaques antéro-supérieures sont horizontales et parallèles.

- <u>Apports de la radiologie</u>

La radiologie vient confirmer l'aspect harmonieux des courbures.

Elle permet dans un premier temps d'éliminer d'éventuelles lésions vertébro-discales puis d'analyser l'organisation rachidienne sagittale à proprement parler.

Après le calcul de la pente sacrée, qui permet de classifier le rachis étudié selon les types de Roussouly, celle de l'incidence pelvienne et de la version pelvienne, qui seront comparées aux valeurs normales d'une population type de même âge et même sexe, nous nous référons à une « table » appelée sagittalomètre, élaboré par N. Fraisse avec l'équipe de Nancy (Dr Tassin et Dr Fort), qui permet de déterminer la valeur de lordose, et à un moindre degré de cyphose, attendues dans le cadre d'un « rachis normal » (figure 15).

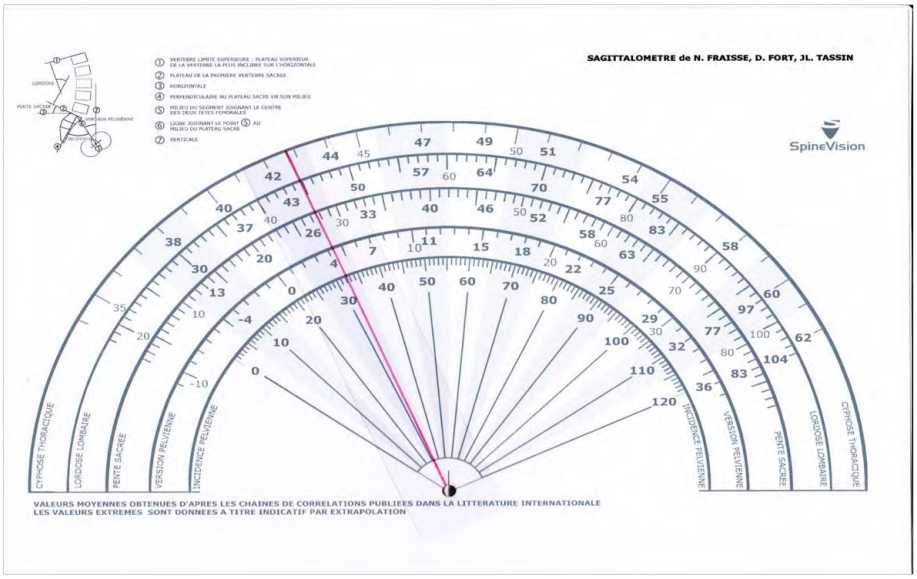


Figure 15 : Sagittalomètre

L'harmonie entre paramètres pelviens et rachidiens permet une répartition des contraintes mécaniques sur l'ensemble du rachis et donc d'éviter les usures disco-vertébrales et de limiter le travail musculaire nécessaire au maintien de l'équilibre.

- <u>Possibilités d'adaptation</u>

Comme nous l'avons vu, l'organisation sagittale du corps humain met en jeu différents segments articulés entre eux (tronc, bassin et membres inférieurs). Le système est dit en équilibre lorsque le travail musculaire nécessaire au maintien du

centre de gravité en arrière des têtes fémorales est minimal (31). Ceci met en jeu des corrélations entre les différents paramètres sagittaux rachidiens et pelviens. Ainsi, d'après les travaux de Duval-Beaupère (6,30), l'organisation sagittale optimale est obtenue grâce à une chaîne ascendante et descendantes de corrélations entre le centre de gravité du segment corporel supporté par les têtes fémorales (reflété par la gîte sagittale en T9) et les autres paramètres.

L'analyse radiologique permet de mesurer les conditions limites offertes par chaque sujet en fonction des conditions anatomiques (34).

L'incidence pelvienne est un paramètre essentiel, caractéristique de chaque bassin (30). En effet, une forte valeur d'incidence pelvienne témoigne de possibilités élevées d'adaptation du bassin, selon la relation IP= PS + VP. Au contraire, un bassin caractérisé par une faible incidence pelvienne ne dispose pas de possibilités de variation suffisantes pour s'adapter à des désorganisations rachidiennes même peu importantes, avec des limites de rotation autour des hanches rapidement atteintes.

Une autre limitation d'adaptabilité peut provenir des articulations coxo-fémorales. Ainsi, lorsque celles-ci présentent un défaut d'extension, le sujet ne peut rétroverser son bassin.

La pente sacrée reste donc élevée et la lordose augmente pour conserver le centre de gravité au dessus des têtes fémorales.

En cas de désorganisation dans le plan sagittal, on note deux principaux mécanismes d'adaptation (34). Tout d'abord, la version pelvienne, qui témoigne de la possibilité du bassin de tourner autour des têtes fémorales, peut s'accroître, entraînant une rétroversion du bassin, jusqu'à une valeur de 50°. Au-delà, la possibilité d'extension

des coxo-fémorales est dépassée. La pente sacrée diminue, ce qui entraîne une hypolordose sus-jacente. L'équilibre ne pouvant plus être rétabli par la rotation autour des hanches, il se fait autour de celui des genoux qui sont alors en flexum. Il s'agit du deuxième mécanisme d'adaptation.

4.2. Modèles d'organisations sagittales rachidiennes « pathologiques »

4.2.1Organisations sagittales rachidiennes «à risque »

- Type 1 de Roussouly :

La pente sacrée y est inférieure à 35° comme dans le type 1 mais avec un apex plus bas situé entre L5 et S1 et une incidence moyenne de 41° (figure 16)

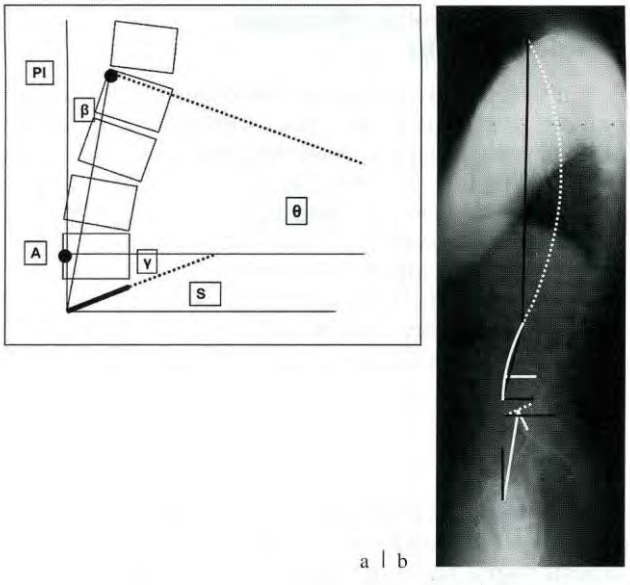


Figure 16 : Lordose de type 1
(d'après P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet. Analyse goniométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques : essai de classification. Rev Chir Orthop 2003, 89/7 : 632-639)

La pente sacrée est inférieure à 35°. Quand la pente sacrée diminue, l'arc inférieur (γ) tend à disparaître. L'apex (A) est bas, au milieu de L5. La lordose est courte avec le point d'inflexion (PI) au bord supérieur de L2. Elle est représentée presque uniquement par l'arc supérieur θ. L'angle de bascule β est fortement négatif.

Il s'agit d'un profil de lordose courte, représentée presque uniquement par l'arc supérieur, comprenant en moyenne quatre vertèbres. La lordose et la cyphose sont peu prononcées. Le sommet de la lordose lombaire est situé au milieu du corps de L5 avec un arc inférieur qui tend à disparaître. L'angle de bascule est fortement négatif.

Ce type est à haut risque de dégénérescence discale du fait des fortes pressions existant dans la zone de cyphose thoraco-lombaire très étendue. La jonction entre cyphose et lordose peut quant à elle être le siège de rétrolisthésis car les disques y sont fortement inclinés. Enfin, au niveau de la courte lordose, répartie sur quatre vertèbres maximum, il existe une pression élevée entre les facettes des processus articulaires postérieurs avec apparition d'un phénomène appelé « kissing » entre les processus épineux et d'un effet dit « casse-noisette » au niveau des isthmes, pouvant être à l'origine de spondylolisthésis (en particulier en L5).

- Profils ppxs

Vladimir Janda, en 1979, avait déjà proposé une classification des « morphotypes rachidiens pathologiques », sur des critères uniquement cliniques, selon la position du bassin en anté ou en rétroversion **(36)**. On distingue ainsi, par rapport à une position neutre du bassin, deux types dysharmonieux, à savoir le profil APXS pour anterior pelvic crossed syndrom et le profil PPXS pour posterior pelvic crossed syndrom.

- Antérior pelvic crossed syndrom (APXS): figure 17

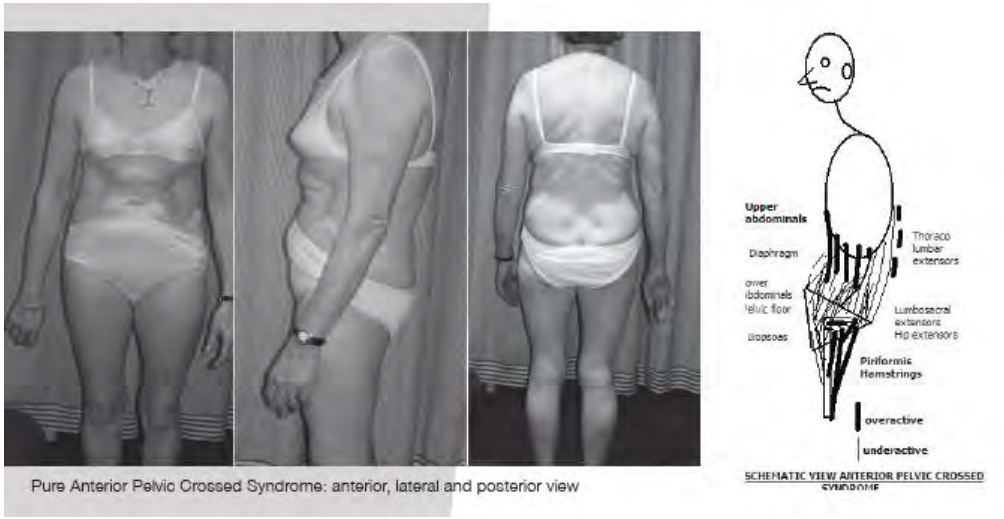


Figure 17 : The anterior pelvic crossed syndrome
(présentation de J. Key, A. Clift, F. Condie et coll intitulée The predictable effects of aberrant sagittal pelvic position and control in the development and perpetuation of low back and pelvic pain)

Ce profil est caractérisé par une rétroversion pelvienne, donc une valeur de version pelvienne augmentée. La lordose lombaire est courte voire inexistante avec une cyphose thoraco-lombaire étendue. En contrepartie, les hanches sont en relative hyperextension.

-Posterior pelvic crossed syndrom (PPXS) : figure 18



Figure 18 : The posterior pelvic crossed syndrome
(présentation de J. Key, A. Clift, F. Condie et coll intitulée The predictable effects of aberrant sagittal pelvic position and control in the development and perpetuation of low back and pelvic pain)

Le pelvis est au contraire antéversé, c'est à dire que la version pelvienne est inférieure à la valeur attendue. La lordose est consécutivement plus étendue, avec une vertèbre sommet haut située à l'étage thoracique. Les hanches sont en relative flexion.

4.2.2 Organisation sagittale rachidienne et équilibre chez un sujet présentant une cyphose lombaire dégénérative (annexe III)

- Examen clinique ***(29)***.

L'étude du rachis d'un individu et de son organisation dans le plan sagittal doit bien évidemment débuter par un interrogatoire le plus complet possible, puis par une analyse sémiologique clinique, en position debout statique puis lors du mouvement. Nous ne détaillerons volontairement pas ici l'ensemble de l'examen clinique d'un sujet consultant pour un problème rachidien pour nous focaliser plus précisément sur les particularités du sujet présentant une déformation rachidienne dans le plan sagittal.

- Interrogatoire :

Un interrogatoire précis et systématique est indispensable pour ne pas laisser échapper de renseignements qui orienteront les examens ultérieurs. Il débute par le recueil d'antécédents personnels mais surtout familiaux, certaines cyphoses pouvant avoir un caractère héréditaire. Il s'agit ensuite de retracer l'histoire de la déformation rachidienne le plus précisément possible. On note ainsi l'âge et les circonstances d'apparition. Dans la majorité des cas, la déformation du tronc est d'apparition progressive mais il peut exister des survenues plus rapides pour lesquelles il faut rechercher un évènement traumatique initial. L'évolution avant la première consultation est tout autant importante à retracer, avec dans la mesure du possible, photographies et /ou radiographies à l'appui.

L'existence d'une profession à « risque » de lésions dégénératives disco-vertébrales ou des muscles paravertébraux, c'est-à-dire exigeant des postures prolongées ou répétées en antéflexion du tronc, est à noter pour orienter la réflexion future quand aux mécanismes physiopathologiques à l'origine de la déformation rachidienne. Enfin, certaines conséquences respiratoires et neurologiques peuvent également être recherchées à l'interrogatoire (dyspnée, claudication à la marche et troubles de l'équilibre en particulier).

- Examen debout statique :

L'examen en position debout statique s'attachera à préciser la localisation, l'importance et l'éventuelle réductibilité de la cyphose. Celle-ci peut se situer au niveau thoraco-lombaire, thoracique, ou plus rarement cervical. La mesure des flèches avec le fil à plomb permet de quantifier l'importance de la déformation rachidienne et la préservation ou non d'une courbure lordotique lombaire. La réductibilité peut être testée en exerçant manuellement un appui dorsal et un contre-appui sternal, afin de « redresser » le patient. Elle témoigne d'une déformation « récente » non encore fixée et laisse envisager la possibilité d'un traitement orthopédique. L'absence de réductibilité est synonyme de déformation « fixée » non améliorable par le port d'un corset. La seule solution thérapeutique est alors l'acte chirurgical, sous réserve que l'âge et l'état général du patient l'autorise.

Lorsque la cyphose est partiellement ou totalement réductible, on constate curieusement en position corrigée la déviation du regard vers le haut, ce qui sous-entend une modification de perception de la verticale subjective chez ces sujets.

Au niveau du bassin, l'examen s'attache à rechercher une anté ou rétroversion de celui-ci. Néanmoins, cette évaluation est extrêmement délicate, notamment lorsqu'il existe une hyperextension ou un flessum de hanche associé. La mesure avec un

inclinomètre est possible, tout comme la mesure de la verticalité du fémur avec un goniomètre de Rippstein à lecture directe ***(37)***, mais la position du bassin ne pourra être clairement établie qu'après analyse radiologique.

L'examen statique de face permet d'éliminer un trouble associé de l'organisation rachidienne dans le plan frontal. On prend soin de noter l'équilibre des épaules, du bassin, la symétrie des plis de taille et le parallélisme entre les ceintures scapulaire et pelvienne.

L'examen en position debout statique permet également d'étudier le positionnement des membres inférieurs, après avoir éliminé une inégalité de longueur et une déformation des genoux ou des pieds. En cas de déséquilibre du bassin lié à une inégalité de longueur des membres inférieurs, le reste de l'examen se fera après compensation de l'inégalité à l'aide de planchettes de compensation placées sous l'un des talons.

On constatera très souvent une attitude en flexion de genoux, grossièrement proportionnelle à l'antéflexion du tronc, ce qui permet un redressement léger de ce dernier afin de préserver l'horizontalité du regard. Concernant les hanches, l'impression globale est généralement celle d'un flessum. Cependant, il s'agit la plupart du temps d'une fausse impression causée par la rétroversion pelvienne, et celles-ci sont donc le plus souvent en hyperextension.

- Examen en position couchée :

L'examen en décubitus dorsal permet une bonne étude des membres inférieurs et d'apprécier la réductibilité en cas d'hypercyphose. Il est complété par l'examen en décubitus ventral en bout de table, membres inférieurs détendus reposant au sol. Dans cette position, on peut également évaluer la réductibilité des défauts de courbures rachidiennes par la différence entre les valeurs mesurées couché et en

charge. De plus, la position de décubitus ventral annule l'effet d'éventuels défauts des membres inférieurs (par exemple, si on note une obliquité du bassin en position debout persistante en position couchée, il s'agit d'une cause supérieure ; dans le cas inverse, on conclut à une responsabilité des membres inférieurs).

- Examen debout dynamique :

La mise en évidence d'une quelconque anomalie à l'examen statique nécessite de le compléter par un examen en mouvement, qui se résume, au cabinet, à l'analyse visuelle de la marche, lorsque celle-ci est possible.

L'analyse visuelle de la marche permet de se rendre compte de l'aggravation de la symptomatologie à la fatigue et d'avoir une première idée de la façon dont les individus « compensent » afin de préserver un certain périmètre de marche. Ainsi on peut constater des pauses, une augmentation de la flexion de genou, un appui des deux mains sur la face antérieure des cuisses afin de faciliter le redressement du tronc et le travail des quadriceps, etc… Cette analyse est cependant grossière, à l'œil nu, et les « impressions visuelles » qui en sont issues pourront être étudiées beaucoup plus précisément au laboratoire du mouvement.

Enfin, il est toujours informatif de noter les « aides techniques » utilisées par les patients. Ceci renseigne sur le degré de gêne fonctionnelle des individus mais également sur les déficiences puisqu'il s'agit de solutions trouvées par les sujets eux-mêmes pour pallier à ces déficiences. Cela va des chaussures à talonnettes au petit sac à dos remplaçant le sac à main, en passant par les gaines ou les cannes et autres bâtons de marche.

- Apports de la radiologie

La position globale d'un patient cyphotique peut être évaluée grâce à la position de la verticale abaissée de C7 (« C7 plumb line ») qui, en situation d'équilibre, tombe au

niveau du coin postéro-supérieur de S1 et au niveau des têtes fémorales. Il a également été décrit l'angle d'inclinaison cyphotique ou « kyphosis tilt angle », qui correspond à l'angle entre la verticale et la ligne joignant le centre du corps vertébral de D1 au centre du corps vertébral de la vertèbre limite inférieure de la cyphose. Il s'agit d'un paramètre positionnel, puisque dépendant de la position des membres inférieurs, décrivant l'inclinaison provoquée par la cyphose. Ainsi, la valeur de l'angle d'inclinaison cyphotique augmente avec l'extension des genoux et diminue avec celle des hanches, la rétroversion du pelvis et la flexion des genoux et des chevilles. Sa valeur moyenne dans une population saine est de 93,4° +/- 2,4°. Chez les 28 patients cyphotiques de l'étude de Debarge, la valeur moyenne était de 74,9° +/- 12,7° ***(38)***.

Par ailleurs, les nombreux travaux récents sur les cyphoses fixées chez les patients atteints de spondylarthrite ankylosante ont permis la mise en évidence de nouveaux paramètres radiologiques évaluant la cyphose globale de ces sujets ***(38)***. Ces paramètres sont tout à fait utilisables pour l'étude des cyphoses dégénératives peu ou pas réductibles. Il s'agit du « C7 tilt » et de l'angle spino-sacré (SSA) (annexe II). Il est nécessaire pour les définir de considérer une ligne entre le centre de la vertèbre C7 et le centre du plateau sacré, appelée « L line ». Le C7 tilt est alors l'angle mesuré entre la L line et l'horizontale, il s'agit d'un paramètre positionnel. L'angle spino-sacré est définit quant à lui par l'angle entre la L line et le plateau sacré lui-même. Il constitue donc un angle intrinsèque au rachis et au pelvis, qui, dans le cas de « rachis rigides », est considéré comme stable. Le SSA peut de ce fait être assimilé à un paramètre anatomique, corrélé à la cyphose. Il permet de décrire la cyphose de façon indépendante par rapport aux membres inférieurs. Dans la population saine, la valeur moyenne du C7 tilt est de 95,4° +/- 1,4° et celle de l'angle spino-sacré est de 135,2°

+/- 3,8°. Parmi les patients de l'étude présentant une cyphose fixée, on relève en moyenne 72,6° +/- 14,7° pour le C7 tilt et 96,4° +/- 17,8° pour le SSA.

- Possibilités d'adaptation

Quel que soit le stade évolutif de la cyphose, un phénomène est constant, la perte de la lordose. Ce phénomène a pour conséquences biomécaniques un déplacement du centre de gravité de la partie supérieure du corps vers l'avant et donc un déséquilibre dans le plan sagittal (3). A la différence d'une cyphose survenant sur une colonne vertébrale très flexible (cyphose traumatique chez un sujet jeune), où la compensation se fait aux dépens de la colonne sous-jacente le plus souvent, sans nécessité d'adaptation au niveau du bassin, la survenue d'une cyphose sur une colonne vertébrale rigide est bien plus problématique pour le maintien de l'organisation sagittale (24). Le sujet va alors mettre en œuvre tout une série de compensations biomécaniques dans le but de rétablir cette organisation. Le premier de ces mécanismes semble être l'hyperextension des hanches, entraînant une rétroversion du bassin et donc une horizontalisation du plateau sacré. Cependant, l'extension des hanches est rapidement limitée par la conformation du squelette osseux d'une part et l'extensibilité des fléchisseurs de hanche d'autre part. Lorsque la limite est atteinte, il se produit alors un deuxième phénomène, la flexion des genoux, permettant d'horizontaliser un peu plus le plateau sacré. Enfin, en dernier lieu, on constate une rotation externe de hanche qui, en amenant le petit trochanter vers l'avant, détend le psoas et permet une légère augmentation de la rétroversion du bassin.

Il s'agit alors d'un équilibre extrêmement précaire, ne permettant aucune adaptation à une quelconque perturbation extrinsèque. De plus, bien que favorable du point de vue de l'équilibre, ce schéma d'adaptation augmente fortement la pression

intradiscale, ce qui est à l'origine d'une dégénérescence discale et d'une cunéiformisation des vertèbres, créant ainsi un véritable cercle vicieux.

JM Vital a étudié une série de 25 cas (32) de patients porteurs d'une telle déformation. En moyenne, ces sujets avaient une incidence pelvienne de 56°, une version pelvienne de 29°, une lordose lombaire de 36° et une cyphose thoracique de 38°. Une évaluation de force musculaire en isocinétisme montre que le rapport entre les muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis est significativement plus important, de même que le rapport entre les muscles psoas et grand fessier par rapport à une série de sujets normaux. En revanche, le rapport ischio-jambiers/quadriceps est identique quel que soit le profil rachidien.

L'hypothèse retenue pour expliquer l'antéflexion du tronc en situation statique chez ces patients est donc que les anomalies disco-articulaires arthrosiques sévères (pincements discaux antérieurs et hypertrophie articulaire postérieure) se compliquent d'une insuffisance musculaire au niveau des extenseurs du rachis et des grands fessiers conduisant à une chute antérieure. Celle-ci est compensée par une rétroversion du bassin, puis, quand l'extension maximale des hanches possible pour le sujet est atteinte, par une flexion des genoux (figure 19).



Figure 19 : Clinique et bilan radiographique d'un cas de cyphose arthrogénique
(d'après JM Vital, O Gille, N Gangnet. Equilibre sagittal et applications cliniques. Revue du Rhumatisme, 2004, 71 : 120-128)
(a :vue de ¾ montrant la pente de lordose lombaire, le défaut du galbe des fessiers ; b : vue de profil « naturelle » : les hanches sont en hypertension, les genoux sont fléchis ; c : en extension de genoux, le déséquilibre antérieur s'aggrave.)

Radiologiquement, lors de la mise en jeu des mécanismes de compensation, la version pelvienne est le premier paramètre à augmenter par l'intermédiaire de l'extension des hanches. Or, selon la formule IP = VP + PS, l'incidence pelvienne étant stable chez un individu donné, l'adaptation semble limitée par les mensurations du pelvis natif, avec des possibilités de variations supérieures pour les grandes incidences pelviennes. Cependant, l'étude de Debarge (38) ne confirme pas cette hypothèse ; elle retrouve en effet des pentes sacrées plus proches de zéro chez les patients ayant une faible incidence pelvienne que chez ceux ayant une forte incidence pelvienne, à C7 plumb lines égales. L'explication pourrait être qu'il est plus facile d'atteindre l'horizontalité du plateau sacré lorsque l'on a une faible incidence pelvienne, puisque la rétroversion du bassin est de toute façon limitée par le manque d'extensibilité des hanches. Les limites d'extensibilité de hanche empêchent le pelvis

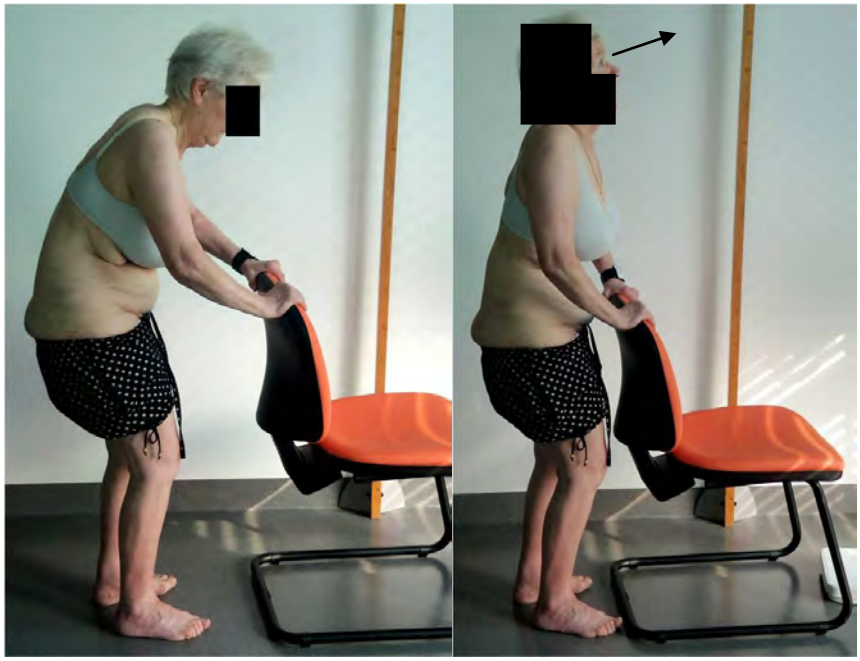
d'avoir une grande variation de rétroversion même en cas de forte incidence pelvienne.

4.2.3 Organisation sagittale rachidienne et équilibre chez un sujet camptocormique (annexe IV)

- Examen clinique

L'interrogatoire permet de retrouver la notion d'aggravation de la symptomatologie au cours de la journée, c'est-à-dire avec la fatigue. On peut également rechercher l'existence d'antécédents familiaux, car il existe une notion d'hérédité.

A l'examen physique, l'antéflexion du tronc peut donc être visualisée d'emblée lors de la position debout, ou apparaître au bout de quelques mètres de marche. Le diagnostic est théoriquement fait lorsqu'est mise en évidence une flexion du tronc supérieure à 45°. En réalité, il peut être évoqué pour des valeurs bien inférieures de flexion si les caractéristiques d'apparition sont clairement la station debout et/ou la marche avec une réductibilité complète en décubitus dorsal. La réductibilité peut également être testée en position debout, le médecin plaçant une main sur la cyphose lombaire et l'autre en contre-appui sur le sternum du patient. Le patient ainsi « réduit », au lieu de retrouver une horizontalité du regard, regardera alors vers le haut, ce qui correspond probablement soit à une perturbation de la verticale subjective, soit à une perturbation d'un équivalent d' « horizontale subjective » *(figures 20 et 21).* Lorsque l'on demande au sujet de se corriger lui-même, celui-ci va spontanément effectuer une rétroversion du bassin, une légère flexion des hanches et des genoux et une bascule de la partie supérieure du tronc en arrière, ce qui constitue un mécanisme de compensation qui sera détaillé plus loin.



Figures 20 et 21 : Réductibilité de la déformation camptocormique avec perte de l'horizontalité du regard

On peut également, à la station debout, noter une tendance à positionner les mains à plat au niveau de la face antérieure des cuisses afin de redresser le tronc et le regard et de soulager les muscles quadriceps.

Au niveau du rachis cervical, de profil, on peut mesurer la mobilité en flexion, par la distance menton-sternum, et en extension, en degrés par rapport à l'horizontale. La distance occiput-mur évalue également globalement l'enraidissement du rachis cervical en flexion. Ces mesures sont importantes dans le cas des camptocormies cervicales.

Une fois le diagnostic posé, l'examen clinique a pour but d'une part d'éliminer une camptocormie secondaire et un trouble associé de l'organisation rachidienne dans le plan frontal, et d'autre part d'avoir une première approche des mécanismes de compensations mis en œuvre par le patient pour maintenir son équilibre debout et à la marche.

Nous rechercherons donc principalement :

- L'existence de lombalgies intenses soulagées par la position penchée en avant qui est en faveur d'un canal lombaire étroit. Ces douleurs sont de type radiculaire et souvent accompagnées d'une claudication neurogène à la marche. La flexion du tronc est donc avant tout antalgique, mais si celle-ci persiste plusieurs années, une dégénérescence des muscles spinaux peut apparaître.

- L'analyse de la trophicité musculaire, non seulement au niveau des muscles extenseurs du rachis, mais également de façon plus globale, permettra de déterminer si la dégénérescence des muscles paravertébraux est isolée ou non. Une atteinte musculaire plus diffuse avec notamment faiblesse des muscles proximaux associée, doit faire évoquer une pathologie générale, comme par exemple l'hypothyroïdie. L'examen sera alors orienté à la recherche de symptômes retrouvés dans ces pathologies. Il est à noter que les évaluations musculaires habituellement réalisées chez les sujets lombalgiques chroniques, telles que le test de Sorensen pour les extenseurs du rachis, de Shirado pour les abdominaux et l'assis-sans chaise pour les muscles des cuisses, ne sont pratiquement jamais réalisables chez les sujets camptocormiques du fait de leurs faibles capacités musculaires.

- Un examen neurologique complet doit être réalisé devant tout diagnostic de camptocormie, afin d'éliminer une anomalie de commande motrice témoignant d'une origine centrale de la dégénérescence musculaire.

- Une position spontanée debout ou à la marche en rétroversion pelvienne, extension de hanche et flexion de genoux, ou plus rarement en antéversion pelvienne et flexum de hanche, signifie que le sujet est déjà quasiment au maximum des adaptations possibles pour maintenir son équilibre.

- Apports de la radiologie

L'organisation sagittale n'assure l'équilibre de façon économique que lorsque l'ensemble des paramètres radiologiques rachidiens et pelviens est réparti harmonieusement. Toute modification d'un paramètre entraînant la modification de tous les autres, le maintien de l'équilibre nécessite donc que chacun des paramètres soit susceptible d'évoluer dans les limites des valeurs physiologiques (39). Or, dans le cas des sujets présentant un rachis penché en avant, un ou plusieurs paramètres peuvent être fixés. De ce fait, les autres paramètres doivent s'ajuster, ce qui n'est possible que jusqu'à leurs limites physiologiques. Au-delà de ces limites, l'équilibre est en faillite, c'est-à-dire que la situation n'est plus du tout économique et que le centre de gravité supporté par les têtes fémorales se déplace en avant de ces dernières.

L'analyse radiologique des différents paramètres pelviens et rachidiens est donc essentielle pour déterminer si telle ou telle situation **statique** est économique ou non.

On peut rencontrer plusieurs cas de situations non économiques *(figure 22) :*

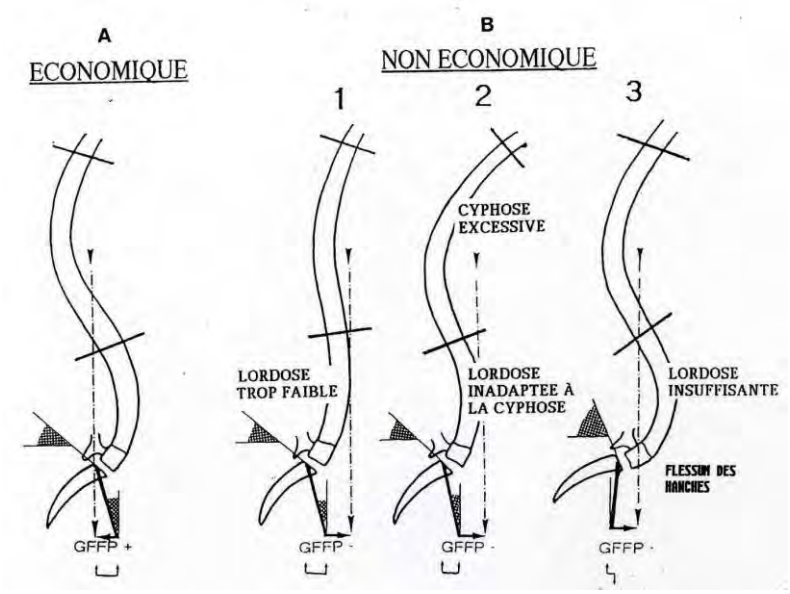


Figure 22 : Situations économiques/non économiques
(d'après J. Legaye, J. Hequet, C. Marty et coll. Equilibre sagittal du rachis. Relations entre bassin et courbures rachidiennes sagittales en position debout. Rachis, 1993, 5/5 : 215-226)

(A : équilibre économique en position debout (GFFP+) – B : situation non économique (GFFP-) : 1 : lordose lombaire trop faible par rapport aux paramètres pelviens - 2 : cyphose non réductible excessive insuffisamment compensée par la lordose lombaire – 3 : version pelvienne négative (en relation avec un flessum de hanche) insuffisamment compensée par les courbures rachidiennes)

Le centre de la vertèbre D9, qui comme nous l'avons vu, peut être considéré comme substitut anatomique du centre de gravité supporté par les têtes fémorales, peut se situer de façon trop postérieure, ou a contrario trop antérieure (figure 23). L'analyse de la situation nécessite que l'on confronte dans un premier temps les paramètres radiologiques pelviens du sujet étudié à ceux de la population standard, en commençant par mesurer la valeur d'incidence pelvienne. On vérifie ensuite que la version pelvienne soit positive et on contrôle la cohérence entre ces deux paramètres grâce à un tableau de corrélations (figure 23).

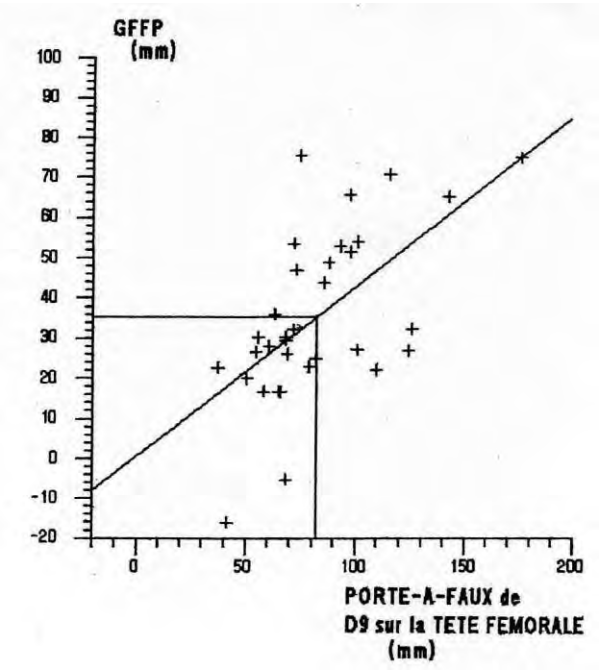


Figure 23 : Relation entre le Porte-à-Faux de D9 et GFFP (r=0.592815
(d'après J. Legaye, J. Hequet, C. Marty et coll. Equilibre sagittal du rachis. Relations entre bassin et courbures rachidiennes sagittales en position debout. Rachis, 1993, 5/5 : 215-226)

Dans le cas d'une version pelvienne négative, ou insuffisante compte tenu de la valeur de l'incidence pelvienne, le premier réflexe doit être d'éliminer une hypoextensibilité voire une rétraction des fléchisseurs de hanche isolée dont l'assouplissement permet de restituer une version pelvienne adaptée.

En dehors de cet exemple, l'équation IP = VP + PS indique que la négativité de la version pelvienne impose une pente sacrée égale à la somme de l'incidence et de la valeur absolue de la version pelvienne. Ceci est à l'origine d'une pente sacrée et donc d'une lordose lombaire augmentées, sans pour autant dans la plupart des cas que cela ne soit suffisant pour contrebalancer l'antéflexion du tronc. La situation peut donc rester non économique avec nécessité de sursolliciter les muscles paravertébraux pour maintenir l'équilibre.

Dans un deuxième temps, les paramètres rachidiens doivent être étudiés afin de vérifier que la lordose mesurée est cohérente par rapport aux paramètres pelviens du

sujet ainsi que par rapport à la valeur de la cyphose (figure 24). C'est lors de cette dernière analyse que l'on peut constater qu'une lordose qui semble bien corrélée aux différents paramètres pelviens d'un sujet est en réalité trop faible compte tenu de la cyphose fixée sus-jacente.

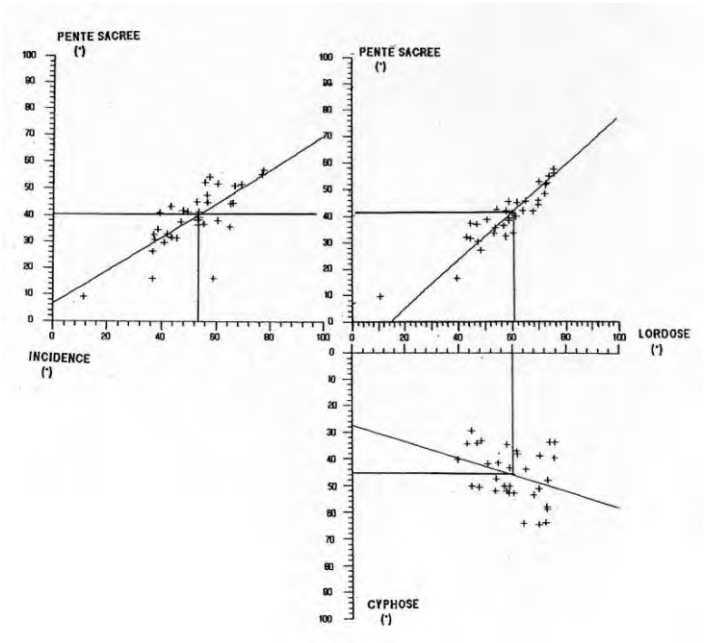


Figure 24 : Relation incidence, pente sacrée, lordose, cyphose
(d'après J. Legaye, J. Hequet, C. Marty et coll. Equilibre sagittal du rachis. Relations entre bassin et courbures rachidiennes sagittales en position debout. Rachis, 1993, 5/5 : 215-226)

DEUXIEME PARTIE :

CONNAISSANCES ACTUELLES SUR

L'ORGANISATION SAGITTALE EN MOUVEMENT

1 – Historique de l'approche dynamique

La compréhension de la biomécanique rachidienne a débuté par l'observation statique du rachis et de son anatomie. Puis, rapidement, les modèles biomécaniques ont permis d'améliorer notre compréhension du rôle joué par le rachis lors de la marche. Ainsi, Gautier, en 1998, a montré que le rachis en mouvement pouvait être modélisé par un ressort autocontraint à deux courbures auquel on applique une force de tension inverse à chaque extrémité (40). Il s'agit en effet de la seule structure pouvant être intercalée entre les membres inférieurs (lesquels ont un rôle d'amortisseur des déplacements sinusoïdaux latéraux et supéro-inférieurs du centre de gravité à la marche), et la tête (qui en opposition doit rester fixe). Selon ce modèle biomécanique, on peut constater qu'à la marche, le minimum de lordose est obtenu lorsque la torsion entre les épaules et le pelvis est maximale, avec une rétroversion du bassin elle aussi à son maximum. Ceci est le cas lors de trois temps du cycle de marche, à savoir 0, 50% et 100% du cycle. Le maximum de lordose est quant à lui simultané à la torsion épaules-pelvis minimale, qui se rencontre à 30% et 80% du cycle.

Ces données ont été confirmées par l'étude de Gracovetsky, qui a enregistré à l'aide de deux caméras avec marqueurs luminescents cutanés et enregistrement électromyographique le déplacement du bassin et du rachis (41). Par ailleurs, cette étude a permis de confirmer ce que le modèle de Gautier laissait entrevoir, à savoir que l'activité des muscles paravertébraux débute à 50% du cycle de marche pour s'atténuer progressivement jusque 80% du cycle au moment du passage du pas. Ils joueraient donc un rôle de freinage au retour rapide de la lordose.

Les premiers « laboratoires du mouvement » ont vu le jour dans les années 1980. Leur but était initialement d'analyser le positionnement des différents

segments articulaires des membres inférieurs lors de la marche afin de mieux en comprendre la biomécanique. Puis, forts de l'analyse et de la compréhension de la marche normale, les études se sont portées sur les sujets pathologiques, notamment porteurs d'une amputation d'un membre inférieur ou d'une infirmité motrice cérébrale, afin de caractériser comment ces atteintes retentissent sur le cycle de marche.

Lors de ces premières analyses de la marche, le tronc, considéré comme un simple « segment passager » était laissé de côté. Ceci est en réalité inexact, comme l'ont prouvé les études ultérieures. Il existe des relations étroites entre les mouvements du pelvis et du rachis à la marche, et le rachis a donc un véritable rôle actif lors de la déambulation. Plusieurs analyses ont ensuite été effectuées chez des sujets présentant une déformation du rachis, mais presque uniquement dans le plan frontal (déformations à type de scoliose). Les données sur les déformations dans le plan sagittal sont à ce jour très peu nombreuses. De plus, les études consacrées au rôle du rachis à la marche et au retentissement de telle ou telle déformation rachidienne sur la marche ne comportent pour la plupart qu'une analyse centrée sur le tronc, sans inclure de façon plus globale les membres inférieurs et la tête alors même que l'on sait qu'il existe des inter-relations extrêmement importantes entre ces trois « segments ».

C'est pourquoi l'étude proposée a pour objectif de pallier à ces deux principales lacunes dans les connaissances actuelles sur le retentissement des déformations rachidiennes à la marche, à savoir l'absence de données chez les sujets présentant une chute antérieure du tronc et l'absence de vision globale comprenant les trois « segments » : tête, tronc et membres inférieurs.

2 – Etat des connaissances chez les sujets sains

Avant de décrire et d'essayer de comprendre les mécanismes de compensation permettant aux sujets déformés de maintenir leur équilibre à la marche, il est nécessaire de faire l'état des connaissances chez le sujet sain.

Dès 1999, C. Sartor a cherché à établir une base de données cinématiques en vue de pouvoir comparer ces données à celles de sujets pathologiques lors d'études ultérieures (42). Il a pour cela recueilli les données en fonction des différents moments du cycle de marche (mesures enregistrées tous les 1% du cycle) chez 17 sujets sains, à l'aide de quatre caméras (Elite four-camera optoelectronic system®) réglées à 100 Hz et de deux plates-formes de forces placées en début et fin de cycle de marche. Les marqueurs ont été positionnés au niveau des vertèbres T4 et T9, du sternum, des épines iliaques antéro-supérieures, du sacrum, des cuisses, des tubérosités tibiales antérieures, des calcanéums et des avant-pieds. Dans le plan sagittal, les résultats mettent en évidence une extension du tronc par rapport au pelvis à la marche, d'environ 5°, avec deux oscillations (déplacement du tronc vers la flexion) de quelques degrés à la moitié de la phase d'appui et de la phase d'oscillation. Ces légères oscillations se retrouvent dans les mouvements du tronc par rapport au sol. Cependant, certaines études antérieures et surtout ultérieures ont plutôt montré une position neutre ou en légère flexion du tronc par rapport au pelvis. Les auteurs expliquent cela par des différences de positionnement des capteurs selon les équipes. Les deux oscillations typiques sont quant à elles retrouvées de façon constante dans les différentes études. L'analyse des mouvements dans les plans frontaux et transversaux révèle une position neutre du tronc par rapport au référentiel « laboratoire » (c'est-à-dire par rapport à la verticale) avec des mouvements de latéroflexion du côté du membre d'appui à la phase d'appui et de rotation axiale vers

le pied d'appui à la phase initiale de l'appui et en dehors en fin d'appui, de très faibles amplitudes. Les auteurs ont cherché à définir les conditions d'une marche « optimale », obtenue lorsque les mouvements du centre de masse sont minimisés. La marche optimale nécessite une stabilité d'appui, une progression en avant, une économie d'énergie et un bon décollement du pied. En mettant en parallèle ces considérations avec les données de l'étude, il se dégage trois évènements « clés » du cycle.

- La flexion latérale du tronc vers le membre d'appui à la phase d'appui permet d'une part d'obtenir une bonne stabilité par alignement biomécanique et facilite d'autre part le décollement du pied controlatéral, optimisant ainsi la consommation d'énergie.
- La contre-rotation du tronc par rapport au pelvis durant tout le cycle de marche, qui aide à la progression en avant en maintenant le centre de masse au dessus du polygone de sustentation. Cette contre-rotation est quantifiée par la phase relative (ou « différentielle ») entre la rotation du thorax et du pelvis. Ainsi, plus le tronc est rigide, plus les rotations sont restreintes et donc la contre-rotation diminuée ce qui entraîne une moins bonne coordination entre le haut du corps et les membres inférieurs à la marche, c'est-à-dire une altération du schéma de marche.
- L'extension du tronc par rapport au laboratoire durant tout le cycle permet de limiter le travail des extenseurs de hanche, et donc d'économiser de l'énergie à la marche.

Lorsqu'un de ces trois évènements est absent, l'individu doit compenser, par exemple en diminuant la longueur du pas, et est bien souvent amené à dépenser plus d'énergie qu'un individu normal pour maintenir la station debout et marcher. Ainsi,

cette étude apporte la notion essentielle et nouvelle que le tronc a un rôle de convertisseur de l'énergie potentielle en énergie cinétique.

En opposition à l'étude de Sartor et aux autres études antérieures dans lesquelles le tronc était considéré comme un segment rigide, R.J. Konz et S. Fatone ont, en 2006, travaillé à l'élaboration d'un modèle pour l'analyse tridimensionnelle de mouvements rachidiens dits « régionaux » (43). Ce modèle a été validé par comparaison à un modèle mécanique avec de bons résultats et utilisé chez 10 sujets sains. Les marqueurs ont été positionnés au niveau des trois segments appelés « tête » (de la tête à C5), « rachis » (de C5 au pelvis) et « pelvis ». Le rachis a été divisé en trois régions : cervicale (de C5 à T7), thoracique (de T7 à L3) et lombaire (de L3 au pelvis). Sur chaque région, trois marqueurs ont été mis en place, avec en C5, T7 et L3 des « triples marqueurs » constitués chacun de trois capteurs non linéaires afin d'étudier les mouvements vertébraux plus précisément dans les trois plans de l'espace. Les sujets ainsi équipés ont été testés sur tapis roulant à cinq vitesses de marche prédéfinies. L'étude apporte plusieurs conclusions. Tout d'abord, elle a confirmé les données antérieures concernant les fortes relations entre les mouvements du rachis et du pelvis à la marche, et le fait que la vitesse de marche influe sur les mouvements des différents segments du corps. Ensuite, elle a permis de mettre en évidence quels étaient les segments les plus mobiles lors de la marche. Ainsi, on constate que dans le plan transversal, le rachis cervical est le plus mobile alors que la tête est très peu sollicitée. Dans le plan frontal, le segment le plus mobile est en revanche le pelvis, la tête et le rachis cervical n'étant soumis qu'à de très légers déplacements. Enfin, dans le plan sagittal, la mobilité la plus importante est retrouvée au niveau du rachis cervical et la moins importante au niveau du pelvis. La tête ne subit que peu de déplacements quel que soit le plan. Ces informations

convergent vers la notion que les mouvements du rachis servent à minimiser ceux de la tête afin de stabiliser le regard. Il ressort également de cette étude que certaines positions extrêmes du tronc ou du pelvis sont caractéristiques d'un moment du cycle. Par exemple, la version pelvienne et la lordose lombaire atteignent leur maximum à la fin de la phase d'appui.

Le modèle validé par R.J.Konz a également été utilisé en pré et post opératoire chez un sujet ayant bénéficié d'une correction chirurgicale de cyphoscoliose (43). On constate qu'après l'intervention, il existe dans le plan sagittal moins de mouvements de flexion-extension du rachis thoracique et lombaire alors que ces mouvements ont augmenté au niveau du rachis cervical et sont inchangés au niveau de la tête et du pelvis. Ces résultats sont logiques au vu de l'arthrodèse réalisée chez ce patient et l'on peut se dire que le fait de ne plus avoir à réaliser de flexions-extensions du tronc pour maintenir l'équilibre à la marche est bénéfique du point de vue coût énergétique.

Plus récemment, en 2010, une équipe coréenne (44), a étudié de façon plus globale les mouvements du tronc et des membres inférieurs à la marche au sein d'une population de sujets non déformés, afin notamment de mettre en évidence des différences de comportement entre hommes et femmes. Contrairement au modèle de Konz et Fatone, mis au point à partir d'une marche sur tapis roulant, l'équipe de Chin Youb Chung s'est intéressée à la marche libre, à vitesse confortable déterminée par le sujet lui-même. Les mouvements du tronc ont été étudiés dans les trois plans de l'espace, selon deux référentiels distincts, à savoir le sol (mouvements du tronc par rapport au sol) et le pelvis (mouvements du tronc par rapport au pelvis). Cette étude a été menée grâce au système VICON®, dans lequel les données cinématiques sont obtenues à partir du calcul des angles d'Euler, avec sept caméras réglées à 60 Hz, et

au modèle « plug in gait », sur 20 sujets sains. Les marqueurs ont été disposés au niveau des vertèbres C7 et T10, du manubrium sternal et de l'apophyse xyphoïde, des deux épines iliaques antéro-supérieures, du sacrum, des chevilles et des pieds. Cette étude apporte plusieurs notions importantes.

Tout d'abord, les auteurs ont constaté qu'il existe durant tout le cycle de marche, dans le plan sagittal, une flexion du pelvis par rapport au sol d'une dizaine de degrés. Le tronc effectue, par rapport au pelvis et par rapport au sol, de légères oscillations antéro-postérieures. Ces oscillations décrivent deux mouvements répétitifs en fonction du cycle de marche avec lors de la phase de simple appui un mouvement d'extension du tronc par rapport au pelvis et lors de la phase de double appui, un mouvement en flexion. Il semblerait donc que lors de la phase d'oscillation (phase de simple appui), les déplacements du tronc viennent contrebalancer ceux des membres inférieurs. Les mouvements du tronc sont par ailleurs quasi nuls dans les plans frontaux et transversaux, quel que soit le référentiel choisi.

Ces résultats sont donc concordants par rapport à l'étude de Sartor en 1999. Enfin, chez le sujet normal, les amplitudes des mouvements du tronc, bien qu'extrêmement faibles, sont plus importantes dans le référentiel « pelvis » que dans le référentiel « sol », ce qui a été depuis confirmé par d'autres études. On retrouve des corrélations étroites entre les mouvements dans les plans frontaux et transversaux alors que les mouvements sagittaux sont nettement plus indépendants. En ce qui concerne la différence entre hommes et femmes, elle est minime et n'est visible que dans le plan sagittal, où l'on note une flexion antérieure du tronc par rapport au pelvis et par rapport au sol inférieure de 5° à celle des hommes, après normalisation par le BMI et

la vitesse de marche. Ce résultat confirme les données issues d'une précédente étude coréenne (45), menée avec le même système, selon lesquelles les femmes marchent avec un pelvis plus antéversé que les hommes, et en moyenne une lordose plus prononcée. En marge de cette étude, les auteurs apportent des précisions techniques à prendre en considération pour minimiser le risque d'erreurs dans les travaux ultérieurs, à savoir que des mêmes degrés d'inclinaison sagittale peuvent apparaître inférieurs à leur valeur réelle selon le degré d'inclinaison frontale et axiale. Ceci signifie que l'analyse des mouvements sagittaux nécessite de considérer impérativement les trois plans en même temps.

3 – Etat des connaissances chez les sujets scoliotiques

En dehors de l'analyse de la marche chez les sujets sains, de nombreuses études récentes se sont intéressées aux conséquences des déformations rachidiennes scoliotiques sur la marche.

L'équipe de Kramers-de-Quervain, en 2003, s'est ainsi attelée à identifier les asymétries à la marche chez dix adolescentes porteuses d'une scoliose idiopathique à double courbure (46). Cette étude a été réalisée avec le système VICON®, que nous avons également utilisé pour notre étude. Les marqueurs ont été disposés au niveau de la tête, du tronc (sans marqueurs au niveau des vertèbres cervico-thoraco-lombaires), du pelvis et des articulations distales des membres supérieurs et inférieurs. L'étude cinétique a été rendue possible par l'utilisation concomitante de plates formes de forces. Il s'agissait d'une étude de la position debout statique puis d'une analyse de la marche libre, à vitesse confortable. Les résultats mettent en évidence une asymétrie de la force de réaction au sol en rotation, ainsi qu'une asymétrie des mouvements du tronc par rapport au référentiel « sol » dans le plan transversal, dont l'importance est proportionnelle à la fois à la sévérité

radiographique de la déformation et au retentissement de cette déformation sur l'équilibre en position debout statique. En revanche, les mouvements du tronc par rapport au pelvis ne sont pas corrélés à la gravité de la scoliose. Il est à noter qu'il n'a été enregistré aucune modification par rapport à des sujets sains des mouvements du tronc, du pelvis et des membres dans le plan sagittal. Cette étude pose une question essentielle : est-ce que les anomalies de rotation du tronc détectées à la marche sont simplement le reflet de la déformation, ou est-ce que celles-ci peuvent avoir un caractère pronostique et donc possiblement causal sur l'évolution de la pathologie (c'est-à-dire générer ou auto-aggraver la déformation)? Dans cette deuxième hypothèse, une étude longitudinale chez les patients déformés serait pertinente.

Les stratégies d'adaptation à la marche chez des sujets présentant une déformation rachidienne dans le plan frontal sont décrites par Bruyneel et Chavet, en 2009, qui analysent plus particulièrement le retentissement sur l'initiation à la marche et les forces de réactions au sol, en comparant une population d'adolescentes scoliotiques à une population de jeunes filles non pathologiques (47). Les résultats montrent une durée d'initiation du pas significativement plus élevée au sein de la population scoliotique.

Les auteurs en tirent la conclusion que la phase d'initiation à la marche est une réelle phase de transition entre la posture et la marche. En effet, l'initiation à la marche nécessite un mouvement du centre de pression vers l'arrière et vers le membre initiant le mouvement, alors que le centre de masse se déplace lui en avant vers la jambe d'appui. On peut en conclure que deux facteurs influencent la durée d'initiation, à savoir la longueur de la phase des ajustements posturaux et la position initiale du centre de masse, les deux étant modifiés lors de pathologies rachidiennes, d'où le retentissement à la marche.

Ces résultats corroborent ceux de nombreuses autres études posturales en position debout et à la marche chez des patients scoliotiques. Le ralentissement relatif du mouvement chez ces patients est probablement associé à une augmentation de l'activité musculaire, du coût énergétique et du déplacement des forces de réaction au sol et du centre des pressions lors des mouvements. Ce ralentissement est d'autant plus important que la tâche demandée au sujet est inhabituelle.

4 – Etat des connaissances chez les sujets présentant des douleurs lombaires chroniques

De nombreux travaux ont étudié l'effet d'une augmentation de la vitesse de marche mais très peu se sont intéressés aux effets d'une diminution de la vitesse de marche, alors même que c'est ce phénomène qui se produit lors de la plupart des pathologies musculo-squelettiques. En effet, si l'on prend comme exemple les sujets présentant des lombalgies chroniques, ceux-ci ont globalement tendance à marcher de façon plus lente, plus exactement à 60% de la vitesse attendue. Ainsi, étudier la marche chez des sujets sains à vitesse réduite peut constituer un préambule à l'étude de la

marche de sujets pathologiques. En 1999, N.F Taylor a de ce fait mené une étude comparant les mouvements du tronc et du pelvis à la marche chez des sujets sains à leur vitesse confortable et à 60% de leur vitesse confortable, c'est-à-dire à la vitesse moyenne des sujets lombalgiques chroniques (48). L'étude a été effectuée sur tapis de marche, à l'aide du système Peak 3D motion measurment®, les sujets portant par ailleurs des chaussures équipées de semelles à capteurs de pression. Les résultats montrent qu'à vitesse réduite, les individus voient diminuer l'amplitude des mouvements de leur pelvis de façon significative dans le plan axial et frontal, alors qu'elles sont similaires à celles des sujets marchant à vitesse normale dans le plan sagittal. On constate également des modifications concernant les mouvements du rachis lombaire par rapport au pelvis avec une diminution des inclinaisons latérales à vitesse lente. En revanche, il n'y a pas de différence concernant les mouvements lombaires par rapport au référentiel global. A partir de ces résultats, les auteurs ont élaboré plusieurs hypothèses. Tout d'abord, il est important de signaler que les réductions d'amplitudes des mouvements lombo-pelviens semblent être liées davantage à la réduction de la vitesse de marche qu'à des déficiences directement liées à l'affection étiologique. Ensuite, le fait que le retentissement sur les mouvements soit visualisé uniquement dans le référentiel « pelvis » et non dans le référentiel global confirme la notion évoquée dans plusieurs autres études que le rachis lombaire a comme rôle de diminuer la transmission angulaire des mouvements du tronc et du pelvis à la tête lors de la marche afin de préserver la stabilité du regard. Enfin, les auteurs évoquent la possibilité que la variable « vitesse » soit un mécanisme de conservation d'énergie, ce qui justifierait son importance au sein des phénomènes de compensation chez les lombalgiques.

Selles et son équipe ont pu, en 2000, compléter cette étude par une analyse de la marche au sein même de la population atteinte de douleurs lombaires basses chroniques, comparativement à une population saine (49). L'étude a là aussi été réalisée sur tapis, à vitesse confortable puis en augmentant et diminuant la vitesse par paliers, en utilisant le système selspot caméra avec des marqueurs au niveau du tronc et du pelvis, ainsi que des accéléromètres pour enregistrer les mouvements des bras et des membres inférieurs. Les résultats sont extrêmement intéressants. On constate effectivement que dans le groupe des patients douloureux, il existe d'une part une diminution de la vitesse confortable et de la vitesse maximale de marche, et d'autre part une incapacité à passer d'une « in phase » (thorax et pelvis en phase) aux faibles vitesses à une « out of phase » (thorax et pelvis en opposition de phase) aux vitesses élevées. Au cours d'une marche normale, la « in phase », présente aux vitesses basses, est caractérisée par des mouvements dans la même direction des segments thoraciques et pelviens. La « out of phase », au contraire, correspond au phénomène de « contre-rotation » entre le thorax et le pelvis aux vitesses plus élevées, c'est-à-dire que les segments thoraciques et pelviens bougent dans des directions opposées. La transition entre ces deux phases, ou modèles de coordination, se nomme « critical fluctuation »

Les personnes souffrant de douleurs lombaires chroniques ont donc moins de capacités d'adaptation que les individus sains, ce qui se traduit par une diminution de la contre-rotation entre le pelvis et le thorax et donc par une vitesse de marche plus lente. Cette plasticité moindre du tronc semble être légèrement compensée par les mouvements des bras qui sont plus importants que chez les sujets sains.

On note en outre chez ces patients une augmentation de l'asymétrie entre hémicorps droit et hémicorps gauche. Ces informations peuvent être mises en relation avec les données issues de l'étude d'Arendt-Nielsen (50) sur l'activité des muscles paravertébraux à la marche. Celle-ci montre, chez les douloureux lombaires chroniques, une activité des muscles paravertébraux augmentée pendant les phases du cycle de marche ne sollicitant habituellement pas ces muscles et minimale lors des phases les sollicitant normalement beaucoup plus. En effet, chez les patients douloureux chroniques au niveau du rachis lombaire, comme chez les patients sains chez qui on induit une douleur musculaire paravertébrale unilatérale par injection de soluté salé hypertonique en intra-musculaire, on retrouve une augmentation de l'activité électromyographique des muscles spinaux lors des phases d'oscillation, du côté de la douleur et de façon proportionnelle à celle-ci. De plus, dans le groupe des patients présentant une douleur induite, les auteurs décrivent une diminution d'activité à la phase de double appui lors de laquelle les muscles sont normalement actifs, là aussi de façon ipsilatérale à la douleur musculaire. Ces données sont tout à fait nouvelles, étant donné qu'historiquement, l'hyperfonctionnement des muscles paravertébraux a toujours été considéré comme un facteur étiologique de lombalgie et non comme cela semble être le cas ici une conséquence. Il s'agit en outre de la première étude expérimentale montrant que les douleurs musculo-squelettiques peuvent influer sur les performances motrices à la marche. Néanmoins, la relation entre les modifications de l'activité musculaire des paravertébraux et la coordination à la marche n'est pas encore clairement établie. Plusieurs études ont évoqué le « modèle d'adaptation à la douleur » selon laquelle en condition dynamique, la douleur musculaire s'accompagne de deux modifications fonctionnelles musculaires principales. La première d'entre elles est le changement de posture, les mouvements

ayant tendance du fait de la douleur à être plus limités, plus lents et moins puissants. La seconde consiste en une modification musculaire dans le territoire douloureux du fait de la stimulation nociceptive, avec diminution de l'activité des muscles agonistes et augmentation de celle des muscles antagonistes. Précisons néanmoins qu'en ce qui concerne notre étude, ces hypothèses sont peu applicables car très peu de patients déformés dans le plan sagittal décrivent de réelles douleurs.

5 – Etat des connaissances chez les sujets amputés de membre inférieur

On retrouve dans la littérature de très nombreuses études s'intéressant aux modifications de la cinématique et de la cinétique des membres inférieurs chez les amputés transfémoraux. Il n'existe cependant qu'un petit nombre d'études récentes analysant les mouvements du tronc chez ces patients. Parmi celles-ci, l'étude de H.Goujon, en 2008 (51) apporte des informations intéressantes sur les interactions entre le thorax et le pelvis ainsi que sur le rôle actif du tronc à la marche. Il s'agit d'une analyse comparative des données cinématiques et cinétiques du tronc et du pelvis à la marche libre entre une population de sujets amputés transfémoraux et une population de sujets sains. Cette étude a été réalisée à l'aide de douze caméras du système VICON® et de deux plates-formes de forces, avec disposition de trois marqueurs au niveau du thorax, et trois autres au niveau du pelvis. Les résultats mettent en évidence deux notions fondamentales. L'amplitude des mouvements du haut du corps est plus importante chez les sujets amputés, alors que parallèlement la vitesse de marche est plus faible. On peut supposer que du fait des modifications du pas et des forces de réaction au sol secondaires à l'amputation, le tronc doit compenser en effectuant des mouvements plus amples dans les trois plans de l'espace afin de maintenir l'équilibre, et que cette compensation s'effectue au détriment de la vitesse de marche. Ceci va dans le sens des études précédentes chez

les sujets sains qui montrent l'importance des interactions tronc/pelvis à la marche. La deuxième information que les auteurs ont tiré de cette étude est la diminution de la contre-rotation, également appelée dissociation des ceintures, entre le thorax et le pelvis par rapport aux sujets sains, avec là aussi un parallélisme entre perte de la contre-rotation et diminution de la vitesse de marche, ce qui est concordant avec les données disponibles chez le sujet sain selon lesquelles la contre-rotation entre le pelvis et le thorax est un élément clé du cycle de marche. La diminution de la contre-rotation a également été mise en évidence chez des sujets porteurs de séquelles d'accident vasculaire cérébral, de maladie de Parkinson et de douleurs lombaires chroniques. Ainsi, cette étude confirme le fait que les mouvements de la partie supérieure du corps permettent d'améliorer la marche et non uniquement d'accompagner les mouvements des membres inférieurs. Les auteurs expriment en conclusion l'intérêt de considérer également lors des prochaines études le rôle du balancement des bras à la marche, ceux-ci étant susceptibles de jouer un rôle tout aussi important que les membres inférieurs et le tronc.

6 – Etat des connaissances chez les sujets atteints de paralysie cérébrale infantile (enfants diplégiques en particulier)

La diplégie, caractérisée par une atteinte prédominant aux membres inférieurs, est la plus décrite. Les muscles du tronc et du cou sont normo-toniques et les enfants atteints n'ont donc a priori pas de problème pour le contrôle postural de leur tête et de leur tronc. En l'occurrence, de nombreuses études ont été menées pour l'analyse des membres inférieurs à la marche chez ces patients alors que les données sur les mouvements du haut du corps sont très restreintes. Or on peut supposer qu'étant donné la spasticité, le manque de contrôle moteur, la faiblesse musculaire et le déséquilibre entre les muscles agonistes et antagonistes, le schéma de marche de ces

patients perturbe non seulement les membres inférieurs, mais également le haut du corps (52). Certaines équipes, telles que celle de Romkes, se sont donc récemment penchées sur le sujet, avec les mêmes outils d'analyse tridimensionnelle que pour les études chez les adultes. Elles ont effectivement mis en évidence chez les jeunes patients diplégiques une augmentation de l'amplitude des mouvements du pelvis et du thorax par rapport au référentiel global, ainsi que du thorax par rapport au pelvis, dans le plan sagittal. On note par ailleurs une attitude plus en abduction des bras et en flexion des épaules chez ces enfants. En revanche, au contraire des sujets lombalgiques chroniques, il n'est pas constaté d'atteinte de la coordination entre les segments.

TROISIEME PARTIE :

ETUDE DESCRIPTIVE DE L'ORGANISATION SAGITTALE DE SUJETS PRESENTANT UNE CHUTE ANTERIEURE DU TRONC, EN SITUATION STATIQUE ET DYNAMIQUE

INTRODUCTION

Les travaux et publications s'intéressant aux mouvements du tronc à la marche en trois dimensions sont peu nombreux. Le manque d'intérêt vis-à-vis de ce sujet peut s'expliquer par le fait qu'il s'agit de mouvements de faibles amplitudes et considérés par la plupart comme passifs et dépendants du déplacement des membres inférieurs. Néanmoins, comme nous l'avons décrit précédemment, certaines études récentes ont montré que la posture et les mouvements du tronc influent sur le schéma de marche au niveau des membres inférieurs et peuvent donc, en situation pathologique, augmenter la dépense énergétique nécessaire à la marche (42). Ainsi, le tronc n'est pas un simple « passager » dépendant des membres inférieurs mais constitue au contraire un des moteurs de la marche, en interaction avec la tête et les membres inférieurs. Toute déformation de celui-ci vient par conséquent perturber l'équilibre et la dynamique de marche du sujet atteint. Or, aucune donnée n'est actuellement disponible dans la littérature pour évaluer le retentissement des modifications de l'organisation sagittale rachidienne sur l'équilibre debout statique et sur la marche chez les sujets présentant une chute antérieure du tronc.

1 - Objectif de l'étude

Cette étude vise à apporter une première description de l'organisation sagittale en condition statique et dynamique chez des patients porteurs d'un « tronc penché en avant ». Notre hypothèse initiale, issue des données de la littérature, est qu'une des stratégies d'adaptation chez ces sujets pour le maintien de l'équilibre en position debout statique est la flexion des genoux avec augmentation de la sollicitation des extenseurs de genoux. Notre objectif est donc d'une part de confirmer cette hypothèse lors de la condition statique et d'autre part de vérifier si celle-ci est également applicable à la condition dynamique.

Pour cela, nous avons choisi d'étudier l'effet de différentes contraintes (liées à l'environnement ou à l'activité) sur cette organisation sagittale.

L'organisation d'un mouvement tient compte des contraintes externes (comme par exemple le type de surface ou l'inclinaison du sol) et internes (masse, physiologie musculaire, état de fatigue…). Afin de considérer ces deux types de contraintes, notre étude comporte deux grandes parties : une première partie « statique » analysant les conséquences de facteurs environnementaux (facteurs sensibilisants externes) sur le maintien de l'équilibre chez les patients, et une seconde partie « dynamique » analysant la stratégie posturale au cours du déplacement du corps vers l'avant ainsi que l'effet de la fatigue (facteur sensibilisant interne) sur l'équilibre de ces mêmes sujets à la marche.

Il s'agit donc d'un travail préliminaire, descriptif, destiné à mieux comprendre l'organisation sagittale et son rôle dans le maintien de l'équilibre en situation statique et dynamique.

2. Matériel et méthode

2.1 Populations étudiées

Les caractéristiques morphologiques des patients et des sujets témoins sont détaillés dans les tableaux IV et V.

Tableau IV : Caractéristiques morphologiques des patients

Nom	Sexe	Age	Poids	Taille	IMC	C/F/M*	C4 spont	C4 corrigé	C7/ Pli côté	C7/ Pli mm
Patient AH	H	88	63,4	163,5	23,9	C	200	105	o	0
Patient BG	F	81	55,2	156	22,7	C	105	X	D	-15
Patient BJ	F	72	76	155,5	22,7	M	X	X	D	-10
Patient CG	F	75	69,5	159,5	27,5	C	80	55	D	-20
Patient DI	F	85	63,5	148	29	M	180	110	o	0
Patient GF	F	46	50,3	154,5	21,2	C	115	95	G	10
Patient JL	F	76	57,3	159,5	22,7	F	X	X	D	-70
Patient MO	F	79	84,9	151	37,2	C	250	140	o	0
Patient OE	F	79	65,8	158	26,3	C	150	65	D	-10
Patient PC	F	75	98	164	36,4	C	300	160	o	0
Patient TA	F	86	58,3	148	26,7	M	190	150	G	35
Patient GI	F	76	57,3	159,5	22,7	C	190	70	D	-10
Patient CC	F	70	55,4	154	23,3	M	295	150	G	15
Patient JD	F	64	47,5	149	21,4	M	255	80	X	X
Patient TL	H	83	81	171	27,7	C	280	40	o	0
Moyenne		75,7	65,6	156,7	26,1					
ET (écart type)		10,4	14,0	6,5	5,0					
t-test		2,1E-05	0,5	0,004	0,4					

** Camptocormie/Fixée (cyphose dégénérative fixée)/Mixte*

Tableau V Caractéristiques morphologiques des sujets témoins

Nom	Sexe	Age	Poids	Taille	IMC
Patient BO	F	58	105,5	173	35,2
Patient C	H	52	63,4	175	20,7
Patient E	F	63	59,7	153	25,5
Patient F	F	51	72,7	162	27,7
Patient MA	F	54	56,2	160	21,9
Patient MI	F	37	57	175	18,6
Patient O	F	60	54,1	160	21,1
Patient PE	H	30	74,7	180	23
Patient PO	F	51	73,4	167	26,3
Patient S	H	29	81	183	24,2
Moyenne		48,5	69,77	168,8	24,42
ET		12,2	15,6	9,9	4,7

Les 16 patients inclus dans cette étude présentent tous des troubles de la statique rachidienne dans le plan sagittal, caractérisés par une chute du tronc en avant, suivis au sein de la consultation spécialisée « rachis » au centre Louis Pierquin, à Nancy. Il s'agit d'adultes de plus de 40 ans (âge moyen 75,7 ans avec âges extrêmes de 46 à 88 ans) indemnes par ailleurs de déformation rachidienne signifiante dans le plan frontal, ou d'atteinte neurologique ou musculo-squelettique associée. Nous n'avons volontairement pas fait de distinction à l'inclusion entre les différentes étiologies des troubles de l'organisation sagittale rachidienne rencontrés. La population étudiée comporte donc des patients homogènes d'un point de vue de la déformation rachidienne mais hétérogènes d'un point de vue de la pathogénie, celle-ci allant de la camptocormie à composante musculaire pure (c'est-à-dire totalement réductible), à la cyphose dégénérative (enraidie, fixée). Pour pouvoir participer à l'étude, les sujets doivent être capables de marcher sans aide technique, pieds nus, sur cinquante mètres minimum. Il peut s'agir de patients traités ou non par corset, mais non opérés.

Les résultats obtenus chez les patients inclus ont été comparés à ceux de dix patients sains adultes, d'un âge moyen de 49,5 ans, dont les enregistrements de la position

debout statique sur sol plat et de la marche habituelle avaient été effectués lors d'études précédentes. Les enregistrements des sujets témoins ont été effectués également pieds nus.

2.2 Instrumentation

L'ensemble de notre étude a été effectuée au sein du laboratoire du mouvement du centre Louis Pierquin, à Nancy. Le logiciel d'étude 3D utilisé est Nexus®, fabriqué par l'entreprise VICON®.

Le recueil de données se fait d'une part à partir de marqueurs sphériques cutanés placés à des endroits conventionnels selon un algorithme permettant de calculer des segments fictifs d'un modèle de squelette des membres inférieurs et du tronc (modèle Plug-in-Gait), dont la position au cours du temps est recueillie par neuf caméras infra-rouges à une fréquence de 100 Hz, et d'autre part à partir de deux plates formes de forces situées au milieu d'un couloir de marche long de dix mètres. Nous avons ajouté à cela un système d'électromyographie de surface au niveau des principaux muscles impliqués dans l'organisation sagittale: gastrocnémiens, tibiaux antérieurs, droits fémoraux, ischio-jambiers, grands-fessiers et paravertébraux.

Les marqueurs sphériques sont disposés de la façon suivante : deux capteurs frontaux, deux occipitaux, manubrium sternal, apophyse xyphoïde, acromions droit et gauche, vertèbres C7 et T10, épicondyles latéraux des coudes, face postérieure des poignets, épines iliaques antéro-supérieures, sacrum, face externe des condyles fémoraux, malléoles externes, tendons achilléens et face dorsale des pieds en regard du deuxième rayon. Des capteurs supplémentaires sont placés comme repères de latéralisation, au niveau de la scapula et du bras droit, de l'avant-bras gauche, ainsi qu'au niveau des faces latérales des cuisses et des jambes.

On individualise ainsi trois entités, à savoir le thorax composé des marqueurs vertébraux cervical et thoracique ainsi que des marqueurs acromiaux et sternaux, le bassin constitué par les marqueurs iliaques et sacré, et les membres inférieurs.

2.3 Protocole

Comme décrit plus haut, nous avons décomposé cette étude en deux parties.

Les patients ont tous bénéficié avant l'étude d'un examen orthopédique complet et d'une téléradiographie du rachis, afin de pouvoir s'y référer en cas de difficulté d'interprétation des résultats.

L'ensemble des enregistrements a été effectué sur des sujets pieds nus, sans aide technique ni port de corset ou de ceinture de maintien lombaire ou abdominal.

La première partie consiste à étudier l'effet de contraintes environnementales sur l'organisation sagittale en position statique des patients présentant une chute du tronc en avant.

Après l'analyse des stratégies de maintien de l'équilibre en position statique libre sur 30 secondes sur sol horizontal, nous avons choisi d'étudier trois types conditions posturales imposant une adaptation de l'organisation sagittale pour le maintien de l'équilibre:

- la station debout statique sur terrain plat genoux tendus,
- la station debout statique sur plan incliné vers l'arrière de 15°, imposant une dorsiflexion des chevilles,
- la station debout statique sur plan incliné vers l'avant de 15°, imposant une flexion plantaire des chevilles .

Chaque situation doit être maintenue 30 secondes.

L'analyse « statique » est complétée par un dernier enregistrement en position debout statique libre sur sol plat, après les enregistrements de marche et donc avec l'effet de la fatigue, sur 30 secondes.

La seconde partie s'intéresse à l'aspect dynamique, avec mise en situation de marche, qui est une activité motrice habituelle mais nécessitant un maintien de l'équilibre lors du déplacement du corps en avant. La marche en début d'enregistrement, appelée marche « sans fatigue » a été comparée à celles des sujets témoins. Puis nous nous sommes attachés plus particulièrement au facteur « activité propre du sujet », autrement dit aux effets de la fatigue sur la qualité de la marche en comparant chez les patients la marche en début d'enregistrement à la marche après ressenti d'un seuil subjectif de fatigue.

On demande d'abord au sujet d'effectuer trois longueurs de marche, à un rythme confortable. Ces trajets sont enregistrés et analysés. Puis le sujet effectue plusieurs aller-retours non enregistrés à vitesse confortable, jusqu'à atteindre un seuil subjectif de fatigue. L'analyse de la marche « sensibilisée » par la fatigue se fait lorsque ce seuil est atteint, sur deux longueurs de marche.

2.4 Variables mesurées

Pour les conditions en situation statique la moyenne sur 30 secondes des variables suivantes est mesurée:

- Variables positionnelles :

- angle entre le thorax et la verticale
- angle entre le thorax et le pelvis
- angle entre le pelvis et l'horizontale
- angle de flexion de hanche
- angle de flexion de genou

- angle d'inclinaison entre le fémur et la verticale
- angle d'inclinaison entre le tibia et la verticale
- angle de flexion de cheville
- angle de progression du pied (c'est-à-dire angle entre l'axe du pied et l'axe horizontal)

    - Moments articulaires :

- moment articulaire de hanche
- moment articulaire de genou
- moment articulaire de cheville

Pour les conditions de marche, nous nous intéressons aux données suivantes:

- Variables cinématiques et cinétiques lors de la flexion maximale du genou en début d'appui :

Ces variables sont mesurées puis moyennées sur 3 cycles. Le choix a été fait de traiter les différentes données au moment du cycle correspondant à la flexion maximale des genoux lors de la phase d'appui afin d'étayer notre hypothèse de départ selon laquelle l'adaptation des sujets penchés en avant pour maintenir leur équilibre à la marche se fait par l'intermédiaire d'une majoration de la flexion des genoux.

- Analyse visuelle des courbes cinématiques et cinétiques :

L'analyse 3D est complétée dans un deuxième temps par l'analyse visuelle de ces courbes moyennées chez les patients dans les deux conditions (avant et après fatigue) ainsi que chez les témoins. Nous nous intéressons plus particulièrement sur ces courbes au milieu d'appui (soit environ 30 à 35% du cycle de marche).

- Analyse visuelle courbes EMG moyennées :

Les courbes EMG sont analysées qualitativement uniquement chez les patients, pour les enregistrements de marche en condition sans et avec fatigue (données non disponibles chez les sujets sains).

2.5 Analyse statistique

En position debout statique, cinq conditions ont été comparées chez les patients par une analyse de variance (ANOVA) avec mesures répétées.

Le t-test de Student a été utilisé pour les autres comparaisons entre deux groupes ou deux conditions :

- entre les patients et les sujets sains dans les conditions de station debout et de marche sans fatigue (tests non appariés)
- entre les épreuves de marche avant et après fatigue uniquement chez les patients (tests appariés).

3 Résultats

3.1 Etude de la station debout

L'ensemble des variables mesurées figurent dans le tableau VI.

Tableau VI : Variables posturales lors de la station debout statique

Station debout	**Patients**										**Sujets sains**	
	Spontané		**Genoux tendus**		**15° AR**		**15° AV**		**Fatigue**			
	moy	ET	moy	ET	moy	ET	moy	ET	moy	ET	moy	ET
Thorax/verticale (°)	**20,7**	14,3	**26,4**	15,9	**37,9***	22,8	**27,5**	17,5	**24,4**	16,7	**0,2***	1,7
Thorax/pelvis (°)	**22,6**	15,1	**24,0**	14,6	**31,0**	18,1	**24,0**	19,5	**24,4**	15,5	**-13,9***	7,7
Pelvis/horizontale (°)	**-1,7**	9,5	**2,7**	11,4	**7,2***	9,0	**3,1**	8,5	**0,4**	9,5	**12,2***	5,5
Hanche (°)	**4,0**	14,0	**5,1**	15,4	**13,4**	13,1	**8,4**	13,9	**5,7**	13,7	**4,8**	6,7
Moment Hanche (Nm/kg)	**-0,03**	0,16	**0,03**	0,17	**0,12***	0,21	**0,04**	0,16	**0,01**	0,16	**-0,21***	0,08
Femur/verticale (°)	**6,3**	6,1	**2,9**	5,3	**6,5**	5,7	**5,7**	6,6	**6,1**	6,3		
Genou (°)	**15,6**	6,6	**7,7***	5,2	**12,5**	6,6	**15,0**	8,2	**15,2**	6,2	**-1,8***	3,0
Moment Genou (Nm/kg)	**0,15**	0,10	**0,02***	0,11	**0,01***	0,12	**0,09**	0,09	**0,12**	0,12	**0,01***	0,07
Tibia/verticale (°)	**-9,4**	2,1	**-4,8***	2,9	**-6,0***	4,3	**-9,9**	4,3	**-9,4**	2,7		
Cheville (°)	**8,7**	3,2	**3,8***	2,9	**20,3***	4,9	**-7,1***	5,6	**8,7**	3,2	**4,5**	3,3
Moment Cheville (Nm/kg)	**0,15**	0,09	**0,14**	0,10	**0,19**	0,06	**0,21**	0,12	**0,15**	0,13	**0,20**	0,08
Angle transversal pied (°)	**-14,1**	5,7	**-13,2**	5,9	**-15,5**	7,5	**-9,7**	6,2	**-13,9**	5,9	**-11,4**	4,1

* $p<0,05$ par rapport à la posture debout spontanée

-Station debout sur sol plat en début de session (condition sans fatigue):

Variables posturales :

Nous constatons de façon statistiquement significative une bascule antérieure du thorax supérieure chez les sujets de notre étude par rapport aux sujets sains, que ce soit par rapport à la verticale ou par rapport au pelvis, associée à une bascule antérieure du pelvis plus faible. Au niveau des membres inférieurs, la flexion des genoux chez les patients est plus élevée de façon significative que chez les sujets exempts de pathologie rachidienne, ce qui vient confirmer notre hypothèse de départ. En revanche, la flexion des hanches n'est pas significativement différente entre les deux groupes, tout comme la dorsiflexion de cheville, laquelle est légèrement augmentée mais de façon non significative.

Par ailleurs, la comparaison, au sein des patients, entre la station debout statique sans fatigue et la station debout statique après fatigue ne montre aucune différence statistiquement significative.

Moments articulaires :

Rappel sur les moments articulaires :

La force de réaction du sol est une force externe au corps qui exerce un moment sur l'articulation du genou qualifié de moment externe. Le moment est une force de rotation exercée sur l'articulation. Dans le plan sagittal, la force de réaction du sol exerce un moment sur une articulation (hanche, genou ou cheville) défini par la composante sagittale de la force de réaction du sol multipliée par la distance perpendiculaire de la force de réaction du sol par rapport au centre de l'articulation. Par exemple, en début d'appui, la force de réaction du sol située en arrière du genou *(figure 8)* exerce sur ce dernier un moment de flexion. Au même instant, les parties

molles du corps (muscles, tendons, aponévroses) exercent sur le genou un moment opposé à celui appliqué par la force de réaction du sol : il s'agit du moment interne. Le moment interne est celui qui est mesuré dans cette étude.

Au niveau des genoux, l'augmentation de la flexion par rapport aux sujets sains s'accompagne d'une augmentation du moment d'extension, c'est-à-dire que la force de réaction du sol passe plus en arrière de l'axe des genoux, sollicitant plus fortement les muscles extenseurs (quadriceps). Concernant les hanches, alors que la flexion n'est globalement pas modifiée entre les deux groupes, le moment de flexion est plus faible chez les sujets pathologiques. Le moment de flexion plantaire au niveau des chevilles n'est pas modifié par rapport aux témoins.

Tout comme pour les variables posturales, les moments articulaires des membres inférieurs des 16 patients avant et après fatigue ne met en évidence aucune différence significative.

-Station debout genoux tendus:

Variables posturales:

On note bien évidemment par rapport à la station debout « libre » une diminution significative de la flexion des genoux, imposée par la condition. De même, comme attendu, la dorsiflexion de cheville est moins importante, en lien avec une inclinaison antérieure plus faible du tibia par rapport à la verticale. En revanche les valeurs ne sont pas significativement différentes pour les autres segments du corps.

Moments articulaires:

La diminution de la flexion des genoux s'accompagne d'un moment d'extension plus faible, c'est-à-dire d'une moindre sollicitation des quadriceps. Le moment de flexion plantaire de chevilles n'est que très peu modifié malgré la diminution de dorsiflexion

lors de la condition « genoux tendus ». Le moment de flexion de hanche est très légèrement diminué mais de façon non significative.

-Station debout statique sur plan incliné de 15° vers l'arrière :

Il s'agit de la condition la plus difficile à tenir pour nos patients, avec impossibilité totale de la réaliser pour 2 d'entre eux.

Variables posturales :

La dorsiflexion de cheville est augmentée, mais seulement de 11° alors que l'inclinaison du plan incliné est à 15°. Ceci est associé à une inclinaison antérieure du tibia par rapport à la verticale moins prononcée de 5°. Nous constatons de façon significative par rapport à la station debout habituelle une augmentation de la bascule antérieure du thorax par rapport à la verticale (+17°) et de la bascule antérieure du pelvis sans modification significative de l'antéflexion du thorax par rapport au pelvis.

Par ailleurs, la flexion de hanche est augmentée et la flexion de genou diminuée, mais de façon non significative.

Moments articulaires :

Le moment d'extension des genoux est significativement plus faible que lors de la posture habituelle sur sol plat, malgré l'absence de différence statistiquement significative en terme de flexion de genoux. De même, alors que l'augmentation de la flexion des hanches n'est pas significative, le moment d'extension des hanches est significativement augmenté. Le moment de flexion plantaire de cheville est augmenté, du fait de la condition imposée.

- Station debout statique sur plan incliné de 15° vers l'avant :

Variables posturales :

La posture sur plan incliné vers l'avant ne montre pas de différence significative par rapport à la position debout habituelle. Le thorax et pelvis sont légèrement plus basculés en avant. La flexion de genou n'est quasiment pas modifiée. La flexion de hanche est légèrement augmentée. Seule la dorsiflexion de cheville est diminuée de façon statistiquement significative, en lien avec la condition.

Moments articulaires :

Tout comme pour l'analyse posturale, les modifications des moments de hanches, genoux et chevilles ne sont pas significatives. Nous constatons une minime augmentation du moment d'extension de hanche et diminution du moment d'extension de genou.

-Station debout statique sur terrain plat après fatigue :

Variables posturales :

Contrairement à ce que nous aurions pu imaginer, il n'existe pas de différence significative entre la station debout avant et après fatigue. Nous notons tout au plus une bascule antérieure du thorax discrètement augmentée.

Moments articulaires :

De façon similaire, les moments ne sont pas modifiés par rapport à la situation avant fatigue.

3.2 Etude de la marche

3.2.1 Paramètres spatio-temporels de marche (tableau VII)

Tableau VII : Paramètres spatio-temporaux de marche

Patients	SF	SFvitD	SFvitG	SFvitDG	SFlgD	SFlgG	SFlgDG	SFcad
	moy	0,69	0,69	0,69	0,77	0,79	0,78	103,23
	ET	0,27	0,25	0,26	0,24	0,21	0,22	15,83
	F	FvitD	FvitG	FvitDG	FlgD	FlgG	FlgDG	FcadG
	moy	0,74	0,74	0,74	0,81	0,81	0,81	107,40
	ET	0,25	0,25	0,25	0,19	0,21	0,20	14,45
Sujets sains	moy	1,29	1,28	1,28	1,32	1,34	1,32	114,95
	ET	0,19	0,18	0,19	0,10	0,11	0,10	11,13
t-test	SF/F			0,006			0,1	0,06
	SF/sains			5,4E-07			2,5E-08	0,04
	F/sains			1,7E-06			1,6E-08	0,15

SF = sans fatigue (marche en début de session)
F = avec fatigue (marche en fin de session)
D = membre inférieur droit
G = membre inférieur gauche
DG = moyenne droite et gauche

Vit = vitesse de marche en m/s
Lg = longueur du cycle en m
Cad = cadence de marche en nombre de pas par minute

- Vitesse de marche :

Nous constatons une vitesse de marche moyenne chez les patients de notre étude sans effet de fatigue de 0,69 m/s, significativement inférieure à celle des dix sujets sains évaluée à 1,28 m/s en moyenne. En revanche, cette vitesse est augmentée de façon statistiquement significative (0,74 m/s) chez nos patients lors de la marche avec effet de fatigue par rapport à la marche habituelle.

- Longueur de cycle :

La longueur d'un cycle correspond à la distance parcourue entre la phase d'appui d'un pied et l'appui suivant. Elle est significativement plus faible chez nos patients par rapport aux sujets sains. En revanche, il n'est pas mis en évidence de différence entre la longueur de cycle moyenne chez les patients déformés avant et après fatigue.

- Cadence de marche :

La cadence de marche moyenne chez les patients de notre étude sans effet de fatigue est inférieure de façon statistiquement significative par rapport à celle des sujets sains. Nous constatons néanmoins une augmentation de cette fréquence de marche avec effet de fatigue, qui reste inférieure à celle des sujets sains mais de façon non statistiquement significative.

3.2.2 Marche en début de session (condition « avant fatigue ») (figures 25, 26, 27) (*figures 1 à 9 + 19 à 21et tableau VIII)*

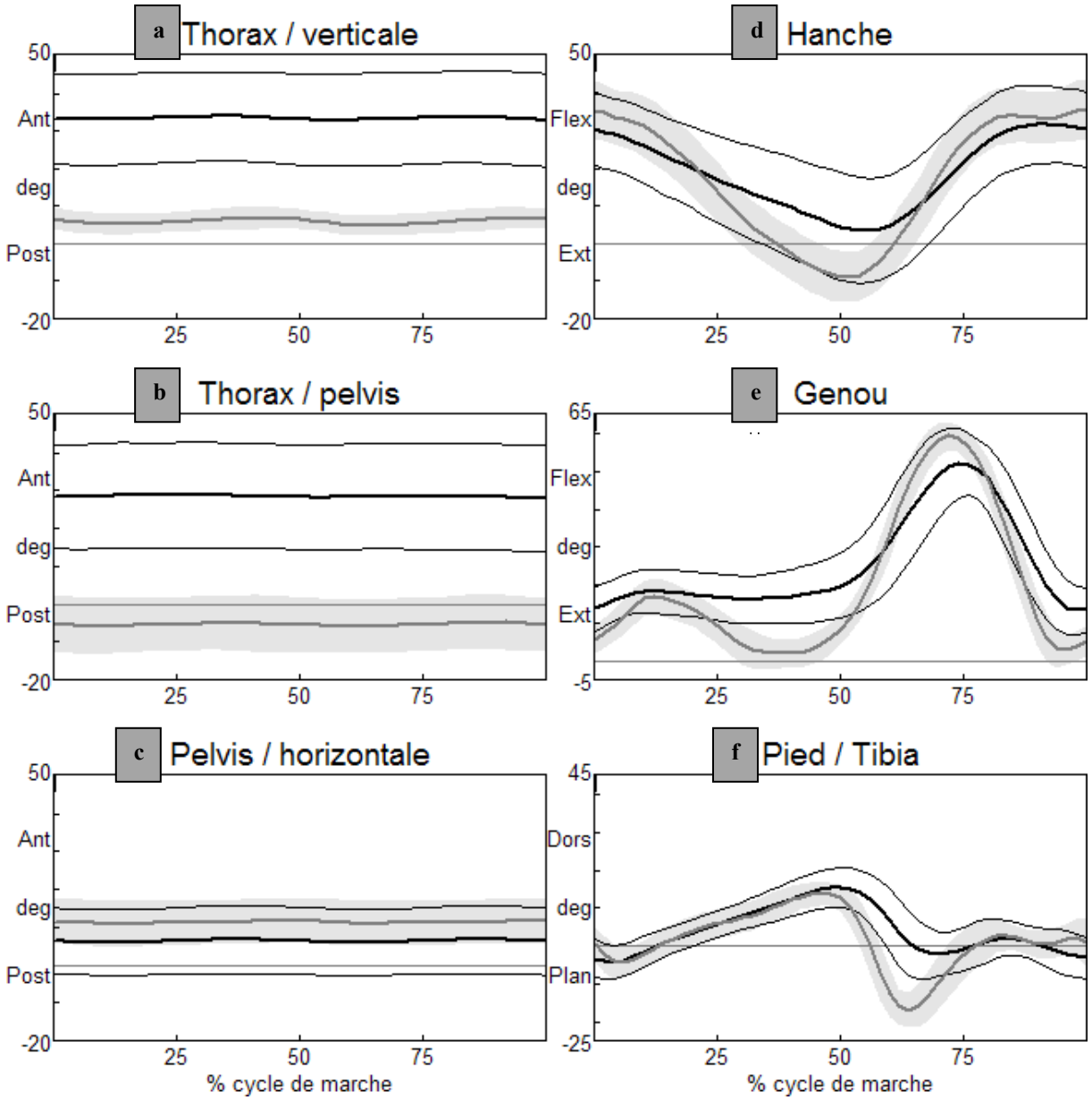


Figure 25 : Courbes moyennées des variables cinématiques chez les patients et les témoins, lors de la marche en début de session

Courbe noire : patients – Courbe grisée : témoins
a) bascule antérieure du thorax par rapport à la verticale augmentée chez les patients par rapport aux témoins.
b) bascule antérieure du thorax par rapport au pelvis augmenté chez les patients par rapport aux témoins.
c) bascule antérieure du pelvis par rapport à l'horizontale peu différente entre patients et témoins.
d) augmentation de la durée de flexion de hanche chez les patients par rapport aux témoins.
e) augmentation de la durée de flexion de genou chez les patients par rapport aux témoins.
f) dorsiflexion de cheville comparable entre les deux groupes (patients et témoins).

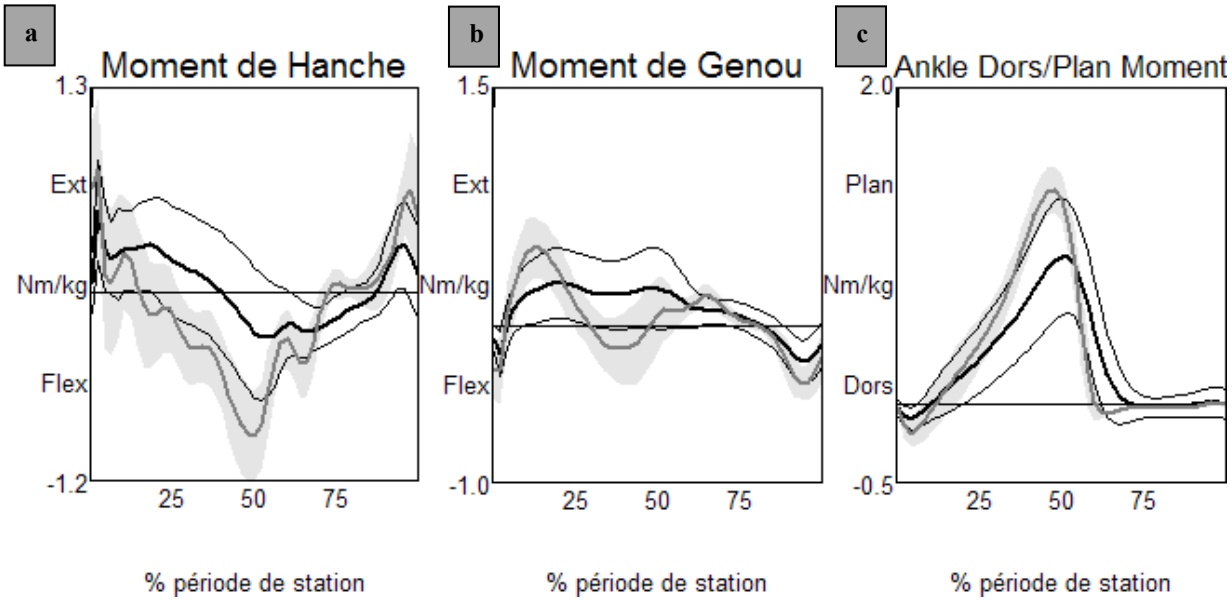


Figure 26 : Courbes moyennées des variables cinétiques chez les patients et les témoins, lors de la marche en début de session

Courbe noire : patients – Courbe grisée : témoins
a) moment d'extension de hanche prolongé chez les patients par rapport aux témoins.
b) moment d'extension de genou prolongé chez les patients par rapport aux témoins.
c) diminution du moment de flexion plantaire durant tout le cycle chez les patients par rapport aux témoins.

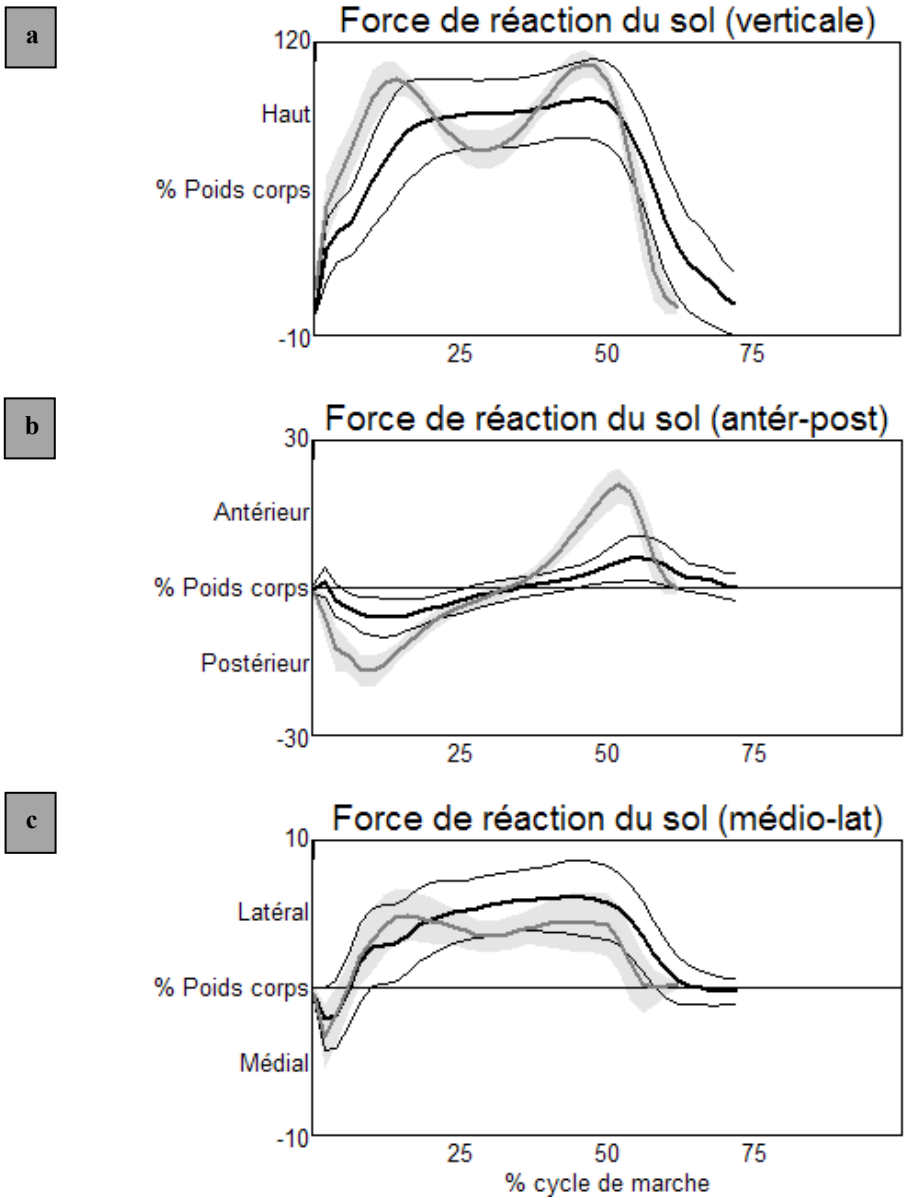


Figure 27 : Courbes moyennées de la force de réaction du sol chez les patients et les témoins, lors de la marche en début de session

Courbe noire : patients – Courbe grisée : témoins
a) diminution du 1er pic de la composante verticale de la force de réaction au sol chez les patients par rapport aux témoins.
b) diminution du 1er pic de la composante antéro-postérieure de la force de réaction au sol chez les patients par rapport aux témoins.
c) diminution du 1er pic de la composante médio-latérale de la force de réaction au sol chez les patients par rapport aux témoins.

Tableau VIII : Paramètres spatio-temporels de marche + valeurs cinématiques et cinétiques du tronc et des membres inférieurs lors de la flexion maximale du genou en début d'appui

Marche	Patients				Sujets sains	
	Sans fatigue		Après fatigue			
	moy	ET	**moy**	ET	**moy**	ET
Thorax/verticale (°)	**34,8**	12,9	**37,5***	13,9	**5,0***	2,4
Thorax/pelvis (°)	**28,7**	14,6	**30,0***	14,4	**-5,6***	7,6
Pelvis/horizontale (°)	**6,2**	8,7	**7,5***	9,8	**11,1**	6,2
Hanche (°)	**23,9**	10,0	**26,2***	11,2	**29,9(*)**	7,6
Moment Hanche (Nm/kg)	**0,31**	0,22	**0,36(*)**	0,26	**0,24**	0,30
Genou (°)	**19,3**	4,8	**19,5**	4,6	**17,8**	4,2
Moment Genou (Nm/kg)	**0,21**	0,17	**0,21**	0,20	**0,49***	0,15
Cheville (°)	**1,3**	3,7	**0,8**	4,1	**-0,1**	3,5
Moment Cheville (Nm/kg)	**0,08**	0,11	**0,06**	0,13	**0,05**	0,13
Angle transversal pied (°)	**-12,3**	6,6	**-13,0**	6,2	**-6,4***	4,2
Vitesse (m/s)	**0,69**	0,26	**0,74***	0,25	**1,28***	0,19
Longueur cycle (m)	**0,78**	0,22	**0,81**	0,20	**1,32***	0,10
Cadence (pas/min)	**103**	16	**107(*)**	14	**115***	11

* $p<0,05$
(*) $0,05<p<0,1$

} Par rapport à la marche sans fatigue chez les témoins

Nous considérons les différentes valeurs cinématiques et cinétiques à un moment précis du cycle correspondant à la flexion maximale des genoux lors de la phase d'appui.

Par ailleurs, les courbes moyennées des variables cinématiques et cinétiques (force de réaction du sol et moments) au cours de la marche pour les patients dans les deux conditions de marche et pour les sujets sains sont analysées visuellement.

- Analyse à la flexion maximale des genoux en début d'appui :

Cinématique :

Nous constatons comme lors de la condition statique une bascule antérieure du thorax par rapport à la verticale et par rapport au pelvis significativement augmentée par rapport à la population saine. La bascule antérieure du pelvis par rapport à l'horizontale diminue, mais de façon non significative. La flexion de hanche est diminuée de façon statistiquement significative tandis que contrairement à notre hypothèse de départ, la flexion de genou n'est pas significativement augmentée. On ne constate pas non plus de modification importante de la dorsiflexion de cheville. En revanche, l'angle de progression du pied est plus élevé que dans la population saine, témoignant d'un schéma de marche avec le pied en rotation externe.

Cinétique :

L'étude des moments de force montre un moment d'extension de hanche augmenté mais non significativement, alors que le moment d'extension du genou est diminué de façon statistiquement significative, ce qui correspond à une force de réaction du sol passant plus près du genou. Le moment de flexion plantaire de cheville est quasiment identique à celui des sujets non pathologiques.

- Analyse visuelle des courbes moyennées des variables cinématiques et cinétiques :

Au niveau des genoux, par rapport aux sujets témoins, nous constatons une nette prolongation de la flexion et du moment d'extension. Ainsi, en se plaçant à 30-35% du cycle de marche, nous notons une flexion de genou et un moment d'extension de genou plus importants chez les patients que chez les sujets sains.

Concernant les hanches, la constatation est la même avec une prolongation de la flexion et du moment d'extension par rapport aux témoins. En milieu de cycle, les valeurs sont nettement plus élevées pour la flexion et le moment d'extension de hanche chez les patients que chez les sujets sains. La dorsiflexion de cheville est comparable entre les deux groupes, mais il existe une réduction du moment de flexion plantaire sur quasiment tout le cycle.

La position du tronc et du pelvis est stable pendant l'ensemble du cycle, sans modification apparente par rapport au début d'appui.

- Analyse visuelle des courbes EMG (figure 28*)*:

L'analyse des courbes EMG a été effectuée chez 13 des 16 patients étudiés, les tracés étant non interprétables chez les 3 patients restant du fait d'une transpiration excessive source d'interférences. Elle vient compléter celle des courbes moyennées des valeurs cinématiques et cinétiques, avec une activité beaucoup plus prolongée à la phase d'appui du droit antérieur, des ischio-jambiers et du grand fessier par rapport aux sujets sains. Les muscles paravertébraux ont également une activité prolongée.

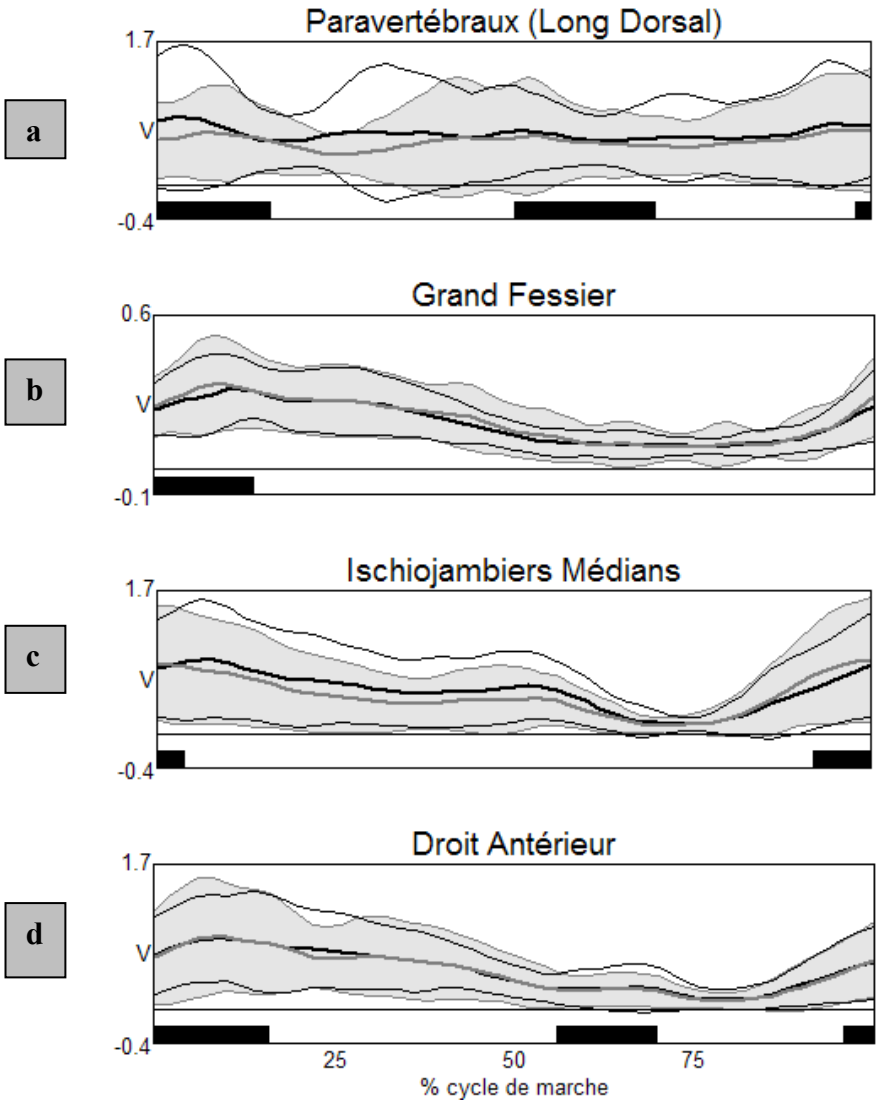


Figure 28 : Activité EMG moyennée de muscles droit et gauche chez 13 des 16 patients étudiés au cours de la marche, avant (en noir) et après (en gris) fatigue. Les courbes représentent la moyenne et la moyenne +/- 1 écart-type des courbes enveloppes. Les barres horizontales représentent les périodes d'activité EMG au cours du cycle de marche chez des sujets sains. Peu de modifications entre l'activité musculaire avant et après fatigue.

a) activité musculaire prolongée des muscles paravertébraux
b) activité musculaire prolongée des grands fessiers
c) activité musculaire prolongée des ischio-jambiers
d) activité musculaire prolongée des droits antérieurs

3.2.3 Marche avec effet de la fatigue *(figures 29 et 30, tableau VIII*) :

La marche avec effet de fatigue a été analysée en comparaison à la marche habituelle, sans fatigue.

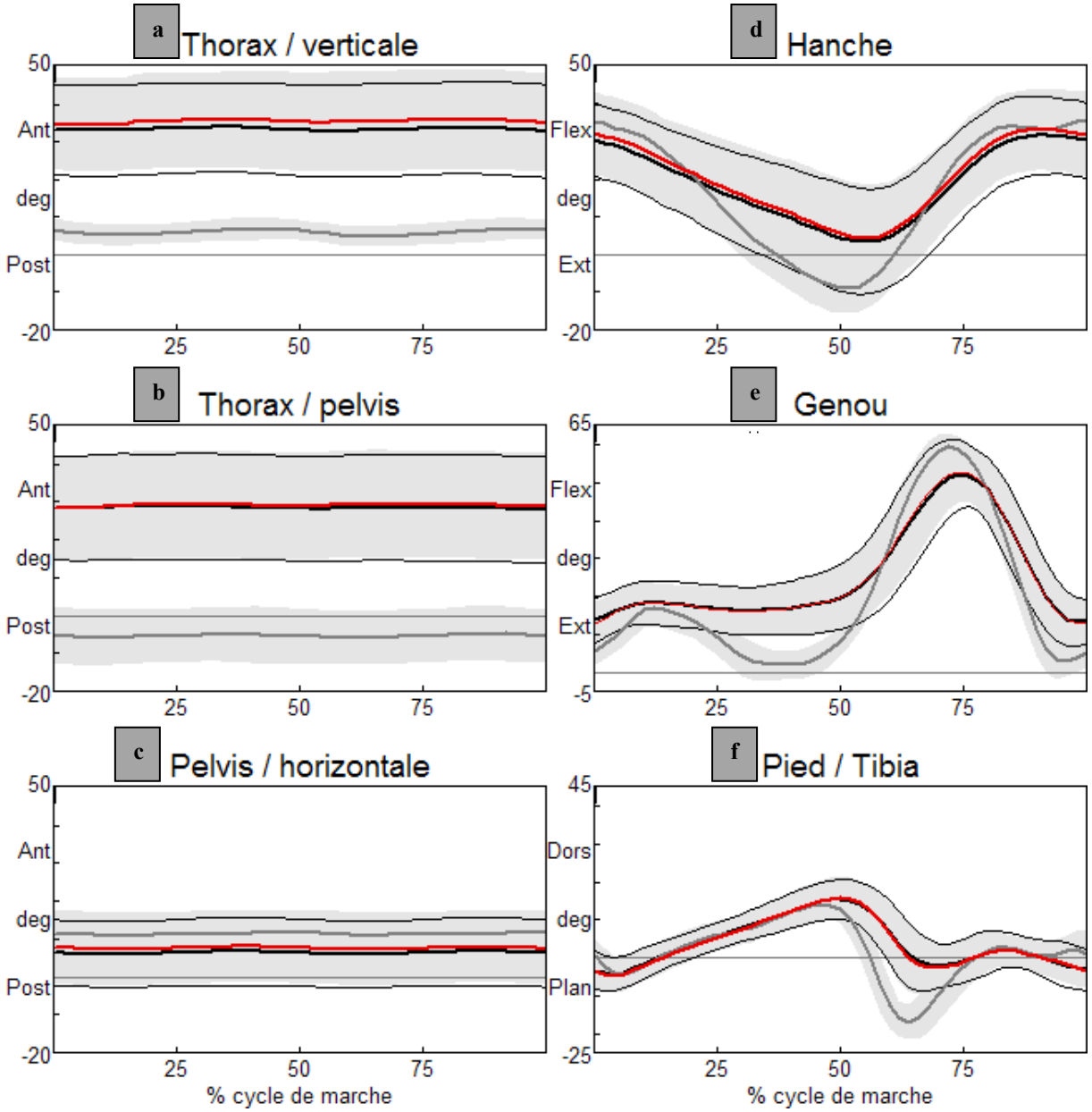


Figure 29 : Courbes moyennées des variables cinématiques chez les patients au cours de la marche en début de session (en noir) et après sensation d'un seuil subjectif de fatigue (en rouge) (valeurs chez les sujets normaux à la marche sans fatigue en grisé)

a) augmentation de la bascule antérieure du thorax par rapport à la verticale lors de la marche avec sensation de fatigue.
b) légère augmentation de la bascule antérieure du thorax par rapport au pelvis lors de la marche avec sensation de fatigue.
c) augmentation de la bascule antérieure du pelvis par rapport à l'horizontale lors de la marche avec sensation de fatigue.
d) augmentation de la flexion de hanche lors de la marche avec sensation de fatigue par rapport à la marche en début de session.
e) pas de différence entre la flexion de genou au cours de la marche en début de session et avec sensation de fatigue.
f) pas de différence entre la dorsiflexion de cheville lors de la marche en début de session et avec sensation de fatigue.

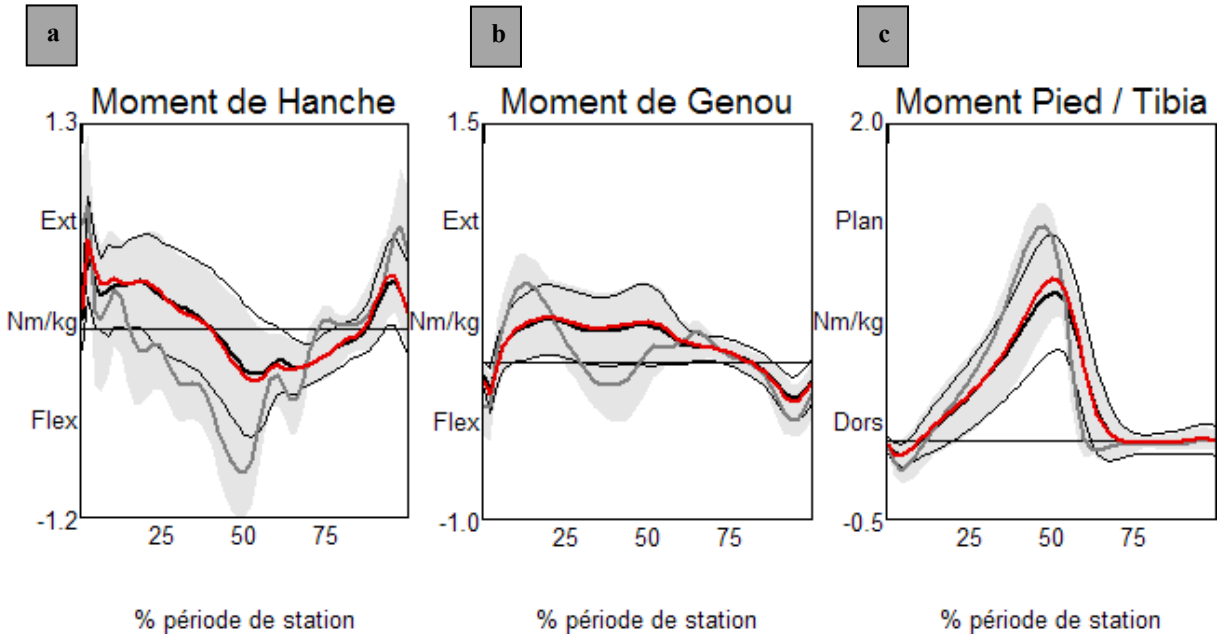


Figure 30 : Courbes moyennées des variables cinématiques chez les patients lors de la marche en début de session (en noir) et avec sensation de fatigue (en rouge) (valeurs chez les sujets normaux à la marche sans fatigue en grisé)

a) b) c) très peu de différence entre les courbes moyennées des moments de hanches, genoux et chevilles lors de la marche en début de session et avec sensation de fatigue.

Analyse à la flexion maximale des genoux en début d'appui :

Cinématique :

La bascule antérieure du thorax par rapport à la verticale est significativement plus élevée après fatigue (+2,7° en moyenne) du fait d'une augmentation de la bascule antérieure du thorax sur le pelvis (+1,3°) et du pelvis lui-même (+1,3°). La flexion de hanche s'accentue également de façon statistiquement significative (+2,3°) alors que contrairement à notre hypothèse initiale la flexion de genou n'est pas modifiée. La dorsiflexion de cheville et l'angle de progression du pied sont également sensiblement identiques.

Cinétique :

Le moment d'extension de hanche a une tendance à augmenter (p=0,052) parallèlement à l'augmentation significative de la flexion de hanche. En revanche, les moments de genou et de flexion plantaire de cheville ne sont pas significativement différents par rapport à ceux de la marche sans fatigue.

- Analyse visuelle des courbes moyennées des variables cinématiques et cinétiques :

Il n'existe pas de différence entre les courbes moyennées des variables cinématiques et cinétiques en milieu de cycle. Globalement, en dehors d'une légère différence à la phase d'appui à la faveur d'une augmentation de la flexion et du moment d'extension de hanche chez les sujets après fatigue, les différentes courbes sont superposables entre les deux conditions.

- Analyse visuelle des courbes EMG :

Nous ne constatons quasiment pas de différence entre l'activité musculaire des muscles paravertébraux, droits antérieurs et grands fessiers lors de la marche en début de session et de la marche avec effet de la fatigue. Seuls les ischio-jambiers sont légèrement moins actifs lors de la marche en fin de session.

4 Discussion

L'hypothèse de départ selon laquelle les patients présentant un tronc penché en avant utilisent une flexion et un moment d'extension des genoux supérieurs à ceux des sujets sains pour maintenir leur équilibre a été confirmée par les différents enregistrements statiques. Lors de la marche, la mesure des valeurs cinématiques et cinétiques lors de la flexion maximale des genoux en début d'appui ne montre pas de différence significative au niveau des membres inférieurs entre sujets sains et pathologiques, si ce n'est une réduction du moment d'extension de genou chez les

sujets pathologiques. En revanche, l'analyse visuelle des courbes moyennées des valeurs cinématiques et cinétiques en milieu de cycle (30-35% du cycle) montre clairement une flexion de genou augmentée chez les patients par rapport aux témoins, avec un moment d'extension de genou également augmenté. Le mécanisme de compensation fait donc bien appel à la flexion et à l'augmentation du moment d'extension de genou, qui sont beaucoup plus prolongées au cours du cycle de marche chez les patients par rapport à la population saine. De plus, il en est de même pour les hanches avec une flexion et un moment d'extension plus importants en milieu de cycle chez les sujets de l'étude par rapport aux sujets sains. Les valeurs cinématiques et cinétiques au niveau des membres inférieurs chez les patients lors de la marche avec effet de fatigue par rapport à la marche sans fatigue sont peu modifiées. Néanmoins, malgré ces mécanismes de compensation, la flexion antérieure du thorax par rapport à la verticale et par rapport au pelvis reste très nettement supérieure chez les patients par rapport aux témoins, et s'accentuent à la marche par rapport à la station debout statique et à la marche avec fatigue par rapport à la marche en début d'enregistrement.

4.1 Limites de l'étude

La population incluse dans cette étude comporte volontairement des sujets hétérogènes du point de vue de la gravité de l'atteinte clinique et de l'étiologie. Il s'agit en effet d'une étude préliminaire visant à mieux comprendre l'organisation sagittale rachidienne et les mécanismes de maintien de l'équilibre en situation statique et dynamique, chez les sujets présentant un tronc penché en avant au sens large, sans distinction relative à l'origine et au stade évolutif de l'atteinte. L'analyse en sous-groupes n'a pas été effectuée secondairement ici du fait du petit nombre de

patients inclus (n=16) mais elle sera intéressante à mener sur un échantillon plus conséquent de sujets pathologiques.

Précisons que la différence entre homme et femme est négligeable selon les données de la littérature en ce qui concerne les valeurs positionnelles (Rillardon, Levassor). Nous ne disposons pas d'informations à propos d'une éventuelle différence selon le sexe pour l'analyse des moments articulaires, mais nous pouvons supposer qu'elle est également minime.

La limite principale de cette étude est l'absence de données sur une population « saine » d'âge comparable aux sujets inclus dans l'étude. Du fait des difficultés de recrutement de sujets âgés ne présentant pas de déformation rachidienne et de la longueur du protocole, nous avons choisi de comparer les résultats obtenus chez nos patients à ceux recueillis antérieurement au sein d'une population adulte saine de 10 sujets âgés en moyenne de 48,5 ans, c'est-à-dire inférieure à celle des sujets de l'étude (75,7 ans). Nous ne disposons pour ces individus sains que des enregistrements pour la condition statique habituelle sans fatigue et marche sans fatigue. Il sera donc indispensable ultérieurement de réaliser le protocole complet de l'étude chez des sujets âgés non déformés afin de disposer de données de références auxquelles se rapporter. De plus, seuls quatre de ces dix patients « témoins » avaient bénéficié du même modèle complet d'enregistrement que celui utilisé pour notre étude (« full body plug in gait model® »). Pour les six autres, nous ne disposons pas des valeurs cinétiques et cinématiques concernant le tronc par rapport à la verticale et par rapport au pelvis. Néanmoins, le comportement du tronc est reproductible parmi les sujets sains (contrairement aux patients), avec un écart-type faible à 2,4 pour le thorax par rapport à la verticale et 7,6 pour le thorax par rapport au pelvis. Nous

pouvons donc supposer que le comportement du tronc évalué chez ces quatre sujets témoins est représentatif de la population saine.

4.2 Discussion des variables mesurées

Etude de la station debout :

La station debout statique chez les patients se caractérise bien entendu par une flexion antérieure du tronc supérieure à celle de la population générale, mais également par une flexion des genoux accentuée. Ceci laisse supposer à première vue que la position est plus difficile à tenir que chez un sujet sain du fait de la sollicitation plus importante des quadriceps notamment.

Après fatigue, nous ne notons aucune modification de l'organisation sagittale chez nos patients. Cette stratégie permettant le maintien de l'équilibre est donc probablement la plus économique possible compte-tenu de leurs déficiences, puisqu'ils sont capables de la reproduire même après un effort de marche. L'étude des moments articulaires vient confirmer ces constatations. En effet, si le moment d'extension de genoux est légèrement augmenté, celui de flexion de hanche est plus faible, sollicitant moins les fléchisseurs de hanche. De plus, les valeurs des moments articulaires restent faibles, que ce soit pour les hanches ou les genoux, ce qui est peu fatigant pour les patients et leur assure une certaine stabilité.

Nous pouvons nous interroger sur le fait que le moment d'extension des genoux n'est que légèrement supérieur à celui des sujets sains alors que la flexion de genoux est elle clairement augmentée. Ceci est probablement en lien avec l'inclinaison antérieure du tronc qui fait avancer la force de réaction du sol et l'approche du centre du genou. Cette posture avec flexion des genoux permet d'utiliser les extenseurs de genou pour maintenir la force de réaction du sol en arrière des genoux et indirectement s'opposer à la chute antérieure du tronc. Si la force de réaction du sol

passait à l'avant des genoux, seuls les extenseurs de hanche et fléchisseurs plantaires pourraient s'opposer à la chute antérieure du tronc, mais de façon limitée et moins efficace. Chez les patients étudiés, le moment de flexion plantaire exercé sur la cheville n'est pas modifié par rapport à celui des sujets sains. Par contre, le moment de flexion de hanche est quasiment neutre chez les patients avec un écart-type important (-0,03 +/- 0,16 Nm/kg) tandis qu'il est nettement marqué chez les sujets sains avec un écart-type plus faible (-0,21 +/- 0,08 Nm/kg). En d'autres termes, chez les sujets sains, les fléchisseurs de hanche et non les extenseurs sont sollicités alors que certains patients sollicitent leurs extenseurs de hanche. Reste à savoir si cette posture avec genoux fléchis est liée à une incapacité chez les patients à maintenir la station debout statique genoux tendus ou s'il s'agit d'une réelle stratégie de compensation.

La condition « genoux tendus » permet de répondre à cette question car elle montre que les sujets déformés sont capables de maintenir la position debout sur sol plat avec une faible flexion des genoux (8 +/- 5°) et un moment moyen d'extension de genou quasiment nul, sans modification des autres variables. Cette diminution du moment d'extension de genou réduit le travail du quadriceps. Ainsi, la stratégie en flexion de genou constatée lors de la station debout spontanée est probablement un schéma postural préférentiel chez les patients, sollicitant davantage les extenseurs de genou mais avec un meilleur contrôle de l'équilibre.

Quelle seraient les avantages d'une posture genoux fléchis ? La première hypothèse est celle de l'existence d'une force et ou endurance musculaire plus importante au niveau des quadriceps par rapport aux extenseurs de hanche (grands fessiers surtout) nécessitant d'économiser de façon plus importante les grands fessiers. Une seconde hypothèse serait une « adaptabilité » et une « stabilité » plus importantes en position

de semi-flexion de genoux qu'en position d'extension complète de genoux, permettant aux individus de diminuer le risque de chute. Enfin, la troisième hypothèse qui découle de la seconde serait que les sujets ont de façon générale une peur de la chute arrière plus importante que de la chute avant. De ce fait, la position « genoux fléchis » est plus rassurante que celle « genoux tendus ».

Nous pensions initialement que la condition « plan incliné en arrière » serait plus avantageuse pour les patients penchés en avant que la condition « plan incliné en avant », laquelle va dans le sens de la déformation et est donc supposée majorer le déséquilibre. L'étude nous a permis de démontrer exactement l'inverse. En effet, l'ensemble des 16 patients a réalisé la condition « plan incliné vers l'avant » sans difficulté. Au contraire, le maintien de l'équilibre debout sur le plan incliné de 15° vers l'arrière a été beaucoup plus compliqué, avec impossibilité totale de réaliser l'épreuve pour deux d'entre eux. Il s'agit donc d'une situation très intéressante du point de vue de l'étude des mécanismes de compensation lors d'une désorganisation sagittale rachidienne, puisqu'elle aboutit dans certains cas à une saturation de ceux-ci. Nous constatons dans cette condition une dorsiflexion de cheville est augmentée par rapport à la station debout habituelle, mais de façon moins importante que le supposerait le degré d'inclinaison du plan (augmentation de 11,6° en moyenne contre 15° d'inclinaison du plan). Ceci est probablement dû à une limitation de la dorsiflexion chez les patients et impose une moindre inclinaison du tibia vers l'avant par rapport à la verticale. Le risque de chute arrière est par conséquent augmenté, ce qui explique que deux des sujets de l'étude n'ont pu réaliser cette condition.

Afin d'éviter cette chute arrière, la stratégie utilisée par les patients est d'augmenter l'inclinaison antérieure du tronc par rapport à la verticale et du pelvis par rapport à l'horizontale. La flexion de hanche et de genou n'est pas modifiée mais il existe une

élévation du moment d'extension de hanche, expliquée par la bascule antérieure du thorax plus importante avec sursollicitation des extenseurs de hanche consécutive, et une diminution du moment d'extension du genou, avec par conséquent moindre sollicitation des quadriceps.

Au contraire du plan incliné en arrière, le maintien de la station debout sur un plan incliné vers l'avant de 15° ne pose aucune difficulté aux sujets de notre étude et n'entraîne pas d'accentuation de l'antéflexion du tronc. En effet, la flexion plantaire ne pose pas de problème particulier aux patients et l'adaptation posturale se fait donc uniquement au niveau des chevilles, sans modification des autres segments corporels. Cette absence de limitation de la flexion plantaire permet d'expliquer que les patients portent de façon quasiment systématique des chaussures avec un petit talon. En effet, la marche genoux fléchis est rendue plus facile et/ou confortable avec des chaussures à cambrure positive, permettant de réduire la dorsiflexion maximale en fin d'appui.

Etude de la marche :

- Marche en début de session (condition sans fatigue) :

La première constatation que nous faisons en comparant l'étude « statique » à l'étude « dynamique » est qu'il existe bien une majoration des symptômes à la marche avec une augmentation de la flexion antérieure du tronc de 14°. Ceci est encore plus flagrant à la fatigue avec une majoration de 16,8° par rapport à la station debout habituelle.

La seconde information importante est que la vitesse de marche chez les patients est plus lente que celle des sujets sains, avec également une diminution de longueur du pas et de la cadence de marche. Ceci s'accompagne d'une diminution du premier pic de force de réaction du sol (figures19, 20 et 21). Autrement dit, les patients posent

leurs pieds au sol plus précautionneusement que les sujets témoins, probablement pour réduire le travail de freinage nécessaire.

Concernant le genou, l'analyse à la flexion maximale en début d'appui montre une diminution du moment d'extension par rapport aux sujets sains malgré une flexion non significativement différente. Ceci peut être expliqué en partie par une diminution de la composante sagittale de la force de réaction du sol en début d'appui (diminution des composantes verticales et postérieures) comme nous le voyons sur les figures 19 et 20. Cette diminution du moment d'extension est probablement également liée à une diminution de la distance de la force de réaction du sol par rapport au centre articulaire du genou du fait de l'inclinaison antérieure du tronc. En d'autres termes, la bascule antérieure du tronc déplace la force de réaction du sol vers l'avant, donc plus près du genou. L'analyse visuelle des courbes moyennées des valeurs cinématiques et cinétiques montre qu'en milieu de cycle il existe une majoration de la flexion de genoux et du moment interne d'extension avec une sollicitation beaucoup plus prolongée des extenseurs de genoux que chez les sujets sains. Ceci est confirmé par l'analyse des EMG qui révèle une activité prolongée des droits antérieurs. Les sujets sollicitent donc davantage leurs quadriceps, ce qui est probablement à l'origine d'une fatigue musculaire apparaissant rapidement.

Concernant les hanches, en début d'appui, nous ne retrouvons pas de différence statistiquement significative que ce soit au niveau de la flexion ou du moment d'extension par rapport aux sujets non pathologiques. En revanche, en milieu de cycle, nous constatons une augmentation de la flexion de hanche et du moment d'extension, malgré une diminution de la bascule antérieure du pelvis, du fait de la flexion de genou. Il en découle une sollicitation prolongée des extenseurs de hanche, confirmée par l'analyse des courbes EMG des grands fessiers.

La marche s'accompagne donc chez les patients non seulement d'une sollicitation musculaire prolongée au niveau des quadriceps, mais également au niveau des extenseurs de hanches, avec un risque de fatigue de ces muscles.

Concernant les chevilles, il n'existe pas de différence significative par rapport aux sujets sains en début d'appui. En revanche, en fin d'appui, nous observons une diminution de l'amplitude de flexion plantaire de cheville et du pic de moment de flexion plantaire témoignant d'une propulsion moins puissante que chez les témoins. Ceci est probablement lié en partie à une vitesse de marche diminuée.

- Marche en fin de session (condition avec fatigue) :

La comparaison entre la marche en début de session et la marche après fatigue, met en évidence une augmentation de l'inclinaison antérieure du tronc avec la fatigue sans modification significative des valeurs cinématiques et cinétiques des membres inférieurs excepté une augmentation de la flexion de hanches liée à la majoration de l'antéflexion du tronc. De même, l'analyse visuelle des courbes EMG ne met pas en évidence de différence entre l'activité musculaire des droits antérieurs et grands fessiers lors de la marche en début et fin de session. Cependant, les patients atteignent un seuil subjectif de fatigue à ce moment là, l'enregistrement « après fatigue » étant effectué après la détermination par chaque patient du moment où il est proche de l'arrêt. Ainsi, pour pouvoir continuer à marcher, le sujet est obligé de maintenir une certaine activité musculaire afin de garder des valeurs cinématiques et cinétiques compatibles avec le maintien de son équilibre. Lorsque cette activité musculaire n'est plus possible, le patient s'arrête. Nous pouvons comparer cela à la loi du « tout ou rien ». Nos enregistrements de la marche après fatigue se situent juste avant ce seuil d'épuisement et de saturation des stratégies de compensation.

Il est à noter que l'augmentation de la vitesse de marche constatée lors de la marche avec effet de fatigue est probablement liée à l'augmentation de l'inclinaison antérieure du tronc ainsi qu'à une moindre capacité pour les sujets de freiner l'appui du fait de la fatigue musculaire.

4.3 Conclusion et perspectives

Cette étude montre que les patients présentant un tronc penché en avant développent des stratégies spécifiques à leur pathologie dans un objectif prioritaire de maintien de l'équilibre. Ces stratégies peuvent se résumer par une augmentation de la flexion de genou et du moment d'extension de genou en situation debout statique et, au cours de la marche, par une prolongation à la phase d'appui de la flexion de genou et de hanche et donc des moments articulaires internes d'extension respectifs. Il en découle un surcroit de sollicitation des muscles extenseurs de hanches et de genoux (grands fessiers, ischio-jambiers et quadriceps) qui peut expliquer la fatigabilité des sujets présentant une déformation du tronc dans le plan sagittal à la marche et donc la limitation de leur périmètre de marche.

En pratique clinique, ces informations sont essentielles. En effet, la prise en charge rééducative « classique » de ces patients est essentiellement centrée sur le renforcement musculaire des quadriceps. Or il apparait tout aussi important d'effectuer un travail musculaire sur les extenseurs de hanche, à savoir les grands fessiers et les ischio-jambiers.

Il s'agit ici d'une étude préliminaire, sans étude antérieure véritablement comparable, permettant une première approche de l'aspect « dynamique » du maintien de l'équilibre chez les patients présentant une déformation rachidienne à type d'antéflexion du tronc, mais comportant encore plusieurs points à approfondir lors d'études ultérieures.

Il existe tout d'abord le problème de la confrontation des résultats avec ceux d'une population de référence plus jeune, du fait de l'absence de données chez le sujet âgé non déformé. Cette lacune sera à pallier lors d'une prochaine étude en réalisant le protocole complet chez une population d'âge comparable sans anomalie majeure de l'organisation rachidienne dans le plan sagittal.

Une seconde piste pour les recherches futures serait également de compléter l'analyse statique sur plan incliné de 15° en avant et en arrière par une analyse dynamique sur sol en pente d'une même inclinaison, ce qui nécessiterait un équipement adapté au sein du laboratoire du mouvement.

Enfin, nous pouvons évoquer la notion de dépense énergétique en fonction des postures du tronc, qui serait extrêmement intéressante à étudier dans les recherches futures, en vue d'interpréter les stratégies de maintien d'équilibre utilisées et de déterminer si celles-ci sont véritablement économiques ou non.

CONCLUSION

En situation statique, les études sont nombreuses et convergent vers une stratégie d'adaptation en flexion de genoux.

En situation de marche il n'existe que très peu de données sur le comportement des personnes présentant une chute antérieure du tronc.

Nous avons donc choisi, à la lumière des données d'expériences quant à l'analyse de la station debout et de la marche dans d'autres situations pathologiques, de réaliser, chez 16 patients, une étude descriptive de l'organisation sagittale en condition statique, avec sensibilisation par plusieurs contraintes externes (extension de genoux imposée, plan incliné vers l'arrière et vers l'avant) ainsi que par la fatigue, puis à la marche en situation habituelle et après atteinte d'un seuil subjectif de fatigue. Les résultats obtenus ont été comparés pour la station debout habituelle et la marche sans effet de fatigue à ceux d'une population de référence composée de 10 adultes sains.

Cette étude confirme chez les patients, en comparaison avec les sujets sains, l'existence d'une augmentation de la flexion de genou et du moment d'extension de genou en situation debout statique. Cette position debout est cependant maintenue de la façon la plus économique possible, avec des moments articulaires restant faibles. A la marche, il est mis en évidence une prolongation de la durée en flexion de genou et de hanche et donc une augmentation des moments articulaires internes d'extension respectifs. Il en découle un surcroit de sollicitation des muscles extenseurs de hanches et de genoux (grands fessiers, ischio-jambiers et quadriceps) qui peut expliquer la fatigabilité décrite et la limitation de leur périmètre de marche.

En pratique clinique, une rééducation est associée au traitement orthétique ; ces données nouvelles conduisent à compléter le renforcement musculaire du quadriceps classiquement décrit par un travail musculaire sur les extenseurs de hanche, à savoir les grands fessiers et les ischio-jambiers. Avoir une meilleure connaissance des

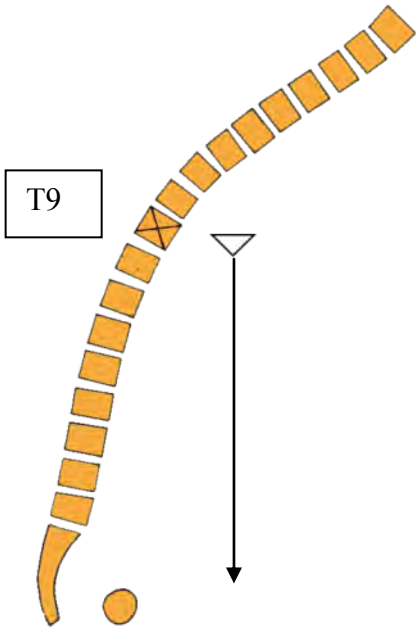
stratégies d'adaptation et de leurs limites permet ainsi une anticipation des « défaillances » à venir et donc dans la mesure du possible leur prévention. Une rééducation adaptée peut en effet prévenir une partie de la perte d'autonomie qui aboutit à la grabatisation de ces patients.

.

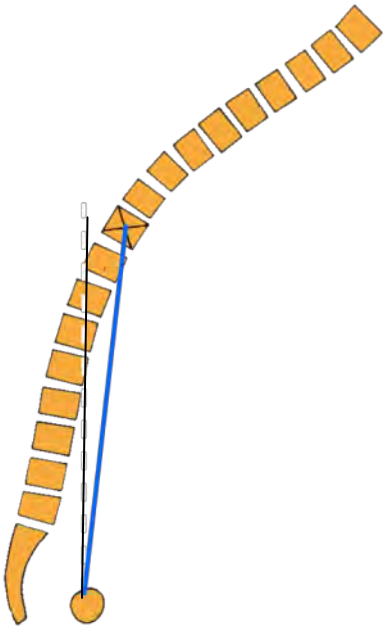
ANNEXES

ANNEXE I : ILLUSTRATION DU CENTRE DE MASSE

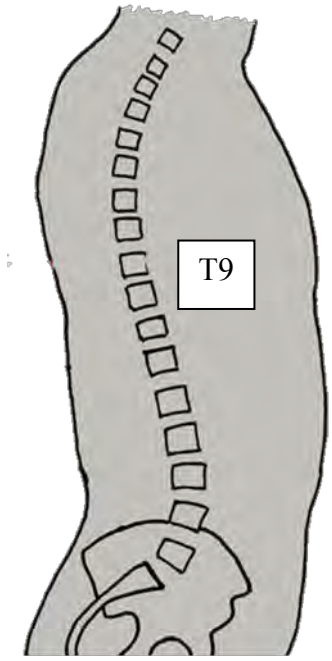
(schémas de JL Tassin)



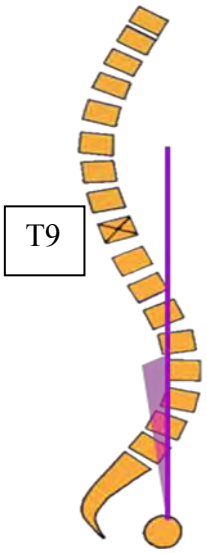
Le centre de gravité CG se projette en avant des hanches



Approximation du CG par la gîte sagittale en T9

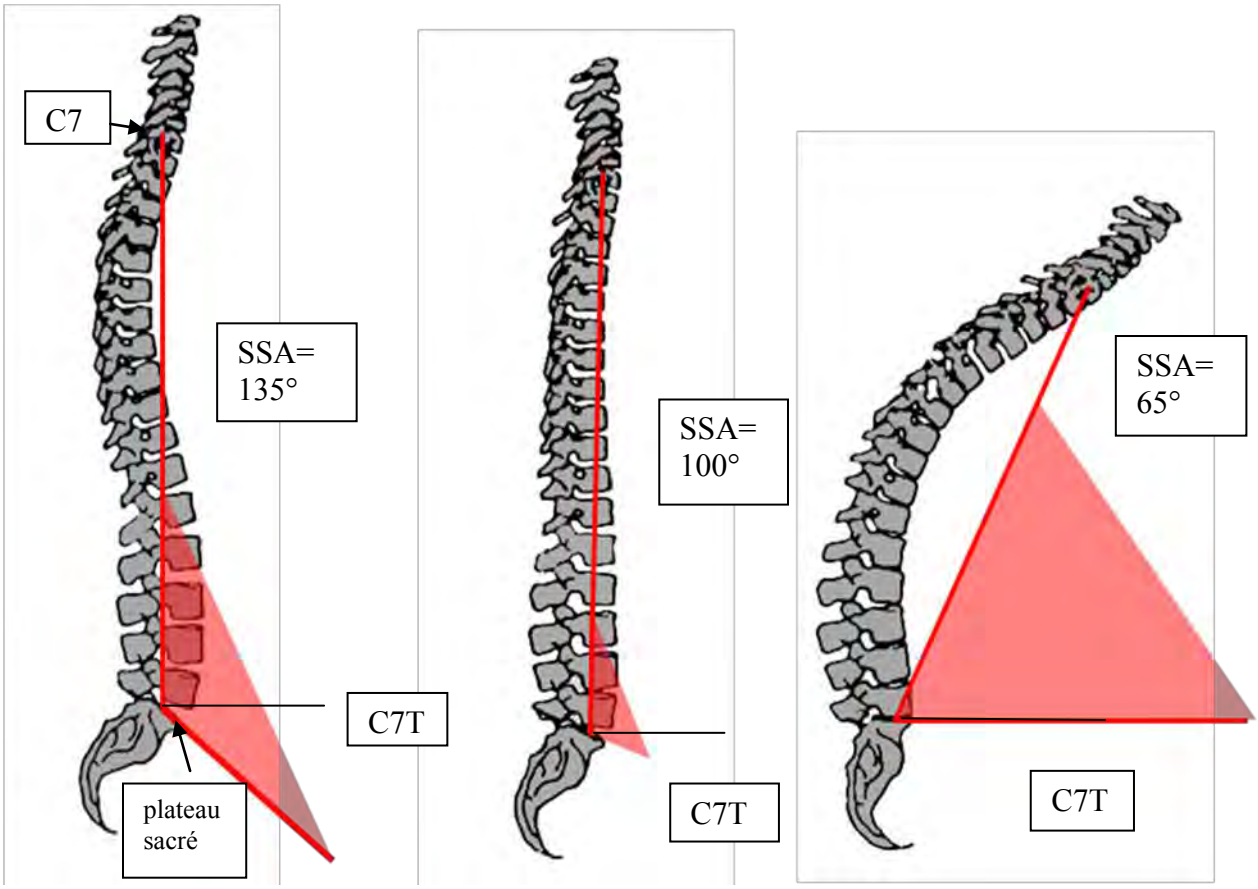


Plus la cyphose est importante, plus le CG du tronc est en avant de T9



Plus la cyphose est importante, plus T9 est en arrière

ANNEXE II: ILLUSTRATION DE L'ANGLE SPINO SACRE (SSA) ET DU C7 TILT



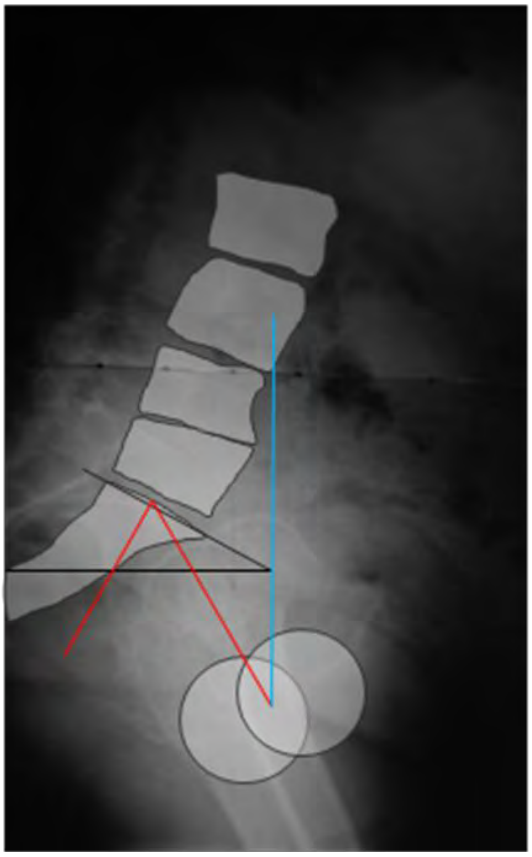
ANNEXE III : ILLUSTRATION D'UN CAS DE CYPHOSE LOMBAIRE DEGENERATIVE

Mme T, 83 ans

Cyphose dégénérative associée à une scoliose lombaire droite et thoraco-lombaire gauche

	Position spontanée : -bascule antérieure du thorax -flexion des genoux -augmentation du polygone de sustentation et de l'angle de progression des pieds -flèches = 190 mm en C4 150 mm en C7 100 mm en T8 60 mm en L2		Position corrigée : -correction partielle de l'inclinaison antérieure du tronc -au prix d'une majoration de la flexion des genoux -flèches = 150 mm en C4 130 mm en C7 90 mm en T8 55 mm en L2

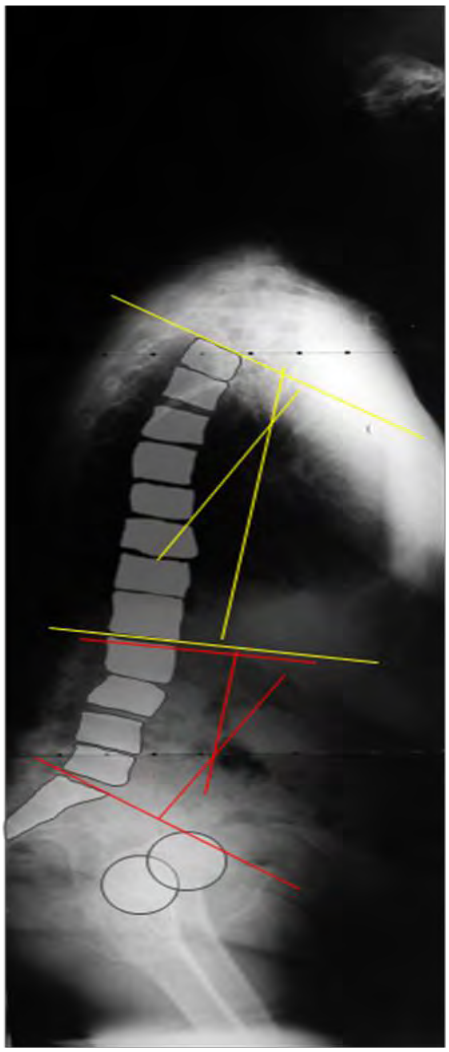
Sur le plan radiologique :



- IP (en rouge) élevée = 61°

- VP = 46° alors que la valeur attendue compte tenu de l'IP est 14°; la patiente est donc en rétroversion du bassin très importante

- PS (en noir) = 25°, nettement inférieure à la valeur attendue évaluée à 46°sur le sagittalomètre, c'est-à-dire tendance à l'horizontalisation du plateau sacré



- lordose (en rouge) très courte, mesurée à 17°, alors que la lordose attendue compte tenu de la valeur de l'IP est de 64°

-cyphose (en jaune) mesurée à 18°

-radiographie correspondant à un stade 1 de la classification de Takemitsu, c'est-à-dire avec une lordose lombaire minime et un déficit marqué de cyphose thoracique

ANNEXE IV : ILLUSTRATION D'UN CAS DE CAMPTOCORMIE

Mme P, 82 ans



Position spontanée



Position corrigée

-attitude en antéflexion du tronc

-réussit à garder le tronc presque vertical au prix d'un effort important avec des genoux restant en flexion modérée (réductibilité incomplète car déformation en fait d'origine mixte : cyphose dégénérative avec une composante d'effondrement dynamique par insuffisance musculaire)

-flèches = 300 mm en C4

260 mm en C7

170 mm en T8

100 en L2

-réductibilité importante avec flèches en position « corrigée aidée » =

160 mm en C4

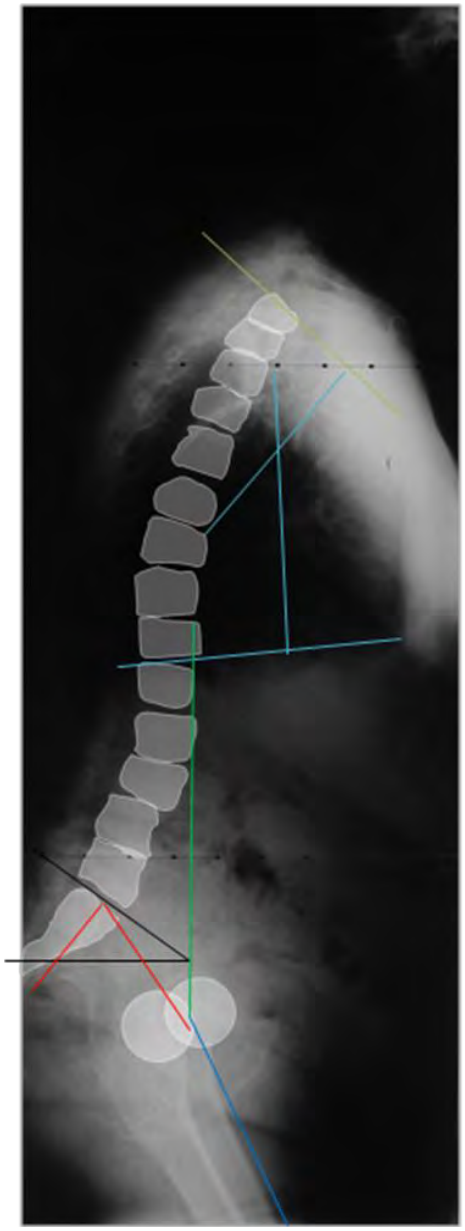
130 mm en C7

85 mm en T8

55 mm en L2

La patiente est incapable de garder cette position corrigée et se penche considérablement en avant à la marche. C'est ce symptôme qui est le plus invalidant, les douleurs ne venant qu'en second plan, principalement au niveau des cuisses et de la ceinture abdominale.

Sur le plan radiologique :



-nette diminution des courbures thoraciques et lombaires : cyphose mesurée à 36°(en gris)

-IP = 67° (en rouge), c'est-à-dire très élevée

-VP = 32° alors que la VP attendue compte tenu de l'IP est de 17°, donc rétroversion du bassin

-PS (en noir) = 38° (diminuée par rapport à la valeur attendue à 49°)

-APF = 212° témoignant d'une position en hyperextension des articulations coxo-fémorales (le déséquilibre antérieur du tronc n'est donc pas lié à une attitude en flexion de hanches) ; les fémurs sont néanmoins très inclinés par rapport à la verticale, ce qui donne visuellement une impression de flessum de hanches

-bilan étiologique réalisé : bilan métabolique, neurologique avec IRM et EMG ayant permis d'éliminer une camptocormie secondaire

-on retrouve uniquement une atrophie des muscles spinaux associée à des lésions dégénératives vertébrales étagées

BIBLIOGRAPHIE

1. Morvan G, Wybier M, Mathieu P, Vuillemin V, Guerini H. [Plain radiographs of the spine: static and relationships between spine and pelvis]. J Radiol. 2008 May;89(5 Pt 2):654–663; quiz 664–666.

2. Braune W, Fischer O. On the centre of gravity of the human body as related to the equipment of the German infantry soldier. Berlin ; New York: Springer-Verlag; 1985.

3. Mangione P, Senegas J. L'équilibre rachidien dans le plan sagittal. Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur. 2012 Sep 4;83(1):22–32.

4. Mouilleseaux B, Hecquet J, Ebermeyer E, Courtois I, Graf H. The orientation of the plane of maximum deformity of a scoliotic curve. Stud Health Technol Inform. 2002;88:157–60.

5. CHR Montpellier, clin. chirurgie orthopédique traumatologique, INC, J V, T M. Déviations sagittales du rachis, essai de classification en fonction de l'équilibre pelvien. Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur. 1984;70:124–6.

6. Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. Ann Biomed Eng. 1992;20(4):451–62.

7. INSERM, hôp. Raymond Poincaré, FRA, J L, J H, C M, G D-B. Equilibre sagittal du rachis. Relations entre bassin et courbures rachidiennes sagittales en position debout. Rachis (Clichy). 1993;5(5):215–26.

8. Florent J. Le Petit Larousse Illustré. Larousse, Paris, France; 2009.

9. Milne JS, Lauder IJ. Age effects in kyphosis and lordosis in adults. Ann. Hum. Biol. 1974 Jul;1(3):327–37.

10. Gelb DE, Lenke LG, Bridwell KH, Blanke K, McEnery KW. An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. Spine. 1995 Jun 15;20(12):1351–8.

11. Takemitsu Y, Harada Y, Iwahara T, Miyamoto M, Miyatake Y. Lumbar degenerative kyphosis. Clinical, radiological and epidemiological studies. Spine. 1988 Nov;13(11):1317–26.

12. Laroche M, Delisle MB, Aziza R, Lagarrigue J, Mazieres B. Is camptocormia a primary muscular disease? Spine. 1995 May 1;20(9):1011–6.

13. Simmons EH, Graziano GP, Heffner R Jr. Muscle disease as a cause of kyphotic deformity in ankylosing spondylitis. Spine. 1991 Aug;16(8 Suppl):S351–360.

14. Jang J-S, Lee S-H, Min J-H, Han K-M. Lumbar degenerative kyphosis: radiologic analysis and classifications. Spine. 2007 Nov 15;32(24):2694–9.

15. Delgado A. La camptocormie : une redécouverte. Kinésithérapie, la Revue. 2009 décembre;9(96):32–5.

16. Brodie B. Lectures inllustratives of certain local nervous affections. Longman. London; 1865. p. 164–5.

17. Souques A, Rosannof-Saloff. La camptocormie : incurvation du tronc, consécutive aux traumatismes du dos et des lombes, considérations morphologiques. Rev Neurol. 1914;28:937–9.

18. Richard S. La camptocormie : à propos d'une observation avec revue de la littérature. Rachis. 2012 Sep 4;7(5):253–6.

19. P S, J.C DM, G D. Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: Approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis
. Spine. 1982;7(4):335–42.

20. Salmochi J, Vallese P. Equilibre sagittal du rachis : données anatomo-clinques : implications thérapeutiques. RER. 12(37):1423–31.

21. Group of Applied Research in Orthopaedic, FRA, Centre Médico-Chirurgical des Massues, 92, rue Edmond-Locard, FRA, P R, E B, J D. Analyse géométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques : essai de classification. Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur. 2003;89(7):632–9.

22. Harrison D, Harrison D, Caillet R. Radiographic analysis of lumbar lordosis: centroid, Cobb, TRALL, and Harrison posterior tangent methods. Spine. 2001;26(11):235–42.

23. Guigui P, Levassor N, Rillardon L, Wodecki P, Cardinne L. [Physiological value of pelvic and spinal parameters of sagital balance: analysis of 250 healthy volunteers]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2003 Oct;89(6):496–506.

24. Le-Huec JC, Roussouly P. Importance de l'analyse de l'équilibre sagittal en pathologie rachidienne: Rôle de la balance spino-pelvienne dans les maladies dégénératives du rachis. Revue de médecine manuelle-ostéopathie. 2012 Sep 4;(29):26–33.

25. Jackson RP, Peterson MD, McManus AC, Hales C. Compensatory spinopelvic balance over the hip axis and better reliability in measuring lordosis to the pelvic radius on standing lateral radiographs of adult volunteers and patients. Spine. 1998 Aug 15;23(16):1750–67.

26. Group of Applied Research in Orthopedics, FRA, Department of Orthopedic Surgery, Centre Des Massues, FRA, Pierre R, Sohrab G, Eric B, Johanes D. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. Spine (Philadelphia, PA. 1976). 2005;30(3):346–53.

27. Vedantam R, Lenke LG, Keeney JA, Bridwell KH. Comparison of standing sagittal spinal alignment in asymptomatic adolescents and adults. Spine. 1998 Jan 15;23(2):211–5.

28. Roussouly P, Gollogly S, Noseda O, Berthonnaud E, Dimnet J. The vertical projection of the sum of the ground reactive forces of a standing patient is not the same as the C7 plumb line: a radiographic study of the sagittal alignment of 153 asymptomatic volunteers. Spine. 2006 May 15;31(11):E320–325.

29. 2e colloque Centre médico-chirurgical de réadaptation des Massues [tenu à L le 8 A2006, ; sous la direction de B. Biot PR. Douleurs mécaniques et troubles de la statique vertébrale. Montpellier: Sauramps médical; 2006.

30. Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. Eur Spine J. 1998;7(2):99–103.

31. Tropiano P, Bronsard J. Sagittal lumbar spinal balance : a method of measurement. Spinal Restabilzation Procedures. 83–93.

32. Gangnet N, Pomero V, Dumas R, Skalli W, Vital J-M. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. Surg Radiol Anat. 2003 Dec;25(5-6):424–33.

33. G V, P R, E B, J D. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. European Spine Journal. 2002;11(1):80–7.

34. Lazennec J, Gorin M. Conditions de l'équilibre sagittal du rachis. Journée du Rachis. Sauramps Médical. Paris; 2001.

35. Obeid I, Hauger O, Aunoble S, Bourghli A, Pellet N, Vital J-M. Global analysis of sagittal spinal alignment in major deformities: correlation between lack of lumbar lordosis and flexion of the knee. Eur Spine J. 2011 Sep;20 Suppl 5:681–5.

36. Janda V, Lewit K, Horynová M, Chalupa J, Tutzký V. [Modern schools of thought and developmental trends in manual medicine (author's transl)]. Cas. Lek. Cesk. 1979 May 4;118(18):545–9.

37. Perrenou G, Barette G. Appréciation de la position sagittale du basson. Ann Kinésithér. 14(7-8):377–80.

38. Debarge R, Demey G, Roussouly P. Radiological analysis of ankylosing spondylitis patients with severe kyphosis before and after pedicle subtraction osteotomy. Eur Spine J. 2010 Jan;19(1):65–70.

39. INSERM, hôp. Raymond Poincaré, FRA, J L, J SJ, J H, C M, G D-B. Bras de levier de la pesanteur supportée par les vertèbres lombaires. Rachis (Clichy). 1993;5(1):13–20.

40. Gautier J. Théorie originale sur le rôle biodynamique de la lordose lombaire dans la marche humaine. Rachis. 2012 Sep 4;10(2):63–70.

41. Mitnitski A, Yahia L, Newman N, Gracovetsky S, Feldman A. Coordination between the lumbar spine lordosis and trunk angle during weight lifting. Clinical biomechanics (Bristol, Avon). 1998 Mar;13(2):121–7.

42. Sartor C, Alderink G, Greenwald H, Elders L. Critical kinematic events occurring in the trunk during walking. Human Movement Science. 1999 Oct;18(5):669–79.

43. Konz RJ, Fatone S, Stine RL, Ganju A, Gard SA, Ondra SL. A kinematic model to assess spinal motion during walking. Spine. 2006 Nov 15;31(24):E898–906.

44. Chung CY, Park MS, Lee SH, Kong SJ, Lee KM. Kinematic aspects of trunk motion and gender effect in normal adults. J Neuroeng Rehabil. 2010;7:9.

45. Cho SH, Park JM, Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. Clinical Biomechanics. 2004 Feb;19(2):145–52.

46. Kramers-de Quervain IA, Müller R, Stacoff A, Grob D, Stüssi E. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. Eur Spine J. 2004 Aug;13(5):449–56.

47. Bruyneel A-V, Chavet P, Bollini G, Mesure S. Gait initiation reflects the adaptive biomechanical strategies of adolescents with idiopathic scoliosis. Ann Phys Rehabil Med. 2010 Sep;53(6-7):372–86.

48. Taylor NF, Goldie PA, Evans OM. Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. Gait Posture. 1999 May;9(2):88–94.

49. R.W S, R.C W, T.H S, P.I.J.M W. Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: A dynamical systems approach. Clinical Biomechanics. 2001;16(3):175–81.

50. Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Svarrer H, Svensson P. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. Pain. 1996 Feb;64(2):231–40.

51. Goujon-Pillet H, Sapin E, Fodé P, Lavaste F. Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. Arch Phys Med Rehabil. 2008 Jan;89(1):87–94.

52. Romkes J, Peeters W, Oosterom AM, Molenaar S, Bakels I, Brunner R. Evaluating upper body movements during gait in healthy children and children with diplegic cerebral palsy. J Pediatr Orthop B. 2007 May;16(3):175–80.

RESUME DE LA THESE

Ce travail de thèse concerne une situation à forte prévalence et à fort retentissement personnel et social, à savoir la chute antérieure du tronc en position debout statique et/ou dynamique.
Il décrit l'organisation sagittale statique (outils radiologiques mais également d'analyse posturale) ainsi que l'organisation sagittale dynamique, à la marche. Cette description s'appuie sur les connaissances actuelles et sur une étude expérimentale menée chez 16 patients présentant une chute antérieure du tronc, comparativement à une population témoin de 10 adultes sains.
L'étude de la situation debout statique confirme les données de la littérature, à savoir une stratégie de flexion de genoux pour le maintien de l'équilibre chez les patients. Ainsi, le centre de gravité supporté par les têtes fémorales est reporté légèrement en arrière de celles-ci. Cette stratégie est économique, comme le confirment les faibles valeurs des moments articulaires et est de ce fait reproductible en situation de fatigue.
L'étude de la marche apporte la notion nouvelle d'augmentation de la durée de flexion de genoux mais également de hanches, comparativement aux sujets témoins, et donc d'augmentation des moments articulaires d'extension. Il en découle un surcroit de sollicitation des muscles extenseurs de hanche et de genou qui peut expliquer la fatigabilité décrite et la limitation du périmètre de marche.
Dans la rééducation associée au traitement orthétique, le renforcement musculaire du quadriceps classiquement décrit doit être complété par un travail musculaire sur les extenseurs de hanche.

Titre en anglais :

Sagittal static and dynamic organization in patients with an anterior fall trunk

THESE : MEDECINE SPECIALISEE – Année 2012

MOTS CLEFS :

Organisation sagittale, tronc, camptocormie, cyphose, statique, dynamique, analyse tridimensionnelle, marche

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR

UNIVERSITE DE LORRAINE
Faculté de Médecine de Nancy
9, Avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE LES NANCY cedex