HAL
open science

Évaluation dynamique au cours de la marche en pré et post opératoire chez des sujets âgés en état de déséquilibre sagittal rachidien : étude prospective

Jean-Étienne Castelain

▶ **To cite this version:**

Jean-Étienne Castelain. Évaluation dynamique au cours de la marche en pré et post opératoire chez des sujets âgés en état de déséquilibre sagittal rachidien : étude prospective . Médecine humaine et pathologie. 2017. dumas-01655149

HAL Id: dumas-01655149

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01655149v1

Submitted on 4 Dec 2017

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.

HAL
archives-ouvertes.fr

Évaluation dynamique au cours de la marche en pré et post opératoire chez des sujets âgés en état de déséquilibre sagittal rachidien : étude prospective

Jean-Etienne Castelain

To cite this version:

Jean-Etienne Castelain. Évaluation dynamique au cours de la marche en pré et post opératoire chez des sujets âgés en état de déséquilibre sagittal rachidien : étude prospective . Médecine humaine et pathologie. 2017. <dumas-01655149>

HAL Id: dumas-01655149

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01655149

Submitted on 4 Dec 2017

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 Bordeaux

U.F.R. DES SCIENCES MEDICALES

Année 2017 N°3100

Thèse pour l'obtention du

DIPLOME d'ÉTAT de DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

Par **Jean-Etienne CASTELAIN**

Né le 18 août 1988 à Lesparre-Médoc

Le 27 septembre 2017

Evaluation dynamique au cours de la marche en pré et post opératoire chez des sujets âgés en état de déséquilibre sagittal rachidien : étude prospective

Directeur de thèse

Monsieur le Professeur Olivier GILLE

Jury

Monsieur le Professeur Jean-Marc VITAL, Président

Monsieur le Professeur Thierry FABRE, Juge

Monsieur le Professeur Olivier GILLE, Juge

Monsieur le Professeur Mathieu DE-SEZE, Juge

Monsieur le Docteur Louis BOISSIERE, Rapporteur

Université Bordeaux

U.F.R. DES SCIENCES MEDICALES

Année 2017 N°3100

Thèse pour l'obtention du

DIPLOME d'ÉTAT de DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

Par **Jean-Etienne CASTELAIN**

Né le 18 août 1988 à Lesparre-Médoc

Le 27 septembre 2017

Evaluation dynamique au cours de la marche en pré et post opératoire chez des sujets âgés en état de déséquilibre sagittal rachidien : étude prospective

Directeur de thèse

Monsieur le Professeur Olivier GILLE

Jury

Monsieur le Professeur Jean-Marc VITAL, Président

Monsieur le Professeur Thierry FABRE, Juge

Monsieur le Professeur Olivier GILLE, Juge

Monsieur le Professeur Mathieu DE-SEZE, Juge

Monsieur le Docteur Louis BOISSIERE, Rapporteur

« La vie c’est comme une bicyclette, il faut savoir avancer pour ne pas perdre l’équilibre »

Albert Einstein

REMERCIEMENTS

A mes Maîtres membres du jury,

A notre Maître et président de Thèse

Monsieur le Professeur Jean-Marc VITAL,

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Chef du pôle chirurgie du CHU de Bordeaux, membre de l'Académie nationale de médecine

Vous me faite l'honneur de présider ce jury de thèse. Vous m'avez accueilli dans votre service au début de ma formation. Nous avons pu apprécier votre disponibilité, votre soutien vos qualités humaines et chirurgicales. Nous sommes honorés d'avoir fait parti de vos disciples et d'avoir profité de vos talents d'enseignant. Veuillez trouver ici le témoignage de notre profond respect et de notre haute estime.

A notre Maître et directeur de thèse,

Monsieur le Professeur Olivier GILLE,

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Chef du service de l'Unité de chirurgie Orthopédique et Traumatologique, Rachis 1 au CHU de Bordeaux

Vous m'avez fait l'honneur de diriger ce travail. Nous sommes honorés d'avoir fait parti de vos disciples. Vos qualités d'enseignements, chirurgicales, et votre rigueur sont des exemples. Apprendre à vos cotés et bénéficier de votre expérience est une chance.
Veuillez trouver ici le témoignage de notre profond respect et de notre gratitude.

A notre rapporteur de thèse,

Monsieur le Docteur Louis BOISSIERE,

Docteur en Chirurgie Orthopédique
Ancien CCA – Praticien Hospitalier –
Unité de chirurgie Orthopédique et Traumatologique, Rachis 1 au CHU de Bordeaux
Clinique Jean VILLAR

Tu me fais l'honneur d'être le juge et le rapporteur de ce travail, et je t'en remercie. Ton esprit créatif, ta curiosité, tes qualités chirurgicales et humaines sont des exemples. Je suis heureux de continuer à bénéficier de ta déjà très grande expérience. Ta confiance et ton amitié me touchent.

A nos juges,

Monsieur le Professeur Thierry FABRE,

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Chef du service de l'Unité de chirurgie Orthopédique et Traumatologique, Périphérique au CHU de Bordeaux

Vous me faites l'honneur de juger ce travail et je vous en remercie. Votre enseignement me sera précieux dans notre pratique chirurgicale future. Votre humilité et votre sens du devoir et du service sont des exemples. Veuillez trouver ici le témoignage de notre profond respect.

Monsieur le Professeur Mathieu DE SEZE,

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Chef du pôle médecine Orthopédique et Sportive, service de Médecine Physique et Réadaptation, au CHU de Bordeaux

Vous me faites l'honneur de juger ce travail sur un sujet que vous connaissez depuis longtemps. Vous avez su me guider dans la réalisation de celui-ci et je vous en remercie. Nos pratiques médicales sont complémentaires, vos connaissances et votre expérience sont précieuses. Merci de votre disponibilité.

A mes Maîtres,

Monsieur le Professeur Vincent POINTILLART,

Vous m'avez appris à soigner aussi bien l'esprit que le corps. Votre connaissance, vos qualités chirurgicales, votre humanité, et votre spiritualité sont des modèles que je tacherai de suivre. Apprendre à vos côtés est une chance.

Monsieur le Professeur Jean-Charles LE HUEC,

Vous êtes un modèle de travail et d'implication. Avoir bénéficié de votre expérience et de votre apprentissage est une chance.

Monsieur le Docteur Ibrahim OBEID,

Ta connaissance de la pathologie rachidienne, ton expérience et tes qualités chirurgicales sont immenses. Apprendre à tes côtés est un honneur et une chance.

Monsieur le Docteur Stéphane AUNOBLE,

Ta joie, ta bonne humeur, et ta simplicité sont un plaisir à chaque fois. Il n'en reste pas moins que ton expérience et tes connaissances sont essentielles.

Monsieur le Professeur Cédric BARREY,

J'ai eu la chance d'intégrer votre service pour une courte période. Votre expérience, vos qualités chirurgicales et votre vision neurochirurgicale sont des compléments précieux à ma formation Bordelaise. Mon séjour Lyonnais fut riche d'enseignement.

A mes premiers chefs de rachis,

Monsieur le docteur Alexandre DHENIN,

Tu m'as fait découvrir cette spécialité, tu m'en a montré sa richesse, ses cotés joyeux, mais aussi ses difficultés. Je t'y dois mes premiers pas. Merci de m'avoir transmis cette passion. Notre amitié se prolongera.

Messieurs les docteurs,

Jean BERNARD,
Hugues DEMESON,
Patrick GUERIN,
Rémi MARIEY,
Vincent CHALLIER,
Arnaud COGNIET,
Et Julien RIGAL,

Vous avez participé à ma formation et je vous en remercie. Chacun de vous m'a fait confiance, et m'a précipité à sa manière dans le monde de la colonne. Nous avons partagé de très bons moments et nous en connaîtrons des prochains.

A mes chefs d'orthopédie du CH Côte basque, messieurs les Docteurs,

Philippe LE GAC DE LANSALUT, vous m'avez guidé dans mes premiers pas en chirurgie, appris les attitudes et les règles de bases, je vous en remercie.
Pierre BRUNETEAU et François LAVALLE, vous m'avez fait découvrir et aimer l'orthopédie.

A mes chefs d'Orthopédie du CHU,

Vincent SOUILLAC, tu m'as appris que l'on ne marchait pas sur les mains, ton bon sens vaut de l'or,
Marie-Laure ABI-CHAHLA, ma connaissance de la main se limite au compartiment des extenseurs, mais c'est grâce à toi,
Olivier LAFFENETRE, merci pour vos enseignements théoriques sur le pied,

Thibault MASQUEFA,
Raphael DE BARTOLO,
Jeremy KNAFO,
Alexandra EBLAND,
Nicolas VERDIER
Clément RIBES,
Thomas THELEN,
Paul CREMER,
Morgane VARGAS,
Déborah ROYAUX,

Ecrire un commentaire sur chacun de vous prendrai plus de pages que la rédaction de ma thèse. Je ne le ferai donc pas, mais sachez que vous m'avez tous énormément apporté et appris, chacun à votre manière. Je n'ai passé que des bons moments et je n'ai que des bons souvenirs. Nous continuerons ainsi.

A mes chefs du CHU de Lyon,

Pierre COLOMA,
Eurico FREITAS,
Rostome MESSERER,

Vous avez enrichi mon expérience Lyonnaise.

A mes chefs de l'HIA Robert Piquet,

Monsieur le médecin-chef ALLIZARD,
Commandant Nicolas PELLET,
Commandant Pierre CARRET,
Capitaine Stéphane EBRAD,

Merci pour votre rigueur toute militaire et l'ensemble des bons moments partagés. Mon passage parmi vous fut épanouissant.

A mes pairs et amis,

Lucas AZZOLIN (Azzo'), Edouard HARLY (par ce qu'on est pas les meilleurs, mais ...), Soufiane GHAILANE (Jean-souf), Antoine FOURGEAUX (Coucourge, Fish eyes), Alison DELESQUE (Cindy), Adrien CADENNE (cadennOS), Thomas CHEVILLOTE (la Chev'), Pierre COUDERT (Pierrot la Frite), Marion PETIT (Pépite), Marion Dias (DiASS) Johan LEBECQUE (LebeckMAN), Xavier THEVENOT (Stratos), Yann MOHSHINALY (Mohshy'), Simon MAZAS, Mathieu CAMPANA (CampiFlex), Matthieu GARCIA (Sergent), Paul LECOANET (Lac…e), Daniel RISTIC (Critik), aux plus jeunes notre relève,

A mes amis, qui me sont chers et précieux,

Guillaume, ami de longue date, les moments partagés sont trop rares, mais toujours aussi joyeux, je souhaite que notre amitié vieillisse aussi bien que le bon vin,

Clément, j'aurai toujours une chambre pour toi, j'espère pouvoir t'accueillir encore longtemps,

Sébastien, la vie devrait être une féria … Merci pour ta gentillesse et ta générosité,

Jean-Baptiste, premier compagnon d'arme, tu gardes une place spéciale dans ma construction,

Romain, le plus compétiteur de mes amis, partager du temps avec toi est toujours riche,

Nicolas, père spirituel, guide de l'internat, capitaine de soirée, homme complet et taillé dans le roc, heureux d'être ton ami,

Jean-Philippe, tu es ce qui me restera de plus sympathique de l'urologie, ta bonne humeur et tes expressions sont toujours une belle régalade,

Arnaud, notre amitié débutante s'annonce riche, que nos moments partagés se multiplient,

Mathilde, Julie, Ombeline, Céline B, Marie, Céline S, Audrey, merci d'accompagner vos hommes dans la vie et rendre nos moments toujours plus agréables,

A ma Famille,

Mes Parents,

En témoignage de mon profond amour, de ma gratitude pour votre soutien sans faille et votre présence à chaque étape, je vous suis reconnaissant.
A mon père, qui a toujours su m'encourager par sa bonne humeur et sa joie, tu es un modèle,
A ma mère qui nous couvre d'amour et d'attention au quotidien

Mes Sœurs,

Chacune de vous trois est une personnalité différente qui sait m'entourer, et me soutenir. Le temps passant, il vient à nous manquer, mais nous saurons rester unis. Merci pour votre amour et votre générosité.

Mes Grands-parents,

Votre absence ne m'empêche pas de penser à vous,

Ma Belle-Famille,

Bruno et Hélène, merci pour vos attentions et votre soutien,
Bertrand, merci pour ta bonne humeur, chaque apéritif anisé avec toi est un moment de joie,
Laure et Laetitia,

Pour Audrey, l'amour de ma vie,

LISTE DES ABREVIATIONS

BasculeP : Bascule Pelvienne
CVA : Coronal Vertical Axis
EVA : Echelle Visuelle Analogique
EMG : Electromyographie
ES : Erector Spinae
EIFEL : Echelle d'Incapacité Fonctionnelle Lombaire
IP : Incidence Pelvienne
IR : Infra-Rouge
IRM : Imagerie par Résonnance Magnétique
JOA : Japan Orthopaedic Association (score)
LL : Lordose Lombaire
ODI : Oswestry Disability Index
PS : Pente Sacrée
SF12 : Short Form questionnary quality of life 12
SVA : Sagittal Vertical Axis
TDM : Tomodensitométrie
VP : Version Pelvienne

TABLE DES MATIERES

1. Introduction 12

2. Généralités 14

2.1. L'équilibre sagittal du rachis 14

Les paramètres de base 15

Les paramètres de l'équilibre sagittal 16

Les mécanismes de compensation 16

La prise en charge thérapeutique 17

2.2. La musculature paravertébrale 18

Les muscles postérieurs 18

Les muscles latéraux 18

2.3. L'analyse de la marche 20

Le cycle de marche : 21

Analyse de la marche : 23

En pratique : 24

3. Etude 29

3.1. Résumé 29

3.2. Abstract 30

3.3. Introduction 31

3.4. Matériel et méthode 31

3.5. Résultats 35

3.6. Discussion 38

3.7. Conclusion 41

1. INTRODUCTION

Le vieillissement entraine une modification globale des fonctions de l'organisme dont celui de l'appareil locomoteur. Les processus dégénératifs altèrent le système ostéoarticulaire et musculaire.

Le rachis est un empilement de vertèbres reliées par un système disco-ligamentaire en avant et des processus articulaires en arrière. Chacun de ces sites va subir des processus dégénératifs. Au niveau discale, il s'agit d'une perte de hauteur liée à une déshydratation, puis un affaissement en cyphose. Au niveau osseux, les processus arthrosiques entraine une augmentation du volume de l'articulation et une altération de sa mobilité (en général vers l'enraidissement), majorant la cyphose locale [1–4].

Au niveau musculaire, on va constater une diminution de volume, une diminution de la contractilité liée à la modification en fibre musculaire, ainsi qu'un infiltrat graisseux se majorant [5,6]

L'équilibre sagittal correspond à l'étude du positionnement de la colonne vertébral dans le plan sagittal. A l'état de base physiologique, il doit permettre de maintenir une position érigée économique en énergie [7,8]. Ainsi la colonne vertébrale se comporte comme le mât d'un bateau et les muscles para vertébraux comme des haubans la maintenant en position de fonction. Or avec l'apparition des processus dégénératifs, des phénomènes de compensation plus coûteux en énergie se mettent en place. Lorsque les réserves musculaires et ostéoarticulaires sont dépassées, il apparaît un déséquilibre à l'origine d'une perte de fonction.

Ainsi dans les populations vieillissantes, l'incidence des déséquilibres sagittaux augmente entrainant un retentissement important sur la qualité de vie [9]. Les douleurs, la fatigabilité, les troubles de la marche sont à l'origine d'une perte de fonction importante.

Différentes solutions thérapeutiques existent. Le traitement médical apporte une solution symptomatique avec la prise d'antalgiques, la rééducation permet de renforcer le système musculaire, d'assouplir les muscles cyphosants, de travailler la posture. Des orthèses lombaires ou corsets peuvent être employés en complément. La solution chirurgicale est réservée aux déformations importantes. Elle a un impact positif sur la qualité de vie, et sur le résultat fonctionnel mais présente un taux de complications mécanique important [10].

Les définitions actuelles de l'équilibre rachidien dans le plan sagittal sont basées sur l'étude statique à partir de radiographies [11–13]. Cette analyse statique ne correspond pas à

l'équilibre rachidien au cours du mouvement et pourrait expliquer en partie les complications mécaniques de la chirurgie.

La marche met en jeu un ensemble de mouvements coordonnés de manière très complexe. Elle est analysée depuis longtemps déjà mais son impact au niveau de la colonne vertébrale reste peu connu, notamment son influence sur l'équilibre sagittal. En effet, elle entraîne une succession de déséquilibre au cours d'un même cycle en permanence compensés. Ces mécanismes sont pour le moment peu étudiés, donc une analyse dynamique de l'équilibre sagittal rachidien au cours de la marche nous paraît pertinente.

Nous débuterons ce travail par un exposé théorique des notions mises en jeu (l'équilibre sagittal, la musculature paravertébrale et le vieillissement musculaire, et enfin la marche), puis nous rapporterons les résultats de notre étude préliminaire de la marche chez les sujets âgés en situation de déséquilibre sagittal.

2. GENERALITES

2.1. L'équilibre sagittal du rachis

Comme nous l'avons précisé en introduction, la position d'équilibre de la colonne vertébrale doit permettre une station érigée économique.

La colonne vertébrale est divisée en quatre segments : le rachis cervical très mobile qui supporte la tête, le rachis thoracique peu mobile qui supporte les viscères, le rachis lombaire autres zone de grande mobilité, et la vertèbre « pelvienne ». La colonne vertébrale est une tige souple ancrée sur un socle défini par le pelvis.

Le corps humain oscille à l'intérieur d'un cône dont le sommet serait situé entre les deux pieds [8] (figure 1).

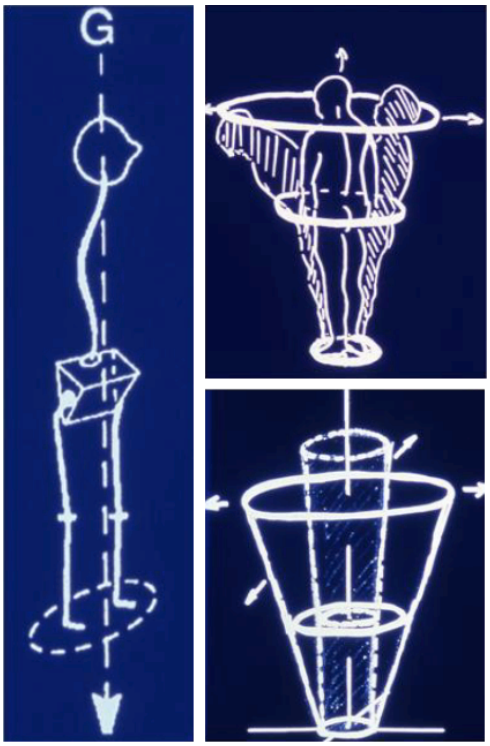


Figure 1 : la chaîne de l'équilibre et le cône de l'économie musculaire (Dubousset)

Les paramètres de base

La forme du pelvis définie le positionnement de la colonne vertébrale. Legaye J. et al [14] ont défini des paramètres pelviens : l'incidence pelvienne (IP), la pente sacrée (PS), et la version pelvienne (VP) (figure 2).

L'incidence pelvienne est un angle morphologique qui reste constant chez un individu après l'âge de 10 ans. Il correspond à l'angle reliant la perpendiculaire au plateau sacré passant en son centre, et la droite reliant le milieu du plateau sacré avec le centre des têtes fémorales. Dans la population caucasienne, la valeur médiane de l'IP est de 52°.

La version pelvienne correspond à l'angle entre la droite passant par le milieu du plateau sacré et le centre des têtes fémorales avec la droite verticale passant par le centre des têtes fémorales. Il représente la capacité du bassin à effectuer une rétroversion, c'est à dire à se verticaliser. La valeur moyenne dans la population caucasienne est de 12°, une VP=20° est reconnue comme étant un facteur péjoratif sur les scores de qualité de vie (Lafage, Schwab) [15].

La pente sacrée correspond à l'angle entre la parallèle au plateau sacré avec le plan horizontal. Il représente l'orientation du bassin par rapport à l'horizontale.

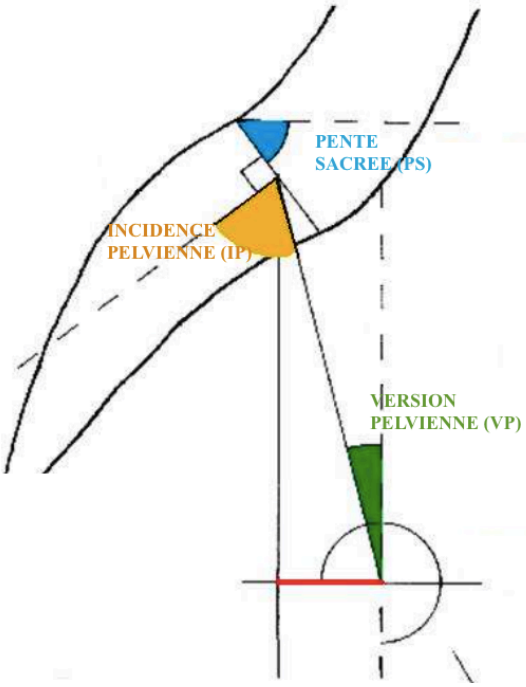


Figure 2 : les paramètres pelviens

La relation suivante unies ces trois paramètres : IP = VP + PS. Ainsi, l'IP étant un paramètre fixe, la VP et la PS sont les variables qui vont pouvoir varier lors des modifications de l'équilibre. Les segments sus jacents au pelvis vont aussi participer à l'équilibre sagittal.

La lordose lombaire est définie par l'angle entre le plateau de S1 et le plateau inférieur de la première vertèbre située en cyphose. La lordose lombaire est dépendante de la pente sacrée [14]. Roussouly a décrit une classification de types de dos dans la population générale asymptomatique [16]. Une forte pente sacrée impose un départ horizontal au rachis lombaire, et inversement lorsque la pente est faible la lordose est faible.

Ainsi, l'analyse des paramètres pelviens permet de calculer des valeurs de lordose lombaire (LL) théorique [17,18]. Schwab a proposé la formule suivante (LL= IP ±9°, +9° pour les PS > 60°, et −9° pour les PS < 45°). La formule PI-LL est fortement corrélée aux scores de qualités de vie et par conséquent à l'équilibre sagittal idéal car économique [19].

La cyphose thoracique participe à un moindre niveau à l'équilibre sagittal du fait de sa mobilité limitée mais réelle.

Les paramètres de l'équilibre sagittal

Le centre du corps vertébral de C7 est considéré comme le centre de gravité du complexe cervico-céphalique. Pour un maintient en position économique, la ligne verticale passant par le centre du corps vertébral de C7 doit se projeter en regard du bord postérieur de S1.

La Sagittal Vertical Axis (SVA) est un paramètre permettant de quantifier la position de la colonne vertébrale dans son ensemble. Elle représente la distance dans le plan horizontal entre le bord postérieur du plateau sacré et la ligne verticale de C7. La limite de 50 mm définie une perte de l'état d'équilibre (de même corrélé aux scores de qualité de vie) [20,21].

D'autres paramètres plus globaux étudient la position de la colonne vertébrale, du bassin, ainsi que des hanches afin de décrire l'équilibre dans son ensemble en incluant les phénomènes de compensation possible [22–24].

Les mécanismes de compensation

Une perte de lordose lombaire entrainera un départ du tronc en avant augmentant le vecteur force et demandant une activité musculaire plus importante de la part des muscles érecteurs du rachis. Cette contraction musculaire sera à l'origine de douleurs et d'inconfort. Il existe des phénomènes de compensation spontanée qui permettent de palier à cette situation.

C'est uniquement lorsque les mécanismes de compensation sont dépassés, que le retentissement fonctionnel apparaît.

Le premier phénomène pour restaurer un équilibre sagittal est la rétroversion pelvienne (verticalisation du bassin entraînant une augmentation de la VP, baisse de la PS) associé à un aplatissement de la cyphose thoracique. La VP augmente grâce à l'hyperextension des hanches.

Enfin pour maintenir un regard à l'horizontal, on observera une flexion des genoux et une hyperlordose cervicale [19,25].

La prise en charge thérapeutique

Le traitement médical doit toujours être entrepris en premier. Il consistera à associer une prise en charge médicamenteuse antalgique, adaptée au niveau des douleurs, à une prise en charge rééducatrice. Les étirements des muscles de la chaine postérieure (ischio-jambier), du psoas, de la sangle abdominale ont pour but de lutter contre les rétractions musculaires liées aux mécanismes de compensation vus plus haut. Un renforcement musculaire des érecteurs spinae pourra être réalisé de manière complémentaire, avec des résultats limités.

En complément, des orthèses seront mises en place (allant de la ceinture lombaire souple, au corset rigide).

Une prise en charge diététique est souvent proposée en complément, devant le surpoids ou l'obésité présenté par les patients.

Quand le déséquilibre est trop ancien ou important, et que la qualité de vie en est fortement altérée, la prise en charge chirurgicale est souvent proposée.

Elle consiste en une arthrodèse (fusion vertébrale) étendue avec restauration de la lordose par des gestes d'ostéotomie plus ou moins complexes en fonction de la déformation [26].

Nous réalisons un abord chirurgical postérieur, qui désinsère les muscles paravertébraux de leur attache vertébrale. Il en résulte une modification de la force musculaire de ceux-ci [27].

Voyons quels sont les muscles en jeu, et quelle est leur anatomie.

2.2. La musculature paravertébrale

Nous présenterons uniquement les muscles érecteurs principaux du rachis (Erecteurs Spinae (ES)). On les retrouve à tous les étages (lombaire, thoracique et cervical).

Les muscles postérieurs

Appartenant à la musculature profonde intrinsèque (groupe des spino-transversaires), le Multifidus prend son insertion sur le processus transverse et le processus articulaire pour se terminer sur le processus épineux au même étage de C2 à S4. Il est innervé par le rameau primaire dorsal de l'étage concerné. Son action principale est la rotation et la flexion latérale du rachis du côté homolatéral. Nous le présentons car il présente un intérêt certain dans la pathologie rachidienne. Il est désinséré lors des abords postérieurs.

Appartenant au plan intermédiaire (groupe des sacro-spinaux), le Longissimus et l'Ilio-costal prennent leur insertion et se termine sur les processus épineux, articulaires et costal, à tous les étages. Ils sont innervés par le rameau dorsal des nerfs spinaux à chaque étage. Ils sont érecteurs principal, fléchisseurs latéral homolatéral.

Les muscles latéraux

Dans le groupe Le carré des lombes prend son insertion sur la crête iliaque postérieure et se termine sur les dernières côtes flottantes. Il est érecteur du rachis et fléchisseur latéral homolatéral (figure 3 et 4).

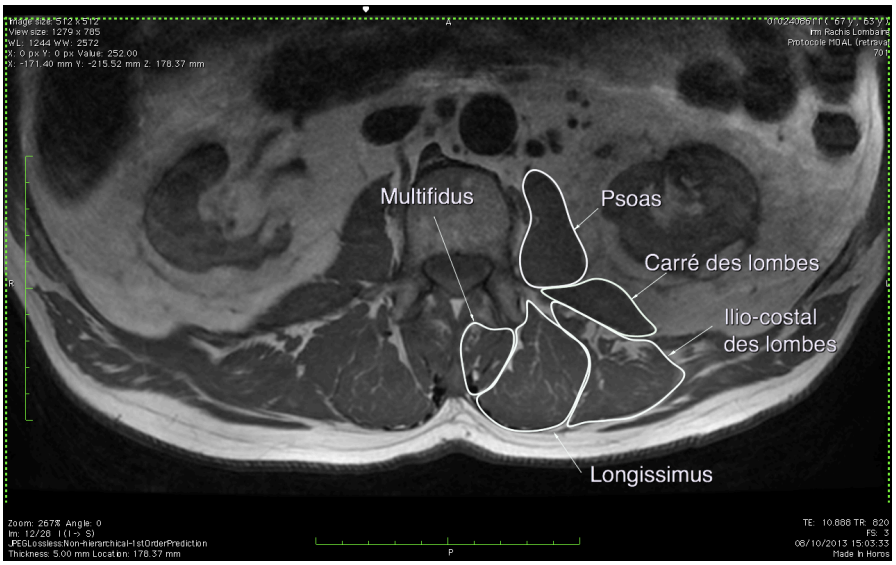


Figure 3 : Coupe d'IRM en séquence T1 passant par la vertèbre L3 montrant la répartition anatomique des différents groupes musculaires

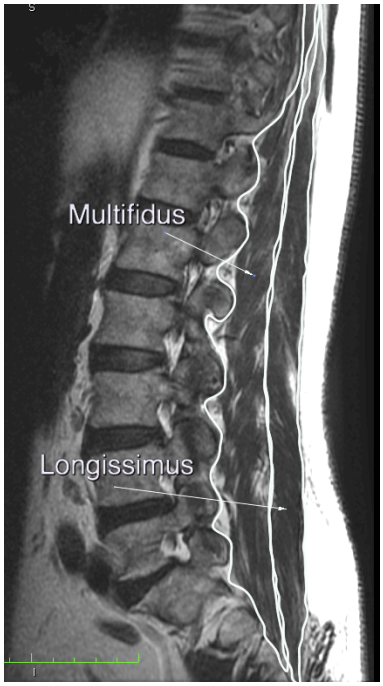


Figure 4 : Coupe d'IRM sagittale paravertébrale montrant l'insertion des muscles Erecteurs Spinae

Le vieillissement musculaire entraine une modification de sa fonction contractile. Une brève revue de la littérature actuelle sur le sujet nous apprend les informations suivantes.

D'un point de vu morphologique l'infiltrat graisseux musculaire augmente avec l'âge et le poids. Au niveau du Multifidus et de l'ES apparaît une décroissance du volume, de la masse musculaire, l'augmentation de l'infiltrat graisseux et l'apparition d'asymétrie, à priori de manière indépendante aux facteurs environnementaux (activité professionnelles ou de loisir) [28].

D'un point de vue fonctionnel, l'infiltrat graisseux intra musculaire est corrélé à une baisse des capacités physique et une augmentation des douleurs lombaires [29]. Les lombalgies sont liées à une perte de l'activité contractile des muscles rachidiens, en rapport avec une baisse du contrôle nerveux corrélé au vieillissement, à l'origine de troubles posturaux [30]. Avec l'âge on note une baisse de la proportion des fibres musculaires de type 2 responsables de la puissance (fibre de type 1 assurent l'endurance) [31]. Le vieillissement des muscles paraspinaux est relié à une baisse de la vitesse maximale de marche chez la personne âgée [32].

La perte pondérale, et la rééducation, permettent de lutter contre la perte de volume et une amélioration fonctionnelle [33].

D'un point de vue biologique, l'inflammation loco-régionale joue un rôle dans les infiltrats graisseux intra musculaire [34].

La composition des muscles para vertébraux (infiltrat graisseux) et leur volume influencent l'alignement sagittal (figure 4).

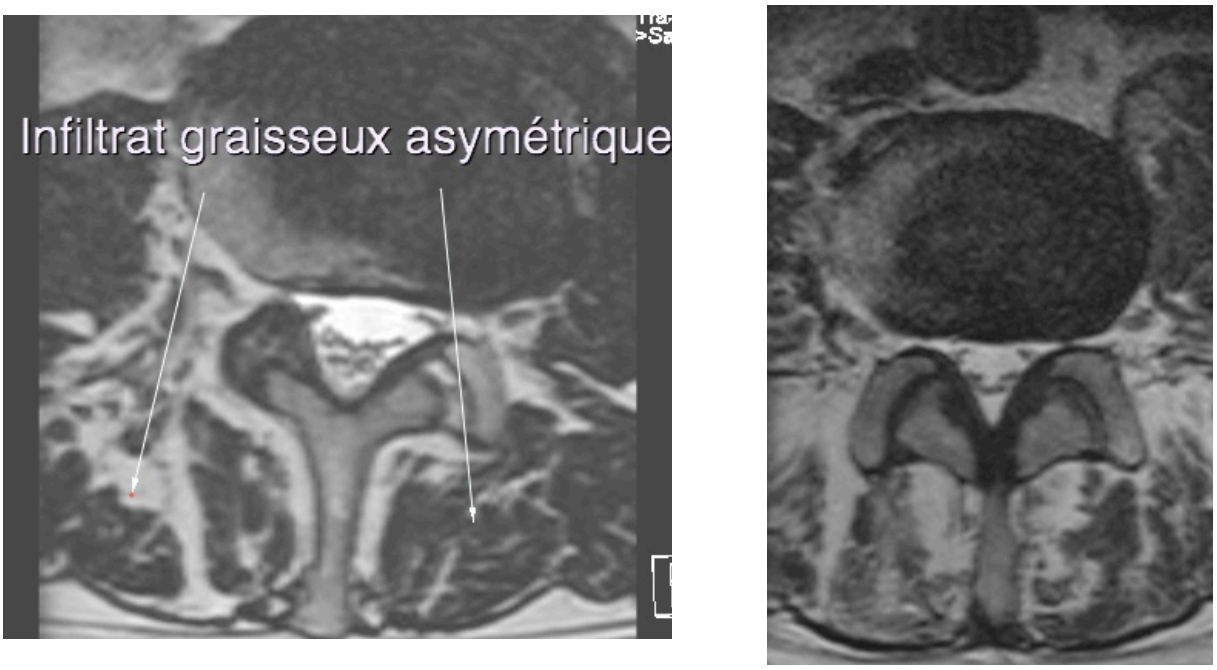


Figure 4 : Coupes axiales T2 chez deux patients âgés de plus de 90 ans. On constate un infiltrat graisseux majeur, prédominant sur le Multifidus et le Longissimus. Celui-ci peut être asymétrique.

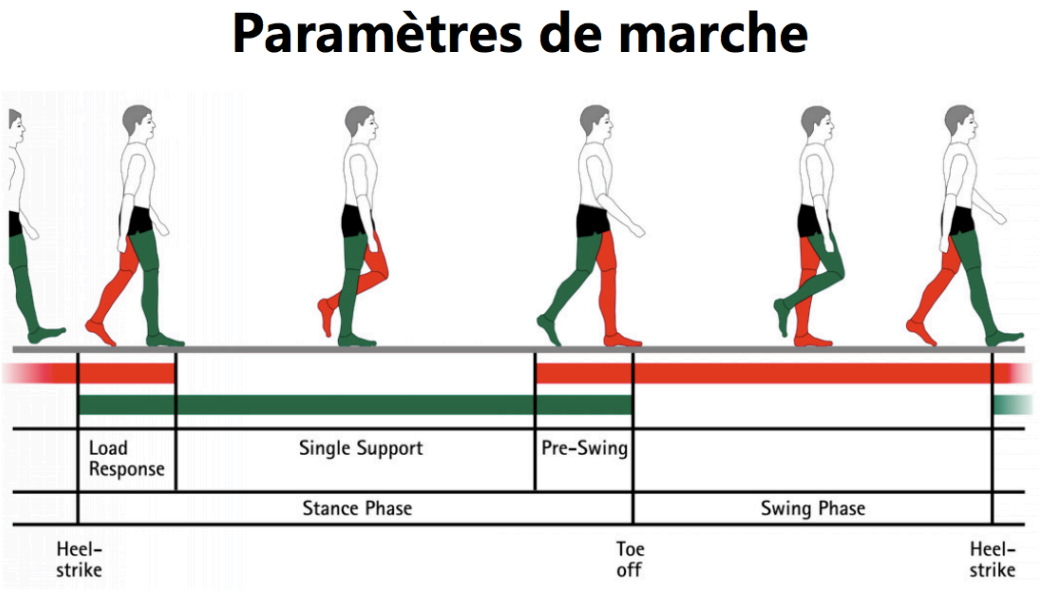
Ceci confirme qu'il existe une composante dynamique dans la survenue du déséquilibre sagittal. La marche étant elle même un facteur de déséquilibre dynamique successifs, cette fonction est d'autan plus altérées dans cette population.

Nous allons décrire le cycle de marche chez l'homme.

2.3. L'analyse de la marche

La marche est un processus acquis dans la prime enfance, extrêmement complexe comprenant la propulsion et le maintient de la position érigée. Elle assure le rôle de transport, au moyen d'une répétition de cycles qui comporte des doubles appuis, et des appuis monopodaux.

Le cycle de marche :



Le cycle de marche comprend une phase d'appui et une phase oscillante pour chaque membre. Il débute avec le contact initial. On définit ainsi l'attaque du talon (Heel Strike), comme le moment initiant un cycle de marche.

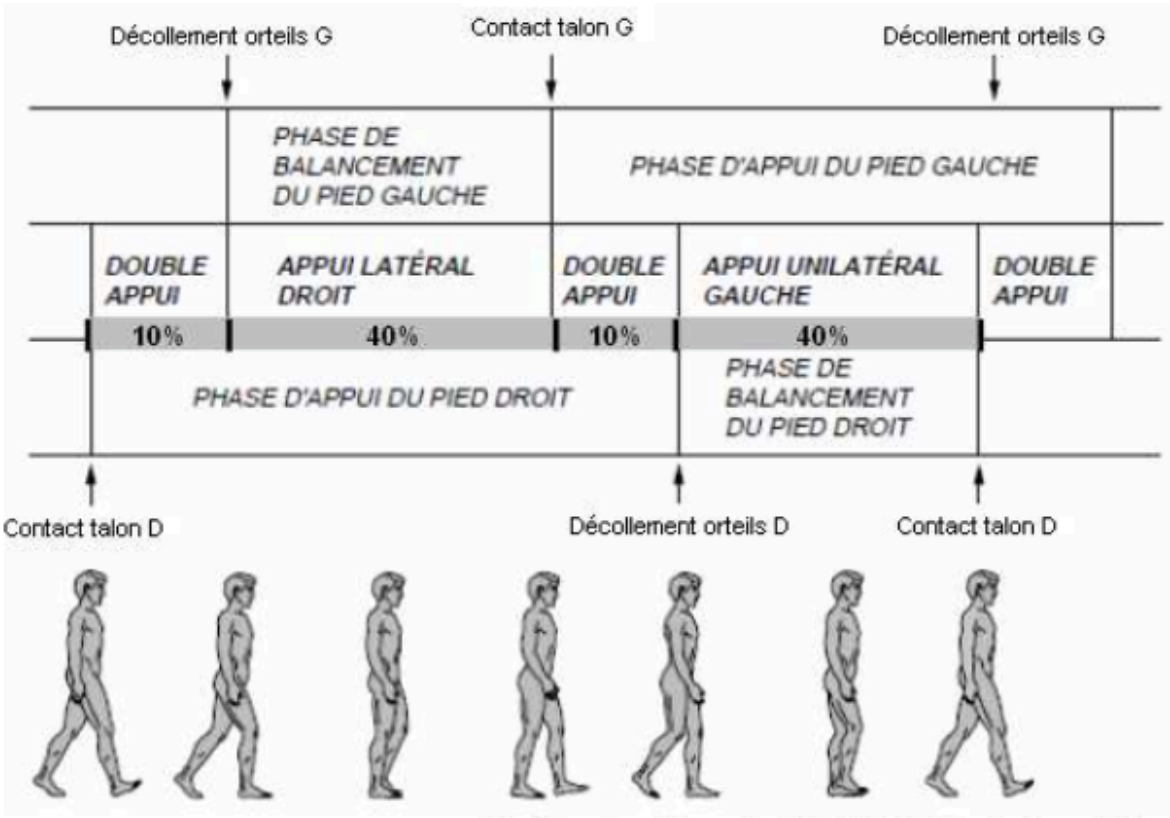
La phase d'appui qui correspond à la période où le pied est en contact avec le sol. Son début correspond au contact initial (Heel Strike) et sa fin au décollement des orteils (Toe off). Elle s'étend sur une durée de 60% du cycle de marche (0-60%). Elle est composée de deux phases de double appui :

- double appui de réception (Load-response): débute avec le contact initial du pied droit, et se poursuit par la mise en charge du membre inférieur droit (transfert du poids du corps du membre inférieur gauche sur le membre inférieur droit). Elle s'étend sur une durée de 10% du cycle de marche (0-10%).
- double appui de propulsion (Pre-swing): débute avec le contact initial du pied gauche, alors que le pied droit est en train de décoller. Il y a un transfert du poids du corps sur le membre inferieur gauche. Cette phase s'étend sur une durée de 10% du cycle de marche (50-60%).

La phase oscillante correspond à la perte du contact du pied avec le sol permettant l'avancée du membre inférieur. Son début correspond au Toe off et sa fin au Heel Strike suivant du même pied. Elle s'étend sur une durée de 40% du cycle de marche (60-100%).

Un cycle est donc composé d'une phase d'appui monopodal de 40%, une phase oscillante de 40%, et de deux phases d'appui bipodal (20%).

Un cycle de marche est synonyme d'une foulée et correspond à deux pas.



D'après Gras, P. et al. La marche, EMC 26-013-A-10, Elsevier Masson, 1996

Les paramètres de marche :

- Le pas : avancé du membre oscillant par rapport au membre portant, permet la progression
- Longueur du pas : distance parcourue vers l'avant du pied oscillant par rapport à l'autre. Distance entre deux phases d'appui bipodale (normale 80 cm)
- L'enjambée ou foulée, correspond à deux pas
- Longueur de la foulée : distance correspondant à deux pas
- Largeur du pas : distance médio-latérale entre le talon et la ligne de progression
- Largeur de la foulée : distance des deux talons par rapport à la ligne de progression.

- La cadence : nombre de pas par minute (normale 100-130/min)
- La vitesse de marche (longueur d'enjambée*cadence)/120 (normale 5,6 km/h)
- Le temps d'appui monopodal et bipodal

Analyse de la marche :

Différentes techniques d'analyse existent, nous avons choisis de réaliser une Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) associant un enregistrement synchronisé de données cinématiques, cinétiques et electromyographiques.

Les données cinématiques sont acquises au moyen d'un système optoélectronique, permettant une acquisition temporel du positionnement spatial dans les 3 plans (x,y,z) d'un marqueur de référence. On peut ainsi calculer des distances inter-marqueurs, des valeurs angulaires au cours du temps d'acquisition.

Dans notre étude, la plateforme d'analyse du mouvement de Bordeaux (INCIA) est équipée du système OptiTrack, et du logiciel Motive Tracker.

Les données cinétiques sont acquises via une plateforme de force. Nous pouvons ainsi en déduire les paramètres de marche suivant : vitesse, longueur du pas et de la foulée, largeur du pas et de la foulée, cadence, durée de chaque phase (appui monopodal et bipodal), la répartition du centre de pression, les zones d'appui plantaire.

Dans notre étude nous avons utilisé la plateforme Zebris (GhBM médical, Germany).

Les données electromyographiques sont acquises par des EMG de surface. Il s'agit d'une électrode tripode mesurant une différence d'impédance sur la surface cutanée. Elle a l'avantage d'être non invasive pour le sujet, mais ne permet pas l'analyse des muscles profonds. Elle permet d'observer la séquence temporelle d'activation musculaire.

Dans notre étude nous avons utilisé Trigno EMG system, Delsys Inc.

Les données acquises sont synchronisées sur le cycle de marche.

En pratique :

Les sujets sont équipés de marqueurs réfléchissants placés sur des zones anatomiques d'intérêt pour l'analyse ultérieure. Ces capteurs sont enregistrés par un ensemble de caméras infrarouges synchronisées entres elles. Les donnés sont collectées par un logiciel spécifique (Motive tracker).

Dans notre étude nous souhaitons étudier l'équilibre sagittal au cours de la marche, nous avons positionné nos capteurs sur la tête (droite et gauche), la ligne des épaules (acromion droit et gauche), le rachis cervical (C0C2C7), le rachis thoracique (C7T7T12), le rachis lombaire (T12L3S1), le bassin (épines iliaques droite et gauche), les membres inférieurs (grand trochanter, condyles fémoraux externes, et malléoles externes). Les repères anatomiques étaient trouvés de manière palpatoire. (image 1).

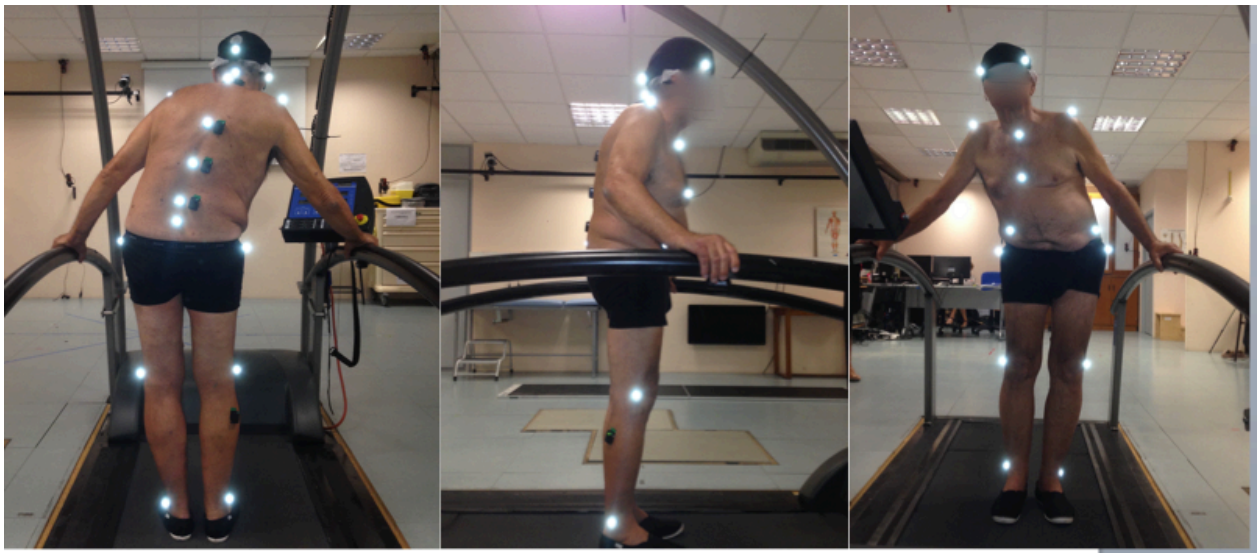


Image 1 : sujet n°6 équipé des capteurs réfléchissants sur le tapis de marche, en préopératoire

Selon l'anatomie des sujets les repères étaient plus difficiles à trouver. Cela a constitué la première difficulté (image 2).

Image 2

Nous pouvons ainsi acquérir un « skeleton » virtuel (Image3).

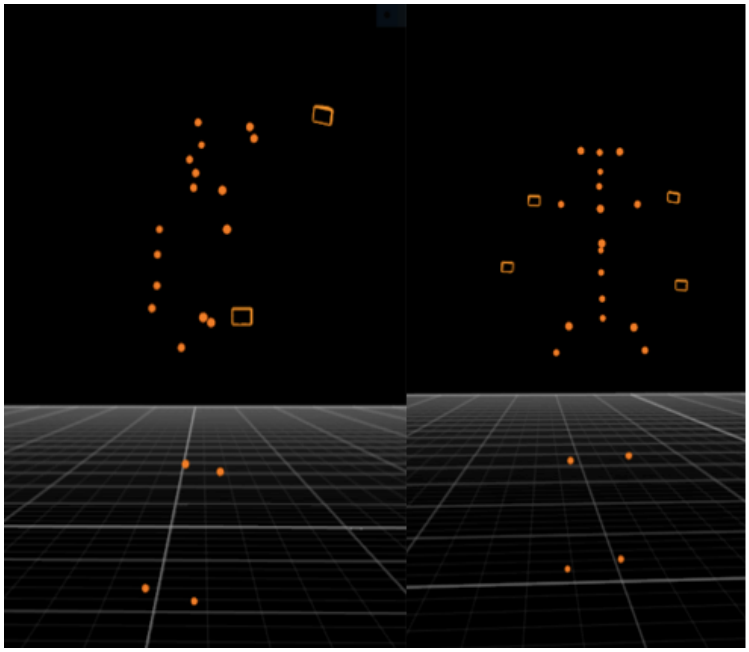


Image 3 : Chaque point représente un marqueur réfléchissant. Nous avons ainsi une modélisation du corps du sujet.

Une longue étape de traitement des données suit. Chaque marqueur (MarkerSet) doit être renommé (image 4) afin de pouvoir le repérer et faire les calculs d'angle et de longueur.

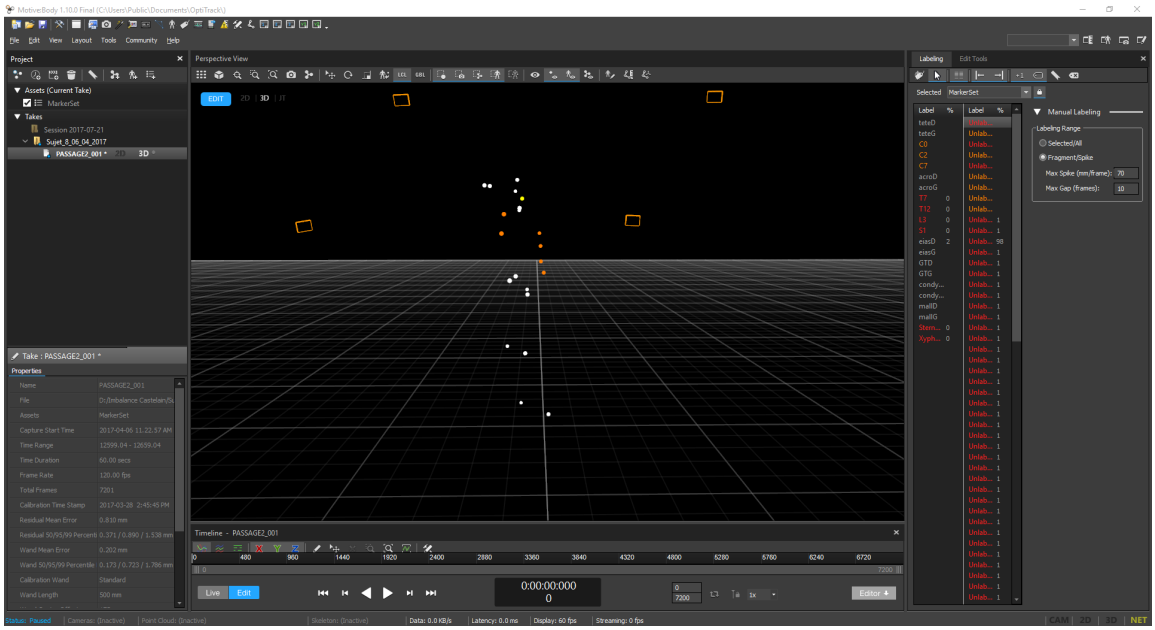


Image 4 : les marqueurs sont nommés manuellement.

Chaque fois qu'un capteur est perdu du champ d'enregistrement de la caméra, le logiciel clôture l'enregistrement de ce capteur. Lorsque le capteur rentre à nouveau dans le champ d'enregistrement de la caméra, une nouvelle piste d'enregistrement est crée. Ainsi à la fin de l'enregistrement, nous pouvons avoir plusieurs centaines de capteurs à renommer. Ce travail long et fastidieux est fait via le logiciel Motive tracker (Image 4, colonne de droite on aperçoit une longue liste de marqueurs « Unlabeled »).

Ces pertes d'enregistrement se traduisent parfois par une perte de données malgré les différents outils de lissage des données, et compensation des pertes à disposition. Ceci est à l'origine de difficultés pour l'analyse des résultats final et la qualité de ceux-ci. C'est clairement un biais de recueil de donné important (Image 5).

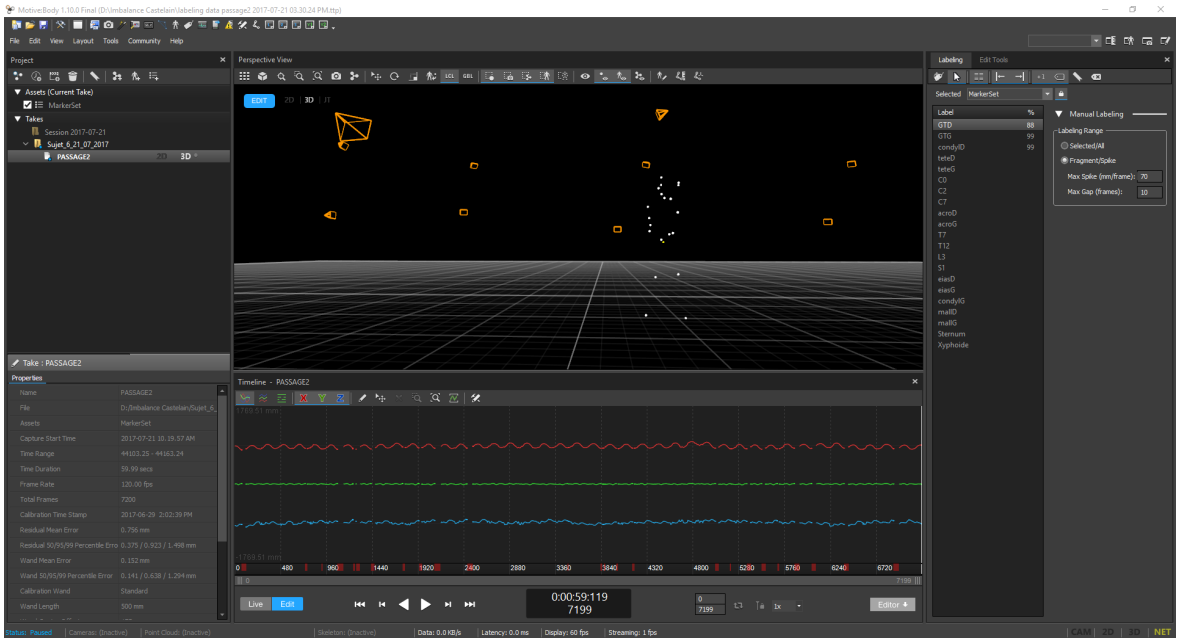


Image 5 : Perte de donnée par défaut d'acquisition. Les courbes au bas de l'écran sont discontinues. Cela correspond à des moments où les marqueurs n'étaient pas visibles par la caméra.

Ensuite nous utilisons un autre logiciel (Awara, MATLAB), afin de traiter ces données brutes. Premièrement, nous calculons le cycle de marche du sujet enregistré (Celui-ci est défini par le premier contact du talon avec le sol jusqu'au décollage des orteils). Puis nous reportons ce cycle pour chaque marqueur. Nous réalisons alors les différents calculs de longueur et d'angle.

Au final nous obtenons des courbes correspondant à l'évolution de la variable en fonction du temps d'enregistrement (Image 6) ou du cycle (Image 7).

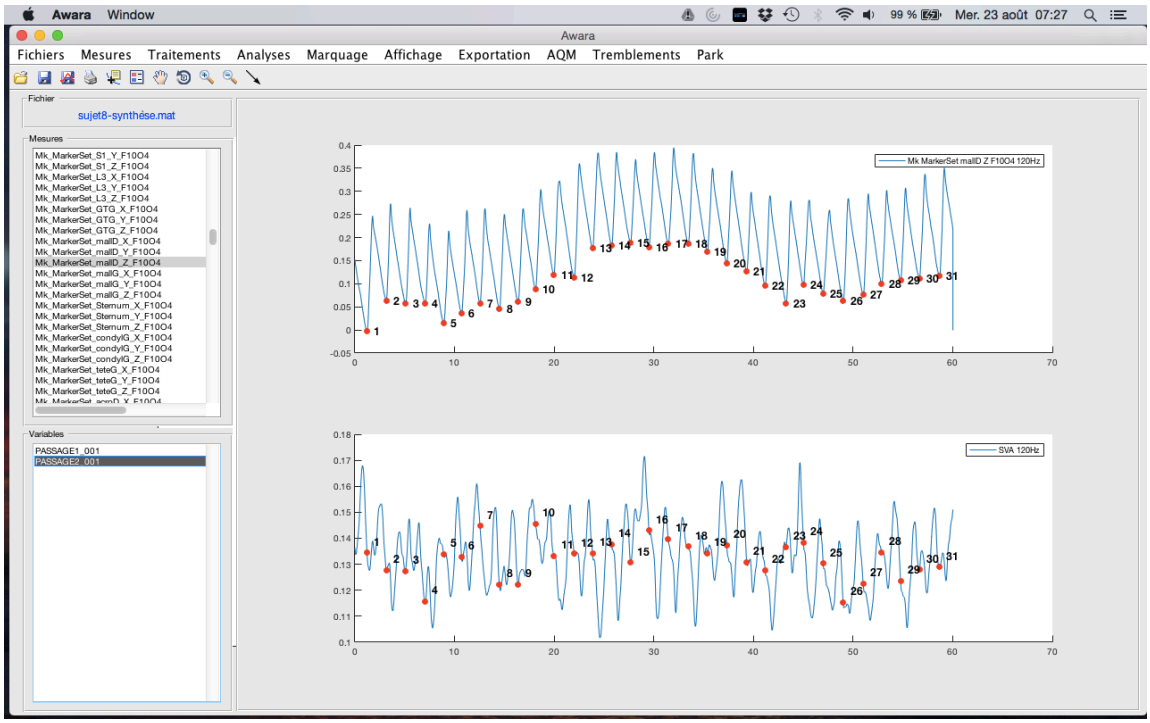


Image 6 : La courbe du haut correspond à l'enregistrement du marqueur de la malléole externe (droite ici). La courbe du bas correspond à l'enregistrement de la SVA. L'axe des abscisses représente le temps total de l'acquisition.
Sur la courbe du haut, les points numérotés correspondent à chaque contact talonnier (Heel Strike) du membre inférieur droit. L'intervalle entre chaque numéro correspond à un cycle de marche (Heel Strike à Heel Strike comme vu précédemment).
Les cycles de marche sont reportés sur les autres courbes (points numérotés sur la courbe du bas). Nous pouvons ainsi calculer une valeur moyenne pour chaque cycle.

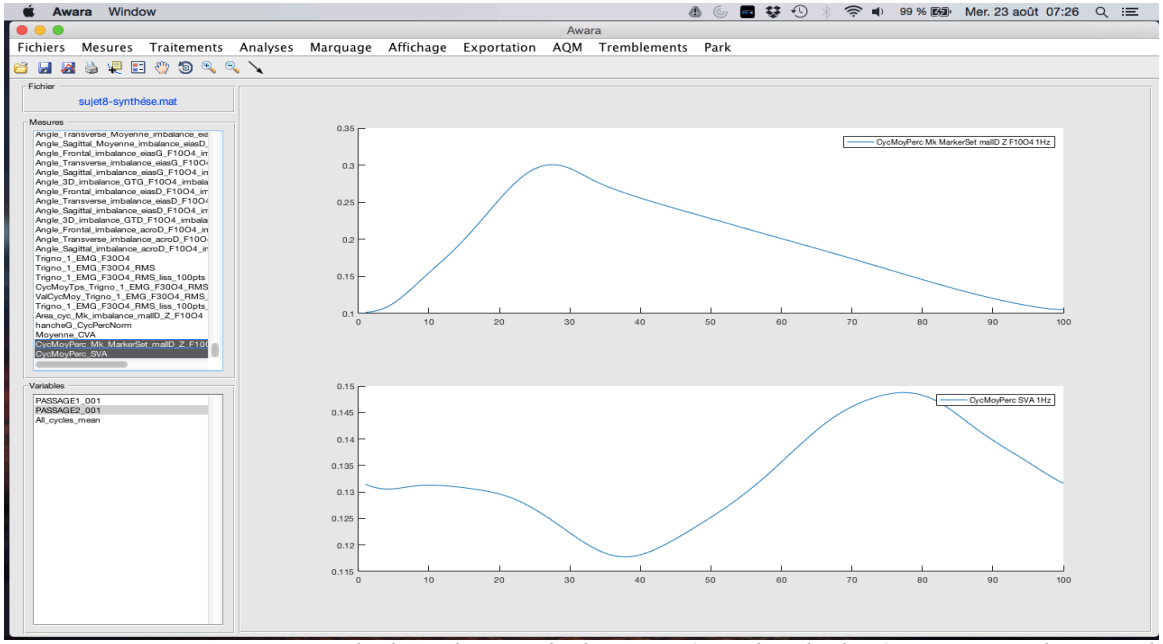


Image 7 : Représentation de l'évolution de la SVA (courbe du bas) au cours d'un cycle en pourcentage de cycle. La courbe du haut correspond au marqueur malléole externe qui définit le cycle de marche, la courbe du bas la SVA.

Après ces brefs rappels, nous allons vous présenter notre étude.

3. ETUDE

Evaluation dynamique au cours de la marche en pré et post opératoire chez des sujets âgés en état de déséquilibre sagittal rachidien : étude prospective préliminaire

3.1. Résumé

Introduction : L'incidence du déséquilibre sagittal augmente avec l'âge, et est à l'origine de douleurs et d'une altération de la qualité de vie. Les évaluations actuelles sont basées sur des études statiques, ne prenant pas en compte le rôle des muscles posturaux. Notre objectif est d'étudier l'équilibre sagittal de sujet âgés (> 65 ans), avant et après chirurgie rachidienne de correction, notre objectif secondaire est d'étudier la fonction musculaire paravertébrale.
Matériel et Méthode : Nous avons réalisé un suivi prospectif préopératoire et à 6 mois post opératoire chez 8 sujets de plus de 65 ans, présentant un ou des critères de déséquilibre antérieur de la statique selon Schwab. Chaque sujet était évalué cliniquement au moyen de scores fonctionnels (EVA lombaire, radiculaire, ODI, JOA, EIFEL, SF12 PCS et MCS), évalué radiographiquement sur EOS (Sagittal Vertical Axis (SVA), Lordose lombaire radiographique (T12L3S1-R), de l'incidence pelvienne (IP), de la version pelvienne (VP) et de la pente sacrée (PS)), évalué selon une analyse qualitative de la marche (analyse cinématique par accélérométrie 3D, analyse cinétique sur tapis de marche, analyse EMG) et enfin la fonction musculaire selon deux test (le SPPB et le test fonctionnel de Dubousset).
Résultats : Les scores EVA Lombaire, radiculaire, ODI, EIFEL, JOA et la largeur du pas sont statistiquement différent après la chirurgie. SVA-D et SVA-R sont corrélés de manières positives, la SVA-D augmente après chaque phase d'appui bipodal, l'amplitude de flexion de hanche n'est pas modifiée après la chirurgie. L'activité musculaire de l'Erecteur Spinae est plus prolongée et moins systématisée que le sujet sain, sans impact de la chirurgie, les valeurs d'EMG de surface (force musculaire) sont peu modifiées en post opératoire (non significatif). Le test de Dubousset n'était pas statistiquement différent en post opératoire, corrélé avec la vitesse de marche, le JOA, le SF12 PCS, et le SPPB en pré opératoire.
Conclusion : L'analyse dynamique de la marche apporte des informations complémentaires sur l'évolution des paramètres sagittaux après chirurgie de correction. La SVA augmente après chaque phase d'appui bipodal du cycle. L'activité musculaire des Erecteurs Spinae semble perturbée (activation plus longue et désordonnée) dès le préopératoire. Le test fonctionnel de Dubousset pourrait être intéressant dans l'évaluation de la musculature posturale profonde en pré-opératoire.

Mots clés : Déséquilibre Sagittal, Marche, Analyse cinématique, Electromyographie, Prospectif

3.2. Abstract

Introduction: The incidence of sagittal imbalance increases with age, and the origin of art and education quality of life. Current evaluations are based on static studies, not taking into account the role of postural muscles. Our objective is to study the sagittal balance of elderly subjects (> 65 years), before and after spinal surgery correction, our secondary objective is to study paravertebral muscle function.
Material and methods: We performed a preoperative and 6-month postoperative follow-up in 8 subjects over the age of 65, presenting one or more criteria for previous imbalance of statics according to Schwab. A clinical evaluation (VAS (lumbar and radicular), ODI, JOA, EIFEL, SF12), a radiographic evaluation (SVA, radiographic lumbar lordosis (T12L3S1-R), a kinematic analysis by 3D accelerometry, a kinetic analysis of gait parameters, an EMG analysis and finally muscle function evaluation according to two tests (SPPB and the functional test of Dubousset).
Results: VAS lumbar and radicular, ODI, EIFEL, JOA scores and step width were statistically different after surgery. SVA-D and SVA-R are correlated in positive ways, the SVA-D increases after each bipodal support phase, and the amplitude of hip flexion is not altered after surgery. The muscle activity of the Erector Spinae is more prolonged and less systematized than the healthy subject, without impact of the surgery; the values of EMG of surface (muscular strength) are little modified in post-operative (not significant). The Dubousset test is not statistically different in postoperative, correlated with walking speed, JOA, SF12 PCS and preoperative SPPB.
Conclusion: Dynamic walking analysis provides additional information on the evolution of sagittal parameters after correction surgery. SVA increases after each phase of bipodal support of the cycle. The muscle activity of Spinae Erectors is modified (longer and disorderly activation) from preoperative. The functional test of Dubousset could be interesting in the evaluation of the deep postural musculature in preoperative.

Key words: Sagittal imbalance, Gait, Kinematic analysis, Electromyography, Prospective

3.3. Introduction

Le déséquilibre sagittal est défini par un positionnement de la colonne vertébrale en position non économique coûteuse en énergie, à l'origine de douleurs et d'une altération de la qualité de vie [9,35–38]. Son incidence augmente avec l'âge due aux phénomènes dégénératifs au niveau rachidien.

Les chirurgies correctrices des déformations rachidiennes dans le plan sagittal ont un impact positif sur les paramètres fonctionnels et radiographiques [39]. Néanmoins, elles présentent un taux de complication important. Le taux de complication mécanique (rupture de tige, pseudarthrodèse, syndrome adjacent) représente 15 à 25% selon les auteurs [40,41]. Un des facteurs de risque mis en avant est l'insuffisance de correction des paramètres rachidiens (lordose lombaire et de la SVA).

Les définitions actuelles (Schwab et al) [20] sont basées sur des données acquises en position érigée statique (radiographie rachis entier debout). Or il nous paraît important d'envisager une analyse dynamique de ces paramètres rachidiens. La fonction de marche est une activité physique préservée longtemps chez les sujets vieillissants. Par son caractère cyclique, elle nous semble une activité intéressante.

La fonction de la musculature paravertébrale décroit avec le temps [42,43]. Or elle joue un rôle important dans le maintien de l'équilibre sagittal et dans les résultats fonctionnels post opératoire.

Notre objectif principal est d'étudier l'équilibre sagittal au cours de la marche dans une population de sujets âgés en pré et post opératoire d'une chirurgie de correction de déséquilibre, l'objectif secondaire est d'étudier la fonction musculaire.

3.4. Matériel et méthode

Etude prospective monocentrique de juillet 2016 à juillet 2017 au CHU de Bordeaux. Les patients de plusieurs opérateurs différents ont participés à cette étude.

Population

Nos critères d'inclusions étaient les suivants : patients volontaires, de plus de 65 ans, présentant un déséquilibre rachidien dans le plan sagittal, selon les critères de Schwab (SVA> 50 mm, VP> 20°, PI-LL >10). Ils ne devaient pas avoir subis de chirurgie rachidienne

précédemment (arthrodèse, hernie discale), pas avoir d'implants prothétique dans les membres inférieurs (prothèse de hanche, prothèse de genou, prothèse de cheville), pas de maladies rhumatismales, pas de maladies neuro-dégénératives, pas de myopathies.

Pour chaque patient nous avons réalisés une évaluation clinique, radiologique, et dynamique en préopératoire puis à 6 mois de recul de sa chirurgie.

Evaluation clinique

Au cours de l'analyse clinique nous avons recueilli les paramètres anthropométriques, et les scores fonctionnels et d'incapacités spécifiques suivants : Echelle Visuelle Analogique (EVA) lombaire et radiculaire, Oswestry Disability Index (ODI), Short-Form Questionnary (SF-12), le score d'Evaluation d'Incapacité Fonctionnelle des Lombalgies (EIFEL), le JOA lombaire.

Evaluation radiographique

L'ensemble des patients ont eu une radiographie rachis entier en position debout avec le système EOS®.

A partir de ce cliché nous avons calculé les paramètres pelviens : Incidence Pelvienne (IP), Pente Sacrée (PS), Version Pelvienne (VP). Nous avons mesurés les valeurs angulaires segmentaires lordose lombaire du plateau inférieur de T12 au dôme sacré (angle T12L3S1-R), la cyphose thoracique du plateau inférieur de C7 au plateau supérieur de T12 (angle C7T7T12-R), la lordose cervicale (C0C2C7-R).

Nous avons mesuré la Sagittal Vertical Axis (SVA-R) ainsi que la Coronal Vertical Axis (CVA-R).

Evaluation dynamique

Les sujets ont été évalués à la Plateforme d'Analyse du Mouvement de Bordeaux (INCIA). Ils réalisaient un test de marche de 1 minute à une vitesse de marche qui leur était confortable sur un tapis roulant (HP/cosmos, Germany). Ils devaient réaliser deux passages successifs de une minute. Nous avons synchronisé une analyse cinématique, une analyse des paramètres de marche, et une analyse electromyographique (EMG).

Cinématique

Les sujets étaient équipés de marqueurs réfléchissants sphériques disposés sur différents repères anatomiques : la tubérosité occipitale (C0), l'épineuse de C2, C7, T7, T12, L3, S1, les Epines Iliaques Antéro Supérieures droite et gauche (EIAS-D et EIAS-G), en regard des

grands trochanters (GT-D et GT-G) et des condyles fémoraux externes droit et gauche (Condyle-D et Condyle-G), et les malléoles externes droite et gauche (Mall-D et Mall-G). Le positionnement des marqueurs réfléchissants était contrôlé par une radiographie standard après avoir repéré leur position avec un marqueur radio-opaque.

Les données étaient enregistrées au moyen de 24 caméras infra rouge (flex 13, Système Optitrack) et du logiciel Motive Tracker à 120 Hz. Enfin les données étaient traitées avec le logiciel Awara (Matlab).

Nous avons pu déterminer ainsi l'angle de lordose cervicale (C0C2C7-D), l'angle de cyphose thoracique (C7T7T12-D), l'angle de lordose lombaire (T12L3S1-D), la bascule pelvienne (basculeP) définie par le plan reliant les deux EIAS à S1 par rapport à l'horizontale, la flexion de hanche définie par l'angle reliant l'EIAS-GT-Condyle. Nous avons mesuré la Sagittal Vertical Axis Dynamique (SVA-D), ainsi que la Cervical Coronal Axis (CVA-D) (image 1).

Paramètres de marche

Nous avons utilisé la plateforme de force Zebris (Medical, GmBH) pour analyser la vitesse de marche, la longueur de la foulée, la cadence, la largeur du pas.

EMG

Nous avons étudié l'activité musculaire du tronc à l'aide d'EMG de surface (Trigno EMG system, Delsys Inc). Nous nous sommes limités à l'étude des érecteurs spinae (ES) monitorés de manière unilatérale à différents niveaux rachidien (C7, T7, T12, L3). Les boitiers étaient placés sur une ligne située à deux centimètres des épineuses, de manières unilatérales (côté droit par convention) dans le grand axe des fibres musculaires. Nous avons aussi enregistré l'activité musculaire du gastrocnémien externe homolatérale.

Enregistrement sur toute la durée du passage, détermination de l'activité musculaire au cours de l'acquisition (EMGcycle).

Détermination d'une contraction maximale par contraction isocinétique des Erecteurs Spinae contre résistance. Nous en avons déduit un ratio de contraction EMGcycle/EMGmax.

Evaluation musculaire

Nous avons utilisé des tests spécifiques de la fonction musculaire, le SPPB (Short Physical Performance Battery) [44] et un nouveau test, le test fonctionnel de Dubousset, encore non validé.

Le SPPB, est un test validé dans l'évaluation de la sarcopénie. Il est composé en trois parties, un test d'équilibre, un test de vitesse de marche, un test de levé de chaise. Un score de 0-6 montre une faible performance, un score de 7-9 des performances intermédiaires, un score de 10-12 des hautes performances. Ce test était réalisé le jour de l'analyse qualitative de la marche.

Le test fonctionnel de Dubousset est un test quantitatif basé sur le temps mis à exécuter quatre situations de la vie quotidienne demandant l'utilisation des muscles posturaux profonds (membre inférieur et tronc). Il se décompose en quatre situations. Un levé de chaise avec marche sur cinq mètres aller et retour avec demi-tour. Une marche sur cinq mètres aller et retour avec demi-tour en parlant (l'examinateur posait des questions au sujet). Un relevé de sol. Une montée de 3 marches d'escalier aller et retour. Le temps total pour ces quatre ateliers était mesuré. Le temps maximal imparti par atelier était de 30 secondes, délai au delà duquel l'atelier est terminé. Si un atelier, ne pouvait être réalisé le temps de 30 secondes était attribué.

Analyse statistique

Nous avons utilisés le test de t-student appariés pour comparer nos résultats pré et post opératoire, et l'analyse de corrélation intervariable avec le test de Pearson. Les résultats étaient statistiquement significatifs lorsque $p<0,05$.

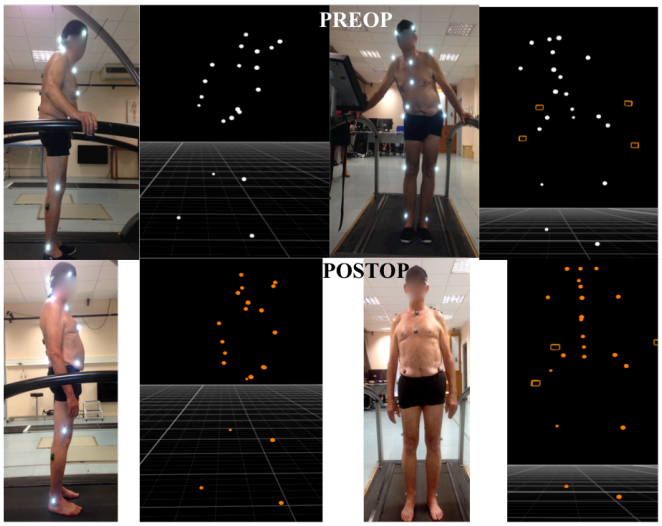


Image 1 : Aspect pré et post opératoire d'un sujet au cours de l'analyse qualitative de la marche (les marqueurs réfléchissants sont modélisés sur informatiques et permettent de réaliser différents calculs de longueur et angles au cours du temps).

3.5. Résultats

Nous avons inclus 8 sujets. L'âge moyen était de 69 ans, l'IMC moyen de 26,3 (kg/m^2), 4 sujets présentaient une scoliose lombaire ou thoraco-lombaire, 3 sujets une cyphose lombaire arthrogénique avec sténose canalaire, un sujet avec spondylolisthésis lombaire dégénératif (type 3 de la classification de Gille) [45,46]. Les opérateurs ont réalisés une arthrodèse T10-L5, trois arthrodèses T10-Bassin, deux arthrodèses L1-Bassin, deux arthrodèses L1-S1.

Les résultats et l'analyse statistique des scores moyens des sujets en pré et post sont rapportés dans le tableau 1.

		Préopertoire	**Postopératoire**	p value
Scores fonctionnels	EVA Lombaire	6,5	2,9	p< 0,05
	EVA Radiculaire	5,2	2,9	p< 0,05
	SF12 PCS	33,2	41,9	
	SF12 MCS	47,0	51,2	
	ODI	36,5	20,4	p< 0,05
	EIFEL	14,8	10,5	p< 0,05
	JOA	18,9	23,9	p< 0,05
Analyse Radiographique	SVA-R (mm)	96,1	66,3	
	CVA-R (mm)	40	5,8	
	T12L3S1-R (degré)	33,7	46,1	
	C7T7T12-R (degré)	39,2	49,3	
	C0C2C7-R (degré)	49,4	58,3	
	IP (degré)	62,7	63,4	
	VP (degré)	34,7	32	
	PS (degré)	27	32	
Analyse Dynamique	SVA-D (mm)	192,3	144,2	
	CVA-D (mm)	11,1	8,24	
	T12L3S1-D (degré)	8,1	8,9	
	C7T7T12-D (degré)	26,3	28,6	
	C0C2C7-D (degré)	39,1	43,6	
	hanche-G (degré)	62,9	65,9	
	hanche-D (degré)	55,9	55,7	
	basculeP (degré)	10,3	9,5	
Analyse Cinétique	Vitesse de marche (km/h)	2,7	2,8	
	Cadence (foulée/min)	98,1	101,6	
	Longueur de la foulée (cm)	107	92,8	
	Largeur de la foulée (cm)	15	17,9	p< 0,05
Analyse EMG Ratio EMG/EMGmax (µVolt)	C7	$8,45^{-3}$	$2,24^{-1}$	
	T7	$8,1^{-2}$	$7,67^{-3}$	
	T12	$1,16^{-1}$	$3,68^{-2}$	
	L3	1,34	$3,59^{-1}$	
	Gastrocnémien	10,6	4,12	

Tableau 1 : Comparaison pré et post opératoire, valeurs moyennes, sur un cycle de marche, test de t-student apparié, $p < 0,05$.

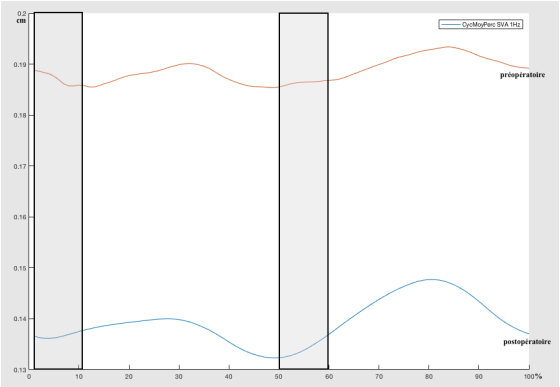
Au recul à 6 mois, il n'y a pas eu de complications mécaniques ou septiques.

Les scores cliniques (EVA lombaire et radiculaire, ODI, EIFEL, JOA) sont statistiquement significativement différent ($p < 0,05$). Il y a une amélioration de la douleur et son retentissement sur les activités quotidiennes. L'analyse de corrélation n'a pas permis de trouver de lien avec les autres paramètres pré et post opératoire de manière significative.

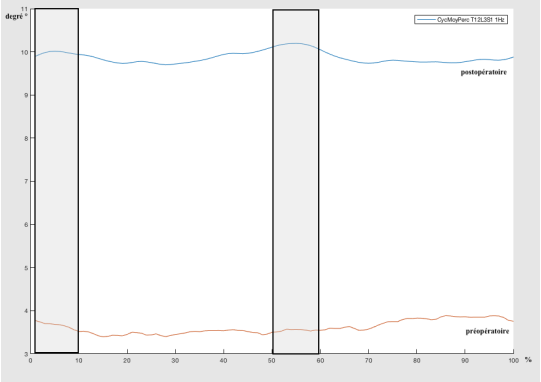
L'analyse radiographique retrouve une amélioration des paramètres de déséquilibre sagittal, mais de manière non significative par rapport aux valeurs pré-opératoires. La lordose lombaire est améliorée (33,7° à 46,1°), et la SVA diminue de 96,1 mm à 66,3 mm. La version pelvienne reste élevée en post opératoire (32°, $p > 0,05$).

Les paramètres dynamiques tendent à augmenter, mais sont très proches de leur valeur de départ. La SVA est améliorée, mais de manière non significative (192,3 mm vs 144,2 mm, $p < 0,05$). Il y a une corrélation positive entre la SVA-R et SVA-D en pré et post opératoire (ρ =0.7485 IC 95% [0.0927 ; 0.9514], $p < 0,05$ et ρ =0.9446 IC 95% [0.7175 ; 0.9902], $p < 0,001$ respectivement). En revanche, il n'y a pas de corrélation entre l'angle T12L3S1-R et T12L3S1-D en pré et post opératoire. En post opératoire on observe une corrélation négative entre la SVA-D et T12L3S1-D (ρ : -0.8493 IC 95% [-0.9722 ; -0.3601], $p < 0,05$), ainsi qu'une corrélation positive entre PS et basculeP (ρ : 0.7681 IC95% [0.1384 ; 0.9556], $p < 0,05$). La flexion de hanche (hancheD et hancheG) n'est pas modifiée en post opératoire (figure1).

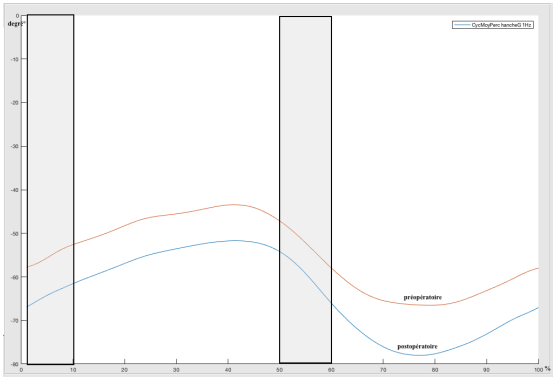
Les paramètres cinétiques de marche évoluent peu, la vitesse de marche de confort est pratiquement la même (2,7 en préopératoire et 2,8 Km/h en postopératoire, $p > 0,05$), la cadence des foulées a augmentée, la longueur de la foulée diminuée. Ces résultats sont non significatifs. En revanche, il semblerait que la largeur de la foulée soit significativement augmentée par l'intervention (17,9 cm, $p < 0,05$). L'analyse de corrélation ne retrouve pas de lien statistiquement significatif entre les paramètres cinétiques et les paramètres statiques et dynamiques de balance sagittale (SVA-R et T12L3S1-R, ni entre SVA-D et T12L3S1-D). En préopératoire il existe une corrélation positive entre vitesse de marche et la longueur des foulées (ρ : 0.7176 IC95% [0.0262 ; 0.9446], $p < 0,05$). En post opératoire, cette corrélation persiste (ρ : 0.6851 IC95% [-0.0379 ; 0.9373], $p < 0,05$).



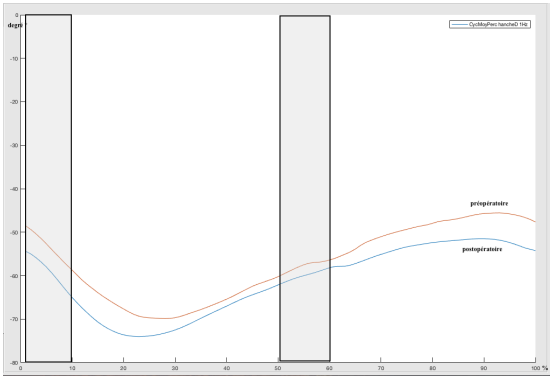
A. SVA



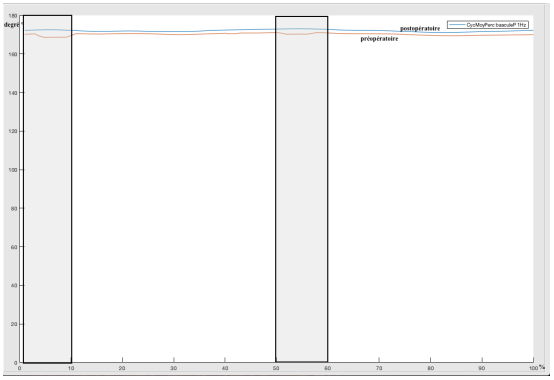
B. T12L3S1



C. HancheG



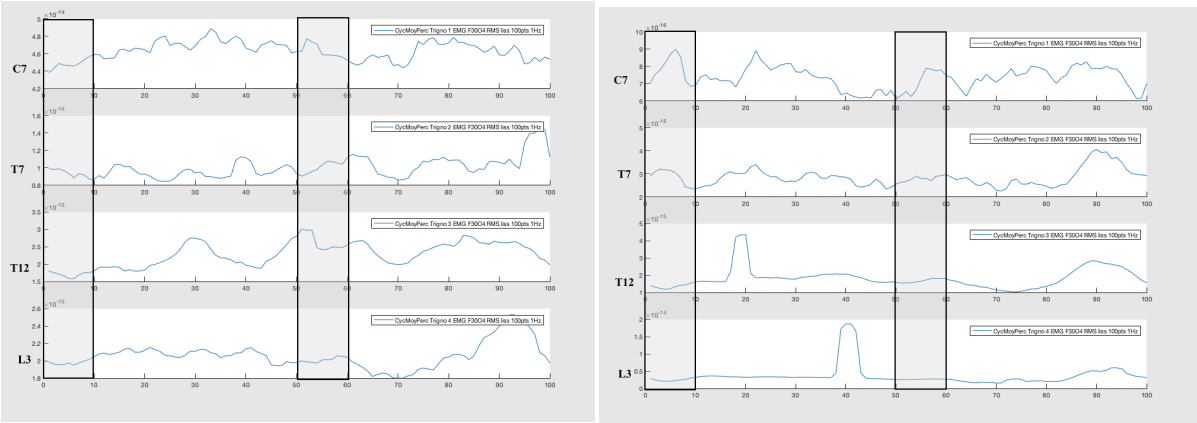
D. HancheD



E. BasculeP

Figure 1 : Evolution des paramètres sagittaux en fonction du cycle de marche en pré et post opératoire. Les parties grisées correspondent au temps du cycle d'appui bipodal.

Les analyses EMG ne retrouve pas de changement significatif de l'activité pré et post opératoire, seule l'activité au niveau C7 semble augmentée mais de manière non significative. Nous n'avons pas retrouvé de corrélation avec les autres paramètres (figure 2).



A. EMG moyens pré opératoire B. EMG moyens post opératoire

Figure 2 : EMG moyens pré (A) et post (B) opératoire selon le cycle. Les zones en grise correspondent aux phases d'appui bipodal.

Le SPPB et test de Dubousset n'étaient pas statistiquement différents entre le pré et le post opératoire. Le test de Dubousset était corrélé négativement au SPPB (ρ : -0.8545 IC95%[-0.9732 ; -0.3766], p < 0,05), au SF12-PCS (ρ : -0.6877 IC95%[-0.9379 ; 0.0329], p < 0,05), et au JOA (ρ : -0.7553 IC95%[-0.9528 ; -0.1083], p <0 ,05) en préopératoire, et négativement à la vitesse de marche en pré et post opératoire (ρ : -0.7384 IC 95%[-0.9492 ; -0.0703], p < 0,05 et ρ : -0.7333 IC 95%[-0.9481 ; -0.0593], p < 0,05).

Le SPPB était corrélé négativement au test de Dubousset en préopératoire, et positivement au SF12-PCS (ρ : 0.8233 Intervalle de confiance à 95% [0.2826 ; 0.967], p < 0,05). Aucune corrélation statistique n'a été retrouvée en postopératoire.

3.6. Discussion

Cette étude est la première de la littérature à rapporter l'étude prospective de l'équilibre sagittal au cours de la marche, et du rôle de la musculature paravertébrale avant et après chirurgie de correction de déformation.

La limite principale de notre travail est le faible nombre de participants. La puissance d'analyse statistique est faible, et nous n'avons probablement pas mis en évidence des différences ou des corrélations qui existent. Il s'agissait d'un travail préliminaire qui devra être poursuivi pour confirmer ou infirmer nos constatations. De plus notre population était inhomogène, de part les pathologies à l'origine du déséquilibre (scoliose lombaire dégénérative, cyphose lombaire dégénérative avec sténose canalaire, spondylisthésis dégénératif), dans les mécanismes de compensation mis en jeu (simple rétroversion pelvienne sans SVA augmentée, à la SVA > 50 mm), dans la gravité des déséquilibres (valeur moyenne

de 114 mm, valeurs limites de (0 à 171 mm). De même, la précision de nos mesures peut être remise en cause. Nous avons fixé la lordose lombaire de chaque individu de T12 à S1, indépendamment du point d'inflexion radiographique, et du type de dos. En effet, pour avoir des repères anatomiques reproductibles pour le placement de nos marqueurs réfléchissant, et avoir des mesures comparables entre les sujets en pré et post opératoire, nous avons pris en compte la lordose anatomique et non la lordose physiologique comme le propose Roussouly et al [16]. Il est évidente que ce choix entraine un biais dans l'acquisition de nos valeurs. Le positionnement de nos marqueurs réfléchissant influence directement les données enregistrées. Le repérage manuel des reliefs osseux chez les sujets en surpoids est rendu hasardeux. La chirurgie modifie les repères anatomiques : résection des processus épineux lors de l'abord chirurgical (utilisés pour l'autogreffe osseuse), masses musculaires postérieures désinsérées du plan vertébral (aplanissant la lordose lombaire cutané). Nous avons essayé de contrôler ces biais en réalisant des radiographies pour visualiser le positionnement de nos marqueurs. Ces facteurs entrainent une variabilité inter et intra patient qui peuvent fausser les analyses statistiques, d'autan que notre puissance statistique est faible. Enfin, il existe des pertes de données lors de l'acquisition, qui sont compensée par le logiciel grâce à un lissage et un moyennage.

Dans notre cohorte, la chirurgie a eu un impact positif sur les scores fonctionnels et de qualité de vie sans survenue de complications majeurs à 6 mois de recul. Nous avons mis en évidence une amélioration significative de l'EVA lombaire et radiculaire, de l'ODI, du JOA, de l'EIFEL [21].

Au niveau radiographique, nous avons observé une restauration de la lordose lombaire radiographique moyenne (33,7 à 46,1°) ainsi qu'une diminution de la SVA-R (96,1 à 66, 3 mm) mais de manière non significative. Cette restauration est jugée insuffisante selon les critères de Schwab (PI-LL = 17,3°) [20].

L'analyse cinématique est un outil valide pour étudier l'équilibre sagittal des sujets en situation de déséquilibre [47]. Nous retrouvons une corrélation positive entre SVA-R et SVA-D qui le confirme dans notre étude. Nous n'avons pas mis en évidence de différences statistiquement significatives entre nos résultats pré et post opératoire malgré une diminution de la SVA-D en post opératoire. Elle reste pathologique comme le rappel les précédentes études, une SVA-D n'est pas modifiée par l'âge [48], et inférieures à 52 mm [49–51] La lordose lombaire dynamique (T12L3S1-D) pré post opératoire sont pratiquement identiques Ces constations peuvent s'expliquer par la précision moindre de nos mesures par cet outils. Les mesures se font à partir à la surface corporelle et non à partir des reliefs osseux. Elles sont

influencées par les parties molles (tissus adipeux, volume musculaire). L'analyse sur l'ensemble du cycle de marche montre une augmentation de la SVA après chaque phase de double appui alors que la lordose lombaire dynamique (T12L3S1-D) se majore au moment de la phase de double appui. Cette augmentation est encore présente en post opératoire malgré la présence du matériel d'arthrodèse (figure1). Nous avons rapporté des valeurs de VP non statistiquement significative en post opératoire. L'analyse dynamique de la flexion de hanche (HancheD et HancheG) ne retrouve pas non plus de différence statistique. La bascule pelvienne (basculeP) est comparable à celle pré-opératoire. De même l'arc de mobilité des hanches ne semblent pas modifié en post opératoire. La cinématique de la ceinture pelvienne et des articulations coxo-fémorales ne semble pas être modifiée par la chirurgie de correction de la déformation. Ces constatations sont surprenantes quand on sait par ailleurs que les restaurations de la lordose lombaire entrainent une modification de l'orientation de l'acetabulum [52].

L'analyse cinétique n'a pas mis en évidence de modification statistiquement significative des principaux paramètres de marche (vitesse, cadence des foulées, longueur de la foulée) en pré et post opératoire. Seule l'écartement de la foulée a été augmentée de manière significative. D'autres auteurs ont rapportés une baisse de la vitesse de marche en rapport avec une baisse de la cadence et de la longueur de la foulée en post opératoire [53,54]. Nos sujets étaient en cours de réhabilitation, donc ces paramètres peuvent encore évoluer dans le temps. De plus notre protocole est basé sur une marche à vitesse confortable choisie par le sujet.

L'analyse electromyographique a montré une activation désorganisée et continue de la musculature paravertébrale. Cette activité électrique prolongée est retrouvée en post opératoire, sans majoration de celle-ci. En revanche nos mesures ne sont pas en faveur d'une perte de force significative. La chirurgie n'a pas de retentissement sur l'activité electromyographique des Erecteurs Spinae. Des études sur le sujet sain, démontrent une activation biphasique des Erecteurs Spinae avec une activation descendante [55,56]. Le vieillissement entraîne un élargissement de la plage d'activation musculaire des sujets sains asymptomatiques, non opérés [30,57]. L'activation musculaire est aussi prolongée chez les sujets jeunes sains présentant une scoliose idiopathique de l'adolescence [58,59]. Dans notre étude, les sujets présentent probablement les conséquences du vieillissement associé aux conséquences de leur déséquilibre antérieur sur l'activation musculaire.

Nous avons introduit un nouveau test encore non validé dans l'évaluation de la fonction musculaire globale des muscles posturaux, le test fonctionnel de Dubousset. C'est un test

quantitatif basé sur le temps à réaliser un enchaînement de mouvement. Nous n'avons pas pu montrer de différence significative entre son résultat préopératoire et son résultat post opératoire. Peut être sa sensibilité au changement est elle trop faible ? Mais nous l'avons trouvé corrélé négativement aux scores pré opératoire (SF12-PCS, JOA), inversement corrélé à la vitesse de marche. En revanche nous n'avons pas retrouvé de corrélation avec la SVA-R et SVA-D ni la lordose T12L3S1-R et T12L3S1-D en pré ou post opératoire. Ce test est une évaluation globale de la fonction musculaire du sujet vieillissant et pourrait se montrer pertinent à utiliser en pratique clinique.

Nous avons cherché à évaluer de manière conjointe l'équilibre sagittal et les muscles érecteurs du rachis. Nous n'avons pas pu le réaliser dans notre protocole, mais nous aurions pu associer l'évaluation morphologique de la fonction musculaire : son infiltrat en graisse (au TDM [60], à l'IRM [61]) soit sa densité par échographie (ARFI (Acoustic Radiation Force Imaging), [62] avec l'évaluation dynamique.

3.7. Conclusion

La chirurgie a une place importante dans la prise en charge thérapeutique des déséquilibres antérieurs du rachis. Nous avons confirmé au cours de notre étude son impact positif sur les scores fonctionnels. L'évaluation dynamique de l'équilibre sagittal est un outil intéressant et complémentaire de l'évaluation statique radiographique. Nous avons pu montrer que la SVA et la lordose lombaire variaient au cours du cycle de marche, même après la chirurgie de fusion. L'analyse couplée electromyographique, démontre un élargissement de la période d'activité musculaire du tronc. Les paramètres cinétiques de marche sont peu influencés par la chirurgie. Le test fonctionnel de Dubousset pourrait se révéler intéressant dans l'analyse globale de la fonction musculaire.

Plusieurs voies de recherche s'offrent à nous, la poursuite de cette étude avec un suivi plus long (1 an et 2 ans post opératoire), et un nombre de sujet plus important pourrait apporter des informations supplémentaires. Nous pourrions évaluer la rééducation des muscles Erecteurs Spinae chez les personnes âgées en situation de déséquilibre, basée sur l'activité musculaire à l'EMG de surface. Enfin, nous pourrions rechercher si le test fonctionnel de Dubousset pourrait être un facteur prédictif de résultats post opératoire.

BIBLIOGRAPHIE

[1] Milne JS, Lauder IJ. Age effects in kyphosis and lordosis in adults. Ann Hum Biol 1974;1:327–37.
[2] Takemitsu Y, Harada Y, Iwahara T, Miyamoto M, Miyatake Y. Lumbar degenerative kyphosis. Clinical, radiological and epidemiological studies. Spine 1988;13:1317–26.
[3] cyphose_degene.pdf n.d.
[4] 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;20:1351–8.
[5] Gibbons LE, Latikka P, Videman T, Manninen H, Battié MC. The association of trunk muscle cross-sectional area and magnetic resonance image parameters with isokinetic and psychophysical lifting strength and static back muscle endurance in men. J Spinal Disord 1997;10:398–403.
[6] Hicks GE, Simonsick EM, Harris TB, Newman AB, Weiner DK, Nevitt MA, et al. Cross-sectional associations between trunk muscle composition, back pain, and physical function in the health, aging and body composition study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2005;60:882–7.
[7] 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;20:451–62.
[8] L'homme debout : le rachis et son plan horizontal, scolioses. La scoliose est une "maladie" du plan horizo ntal : le secret pour comprendre les 3 dimensions n.d.
[9] Wang T, Zheng Z, Liu H, Zhang K, Wang H. [Correlation of adult spinal sagittal imbalance and life quality]. Zhonghua Yi Xue Za Zhi 2012;92:1481–5.
[10] Bianco K, Norton R, Schwab F, Smith JS, Klineberg E, Obeid I, et al. Complications and intercenter variability of three-column osteotomies for spinal deformity surgery: a retrospective review of 423 patients. Neurosurg Focus 2014;36:E18. doi:10.3171/2014.2.FOCUS1422.
[11] Mac-Thiong J-M, Labelle H, Berthonnaud E, Betz RR, Roussouly P. Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents. Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc 2007;16:227–34. doi:10.1007/s00586-005-0013-8.
[12] Vialle R, Levassor N, Rillardon L, Templier A, Skalli W, Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. J Bone Joint Surg Am 2005;87:260–7. doi:10.2106/JBJS.D.02043.
[13] Lee CS, Chung SS, Kang KC, Park SJ, Shin SK. Normal patterns of sagittal alignment of the spine in young adults radiological analysis in a Korean population. Spine 2011;36:E1648-1654. doi:10.1097/BRS.0b013e318216b0fd.
[14] 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 Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc 1998;7:99–103.
[15] Lafage V, Schwab F, Skalli W, Hawkinson N, Gagey P-M, Ondra S, et al. Standing balance and sagittal plane spinal deformity: analysis of spinopelvic and gravity line parameters. Spine 2008;33:1572–8. doi:10.1097/BRS.0b013e31817886a2.
[16] Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. [Geometrical and mechanical analysis of lumbar lordosis in an asymptomatic population: proposed classification]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 2003;89:632–9.
[17] Boulay C, Tardieu C, Hecquet J, Benaim C, Mouilleseaux B, Marty C, et al. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of

lordosis. Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc 2006;15:415–22. doi:10.1007/s00586-005-0984-5.
[18] Schwab F, Lafage V, Patel A, Farcy J-P. Sagittal plane considerations and the pelvis in the adult patient. Spine 2009;34:1828–33. doi:10.1097/BRS.0b013e3181a13c08.
[19] Lafage V, Schwab F, Patel A, Hawkinson N, Farcy J-P. Pelvic tilt and truncal inclination: two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity. Spine 2009;34:E599-606. doi:10.1097/BRS.0b013e3181aad219.
[20] Schwab F, Ungar B, Blondel B, Buchowski J, Coe J, Deinlein D, et al. Scoliosis Research Society-Schwab adult spinal deformity classification: a validation study. Spine 2012;37:1077–82. doi:10.1097/BRS.0b013e31823e15e2.
[21] Blondel B, Schwab F, Ungar B, Smith J, Bridwell K, Glassman S, et al. Impact of magnitude and percentage of global sagittal plane correction on health-related quality of life at 2-years follow-up. Neurosurgery 2012;71:341–348; discussion 348. doi:10.1227/NEU.0b013e31825d20c0.
[22] Le Huec JC, Leijssen P, Duarte M, Aunoble S. Thoracolumbar imbalance analysis for osteotomy planification using a new method: FBI technique. Eur Spine J 2011;20:669–80. doi:10.1007/s00586-011-1935-y.
[23] Ryan DJ, Protopsaltis TS, Ames CP, Hostin R, Klineberg E, Mundis GM, et al. T1 pelvic angle (TPA) effectively evaluates sagittal deformity and assesses radiographical surgical outcomes longitudinally. Spine 2014;39:1203–10. doi:10.1097/BRS.0000000000000382.
[24] Diebo BG, Oren JH, Challier V, Lafage R, Ferrero E, Liu S, et al. Global sagittal axis: a step toward full-body assessment of sagittal plane deformity in the human body. J Neurosurg Spine 2016:1–6. doi:10.3171/2016.2.SPINE151311.
[25] Barrey C, Roussouly P, Le Huec J-C, D'Acunzi G, Perrin G. Compensatory mechanisms contributing to keep the sagittal balance of the spine. Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc 2013;22 Suppl 6:S834-841. doi:10.1007/s00586-013-3030-z.
[26] Barrey C, Perrin G, Michel F, Vital J-M, Obeid I. Pedicle subtraction osteotomy in the lumbar spine: indications, technical aspects, results and complications. Eur J Orthop Surg Traumatol Orthop Traumatol 2014;24 Suppl 1:S21-30. doi:10.1007/s00590-014-1470-8.
[27] al GM et. Cross-sectional area of human trunk paraspinal muscles before and after posterior lumbar surgery using magnetic resonance imaging. - PubMed - NCBI n.d. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25967560 (accessed August 23, 2017).
[28] Fortin M, Videman T, Gibbons LE, Battié MC. Paraspinal muscle morphology and composition: a 15-yr longitudinal magnetic resonance imaging study. Med Sci Sports Exerc 2014;46:893–901. doi:10.1249/MSS.0000000000000179.
[29] Hicks GE, Simonsick EM, Harris TB, Newman AB, Weiner DK, Nevitt MA, et al. Cross-sectional associations between trunk muscle composition, back pain, and physical function in the health, aging and body composition study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2005;60:882–7.
[30] Hwang JH, Lee Y-T, Park DS, Kwon T-K. Age affects the latency of the erector spinae response to sudden loading. Clin Biomech Bristol Avon 2008;23:23–9. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.09.002.
[31] Tsuboi H, Nishimura Y, Sakata T, Ohko H, Tanina H, Kouda K, et al. Age-related sex differences in erector spinae muscle endurance using surface electromyographic power spectral analysis in healthy humans. Spine J Off J North Am Spine Soc 2013;13:1928–33. doi:10.1016/j.spinee.2013.06.060.
[32] Ikezoe T, Nakamura M, Shima H, Asakawa Y, Ichihashi N. Association between walking ability and trunk and lower-limb muscle atrophy in institutionalized elderly women: a

longitudinal pilot study. J Physiol Anthropol 2015;34:31. doi:10.1186/s40101-015-0069-z.
[33] Ryan AS, Harduarsingh-Permaul AS. Effects of weight loss and exercise on trunk muscle composition in older women. Clin Interv Aging 2014;9:395–402. doi:10.2147/CIA.S56662.
[34] Zoico E, Rossi A, Di Francesco V, Sepe A, Olioso D, Pizzini F, et al. Adipose tissue infiltration in skeletal muscle of healthy elderly men: relationships with body composition, insulin resistance, and inflammation at the systemic and tissue level. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2010;65:295–9. doi:10.1093/gerona/glp155.
[35] Glassman SD, Berven S, Bridwell K, Horton W, Dimar JR. Correlation of radiographic parameters and clinical symptoms in adult scoliosis. Spine 2005;30:682–8.
[36] Mac-Thiong J-M, Transfeldt EE, Mehbod AA, Perra JH, Denis F, Garvey TA, et al. Can c7 plumbline and gravity line predict health related quality of life in adult scoliosis? Spine 2009;34:E519-527. doi:10.1097/BRS.0b013e3181a9c7ad.
[37] Imagama S, Matsuyama Y, Hasegawa Y, Sakai Y, Ito Z, Ishiguro N, et al. Back muscle strength and spinal mobility are predictors of quality of life in middle-aged and elderly males. Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc 2011;20:954–61. doi:10.1007/s00586-010-1606-4.
[38] Araújo F, Lucas R, Alegrete N, Azevedo A, Barros H. Sagittal standing posture, back pain, and quality of life among adults from the general population: a sex-specific association. Spine 2014;39:E782-794. doi:10.1097/BRS.0000000000000347.
[39] Lee C-H, Chung CK, Jang J-S, Kim S-M, Chin D-K, Lee J-K, et al. Effectiveness of deformity-correction surgery for primary degenerative sagittal imbalance: a meta-analysis. J Neurosurg Spine 2017:1–12. doi:10.3171/2017.3.SPINE161134.
[40] Charosky S, Guigui P, Blamoutier A, Roussouly P, Chopin D, Study Group on Scoliosis. Complications and risk factors of primary adult scoliosis surgery: a multicenter study of 306 patients. Spine 2012;37:693–700. doi:10.1097/BRS.0b013e31822ff5c1.
[41] Bianco K, Norton R, Schwab F, Smith JS, Klineberg E, Obeid I, et al. Complications and intercenter variability of three-column osteotomies for spinal deformity surgery: a retrospective review of 423 patients. Neurosurg Focus 2014;36:E18. doi:10.3171/2014.2.FOCUS1422.
[42] Gibbons LE, Latikka P, Videman T, Manninen H, Battié MC. The association of trunk muscle cross-sectional area and magnetic resonance image parameters with isokinetic and psychophysical lifting strength and static back muscle endurance in men. J Spinal Disord 1997;10:398–403.
[43] Hicks GE, Simonsick EM, Harris TB, Newman AB, Weiner DK, Nevitt MA, et al. Cross-sectional associations between trunk muscle composition, back pain, and physical function in the health, aging and body composition study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2005;60:882–7.
[44] Guralnik JM, Ferrucci L, Pieper CF, Leveille SG, Markides KS, Ostir GV, et al. Lower extremity function and subsequent disability: consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2000;55:M221-231.
[45] Gille O, Challier V, Parent H, Cavagna R, Poignard A, Faline A, et al. Degenerative lumbar spondylolisthesis: cohort of 670 patients, and proposal of a new classification. Orthop Traumatol Surg Res OTSR 2014;100:S311-315. doi:10.1016/j.otsr.2014.07.006.
[46] Gille O, Bouloussa H, Mazas S, Vergari C, Challier V, Vital J-M, et al. A new classification system for degenerative spondylolisthesis of the lumbar spine. Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc 2017. doi:10.1007/s00586-017-5275-4.
[47] de Sèze MP, Guillaud E, Slugacz L, Cazalets JR. An examination of camptocormia

assessment by dynamic quantification of sagittal posture. J Rehabil Med 2015;47:72–9. doi:10.2340/16501977-1888.
[48] Schwab F, Lafage V, Boyce R, Skalli W, Farcy J-P. Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. Spine 2006;31:E959-967. doi:10.1097/01.brs.0000248126.96737.0f.
[49] Thorstensson A, Nilsson J, Carlson H, Zomlefer MR. Trunk movements in human locomotion. Acta Physiol Scand 1984;121:9–22. doi:10.1111/j.1748-1716.1984.tb10452.x.
[50] Syczewska M, Oberg T, Karlsson D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. Clin Biomech Bristol Avon 1999;14:384–8.
[51] Feipel V, De Mesmaeker T, Klein P, Rooze M. Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc 2001;10:16–22.
[52] Masquefa T, Verdier N, Gille O, Boissière L, Obeid I, Maillot C, et al. Change in acetabular version after lumbar pedicle subtraction osteotomy to correct post-operative flat back: EOS® measurements of 38 acetabula. Orthop Traumatol Surg Res OTSR 2015;101:655–9. doi:10.1016/j.otsr.2015.07.013.
[53] Lenke LG, Engsberg JR, Ross SA, Reitenbach A, Blanke K, Bridwell KH. Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 2001;26:E330-337.
[54] Engsberg JR, Bridwell KH, Reitenbach AK, Uhrich ML, Baldus C, Blanke K, et al. Preoperative gait comparisons between adults undergoing long spinal deformity fusion surgery (thoracic to L4, L5, or sacrum) and controls. Spine 2001;26:2020–8.
[55] de Sèze M, Falgairolle M, Viel S, Assaiante C, Cazalets J-R. Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behavior in man. Exp Brain Res 2008;185:237–47. doi:10.1007/s00221-007-1146-2.
[56] Ceccato J-C, de Sèze M, Azevedo C, Cazalets J-R. Comparison of trunk activity during gait initiation and walking in humans. PloS One 2009;4:e8193. doi:10.1371/journal.pone.0008193.
[57] Shojaei I, Bazrgari B. Activity of Erector Spinae During Trunk Forward Bending and Backward Return: The Effects of Age. Ann Biomed Eng 2017;45:1511–9. doi:10.1007/s10439-017-1811-y.
[58] Hopf C, Scheidecker M, Steffan K, Bodem F, Eysel P. Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery: a comparison of the pre- and postoperative muscle activation pattern. Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc 1998;7:6–11.
[59] Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc 2009;18:512–21. doi:10.1007/s00586-009-0899-7.
[60] Martin L, Birdsell L, Macdonald N, Reiman T, Clandinin MT, McCargar LJ, et al. Cancer cachexia in the age of obesity: skeletal muscle depletion is a powerful prognostic factor, independent of body mass index. J Clin Oncol Off J Am Soc Clin Oncol 2013;31:1539–47. doi:10.1200/JCO.2012.45.2722.
[61] Holmbäck AM, Askaner K, Holtås S, Downham D, Lexell J. Assessment of contractile and noncontractile components in human skeletal muscle by magnetic resonance imaging. Muscle Nerve 2002;25:251–8.
[62] Yavuz A, Bora A, Bulut MD, Batur A, Milanlioglu A, Göya C, et al. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) elastography quantification of muscle stiffness over a course of gradual isometric contractions: a preliminary study. Med Ultrason 2015;17:49–57.

SERMENT D'HIPPOCRATE

Au moment d'être admis 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.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu 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 déshonoré et méprisé si j'y manque.