



HAL
open science

Étude dynamique de l'équilibre sagittal pelvirachidien : retentissement posturographique d'un déséquilibre sagittal antérieur et analyse optoélectronique de la cinématique de la marche

Mourad Ould-Slimane

► **To cite this version:**

Mourad Ould-Slimane. Étude dynamique de l'équilibre sagittal pelvirachidien : retentissement posturographique d'un déséquilibre sagittal antérieur et analyse optoélectronique de la cinématique de la marche. Médecine humaine et pathologie. Normandie Université, 2021. Français. NNT : 2021NORMC408 . tel-03279265

HAL Id: tel-03279265

<https://theses.hal.science/tel-03279265>

Submitted on 6 Jul 2021

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

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



Normandie Université

THÈSE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité RECHERCHE CLINIQUE, INNOVATION TECHNOLOGIQUE, SANTE PUBLIQUE

Préparée au sein de l'Université de Caen Normandie

**Etude dynamique de l'équilibre sagittal pelvirachidien.
Retentissement posturographique d'un déséquilibre sagittal
antérieur et analyse optoélectronique de la cinématique de la
marche**

**Présentée et soutenue par
Mourad OULD SLIMANE**

**Thèse soutenue le 20/05/2021
devant le jury composé de**

M. BENJAMIN BLONDEL	Professeur des universités PraticienHosp, Hôpital Timone - Marseille	Rapporteur du jury
M. YANN-PHILIPPE CHARLES	Professeur des universités PraticienHosp, Hôpital de Hautepierre - Strasbourg	Rapporteur du jury
M. PIERRE GUIGUI	Professeur des universités PraticienHosp, Hôpital Européen Georges Pompidou Paris	Membre du jury
Mme VIRGINIE LAFAGE	Professeur, Hospital for Special Surgery - New York	Membre du jury
M. HENRI MIGAUD	Professeur des universités PraticienHosp, Hôpital Roger Salengro - Lille	Membre du jury
Mme WAFA SKALLI	Professeur des universités, Arts et Métiers - Paris	Membre du jury
Mme NATHALIE CHASTAN	Maître de conférences HDR, Hôpital Charles Nicolle - Rouen	Directeur de thèse
M. FRANCK DUJARDIN	Professeur des universités PraticienHosp, Hôpital Charles Nicolle - Rouen	Président du jury

**Thèse dirigée par NATHALIE CHASTAN, Mobilités : vieillissement, pathologie,
santé - COMETE**



UNIVERSITÉ
CAEN
NORMANDIE



Normandie de Biologie Intégrative,
Santé, Environnement



COMETE
UMR 1075 UNICAEN / INSERM

REMERCIEMENTS

Pour leur considération, je souhaite sincèrement remercier les membres du jury de cette thèse. Je pense, en particulier, à Nathalie CHASTAN qui a dirigé ce travail avec entrain, patience et surtout bienveillance. Mon chef de service et président du jury, Franck DUJARDIN, a indéniablement su entretenir ma motivation et mon abnégation par son attitude envers moi. J'adresse ma gratitude et ma profonde estime aux rapporteurs, Benjamin BLONDEL et Yann-Philippe CHARLES dont l'investissement témoigne de la solidarité et du dynamisme de la communauté des chirurgiens du rachis. Je suis aussi honoré et fier de voir mon travail jugé par des références telles que Wafa SKALLI, Virginie LAFAGE et Henri MIGAUD. J'aimerais spécialement exprimer à Pierre GUIGUI mon profond respect et mon amitié. Ma reconnaissance va au-delà de son précieux compagnonnage chirurgical qui a changé ma vie chirurgicale. J'espère qu'il lira dans ce travail l'engagement et la résilience qu'il m'a transmis.

J'adresse ma sincère reconnaissance à plusieurs de mes collaborateurs qui m'ont aidé à élaborer ce travail : Rémi GAUTHE et André GILLIBERT dont les apports ont été essentiels mais aussi, Charles LATROBE, François LUC, Carine DANIEL, Willy BERTUCCHI, Julien BLOT et Ali BOUNACER.

Le parcours d'un chirurgien est forgé d'expériences et de rencontres. A ce titre, il est évident de citer Emmanuel FOULONGNE avec qui l'aventure a pris tout son sens depuis son initiation jusqu'à ... (l'avenir le dira). Je pense aussi à Thomas DEFIVES, Roberto BECCARI (TF), Norman BIGA, Thibaut LENOIR, Brice ILHARREBORDE et Henri D'ASTORG que j'espère rendre fiers.

A ceux qui m'ont accompagné à l'abord d'aventures épineuses, dures ou pédiculaires et qui ont cru en moi : Baptiste MAGRINO, Guillaume LONJON, Sébastien LEPAPE, Camille DAMADE, Alexis PEREZ, Pierre HANNEQUIN, Sophie CUREY, Pauline CANTOGREL, Martin PETIT, Gaëtan TESSON et Emeric LEFEVRE.

A mes amis, les vrais savent rester fidèles malgré la distance : Jérôme SOMMI (depuis 35 ans), Lahcène FOUADI, Lamine M'BAYE, Ghani AKHTOUF, Saïd RAHALI, Athmane SAFSAF, Thierry GALBERT et Mehdi ZIGOUDI.

A ma famille, j'y puise le courage d'avancer car notre chemin part de très loin. Mon père n'aura pu connaître l'homme que je suis devenu. Mes 2 frères savent trouver les mots bienveillants pour m'encourager. Mais, il faut l'exemple d'une mère comme la nôtre pour croire en nous malgré les obstacles. C'est pour elle que j'irai jusqu'au bout de mes convictions.

A Amandine, ce travail n'aurait pu aboutir sans l'affection, la sérénité et l'envie d'avancer qu'elle m'apporte.

A Hanna et Sofia. Mes précieux trésors. Le jour où elles liront ces lignes nous auront peut-être notre maison bleue.

A tout ceux que je n'ai pas cités, s'ils me connaissent, ils ne m'en voudront pas et à tous ceux que je ne remercie pas.

ETUDE DYNAMIQUE DE L'EQUILIBRE SAGITTAL PELVIRACHIDIEN

RETENTISSEMENT POSTUROGRAPHIQUE D'UN DESEQUILIBRE SAGITTAL ANTERIEUR ET ANALYSE OPTOELECTRONIQUE DE LA CINEMATIQUE DE LA MARCHE

RESUME

Introduction

L'étude de l'équilibre sagittal rachidien s'appuie sur des analyses radiographiques nécessairement statiques qui reste le reflet postural ponctuel d'une structure intrinsèquement mobile. Cependant, une part fonctionnelle non-architecturale peut influencer la position d'un patient au moment du cliché.

Pour mieux considérer la part dynamique de la posture, il est apparu pertinent d'employer des outils de capture optoélectronique du mouvement tels que la stéréophotogrammétrie Vicon disponible dans le laboratoire de la marche du CHU de Rouen.

Les objectifs de cette recherche étaient de confirmer la capacité du système à percevoir la gite antérieure selon des critères d'évaluation pertinents. Une illustration graphique de la cinétique rachidienne sagittale a été entreprise. Le retentissement posturographique de la déformation sur plateforme barodynamique a été mesuré.

Enfin, l'étude a évalué l'influence de la posture sur la cinématique de la marche et notamment sur le freinage vertical du centre de masse.

Méthodes

35 sujets volontaires sains masculins ont été recrutés par le centre d'investigation clinique (CIC) INSERM 1404 du CHU de Rouen. Une déformation sagittale antérieure (DSA) a été artificiellement créée par le port de corsets amovibles cyphosants. Des clichés de télérachis EOS® ont été réalisés avec et sans corset pour quantifier la déformation induite.

Une étude posturographique sur plateforme barodynamique Satel® a étudié la cinétique du centre de pression des individus avec et sans DSA.

Ces-derniers ont ensuite été équipés de 38 marqueurs pour se déplacer dans une salle équipée du système Vicon® comprenant 9 caméras infra-rouges. L'étude optoélectronique a évalué la posture rachidienne et la cinématique de la marche.

Résultats

Tous les essais de marche ont pu être menés sans survenue d'événement indésirable. La DSA radiologique a été confirmée par l'augmentation significative de la GSC7 ($p < 0,0001$).

En posturographie, la position moyenne du CP était conservée mais des variations significatives concernant les données du stabilogramme ($p < 0,0001$), l'ellipse de confiance ($p < 0,004$) et la LFS ($p = 0,003$) s'observaient en présence de la DSA. Elles étaient corrélées aux valeurs de la GSC7 et traduisaient une augmentation de dépense énergétique destinée au maintien postural.

Les paramètres optoélectroniques pertinents car corrélés à la GSC7 étaient l'angle C7-T10-S1 ($r_s=0,62$), l'angle spinal ($r_s =0,69$) et le facteur C7'S1' ($r_s =0,75$). Ils évoluaient selon des courbes sinusoïdales illustrant l'importance du déséquilibre mais aussi la raideur rachidienne.

Les modifications cinématiques de la marche par la DSA concernaient les qualités locomotrices telles que la longueur du pas ($p<0.0001$), la cadence ($p<0.0003$) et la vitesse de marche ($p<0.0001$). Les modifications des qualités d'équilibre telles que la largeur du pas ($p<0.0001$), le temps de double appui ($p<0.001$) et en particulier l'index de freinage de la chute du centre de masse ($p<0.0001$) reflétaient une instabilité à la marche. Les effets directs de la DSA sur l'index de freinage ($\beta = -0.52$) et la largeur du pas ($\beta = +0.32$) étaient significatifs sans être médiés par les modifications des paramètres locomoteurs.

Discussion

Les déformations sagittales sont perceptibles par système optoélectronique Vicon selon des paramètres dont les valeurs sont corrélées à leurs homologues radiologiques. Leurs représentations dynamiques au cours de la marche sont illustrables sous la forme de courbes sinusoidales, comparables entre elles.

L'étude posturographique de la DSA se caractérise par une absence de translation antérieure du CP. Les capacités d'équilibration des sujets étudiés permettent ce contrôle mais au prix d'une dépense énergétique supplémentaire traduite par une augmentation de la LFS. Cette hypothèse est renforcée par la corrélation positive établie entre LFS et GSC7.

L'étude optoélectronique objective l'influence de la DSA sur la cinématique de la marche traduite par des perturbations des paramètres évaluant l'équilibre. Des modèles linéaires statistiques identifient un effet direct de la GSC7 sur ces derniers.

Les limites du modèle sont liées à l'effet propre du corset difficile à appréhender. Cependant la raideur qu'il impose est perçue par le Vicon et confère ainsi un intérêt démonstratif. La déformation obtenue n'avait pas vocation à être strictement représentative d'une situation clinique. Elle perturbait presque exclusivement le plan sagittal. Les applications en recherche clinique sur sujets pathologiques pourront néanmoins s'appuyer sur les données de références de cette cohorte de sujets sains.

Mots clefs :

Rachis, Équilibre sagittal, Étude dynamique optoélectronique, Cinématique de la marche, Vicon, Posturographie.

DYNAMIC STUDY OF SAGITTAL SPINAL BALANCE

POSTUROGRAPHIC IMPACT OF ANTERIOR SAGITTAL IMBALANCE AND OPTOELECTRONIC ANALYSIS OF GAIT KINEMATICS

Introduction

Study of sagittal spinal balance is based on radiographs which are by definition static, providing a snapshot of an intrinsically mobile structure. In reality, a non-architectural functional component may affect the patient's position at the moment of imaging.

The dynamic aspect of posture can be considered using optoelectronic motion detectors; for example, Vicon stereophotogrammetry is available in the gait laboratory of the university hospital of Rouen, France.

The aim of the present study was to confirm this system's ability to detect anterior tilt on the relevant assessment criteria. A graphic illustration of sagittal spinal kinetics was undertaken. The posturographic impact of the deformity was measured on a barodynamic platform. Finally, the study assessed the impact of posture on gait kinematics, and notably on vertical braking of the center of mass.

Methods

35 healthy male volunteers were recruited by the clinical investigation center (CIC) INSERM 1404 of the university hospital of Rouen, France. Anterior sagittal deformity (ASD) was created by means of a kyphotic corset. Full-spine EOS[®] views were taken with and without corset, to quantify the induced deformity.

A posturographic study on a Satel[®] barodynamic platform assessed the individual kinetics of the center of mass with and without corset-induced ASD.

Subjects were then fitted with 38 reflectors and moved around in a room equipped with the Vicon[®] system, with 9 infra-red video-cameras. This optoelectronic study assessed spinal posture and gait kinematics.

Results

Gait tests were formed without any adverse events occurring. Radiologic ASD was confirmed by a significant increase in C7 sacral tilt ($p < 0.0001$).

On posturography, mean center of pressure position was unchanged, but ASD induced significant changes in stabilogram data ($p < 0.0001$), ellipse of confidence ($p < 0.004$) and Length for surface (LFS) ($p = 0.003$), correlating with C7 sacral tilt and indicating increased energy expenditure to maintain posture.

Optoelectronic parameters correlating with C7 sacral tilt comprised C7-T10-S1 angle ($r_s = 0.62$), spinal angle ($r_s = 0.69$) and C7'S1' factor ($r_s = 0.75$), displaying sinusoid curves testifying to the degree of imbalance and also to spinal stiffness.

The impact of ASD on gait kinematics concerned locomotor parameters: stride length ($p < 0.0001$), rhythm ($p < 0.0003$) and walking speed ($p < 0.0001$). Changes in balance parameters (stride width ($p < 0.0001$), double support time ($p < 0.001$) and especially

center of mass fall braking index ($p < 0.0001$) indicated gait instability. The direct impact of ASD on braking index ($\beta = -0.52$) and stride width ($\beta = +0.32$) was significant, and not mediated by changes in locomotor parameters.

Discussion

Sagittal deformity was detectable on the Vicon optoelectronic system in terms of parameters correlating with their radiologic counterparts. Their dynamic course during gait could be shown as superimposable sinusoid curves.

Posturographic study of ASD showed absence of anterior translation of the center of pressure. Individual balance capacity enabled this control, but at the cost of greater energy expenditure, as seen by an increase in LFS. This hypothesis was borne out by the positive correlation found between LFS and C7 sacral slope.

Optoelectronic study demonstrated the impact of ASD on gait kinematics, in terms of changes in balance-related parameters. Linear statistical models revealed a direct impact of C7 sacral slope.

The limitations of the model concern the intrinsic effects of the corset, which are difficult to judge. However, the induced stiffness was detected, and thus demonstrated, by the Vicon system. The deformity was not intended to be strictly representative of any particular clinical situation. Impact was almost exclusively in the sagittal plane. Applications in clinical research on pathological subjects can use the present data in a cohort of healthy subjects as reference values.

Key words

Spine, Sagittal balance, Optoelectronic dynamic study, Gait kinematics, Vicon, Posturography.

TABLE DES MATIERES

1	<i>INTRODUCTION GENERALE</i>	15
1.1	Contexte général de la recherche	15
1.2	Bipédie humaine	20
1.2.1	Posture erigée	20
1.2.2	Marche normale	21
1.2.3	Description fonctionnelle de la marche	22
1.2.4	Analyse cinématique de la marche	22
1.3	Statique posturale rachidienne	29
1.3.1	Analyse clinique	29
1.3.2	Analyse radiologique	31
1.4	Outils d'analyse posturale dynamique	46
1.4.1	Systèmes barodynamiques – Posturographie	46
1.4.2	Systèmes optoélectroniques	53
1.4.3	Autres systèmes d'analyse du mouvement	54
1.5	Définition de la problématique	58
2	<i>PATHOLOGIES RACHIDIENNES ET DESEQUILIBRE POSTURAL</i>	62
2.1	Processus dégénératifs lombaires	62
2.1.1	Disque intervertébral	62
2.1.2	Processus zygapophysaires	66
2.1.3	Structures musculo-ligamentaires	67
2.1.4	Bilan dégénératif	69
2.2	Modèle du spondylolisthesis dégénératif	70
2.2.1	Alignement sagittal spino-pelvien d'une série de 654 spondylolisthesis dégénératifs	70

2.2.2	Spondylolisthesis lombaires dégénératifs : Cohorte de 670 patients et proposition d'une nouvelle classification	81
2.2.3	Doubles spondylolisthesis dégénératifs : quelles sont les particularités dans le plan sagittal ?	87
2.3	Concepts et choix thérapeutiques	95
2.3.1	Influence des procédures d'arthrodèses type TLIF sur les paramètres pelvi-rachidiens de l'équilibre sagittal.....	95
2.3.2	Arthrodèses circonférentielles en 2 temps pour fractures instables du rachis lombaire : Résultats à long terme d'une série de 74 patients sur l'équilibre sagittal et l'évolution fonctionnelle.....	103
3	<i>ETUDE DYNAMIQUE DE L'EQUILIBRE SAGITTAL ET CINEMATIQUE DE LA MARCHE : CONCEPTION DE LA RECHERCHE</i>	111
3.1	Caractéristiques du type de recherche	111
3.2	Procédures de la recherche	111
3.3	Sélection de la population.....	112
3.3.1	Critères d'inclusion	112
3.3.2	Critères de non-inclusion	113
3.3.3	Modalités de recrutement.....	113
3.3.4	Justification de la population d'étude	113
3.4	Méthode d'évaluation	114
3.4.1	Evaluation radiographique de la déformation sagittale induite.....	114
3.4.2	Evaluation posturographique de la déformation sagittale rachidienne induite	116
3.4.3	Evaluation optoélectronique de la déformation sagittale rachidienne induite	118
3.4.4	Evaluation optoélectronique des paramètres cinématiques de la marche	122
3.5	Critères d'évaluations	123
3.5.1	Critères d'évaluation radiologiques	123
3.5.2	Critères d'évaluation optoélectroniques.....	123
3.5.3	Critères d'évaluation posturographiques.....	124

3.6	Analyse statistique.....	125
3.6.1	Description des méthodes statistiques.....	125
3.6.2	Nombre prévu de personnes à inclure dans la recherche.....	126
3.6.3	Degré de signification prévu	127
3.6.4	Critères statistiques d'arrêt de la recherche.....	127
3.6.5	Méthode de considération des données manquantes, inutilisées ou non valides.....	128
3.6.6	Choix des personnes à inclure dans les analyses	128
3.6.7	Modalités de remplacement / sorties prématurées	128
4	<i>ANALYSE POSTUROGRAPHIQUE STATIQUE ET DYNAMIQUE SUR PLATEFORME DE FORCE DES DESEQUILIBRES PELVIRACHIDIENS SAGITTAUX ANTERIEURS</i>	129
4.1	Résumé	130
4.1.1	Introduction.....	130
4.1.2	Matériels et méthodes.....	130
4.1.3	Résultats.....	130
4.1.4	Conclusion	131
4.1.5	Mots clefs.....	131
4.2	Introduction	132
4.3	Matériel et méthodes.....	135
4.3.1	Population	135
4.3.2	Posture sagittale spino-pelvienne	136
4.3.3	Déroulement de l'étude.....	136
4.3.4	Statokinésigramme	138
4.3.5	Stabilogramme	138
4.3.6	Analyses statistiques.....	139
4.4	Résultats	141
4.4.1	Statokinésigramme	141

4.4.2	Stabilogramme	142
4.5	Discussion	145
4.5.1	Posture rachidienne et centre de pression.....	145
4.5.2	DSA et stabilité	146
4.5.3	Intérêt clinique.....	147
4.5.4	Limites.....	149
4.6	Conclusion	150
5	<i>PERFORMANCE DU SYSTEME VICON POUR L'ANALYSE DE L'EQUILIBRE SAGITTAL PELVI-RACHIDIEN</i>	151
6	<i>ETUDE DYNAMIQUE OPTOELECTRONIQUE DE L'EQUILIBRE SAGITTAL PELVIRACHIDIEN</i>	161
6.1	Introduction	162
6.2	Matériel et méthode.....	163
6.2.1	Population.....	164
6.2.2	Posture sagittale rachidienne radiologique.....	164
6.2.3	Posture sagittale rachidienne optoélectronique.....	165
6.2.4	Analyse statistique.....	167
6.2.5	Méthode de traitement graphique des données.....	169
6.3	Résultats	170
6.3.1	Induction de la déformation sagittale antérieure.....	170
6.3.2	Illustration dynamique de la posture sagittale	172
6.4	Discussion	176
6.4.1	Pertinence du modèle.....	176
6.4.2	Intérêt clinique.....	177
6.4.3	Limites.....	179
6.5	Conclusion	179

7	<i>ANALYSE CINEMATIQUE DE LA MARCHE EN PRESENCE D'UN</i>	
	<i>DESEQUILIBRE SAGITTAL PELVIRACHIDIEN.....</i>	180
7.1	Résumé	181
7.1.1	Introduction.....	181
7.1.2	Méthodes.....	181
7.1.3	Résultats.....	181
7.1.4	Conclusion	182
7.2	Introduction	183
7.3	Méthodes.....	185
7.3.1	Population	185
7.3.2	Posture sagittale rachidienne radiographique	186
7.3.3	Evaluation optoélectronique.....	187
7.3.4	Paramètres cinématiques de la marche.....	188
7.3.5	Définition de l'index de freinage.....	189
7.3.6	Analyse statistique.....	191
7.4	Résultats	192
7.4.1	Paramètres radiologiques et optoélectroniques.....	192
7.4.2	Paramètres cinématiques.....	194
7.5	Discussion	196
7.5.1	Intérêt du modèle.....	196
7.5.2	Pertinence clinique	197
7.5.3	Limites	198
7.6	Conclusion	200
8	<i>CONCLUSION GENERALE.....</i>	201
9	<i>REFERENCES</i>	204

10	ANNEXES.....	217
10.1	Liste des abréviations.....	217
10.2	Obtention de financement - Commission scientifique.....	218
10.3	Rapport CPP.....	219
10.4	Autorisation de lieu de recherche biomédicale	220
10.5	Gel de la base données	223
10.6	Table des illustrations	224
10.7	Liste des tableaux	227

1 INTRODUCTION GENERALE

1.1 Contexte général de la recherche

La marche à pied, par opposition à la marche tétrapodale, est le mode de locomotion des bipèdes. La bipédie humaine est spécifique et son développement s'est accompagné de modifications physiologiques et anatomiques par rapport aux grands singes (Figure 1). Ces modifications du bassin, des membres inférieurs et du rachis ont conduit à optimiser la locomotion et augmenter son efficacité et son endurance en diminuant sa dépense énergétique [1,2]. Il s'agit d'un schéma moteur élaboré, répétitif au cours de la vie. Un sujet jeune pourra ainsi être amené à réaliser, selon le sexe, entre 9300 et 11900 pas par jour [3].

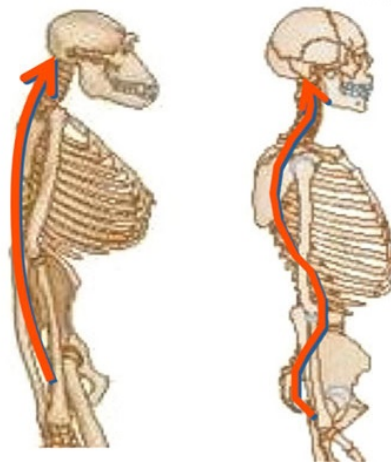


Figure 1 : Statique rachidienne du primate et de l'homme

Ce schéma complexe est fragile. Les troubles musculo-squelettiques de l'appareil locomoteur provoquent chez de nombreuses personnes des situations de dépendance dans leur vie quotidienne. Ils représentent la seconde cause d'invalidité après les maladies cardio-vasculaires. Ils concernent environ 40% de la population française, avec une prévalence croissante en fonction de l'âge [4]. Il s'agit donc d'affections

coûteuses pour les sociétés, dont la connaissance théorique, la prévention et le traitement constituent un réel enjeu de santé publique.

Les pathologies lombaires dégénératives perturbent ce schéma fonctionnel en modifiant régulièrement l'équilibre sagittal pelvi-rachidien [5,6]. Des intrications entre le rachis, le pelvis et les membres inférieurs ont été démontrées [7]. L'évolution naturelle cyphosante du rachis lombaire au cours du vieillissement s'associe à une adaptation de la version pelvienne et donc à une modification de la position des hanches, voire des genoux (Figure 2). Des analyses biomécaniques complémentaires sont nécessaires pour expliciter les différentes répercussions sur les fonctions locomotrices [8]. Effectivement, des difficultés persistent pour démembrer les phénomènes liés à la posture rachidienne parmi les origines multifactorielles des troubles de la marche.

Intrinsèquement, les pathologies de la colonne vertébrale sont fréquemment responsables de symptômes impactant la qualité de vie. Les lombalgies, les radiculalgies voire les troubles neurologiques sensitifs ou moteurs peuvent être le mode d'expression d'une affection dégénérative, traumatique, tumorale ou déformante. Le point commun de l'ensemble de ces étiologies repose sur une évolution posturale naturelle vers l'inflexion antérieure. L'étude de la colonne vertébrale de profil, basée sur le concept d'équilibre sagittal pelvi-rachidien, a été largement exploré selon des critères radiographiques bien définis [9,10]. Les relations avec le secteur sous-pelvien sont maintenant démontrées [11]. Certains auteurs se sont attachés à établir des corrélations entre les paramètres de l'équilibre sagittal et certains scores fonctionnels spécifiques [12,13]. Ainsi, la considération de la statique de profil dans la stratégie thérapeutique est devenue essentielle en pratique courante.

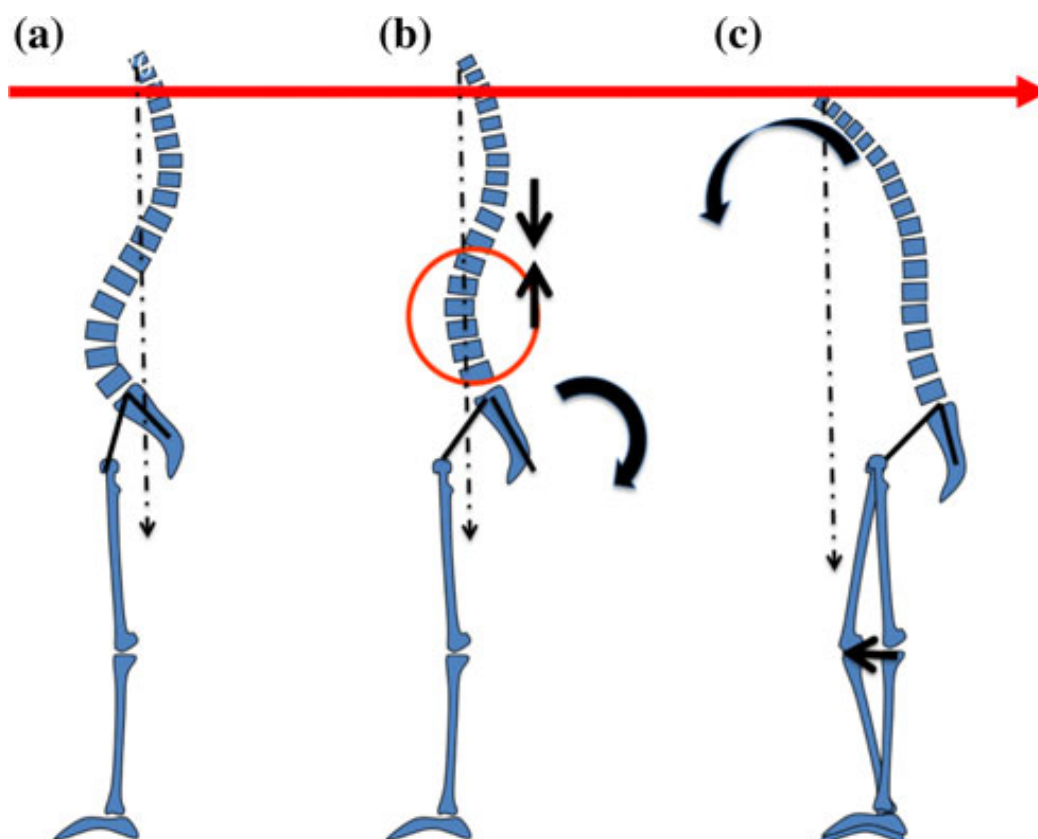


Figure 2 : Dégénérescence lombaire et déséquilibre antérieur progressif [14]

(a) Situation d'équilibre

(b) Equilibre compensé avec perte de lordose lombaire et rétroversion pelvienne

(c) Déséquilibre sagittal antérieur et flessum sous-pelvien

La plupart des travaux portant sur l'équilibre sagittal s'appuient sur des analyses radiographiques, par définition, statiques. Ces données sont issues de clichés du rachis entier de profil réalisés en charge [15]. Les données radiographiques ainsi obtenues correspondent finalement au reflet postural, à un instant « t », « photographiées » ponctuellement. Ces examens conduisent régulièrement à la réalisation de planifications opératoires complexes pour guider l'extension ou la conformation angulaire précise d'une arthrodèse. Toutefois, il est bien admis qu'une

part fonctionnelle non-architecturale peut modifier, dans des proportions difficiles à quantifier, la position d'un patient au moment du cliché [16].

Comme le rappellent Pesenti et al., les analyses morphologiques dynamiques du rachis sont peu disponibles par manque de diffusion des outils d'investigation [17]. Néanmoins, un intérêt croissant et récent apparaît pour ce concept. En 2012, Blondel et al. ont décrit la faisabilité de l'étude cinématique précise du rachis basée sur les moments inter-segmentaires des différents éléments somatiques [18] dont la reproductibilité a été confirmée. Des travaux plus récents ont étudié la dynamique posturale dans le cadre de scolioses idiopathiques [17,19] avec même un intérêt spécifique pour l'évolution de l'alignement sagittal au cours de la marche [20]. Néanmoins le cadre des déformations tridimensionnelles conserve les difficultés de la dissociation de l'étude sagittale spécifique. L'absence de données de référence limite l'interprétation des résultats hormis lors de comparaisons avant et après traitement.

Le laboratoire de la marche du CHU de Rouen est équipé du système optoélectronique Vicon® (Biometrics®, France) permettant une analyse instantanée en 3 dimensions (3D) de la locomotion. Ce type d'analyse, permettant l'investigation des paramètres cinématiques de la marche, a déjà identifié des facteurs de risque de chute dans divers contextes pathologiques [21,22]. Le laboratoire comporte également une plateforme de force qui permet l'étude posturographique de sujets orthostatiques en identifiant la position et la cinétique de leur centre de pression (CP) [23]. Ce paramètre représente la moyenne pondérée de toutes les pressions gravitaires exercées par un individu sur sa surface en contact avec le sol. Son étude dans le cadre de troubles architecturaux rachidiens permet d'étudier finement la stabilité, c'est à dire la capacité d'une perturbation structurelle à revenir à son état d'équilibre. La dynamique de cette

tension vers l'équilibre deviendrait alors chiffrable en termes d'efficacité, de coût énergétique ou de linéarité [24,25].

L'ambition d'étudier l'alignement sagittal du rachis en situation dynamique trouve sans aucun doute du sens. Elle offre la possibilité d'évaluer les influences de la posture sur la qualité de la marche. Il reste néanmoins à adapter la mise en œuvre et valider les outils disponibles au contexte avant de les exploiter en pratique clinique. Il s'agit notamment d'explorer et de décrire les paramètres utilisables et si possible d'en obtenir les valeurs de référence.

1.2 Bipédie humaine

1.2.1 Posture érigée

La définition de la posture est variable, elle sera limitée ici à une station érigée bipodale. Dans cette position le sujet maintient un équilibre stable avec un travail musculaire minimal [26]. Cet équilibre est obtenu autour d'une ligne verticale qui est médiane dans le plan frontal et qui descend du tragus vers l'articulation de médio-tarsienne dans le plan sagittal. Cette ligne d'équilibre croise la courbure rachidienne en regard de la charnière dorso-lombaire et passe juste en avant de S2. Elle passe également à proximité de l'axe de rotation coxo-fémorale et de l'axe de flexion fémoro-tibiale. Elle reste 2 à 3 cm antérieure à l'articulation tibio-talienne [27]. Dans cette configuration, l'équilibre est maintenu grâce à un travail économique des muscles spinaux et abdominaux ainsi que des muscles fléchisseurs des hanches, des genoux et des chevilles [23]. En réalité, le maintien de cette posture nécessite quelques ajustements qui se traduisent par des bouffées brèves d'activité électrique électromyographiques [28]. Le triceps sural est un des seuls éléments à présenter une activité continue de vigilance pour stabiliser les genoux et surtout les chevilles [29]. Cet équilibre économique vise à limiter la dépense énergétique globale qui devient à peine supérieure à celle d'un sujet couché [8].

Évidemment, ce concept physiologique n'est réalisable que lorsque la structure architecturale musculosquelettique offre des performances compatibles. Les perturbations morphologiques notamment rachidiennes engagent des stratégies adaptatives musculaires en cascade davantage consommatrices d'énergie [25,30].

1.2.2 Marche normale

La marche, comme tout phénomène physiologique, présente des variations interindividuelles [8]. Comme la plupart des paramètres biologiques, les paramètres de la marche sont soumis à des variations de distribution d'allure gaussienne. Il apparaît ainsi difficile d'établir la description d'une marche normale. Cette norme est le résultat de l'étude de populations de sujets sains habituellement définis par l'absence d'antécédent ou d'affection susceptible de perturber la marche. Il existe également des variations qui peuvent présenter des fluctuations d'un jour à l'autre pour un même sujet et, malgré des conditions d'étude identique, varier jusqu'à 10 % pour la vitesse de marche ou 20 % pour certaines amplitudes articulaires [31].

Les conditions dans lesquelles se déroulent les études sont donc susceptibles d'influencer les résultats. Les sujets peuvent adopter une allure naturelle correspondant à la marche dite « confortable » ou adopter une marche rapide si nécessaire. Le port de chaussures peut intrinsèquement augmenter la vitesse de marche de près de 10 % par rapport à un enregistrement pieds nus. De fait, ces facteurs peuvent expliquer la disparité des valeurs supposées normales dans la littérature [26].

Fréquemment, les termes de « pas antérieur » ou de « pas postérieur » voire de « pas pelvien » sont utilisés. Cette description provient de l'observation visuelle de la marche. La distinction entre les « pas antérieurs » et « postérieurs » correspond aux événements se déroulant en avant ou en arrière de la ligne gravitaire verticale appliquée au bassin. Le « pas pelvien » représente la fraction de la progression assurée grâce aux mouvements de la ceinture pelvienne.

1.2.3 Description fonctionnelle de la marche

La marche se définit sur le plan biomécanique comme un ensemble de rotations segmentaires des membres inférieurs aboutissant à un mouvement de translation du corps [26].

La locomotion est régie par une alternance d'appuis et se distingue de la course par le fait qu'à tout moment un pied garde contact avec le sol. Cette alternance est appelée, dans la littérature, cycle de marche [32]. Le déroulement du cycle de marche suit un schéma type, (Figure 3) découpé en événements élémentaires [33]. Il est usuel de segmenter ce cycle en pourcentage de son déroulement complet dans le temps.

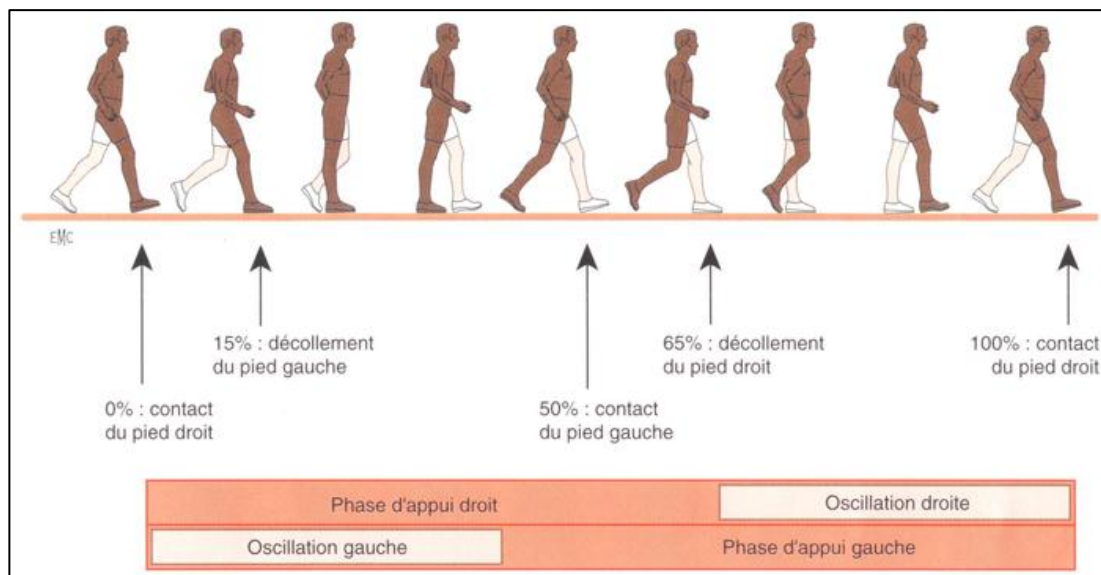


Figure 3 : Cycle normal de la marche

1.2.4 Analyse cinématique de la marche

Les paramètres cinématiques de la marche caractérisent les mouvements mis en jeu dans les différents plans de l'espace, sans se préoccuper des forces à leurs origines. L'analyse cinématique de la marche évalue donc les trajectoires des différents segments corporels, leurs mouvements, leurs angles et leurs variations en fonction du

temps, ainsi que les vitesses et accélérations linéaires et angulaires [32,34]. Plusieurs systèmes de mesure existent, plus ou moins simples et coûteux. Les accéléromètres permettent l'étude des mouvements en disposant par un système de sangles l'accéléromètre sur un point précis du corps [35]. L'intégration en fonction du temps des signaux sur les trois axes fournit les composantes 3D de la vitesse du point considéré et une seconde intégration fournit les composantes de son déplacement dans l'espace. Cette méthode est simple et très sensible, mais ne permet d'étudier la cinématique que d'un seul point [36]. Pour étudier un déplacement articulaire, il faut au moins deux accéléromètres, un sur chaque segment adjacent, ce qui génère de grandes difficultés de calage et de définition géométrique du système.

Les goniomètres permettent la mesure du mouvement d'une articulation (mesure des angles articulaires et de leurs variations au cours du mouvement) par l'intermédiaire d'un capteur fixé par des sangles sur les segments adjacents. L'avantage des goniomètres est de permettre facilement la mesure d'une composante principale du mouvement, surtout si elle est de grande amplitude, comme par exemple la flexion-extension du genou.

L'étude de mouvements complexes nécessite l'utilisation de systèmes optoélectroniques. Ils permettent, une étude quantifiée du mouvement avec la mesure des amplitudes, des fréquences et des positions des différents segments du corps utilisant le principe de la stéréophotogrammétrie [29,32]. Ils permettent la reconstruction tridimensionnelle de la trajectoire de mires réfléchissant la lumière infra-rouge, collées sur la peau du sujet observé (Figure 4).

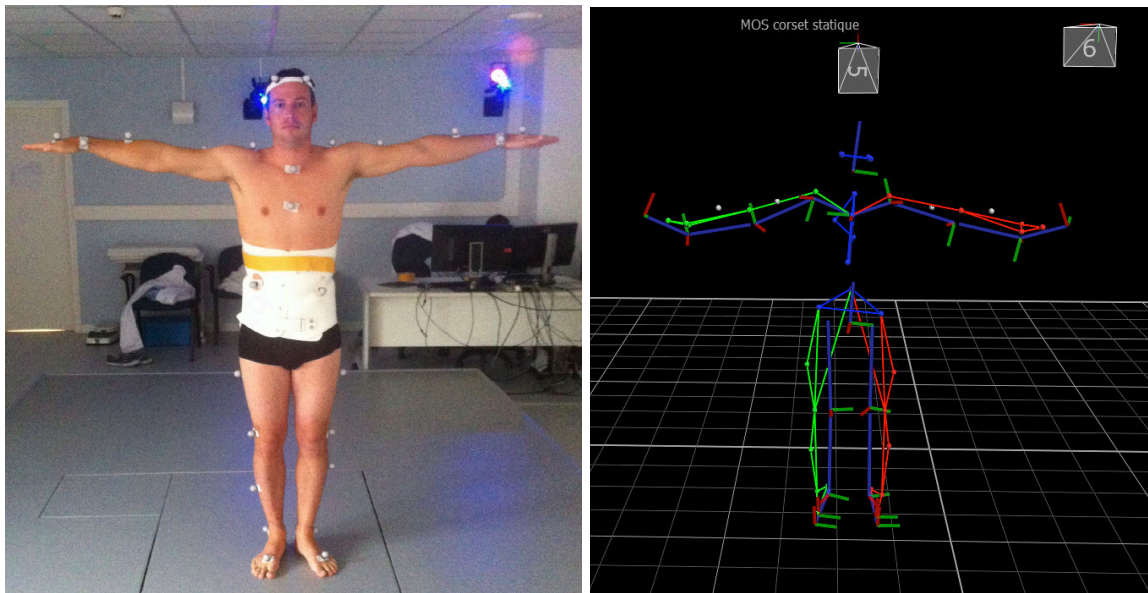


Figure 4 : *Disposition des mires repérées par des caméras infrarouges*

Les mires réfléchissantes sont repérées par des caméras numériques équipées d'une couronne de lampes émettrices de lumière stroboscopique infrarouge, dont la position et l'orientation dans l'espace sont définies et connues. A partir des images reçues par au moins deux caméras, il est possible de calculer les coordonnées spatiales des mires au cours du temps (Figure 4). A partir des coordonnées spatiales d'au moins trois mires placées sur un segment de membre, il est possible de calculer les six composantes élémentaires (trois translations et trois rotations) du déplacement dans l'espace de ce segment au cours du temps. La comparaison des déplacements de deux segments adjacents permet de calculer la mobilité de l'articulation qui les réunit. Ces systèmes ont pour avantage de ne provoquer aucune gêne au mouvement, et apportent des données plus complètes dans les trois plans de l'espace, à la fois sagittales (angulation du bassin, angle de flexion-extension de hanche, de genou et cheville), frontales (oscillation du bassin, angle d'abduction-adduction de hanche) et horizontales (rotation du bassin, rotation des segments jambiers).

Par convention, d'un point de vue cinématique, le cycle commence lors de la prise de contact au sol du talon droit (Figure 5). Le pied entre en contact avec le sol par le talon, suivi du bord externe du pied et de la tête des cinq métatarsiens et des orteils : c'est le déroulement du pas du talon à la pointe qui est accompagné d'une verticalisation de la jambe [33]. Il s'agit de la première « phase de double appui » (« *double support* » pour les Anglo-Saxons), les deux pieds sont en contact avec le sol. Elle survient entre 0 à 15% du cycle de marche. L'évolution angulaire de la hanche, du genou et de la cheville d'un membre est analysable de manière concomitante (Figure 6). Pendant cette première phase de double appui, la cheville passe de la dorsiflexion à une position neutre [33]. Au moment du poser du pied, le genou est en extension et va se fléchir légèrement pour amortir le choc du poser du pied. La hanche fléchie va tendre vers l'extension.

Le pied arrière quitte ensuite le sol et la première phase d'appui unipodal va commencer pour durer de 15 à 50% du cycle de marche. Seul le pied droit est au sol, en « phase unipodale » (« *stance phase* »), le membre inférieur gauche est en « phase d'oscillation » (« *swing phase* »). La cheville va être en dorsiflexion, et le genou et la hanche vont s'étendre durant toute cette phase. Puis le talon du pied oscillant va venir contacter le sol marquant le début de la deuxième phase de double appui entre 50 et 65% du cycle de marche. La cheville se met alors en flexion plantaire maximale, la hanche amorce une flexion et le genou va se fléchir rapidement. La deuxième phase d'appui unipodal va commencer avec le lever du talon, allant de 65 à 100% du cycle de marche. La cheville va être en dorsiflexion pendant toute l'avancée du membre empêchant le pied de traîner sur le sol. Le genou va se fléchir pour l'avancée du membre puis s'étendre totalement. La hanche du membre oscillant va donc se fléchir pour passer le membre vers l'avant [31]. Le « pas » (« *step* ») est le plus souvent défini

par l'intervalle entre le contact d'un talon et le contact du talon controlatéral.
 « L'enjambée » (« *stride* ») correspond à la longueur parcourue au cours d'un cycle complet, associant un pas droit et un pas gauche [26].

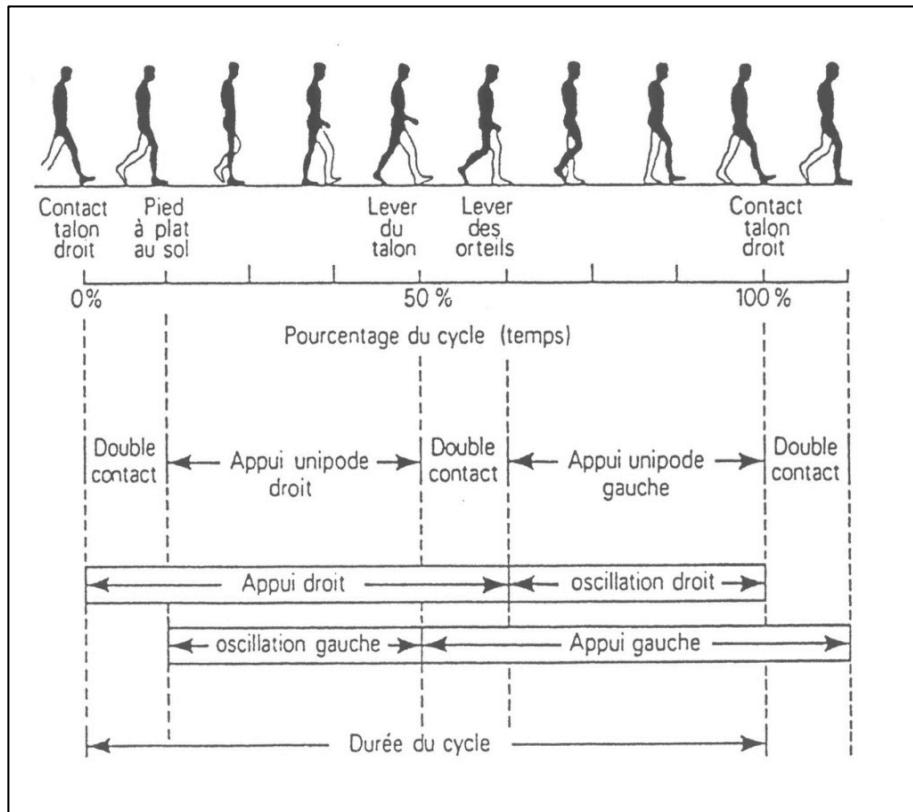


Figure 5 : Le cycle de marche

Un cycle de marche se définit par la succession, d'une phase d'appui et d'une phase d'oscillation dont les durées représentent respectivement 60 et 40% du cycle, la durée de la phase de double appui étant d'environ 10% [37]

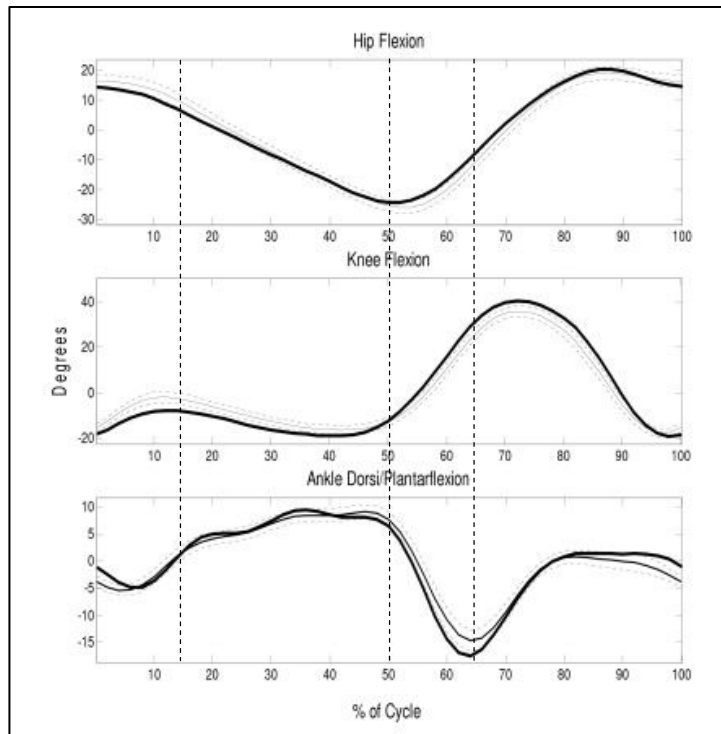


Figure 6 : Evolution des angles articulaires au cours d'un cycle de marche

Articulation de la hanche (en haut), du genou (au milieu) et de la cheville (en bas).

Les trois lignes verticales pointillées représentent respectivement la fin de la première phase de double appui avec le lever du pied, le poser du pied avec le début de la deuxième phase de double appui et le lever du pied avec le début de la deuxième phase unipodale [32]

De nombreux dispositifs sont donc disponibles pour permettre l'étude de la marche sous différents aspects. Les moyens les plus répandus peuvent être classés selon la nature des informations fournies : mesure des variables spatio-temporelles (longueur et durée du pas, cadence, vitesse, etc.), analyse accélérométrique, analyse des forces mises en jeu, podoscopie et électromyographie [38].

Dans notre travail, le système optoélectronique Vicon® a permis la mesure 3D en temps réel de marqueurs positionnés sur le corps des sujets étudiés.

Ce système fonctionne à l'aide d'au moins 6 caméras stroboscopiques infrarouges préalablement calibrées qui n'entraînent aucune limitation dans les mouvements. Les sujets sont équipés de mires réfléchissantes qui correspondent à des sphères de 14 mm de diamètre. Elles sont disposées selon une procédure standardisée au laboratoire et fixées avec de l'adhésif hypoallergénique. L'enregistrement des trajectoires des mires permet d'étudier le mouvement des segments corporels sur lesquels elles sont fixées. Les oscillations du bassin, ou le mouvement des articulations, ainsi que leur vitesse et leur accélération sont alors calculables. Une reconstruction tridimensionnelle du schéma de marche est également possible (Figure 7).

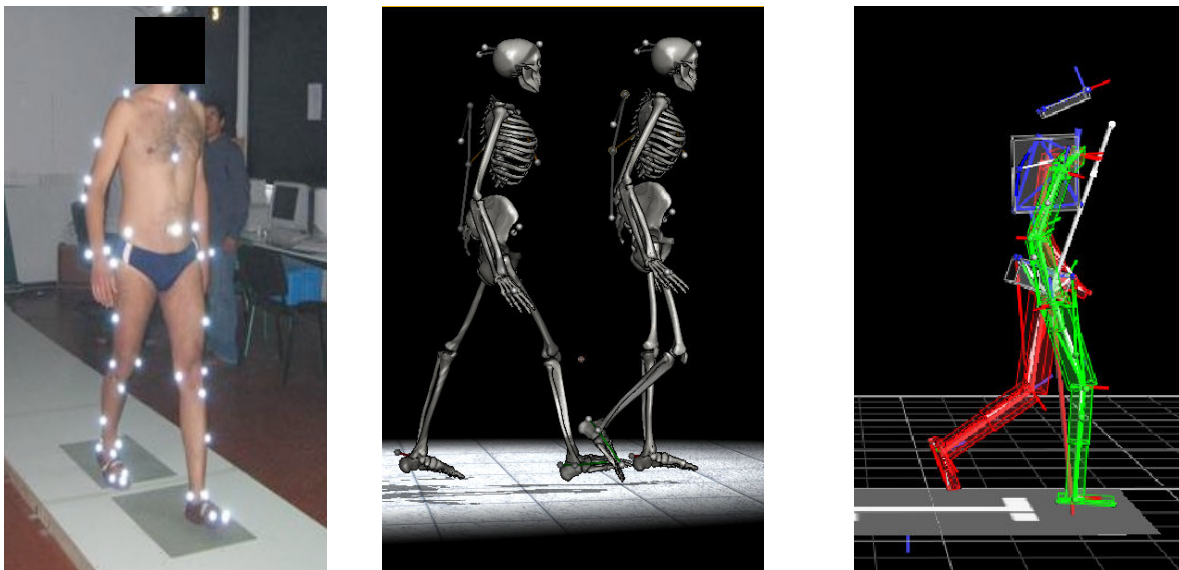


Figure 7 : Modélisation tridimensionnelle de la marche

1.3 Statique posturale rachidienne

1.3.1 Analyse clinique

Le système postural qui situe l'individu dans son environnement est un système automatique et inconscient. Il vise à maintenir une position érigée et un regard horizontal au prix d'une consommation énergétique optimale [5]. La régulation posturale intègre des signaux extérieurs perçus par des capteurs sensoriels (visuels, vestibulaires, épicrotiques...) et des signaux internes perçus par des systèmes proprioceptifs.

Des anomalies peuvent apparaître en cas de défaut d'intégration de ces signaux ou de défaut de contrôle des efférences motrices régulant la posture. Elles peuvent plus simplement être liées à des déformations architecturales rachidiennes, pelviennes, voire sous-pelviennes.

La description morphologique doit comporter un temps statique pendant lequel le sujet est observé de profil. En situation d'équilibre sagittal convenable les conduits auditifs externes doivent se positionner à l'aplomb des grands trochanters. Pour y parvenir, un individu peut superposer des courbures lombaire, thoracique et cervicale plus ou moins amples [11]. Parfois visible spontanément, ce phénomène est mieux apprécié par un bilan morphostatique comprenant la mesure des flèches sagittales [39]. La méthode de mesure implique l'utilisation d'un fil à plomb maintenu au-dessus de C7 et appliqué verticalement sur le premier point de tangence rachidien. Il s'agit de renseigner la localisation de ce point de tangence (thoracique, sacré...). La flèche de C7 et les flèches thoracique et lombaire correspondent aux distances orthogonales mesurées entre le fil à plomb et les processus épineux concernés (Figure 8).

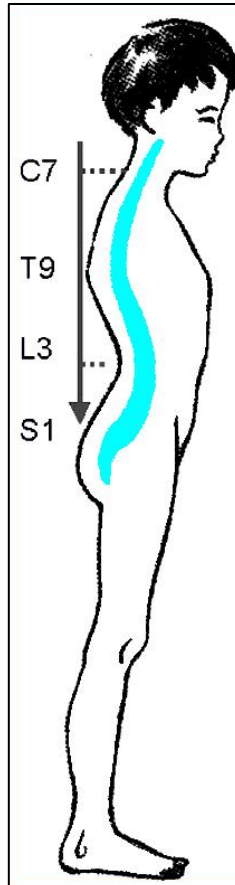


Figure 8 : Flèches sagittales

L'observation du bassin et du secteur sous-pelvien doit rechercher des éléments de compensation d'une éventuelle gîte antérieure. Celle-ci peut comporter une rétroversion pelvienne, une hyperextension de hanche voire d'un flessum de genou [14].

L'examen doit également intégrer un temps dynamique, à la marche par exemple. La déformation sagittale rachidienne n'est pas toujours architecturale. Certains patients présentent des troubles posturaux dynamiques par fatigabilité liés à des pathologies musculaires, neuro-musculaires ou neuro-dégénératives. Celles-ci intègrent les syndrômes camptocormiques [40]. D'autres, développent une déformation fonctionnelle sous la forme d'une inflexion antérieure réductible. Il s'agit typiquement

des patients souffrant de sténose canalaire lombaire qui soulagent leurs symptômes par délordose lombaire sans recrutement de mécanismes de compensation [41].

1.3.2 Analyse radiologique

L'analyse de l'équilibre sagittal tient actuellement une place importante dans la description et le traitement des pathologies rachidiennes. Plusieurs travaux ont établi des paramètres définissant la forme du bassin et du rachis ainsi que leurs valeurs physiologiques [9–11,42].

1.3.2.1 Principes fondamentaux

Le maintien de la posture érigée est assuré par une étroite relation entre le bassin et les courbures du rachis lombaire, thoracique et cervical. L'étude de l'équilibre sagittal correspond à l'analyse de l'ensemble des paramètres rachidiens, pelviens et d'équilibre global, avec le centre du corps de la 7^{ème} vertèbre cervicale souvent utilisé comme point de référence par rapport à un point du plateau sacré. Vialle, Guigui, Roussouly et Mac-Thiong ont analysé ces paramètres de l'équilibre sagittal du rachis sur des cohortes plus ou moins larges de sujets asymptomatiques [9,11,42,43]. Ils montrent une grande dispersion des valeurs des paramètres pelvi-rachidiens.

Le traitement des pathologies rachidiennes implique une considération de ces différents paramètres. La disponibilité de ces données et leurs relations doivent permettre de mieux définir les objectifs thérapeutiques.

1.3.2.2 Paramètres pelviens

La pelvimétrie définie par Duval-Beaupère a permis d'identifier la géométrie morphologique et positionnelle du bassin [44]. La forme du bassin et sa version autour

des têtes fémorales jouent un rôle prépondérant dans la détermination de l'équilibre sagittal du rachis sus-jacent.

L'incidence pelvienne (IP) correspond à l'angle formé par la droite passant par le centre des têtes fémorales et le milieu du plateau sacré et par la droite perpendiculaire au plateau sacré passant par le centre de ce dernier (Figure 9). Compte tenu de la rigidité osseuse du bassin, le positionnement du plateau sacré par rapport aux têtes fémorales ne varie pas après la fin de la croissance. Par conséquent il s'agit d'un paramètre morphologique constant pour un individu adulte.

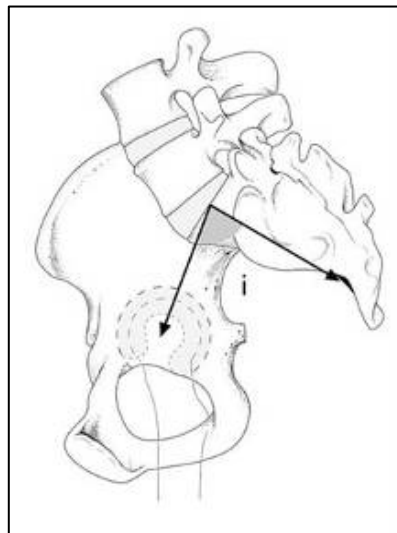


Figure 9 : Angle d'incidence pelvienne

La version pelvienne (VP) correspond à l'angle formé par la verticale et par la droite passant par le centre des têtes fémorales et le centre du plateau sacré (Figure 10). Le bassin peut osciller autour de l'axe bi-coxofémoral. En antéversion, les têtes fémorales sont déportées vers l'arrière et la version pelvienne se réduit. En rétroversion, les têtes fémorales sont antériorisées et la version pelvienne augmente. Il s'agit donc d'un

potentiel mécanisme de compensation de déséquilibre sagittal du rachis permettant de ramener les têtes fémorales sous la charnière cervico-thoracique.

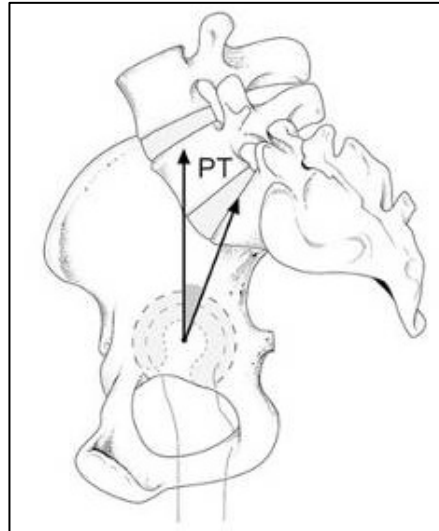


Figure 10 : Angle de version pelvienne

La pente sacrée (PS) correspond à la direction du plateau sacré par rapport à l'horizontale (Figure 11). Il s'agit comme pour la version pelvienne d'un paramètre positionnel et non morphologique.

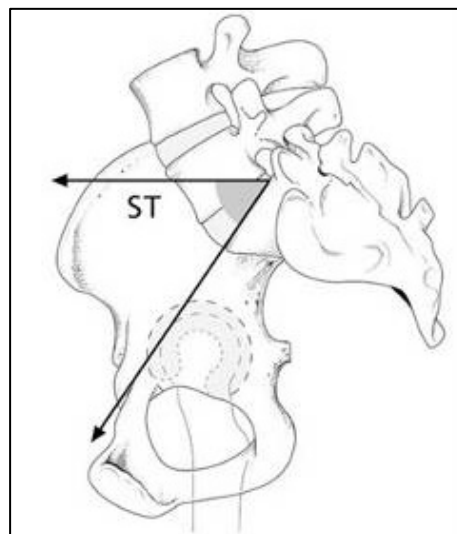


Figure 11 : Angle de pente sacrée

Ces trois angles sont liés par la relation : $IP = VP + PS$

Le paramètre morphologique du bassin est donc égal à la somme des deux paramètres positionnels (Figure 12). Ces deux derniers sont inversement proportionnels, par conséquent lorsque la VP augmente la PS diminue.

Par ailleurs, l'incidence pelvienne varie d'un individu à l'autre et les paramètres positionnels sont limités par sa valeur. Ils pourront, en valeur absolue, être plus importants pour des individus à forte incidence pelvienne. En d'autres termes un individu à faible incidence pelvienne a des capacités d'adaptation moindres, notamment en termes de rétroversion du bassin [11].

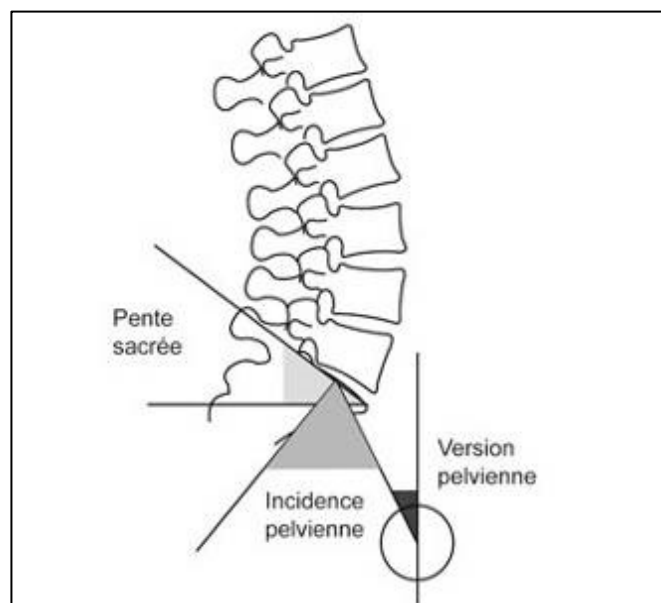


Figure 12 : $IP = PS + VP$

Plusieurs travaux sur de larges cohortes de sujets sains ont permis de définir des valeurs de référence (Tableau 1).

Tableau 1 : Paramètres sagittaux pelviens et rachidiens de sujets asymptomatiques

Auteurs	IP	VP	PS	LL	LLM	CT	CTM	SSA	L3L4	L4L5	L5S1
Legaye	53,2	11,9	41,0	57,4		45,0					
Stagnara			41,0		50,0		37,0		12,0	23,0	21,0
Vialle	54,7	13,2	41,2	43,0	60,2	40,6	41,2		13,0	24,6	23,3
Roussouly	50,6	11,1	39,6		61,2		46,3	134,7			
Berthonnaud	51,8	12,1	39,7	42,7		47,5					
Roussouly	51,9	12,0	39,9		61,4		46,4				
Vaz	51,7	12,3	39,4	46,5		46,3					
Gelb					64,0		48,0		14,0	25,0	24,0
Mac thiong	52,4	12,7	39,8					130,4			
Guigui	55,0	13,0	42,0		61,0		41,0		12,9	24,6	23,3

IP = incidence pelvienne ; VP = version pelvienne ; PS = pente sacrée ; LL = lordose lombaire ; LLM = lordose lombaire maximale ; CT = cyphose thoracique ; CTM = cyphose thoracique maximale ; SSA= spino sacral angle ; L3L4, L4L5, L5S1 = lordoses segmentaires. Valeurs exprimées en degrés.

1.3.2.3 Paramètres rachidiens

Les courbures cyphotiques et lordotiques sont mesurées sur la radiographie de profil selon la méthode de Cobb. Classiquement, les limites de la lordose lombaire sont anatomiques : du plateau supérieur de T12 au plateau inférieur de L5. En réalité, elles correspondent à une zone du rachis en extension et ne sont pas circonscrites aux strictes limites anatomiques (Figure 13). Effectivement, dans une population témoin, Roussouly *et al.* ont constaté que la zone d'inflexion lombaire proximale pouvait s'étendre au-delà ou en deçà de T12 [11]. Le terme de lordose lombaire maximale (LLM) a alors été employé. La limite inférieure est donnée par le plateau sacré, la limite supérieure est le point où le rachis s'infléchit en cyphose.

Les mêmes principes sont applicables à la courbure thoracique concave en avant pour obtenir la cyphose thoracique maximale (CTM) [11]. Par convention, les angles de lordose sont affectés d'un signe positif et ceux de cyphose sont négatifs.

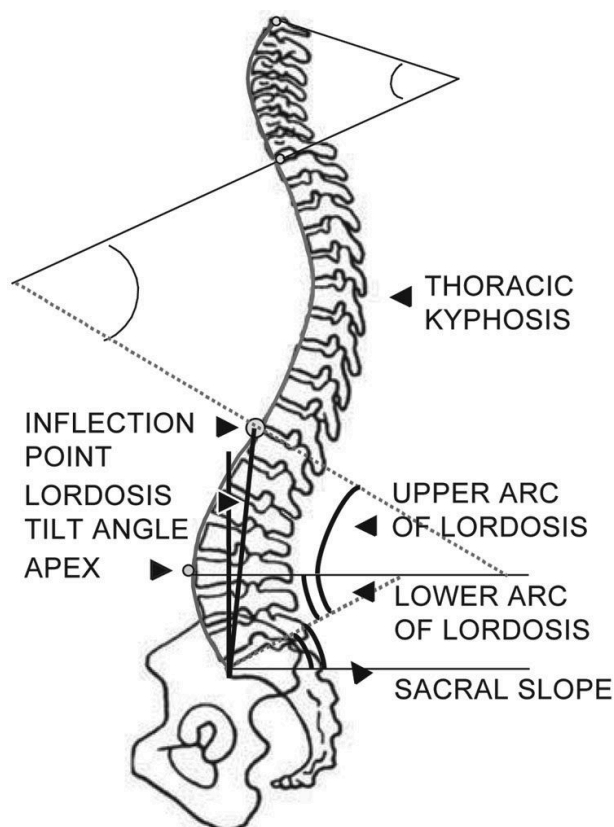


Figure 13 : Point d'inflexion délimitant lordose et cyphose maximales (LLM – CTM)

Gelb, Guigui ainsi que Roussouly *et al.* rappellent l'existence d'une variation de la cyphose thoracique et de la lordose lombaire en fonction de l'âge [11,42,45]. Le fait le plus communément admis est la diminution de la lordose lombaire avec le temps.

La gîte sagittale T9 est l'angle entre la verticale et la droite unissant le centre du corps vertébral de T9 et le milieu des deux têtes fémorales (Figure 14). Elle est selon Duval-Beaupère, corrélée à la position de l'axe de gravité de la partie supérieure du corps, supportée par les deux têtes fémorales [44]. Par convention, elle est affectée d'un signe négatif lorsque la verticale passant par le centre de la vertèbre T9 se projette en arrière des têtes fémorales. Ce paramètre, essentiellement utilisé par des auteurs français, présente la limite de ne pas intégrer l'ensemble du secteur thoracique.

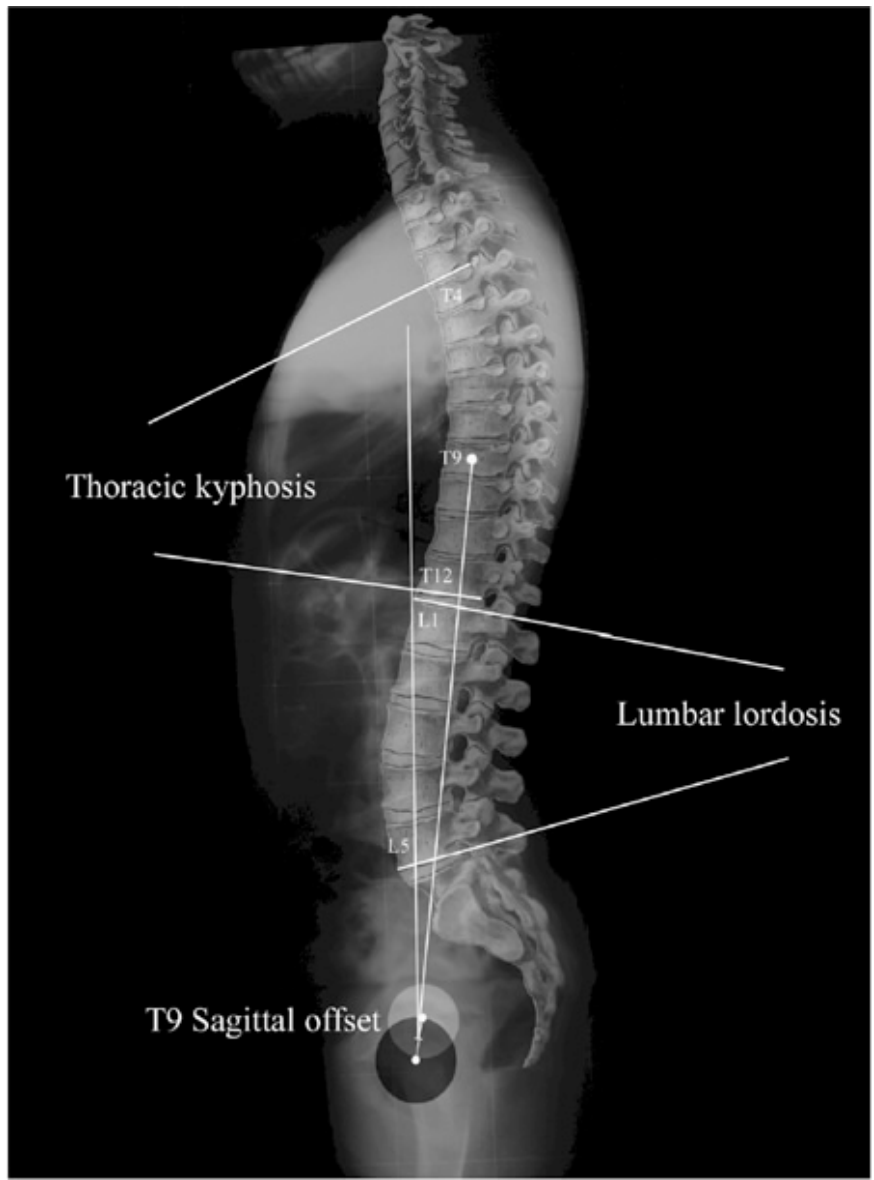


Figure 14 : Paramètres sagittaux rachidiens - Gîte sagittale de T9

L'axe vertical sagittal (SVA) est le paramètre de référence, dans la littérature nord-américaine actuelle, pour la description de l'équilibre sagittal global du rachis [46–48]. Il est défini par la distance correspondant à la projection de l'aplomb de C7 par rapport au bord postéro-supérieur du plateau sacré (Figure 15). Sa valeur moyenne dans une population de témoins est $0,5 \text{ cm} \pm 2,5$ [46]. Elle est positive lorsque C7 se projette en avant du sacrum, négative en arrière.

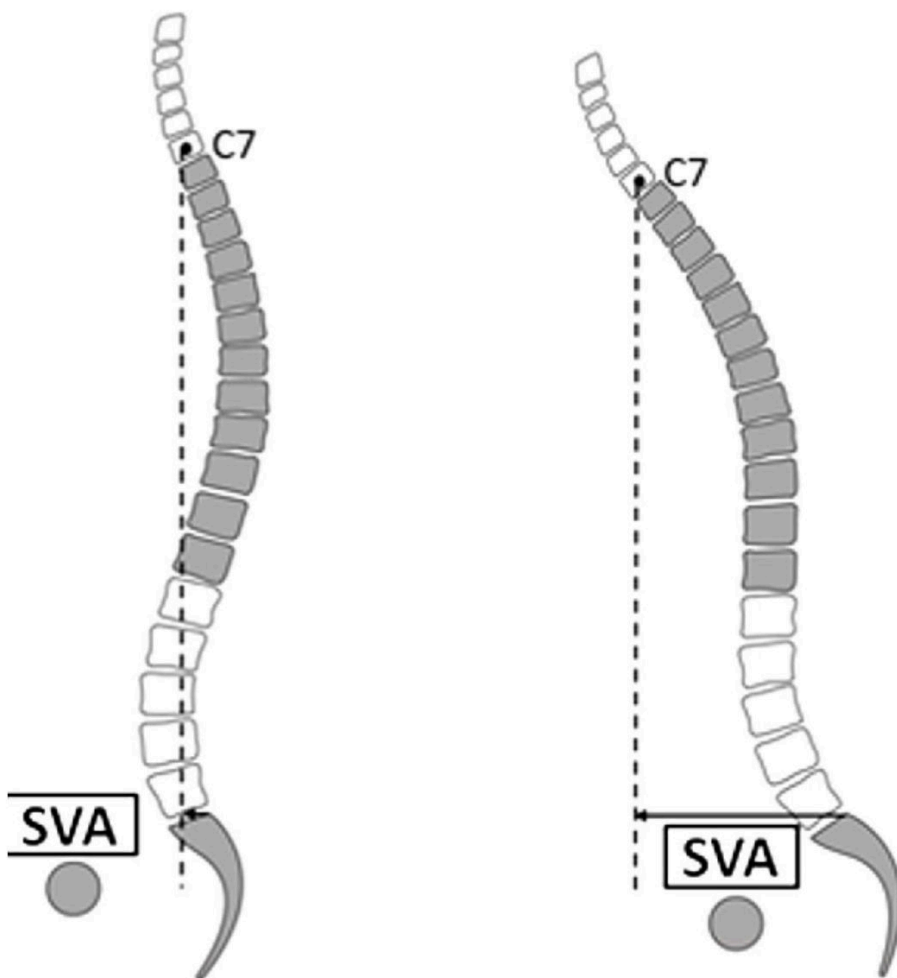


Figure 15 : Équilibre sagittal global évalué selon la SVA

Pour éviter de mesurer des distances, il est possible de mesurer des angles. L'angle spino-sacré (SSA) est défini par l'angle entre la droite menée du centre du corps vertébral de C7 au milieu du plateau de S1 et la direction du plateau sacré (Figure 16) [14]. Pour les rachis équilibrés, cet angle présente une corrélation très forte avec l'angle de la pente sacrée ($r = 0,91$; $p < 0,001$). Ils sont liés selon le modèle de régression suivant : $SSA = 0,96PS + 97^\circ$. En réalité, il s'agit presque d'un paramètre composite incluant la PS. La valeur moyenne du SSA dans une population asymptomatique est $135^\circ \pm 8$.

La gîte sagittale de C7 (GSC7) est l'angle formé par la droite joignant le centre du corps de C7 et le milieu du plateau sacré, avec la ligne verticale de référence. Sa valeur est positive lorsque C7 se projette en avant du milieu du plateau sacré, négative en arrière (Figure 16) [9].

Le rapport d/D est le rapport de distance de la verticale de C7 et des têtes fémorales par rapport au coin postéro-supérieur de S1 [6]. Il reflète l'équilibre global du rachis et permet de s'affranchir des unités de mesure linéaire puisqu'il s'agit d'un rapport. En situation d'équilibre, la verticale de C7 est généralement située à l'aplomb du coin postéro-supérieur du plateau sacré. Sa valeur moyenne chez les sujets sans pathologie rachidienne est : $0,9 \pm 1$. Sa valeur est négative lorsque C7 est en arrière du sacrum, elle est nulle lorsque C7 est à l'aplomb du coin postéro-supérieur de S1, elle est égale à 1 lorsque C7 est à l'aplomb des têtes fémorales et supérieure à 1 lorsque C7 est en avant des têtes fémorales (Figure 16).

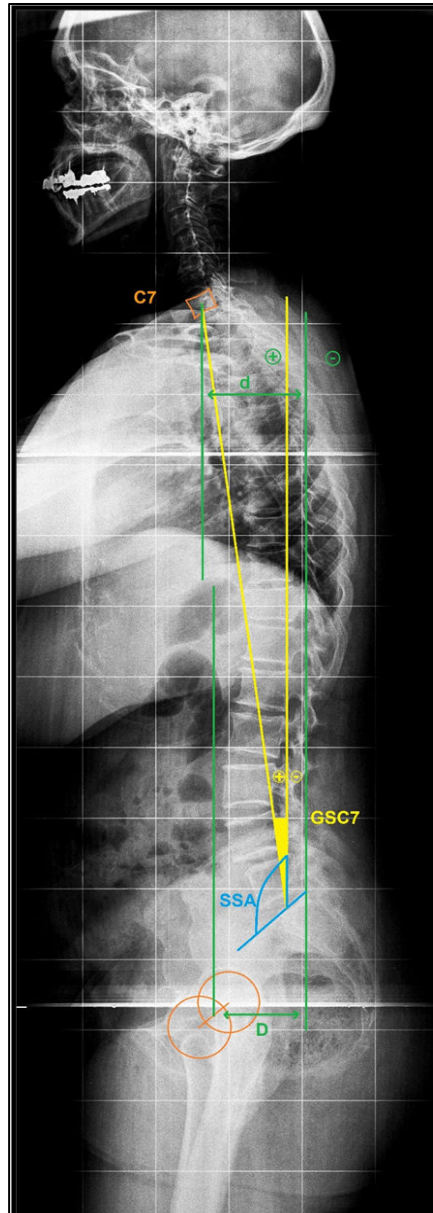


Figure 16 : Equilibre sagittal évalué selon GSC7 - SSA - Rapport d/D

Plus récemment, la description par Le Huec *et al.* de l'ODontoïde – Hip Axis angle (ODHA) vise à intégrer dans l'analyse les paramètres de compensation propres au rachis cervical et au pelvis [49,50]. Il s'agit de l'angle formé entre la verticale et la droite abaissée du point le plus crânial de l'odontoïde au centre des têtes fémorales (Figure 17). Cet angle est considéré par certains comme le plus efficient pour la description de l'équilibre pelvirachidien global [49].

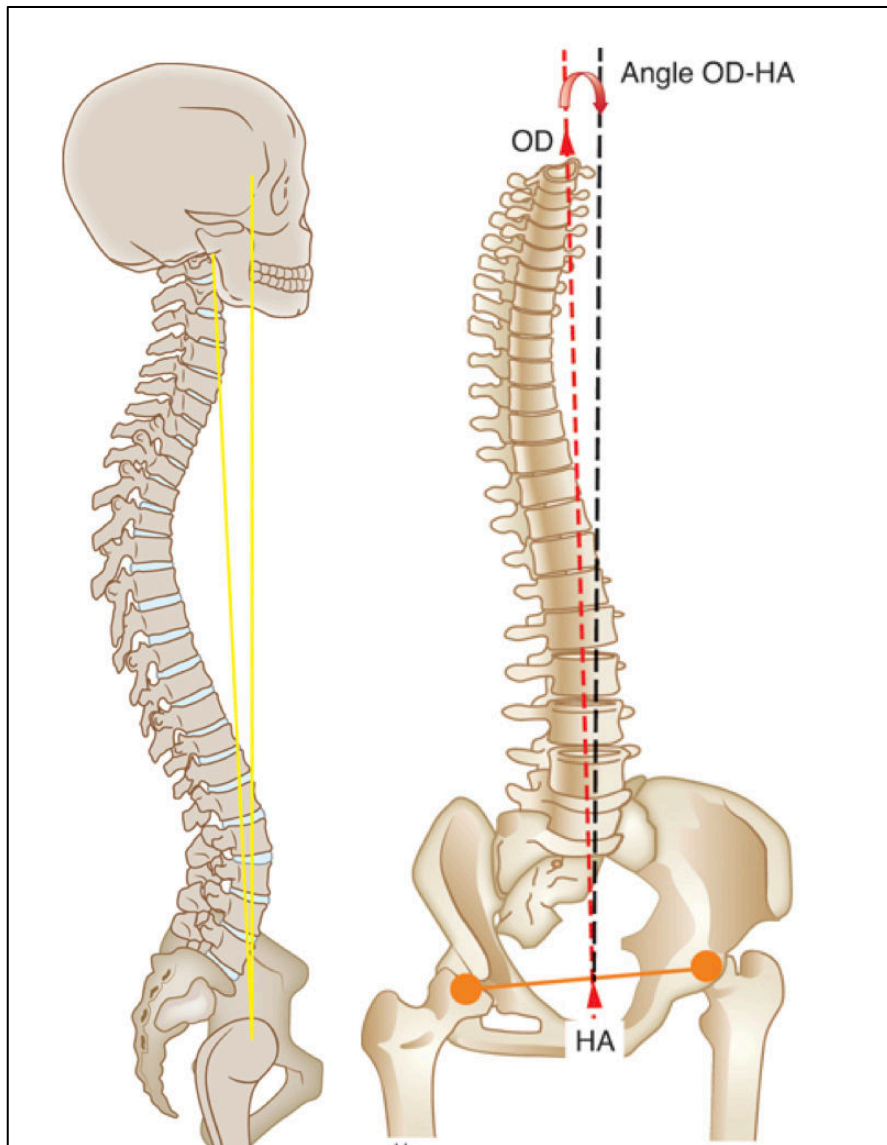


Figure 17 : Equilibre sagittal évalué selon ODontoïde – Hip Axis angle

1.3.2.4 Relations entre les différents paramètres

During *et al.* en 1985, avancent l'hypothèse qu'une posture normale de profil ne peut se définir simplement par la valeur absolue d'un des paramètres pelvi-rachidiens mais plutôt par les relations existant entre certains de ceux-ci [51].

Une combinaison linéaire entre l'incidence pelvienne, la pente sacrée et la lordose lombaire a été confirmée par Guigui *et al.* en 2003 [42]. La version pelvienne et la cyphose thoracique ont alors été décrites comme des facteurs d'adaptation.

Des équations de régression sont établies à partir d'une cohorte de 250 volontaires sains (Tableau 2) dans le but de mieux analyser les troubles de la statique antéro-postérieure et surtout de mieux quantifier les corrections à effectuer lors du traitement de celle-ci.

Tableau 2 : Inter-relation entre les paramètres angulaires [42]

Cohorte	Modèle de régression	r	R2
250 volontaires sains	PS = 7,4 + 0,63 IP	0,81	0,66
	LLM = -16,7 – 1,04 PS	0,84	0,74
	LLM = -0,9 -1,1 IP + 1,1 VP -0,37 CTM	0,90	0,80
	IP = 2,7 + 0,08 GST9 + 0,86 PS + 1,02 VP	0,98	0,97
	-0,074 LLM – 0,034 CTM VP = -7 + 0,37 IP	0,66	0,44

CTM : cyphose thoracique maximale ; LLM : lordose lombaire maximale ; GST9 : gîte sagittale T9 ; PS : pente sacrée ; IP : incidence pelvienne ; VP : version pelvienne.

Une classification selon 4 types de lordoses lombaires en fonction des angles de pente sacrée est apportée par Roussouly *et al.* [11], en s'appuyant sur la forte corrélation existante entre ces 2 paramètres ($R = 0,78$; $p < 0,001$) (Figure 18). Si la corrélation entre l'incidence pelvienne et l'angle de lordose lombaire reste significative ($R = 0,60$; $p < 0,001$), ces auteurs préfèrent rapporter l'incidence à un type de lordose.

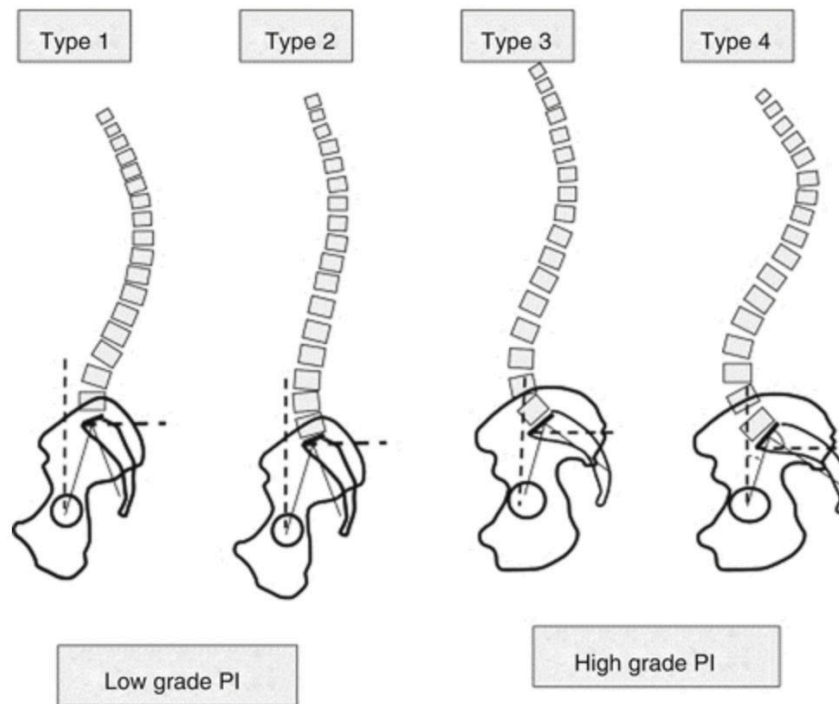


Figure 18 : Classification de Roussouly en 4 profils physiologiques [11]

1.3.2.5 Équilibre sagittal pelvi-rachidien

De la position de la charnière cervico-thoracique par rapport au bassin dépend l'aplomb céphalique et le comportement du rachis cervical. Ainsi l'axe vertical sagittal a une norme comprise dans l'intervalle de $0,5 \text{ cm} \pm 2,5$. Un rachis est considéré en déséquilibre antérieur lorsque la SVA dépasse 3 cm (Figure 19). Il est négatif s'il reste en arrière du sacrum [27,46].

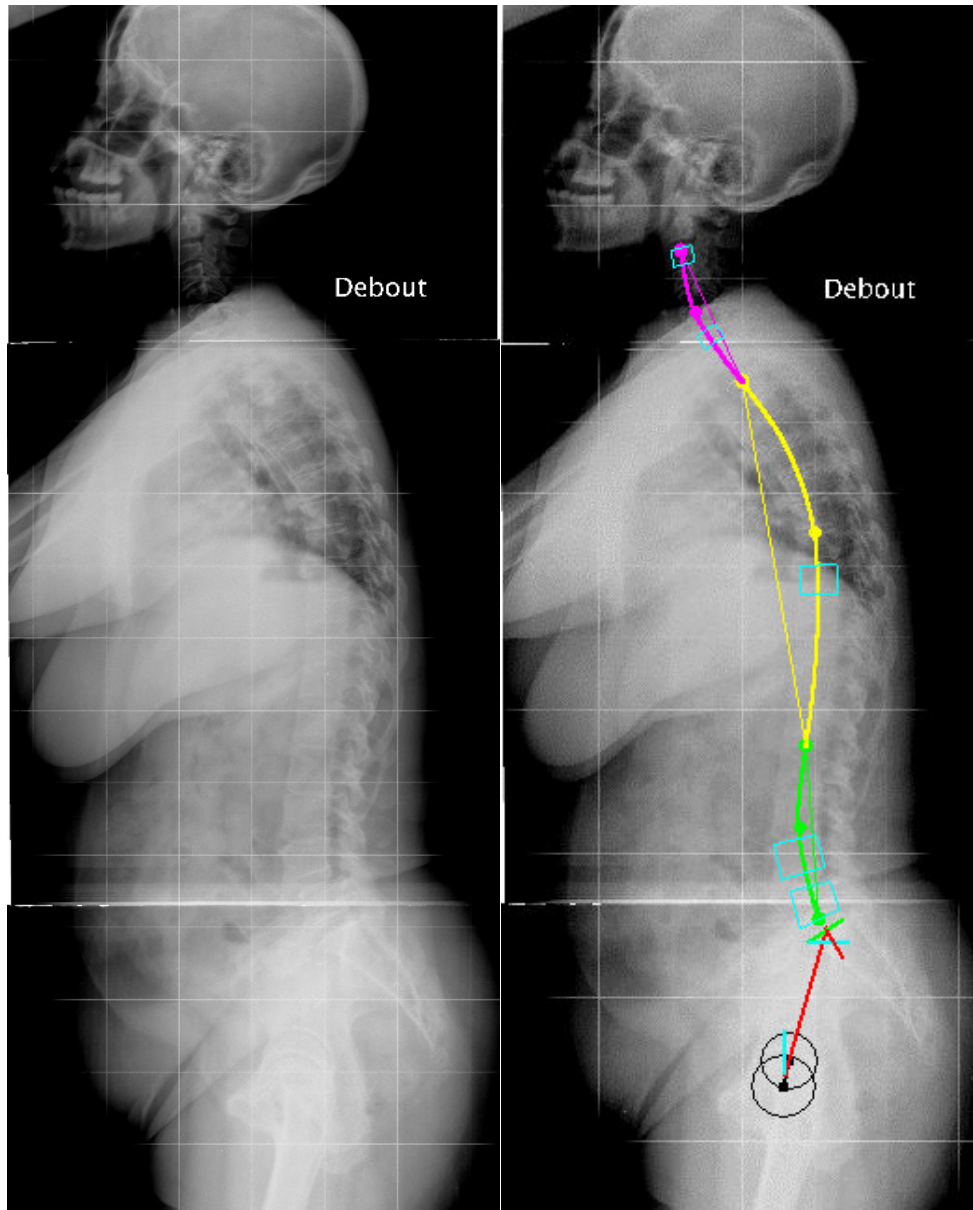


Figure 19 : Situation de déséquilibre antérieur

(SVA = 92mm)

L'analyse des paramètres d'adaptation que sont la version pelvienne et la cyphose thoracique, doit affiner l'étude sagittale des patients, notamment pour ceux qui sont en situation d'équilibre global conservé. Pour compenser une tendance au déséquilibre antérieur, la version pelvienne augmente et la cyphose thoracique diminue [14].

Lorsque les valeurs de ces 2 paramètres ne dépassent pas les limites du corridor à 2 écarts types (Tableau 2) la situation correspond à un équilibre « compensé » (Figure 20)

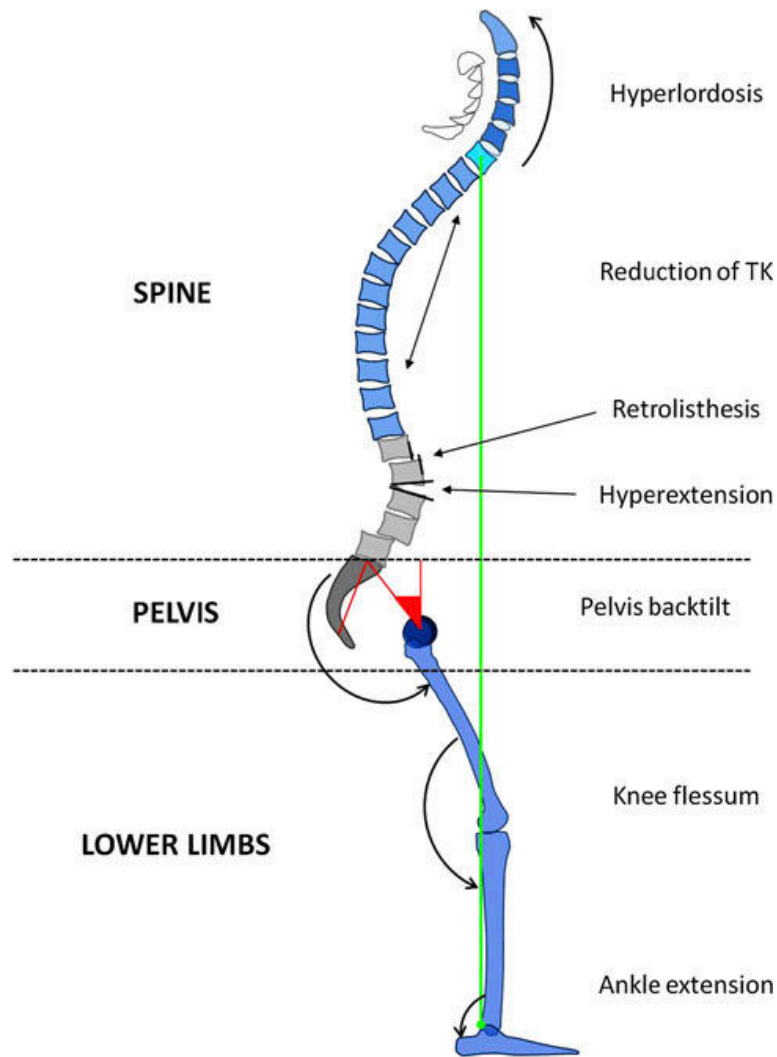


Figure 20 : Mécanismes de compensation de l'équilibre sagittal [14]

1.4 Outils d'analyse posturale dynamique

Le comportement dynamique du rachis et ses conséquences sur l'équilibre de la marche ne sont habituellement pas considérés dans l'évaluation des déformations rachidiennes. Cependant, le tronc n'est pas un passager passif véhiculé par les membres inférieurs. Le rachis participe activement au contrôle de l'équilibre et de l'efficacité de la marche. Une revue de littérature, publiée par Simon AL *et al.*, décrit plusieurs outils d'analyse posturale dynamique au cours de la marche [52]. Certains sont validés chez le sujet sain et d'autres en contextes pathologiques tels que la scoliose ou la lombalgie chronique. Il paraît nécessaire d'en faire un inventaire pour élaborer des champs d'applications cliniques.

1.4.1 Systèmes barodynamiques – Posturographie

La posture décrit l'orientation de chaque segment corporel par rapport au vecteur gravitationnel. L'équilibre est le terme générique décrivant la dynamique de la posture corporelle afin de prévenir les chutes. Le centre de masse (CM) est le point équivalent à la masse totale du corps dans un système de référence global. Il est la moyenne pondérée des CM de chaque segment du corps dans un espace en trois dimensions [53]. Il s'agit d'une variable passive contrôlée par le système de contrôle de l'équilibre. La projection verticale au sol du CM est appelée centre de gravité (CG). Le centre de pression des pieds (CP) est le point d'application du vecteur de la force verticale de réaction du sol. Il représente la moyenne pondérée de toutes les pressions exercées sur la surface en contact avec le sol. Le CP est indépendant du CM (Figure 21). Si un pied est sur le sol, le CP se trouve sous ce pied. Si les deux pieds sont en contact avec le sol, le CP se trouve quelque part entre les deux pieds, dépendant du poids relatif mis sur chaque pied. La localisation du CP est le reflet direct du contrôle

neuronal des muscles des chevilles. Une augmentation de l'activité des muscles fléchisseurs plantaires de cheville (loge postérieure de jambe) déplace le CP vers l'avant, une augmentation de l'activité des muscles fléchisseurs dorsaux de cheville (loge antérieure de jambe) déplace le CP vers l'arrière.

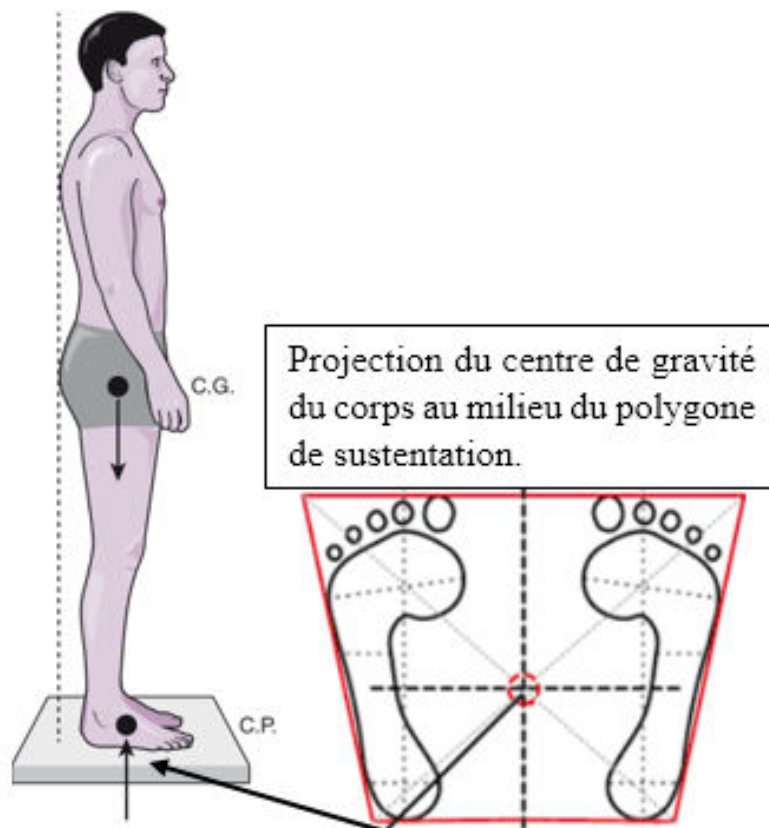


Figure 21 : Illustration du centre de masse et du centre de pression

Des méthodes instrumentales peuvent être utilisées pour quantifier objectivement les capacités de maintien de l'équilibre postural. C'est le but de la posturographie qui permet l'étude des mécanismes physiopathologiques du maintien de la posture dans des conditions statique ou dynamique imposées. Les plateformes de forces, ou barodynamiques enregistrent les déplacements du CP d'un sujet debout et précisent les longueurs, les amplitudes et les surfaces de ses oscillations.

Sur le plan biomécanique, le signal enregistré par la plate-forme de force inclut en réalité deux composantes distinctes : les déplacements du centre de pression d'un sujet auquel s'ajoute les mouvements réalisés par les chevilles et les pieds pour maintenir une instabilité posturale. Cette approche biomécanique est basée sur le modèle du pendule inversé (Figure 22) où le sujet est considéré comme un segment rigide oscillant autour des chevilles [30,54]. Depuis Thomas et Whitney en 1959 [55], plusieurs auteurs dont Dubousset [30] ont considéré ce modèle comme étant le mode de contrôle postural privilégié des sujets sains. Dans cette hypothèse, autrement décrite sous le terme de « stratégie de cheville », les mouvements réalisés en distalité maintiennent la projection au sol du centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation. Lorsque le sujet est en situation plus instable (marche sur une poutre ou sur du verglas par exemple), il utilise une « stratégie dite de hanche », qui correspond à un double pendule inversé oscillant à la fois autour des chevilles mais aussi autour des hanches [26].

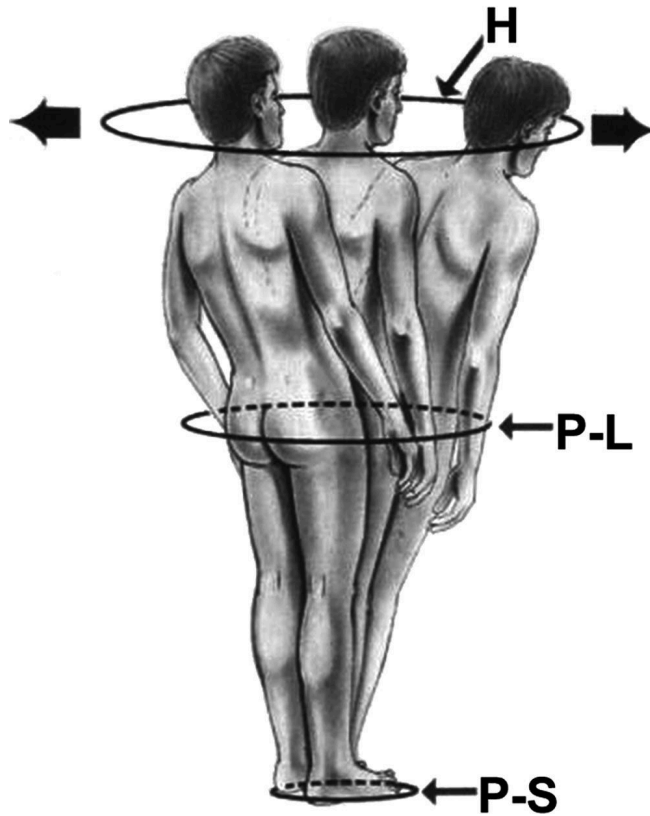


Figure 22 : Cône d'économie d'énergie - « Pendule inversé » de Dubousset [56]

Le signal est classiquement enregistré à une fréquence d'échantillonnage de 40 Hz par le système d'acquisition. Les déplacements du CP sont analysés au cours du temps dans les axes antéro-postérieur (Axe Y) et médio-latéral (Axe X) pour définir le stabilogramme (Figure 23) [53].

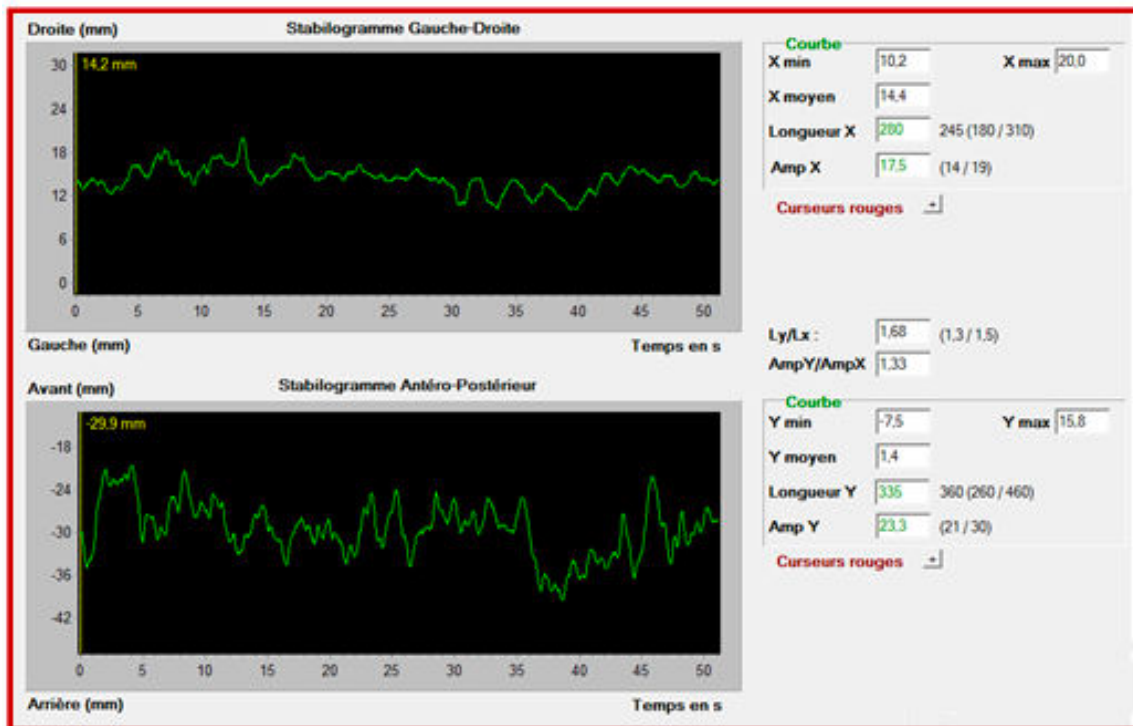


Figure 23 : Stabliogramme

Amplitude des déplacements du centre de pression en fonction du temps.

Le Statokinésigramme (Figure 24) inscrit les positions successives échantillonnées du centre de pression par rapport à un référentiel dont l'origine est situé au barycentre du polygone de sustentation. La longueur du statokinésigramme correspond à la longueur totale de déplacement du CP résultant des deux appuis plantaires droit et gauche. Il s'agit du travail effectué par le patient pour se tenir debout stable pendant un temps donné. La surface du statokinésigramme correspond à la surface de l'ellipse de confiance enveloppant 90 % des points de l'échantillonnage total de l'examen.

La multitude d'oscillations de fréquence et d'amplitudes différentes est difficile à distinguer et à mesurer car représentée dans le désordre. Des méthodes visent à séparer et à ranger ses différentes oscillations selon une analyse fréquentielle incluant une transformée de Fourier (FFT). Le signal complexe est alors décomposé en trois fréquences constitutives censé être attribuées à des systèmes de contrôle distincts.

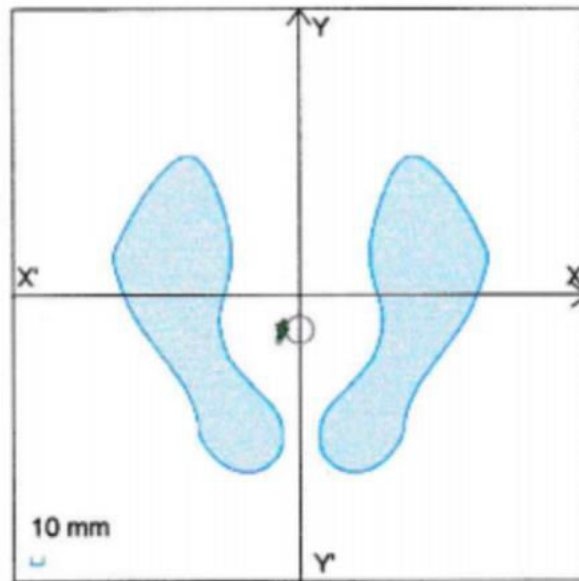


Figure 24 : Statokinésigramme

Représentation des déplacements du CP dans le plan XY

Selon Gagey *et al.*, les boucles lentes (0-0,5 Hz) ondes correspondent aux adaptations liées à la sensibilité consciente (visuelles, cutanées plantaires, vestibulaires). Les boucles intermédiaires (0,5 à 2 Hz) correspondent aux boucles de 1er niveau de compensation (cérébelleuse = voies de l'apprentissage). Les boucles rapides (2 à 11 Hz) correspondent aux boucles myotatiques dont on observe la présence sur des tableaux neurologiques précis (sur plateau mobile en conditions dynamiques).

La description d'une boucle correspond à la surface (en mm²) sous la courbe FFT dans la bande de fréquences respectives (Figure 25). Plus il y a de modulations, plus la surface est grande. Par conséquent plus la surface totale sous la courbe est élevée (mm²), plus il y a de modulations en activité. L'énergie totale spectrale du graphe représente la surface totale sous la courbe. De fait, un sujet instable présentera de grandes surfaces sous la courbe soit une énergie spectrale conséquente [57].

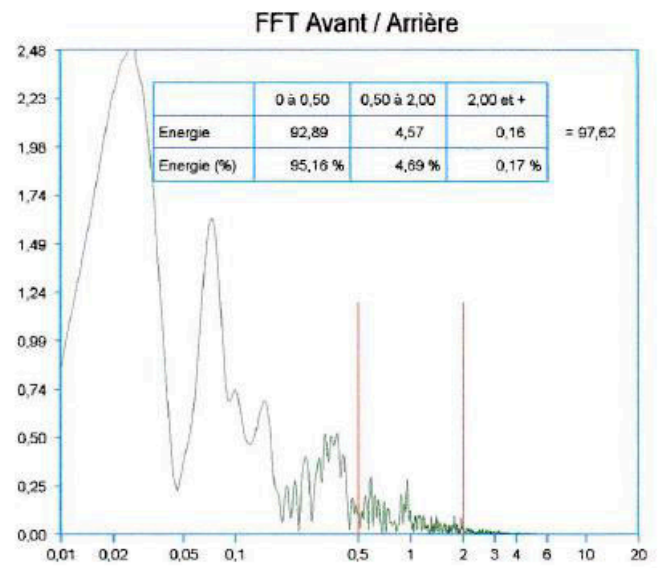
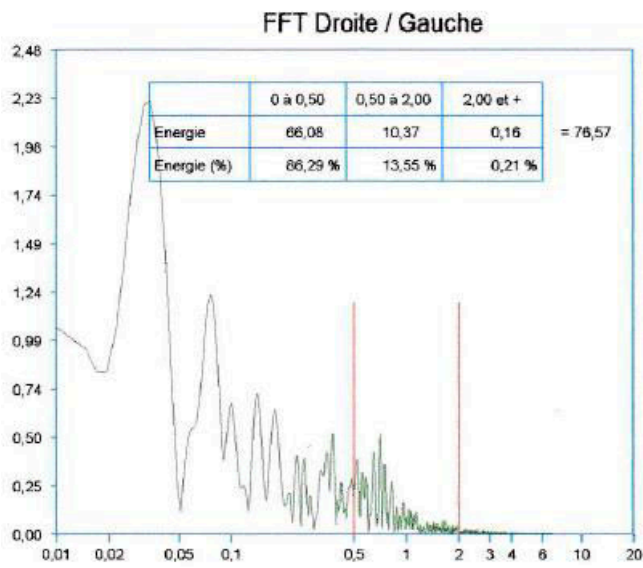


Figure 25 : Énergie spectrale FFT répartie selon différentes bandes de fréquence

1.4.2 Systèmes optoélectroniques

Les différents systèmes proposés comportent le même principe de stéréophotogrammétrie [26]. Ils permettent de déterminer la position spatiale d'un objet par la mise en correspondance de deux images planes. Des mires actives ou passives sont appliquées sur un sujet qui est invité à marcher librement devant des caméras numériques. Le système calcule les coordonnées spatiales de ces mires au cours du temps. La position des caméras dans l'espace doit être connue pour que l'algorithme puisse fonctionner. Une phase de calibrage est donc nécessaire avant toute acquisition. Le calibrage renseigne le système sur les positions relatives de chaque caméra et permet de définir un repère commun, propre à la session d'acquisition.

Les systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs sont les plus populaires dans l'analyse de la marche, puisqu'ils sont les plus aptes à mesurer les mouvements de l'appareil locomoteur. En effet, il est possible d'enregistrer la trajectoire des marqueurs avec une fréquence comprise entre 60 et 1000 Hz. De plus, le nombre modulable de caméra et de marqueur par système, permet l'étude de gestes corporels complexes prenant en considération simultanément plusieurs segments anatomiques. Il en résulte des modélisations élaborées particulièrement précises.

Cependant, l'erreur de localisation des mires, qui varie d'une image à l'autre, génère un bruit à haute fréquence qui donne aux enregistrements bruts un aspect instable ou haché. Ce bruit doit donc être filtré notamment lors du calcul de vitesse ou d'accélération. La méthode la plus souvent utilisée applique le principe des transformées rapides de Fourier qui permettent de séparer le signal à basse fréquence, lié à la marche, du bruit à haute fréquence [23].

À partir des coordonnées spatiales d'au moins trois mires placées sur un segment de membre, il est possible de calculer les six composantes élémentaires du déplacement

dans l'espace au cours du temps (3 translations et 3 rotations). Ainsi, la comparaison des déplacements de 2 segments adjacents permet de calculer la mobilité de l'articulation qui les réunit.

Les systèmes optoélectroniques permettent la description de la plupart des mouvements au cours de la marche, mais au prix de difficultés liées à leurs conditions de mise en œuvre et à leur manque de disponibilité. Une difficulté supplémentaire est liée à l'utilisation de marqueurs cutanés supposés rendre compte des mouvements du squelette sous-jacent. Les contractions musculaires et la trémulation cutanée induisent une erreur difficile à calculer et à considérer. Cependant, cette difficulté est commune à tous les systèmes d'analyse cinématique [8].

1.4.3 Autres systèmes d'analyse du mouvement

Certains outils permettent l'étude du mouvement dans le temps et l'espace. Ils enregistrent les positions successives de différents segments corporels. Les forces externes de contact entre le corps et son environnement extérieur sont également mesurables. Ainsi, ils permettent de quantifier le mouvement pour le décrire et le caractériser. L'analyse est réalisable selon deux grands axes : les techniques de mesure cinématique (analyse du mouvement) et les techniques de mesure dynamique (analyse des forces engendrées pour et par le mouvement).

1.4.3.1 Goniomètres

Spécialement affectés à la mesure des angles articulaires ; ils sont composés de deux bras (capteurs angulaires) fixés à un potentiomètre [38,58]. L'un est fixé au segment proximal, l'autre au segment distal de l'articulation. L'axe du goniomètre se place sur l'axe théorique de l'articulation. Le potentiomètre renvoie un signal électrique proportionnel à la valeur de l'angle entre les deux bras (Figure 26).

Une tension E constante est appliquée au potentiomètre et la tension de sortie V varie proportionnellement à l'angle θ . La plupart des goniomètres permettent des mesures tridimensionnelles. En revanche, leur encombrement n'est pas négligeable et peut perturber le geste étudié. De plus, la localisation des centres articulaires et des centres instantanés de rotations de certaines articulations comme le genou (mouvement type « rollingback »), provoque des erreurs de mesure non négligeables [58].

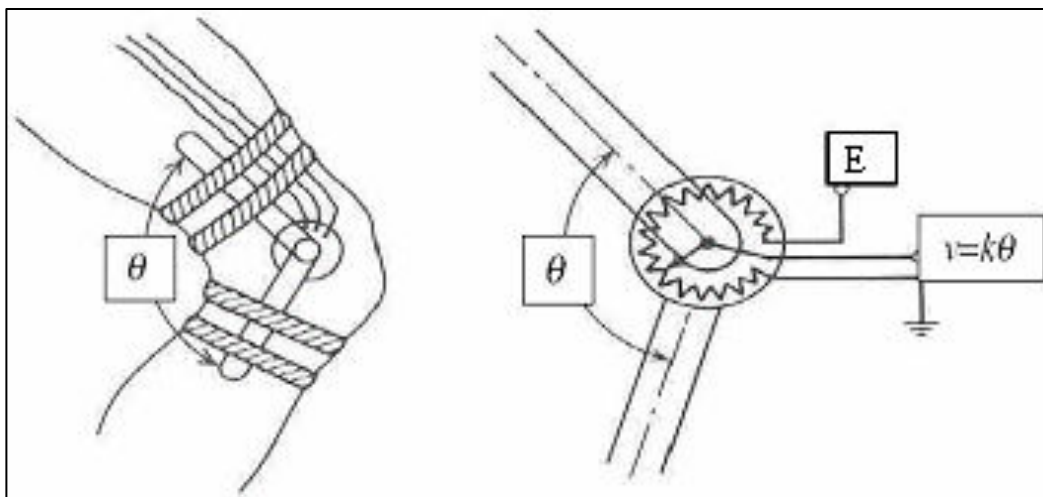


Figure 26 : Modèle de goniomètre à potentiomètre [32]

1.4.3.2 Accéléromètres

L'accélération subie par un solide en mouvement est mesurable par des capteurs [35,36]. Le principe fondamental de la dynamique lie la force (F) à l'accélération (a) d'une masse (m), selon l'équation $F = ma$. L'objectif des différents types d'accéléromètres est de quantifier les forces d'inertie qui s'appliquent sur la masse en mouvement. Ils contiennent une jauge de contrainte ou un matériau piézoélectrique. La déformation des matériaux piézoélectriques ou des jauges de contraintes par un objet de masse connue est proportionnelle aux forces appliquées à celle-ci pour la mouvoir (Figure 27). On mesure à la sortie des accéléromètres une tension ou une résistance proportionnelle à la force appliquée dont l'accélération peut être déduite.

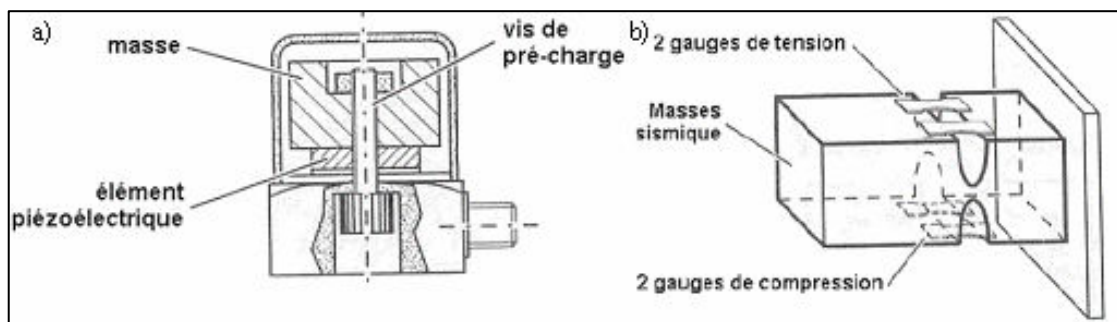


Figure 27 : Modèles d'accéléromètres piézoélectrique et à jauges de contraintes

Le développement d'accéléromètres triaxiaux a permis de connaître les composantes d'accélération d'un point dans l'espace. Ils sont composés de trois accéléromètres disposés perpendiculairement les uns par rapport aux autres. La position d'un point en mouvement est rendue disponible à partir de la position initiale de ce point par la réalisation de deux intégrations de l'accélération. La première intégration en fonction du temps des signaux sur les trois axes fournis les composantes 3D de la vitesse du

point considéré. La seconde intégration fournit les composantes de son déplacement dans l'espace [35].

Ces mesures ne sont applicables qu'à un seul point du corps. L'étude du mouvement articulaire par cette technique est bien plus difficile. Les accéléromètres sont extrêmement sensibles, enregistrant le moindre mouvement, surtout s'il est fugace. La trémulation cutanée peut ainsi induire un bruit beaucoup plus intense que le déplacement réel du sujet. En contrepartie ce système permet l'étude de mouvement très rapide grâce à une fréquence d'acquisition pouvant atteindre 1000 Hz.

1.4.3.3 Cinématographie et enregistrement vidéo

La photographie et la cinématographie ont très précocement été appliquées à l'étude du mouvement [32,38]. Malgré de nombreux développements, ces méthodes restent limitées par plusieurs inconvénients. Elles ne procurent qu'une représentation plane, en deux dimensions, d'événements qui se déroulent en réalité dans les trois plans de l'espace. La calibration dimensionnelle est difficile et limite donc la précision de l'analyse. L'étude des enregistrements, image par image, est longue et finalement assimilable à une observation essentiellement qualitative.

1.5 Définition de la problématique

Compte tenu de la forte prévalence des pathologies rachidiennes, il paraît utile de mieux connaître leurs répercussions sur le schéma d'une fonction récurrente et fondamentale telle que la marche. Plusieurs catégories de symptômes peuvent engendrer des perturbations locomotrices. La douleur apparaît souvent au premier plan tant sous la forme de lombalgies que de radiculalgies. S'y ajoutent parfois des troubles neurologiques sensitifs et moteurs qui trouvent une origine radiculaire ou médullaire. Le plus souvent, les déformations rachidiennes peuvent conjointement ou indépendamment modifier la marche.

Devant ces perturbations multifactorielles, il nous est paru utile d'explorer la part propre du déséquilibre sagittal antérieur qui est une déformation courante. Les relations entre le rachis et le secteur sous pelvien sont maintenant démontrées. Plusieurs travaux ont déjà prouvé l'importance de l'analyse de l'équilibre sagittal pelvi-rachidien dans le traitement des pathologies lombaires dégénératives. Ces derniers s'appuient essentiellement sur des données radiographiques statiques. Le déséquilibre sagittal antérieur peut aussi être occasionné par des déformations cyphosantes aiguës telles que celles observées au cours d'une fracture vertébrale lombaire.

L'analyse posturale dynamique du rachis est peu disponible par manque d'outils d'investigation. Les plateformes de forces permettent des études posturographiques évaluant les mouvements du centre de pression. Les explorations sont aussi possibles au cours de la marche à partir des données du système optoélectronique Vicon®. Il reste à définir un modèle permettant d'étudier indépendamment l'influence de la gîte antérieure.

La participation de sujets sains vise à s'affranchir de l'influence de symptômes lombalgiques ou médullo-radicaux. Une déformation sagittale antérieure reproductible est conceptualisable par le port d'un corset thermoformé amovible. Ce dernier est réalisable pour s'adapter sans douleur à la morphologie des sujets participant à l'étude. La déformation provoquée serait évidemment parfaitement réversible à l'ablation du corset (Figure 28).

La validité d'un tel outil optoélectronique d'analyse dynamique de la posture sagittale du rachis aurait un impact considérable en pratique clinique. L'utilisation diagnostique et thérapeutique quotidienne du concept d'équilibre sagittal ne repose actuellement que sur des critères radiographiques statiques. Or, l'aspect dynamique de la colonne vertébrale impose conceptuellement le développement d'éléments d'analyse plus pertinents pour comprendre les répercussions mécaniques d'une déformation. Le retentissement fonctionnel dynamique d'une pathologie rachidienne voire de son traitement pourrait ainsi être concrètement quantifié.

Ces considérations ont conduit à la rédaction d'un protocole, intégrant les conditions réglementaires (www.clinicaltrials.gov - Identifier : NCT03536403) propres à la recherche sur sujets sains. Celui-ci a fait l'objet de l'approbation du Comité de Protection des Personnes France Sud-Est 1 (N° 2017-37). Tous les sujets ont été sélectionnés par le centre d'investigation clinique du CHU de Rouen selon des critères approuvés par le comité d'éthique institutionnel. Le financement de cette recherche a été obtenu auprès de la région Normandie en réponse à un appel d'offre à projet de recherche émergent (AOJC 2015).

Ce travail a d'abord pour objectif de valider la performance du système Vicon® pour la détection d'une déformation sagittale rachidienne réversible et objectivée sur le plan radiographique. Les paramètres optoélectroniques les mieux adaptés pour l'analyse

de ce type de déformation seront recherchés. Il doit aussi permettre l'étude de l'influence du déséquilibre sagittal antérieur sur les paramètres cinématiques de la marche et sur la cinétique du centre de masse. Parallèlement, une analyse posturographique sera menée pour rechercher l'influence d'un déséquilibre sagittal antérieur sur les variations du centre de pression.

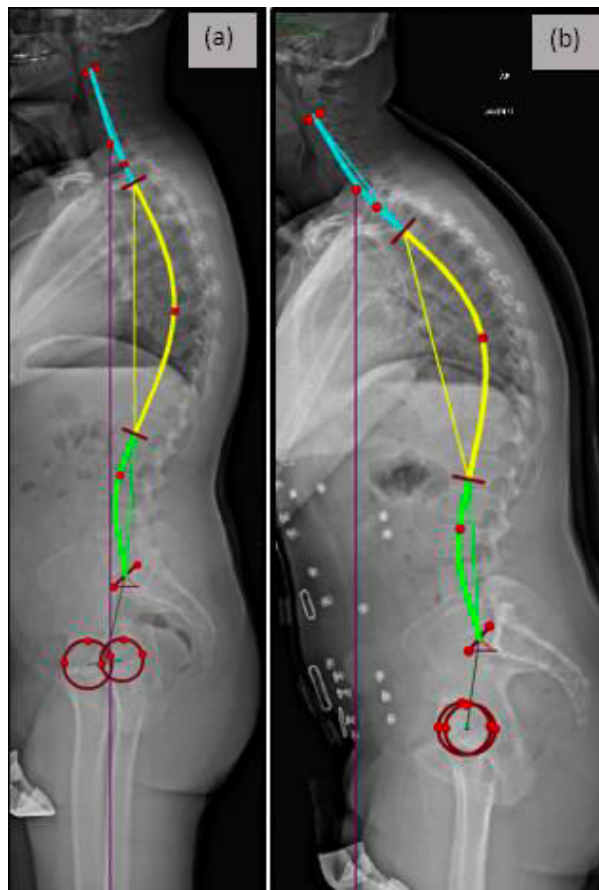


Figure 28 : Corset cyphosant thermoformé et son retentissement radiographique

2 PATHOLOGIES RACHIDIENNES ET DESEQUILIBRE

POSTURAL

2.1 Processus dégénératifs lombaires

Les structures anatomiques impliquées dans la physiopathologie de la dégénérescence du rachis lombaire sont touchées de façon progressive de l'avant vers l'arrière. Les lésions discales apparaissent généralement avant l'arthrose zygapophysaire et la dégénérescence graisseuse musculaire postérieure. L'évolution du processus se fait plutôt de bas en haut, c'est-à-dire de la charnière lombosacrée vers la charnière thoracolombaire [59].

2.1.1 Disque intervertébral

Le disque intervertébral, avec au centre le nucleus pulposus et en périphérie l'annulus fibrosus, est constitué de collagène et protéoglycane (Figure 29). Il a un rôle mécanique d'amortissement des forces s'exerçant sur le rachis et de frein pour les contraintes en rotation [60]. Sa forme trapézoïdale, dans le plan sagittal, plus haute en avant, contribue à la lordose lombaire. Plusieurs facteurs de dégénérescence discale sont décrits [61]. Les 2 principaux sont les contraintes mécaniques répétées et le vieillissement physiologique. Ils concourent à la sclérose discale, fibrosante, évoluant vers l'affaissement discal, avec diminution de la lordose segmentaire [62]. Les critères de dégénérescence discale ont été initialement décrits par Noren [63], à l'IRM : bords nets entre annulus et nucleus, absence de hernie discale, disque en hypersignal T2, hauteur discale préservée sans irrégularités.

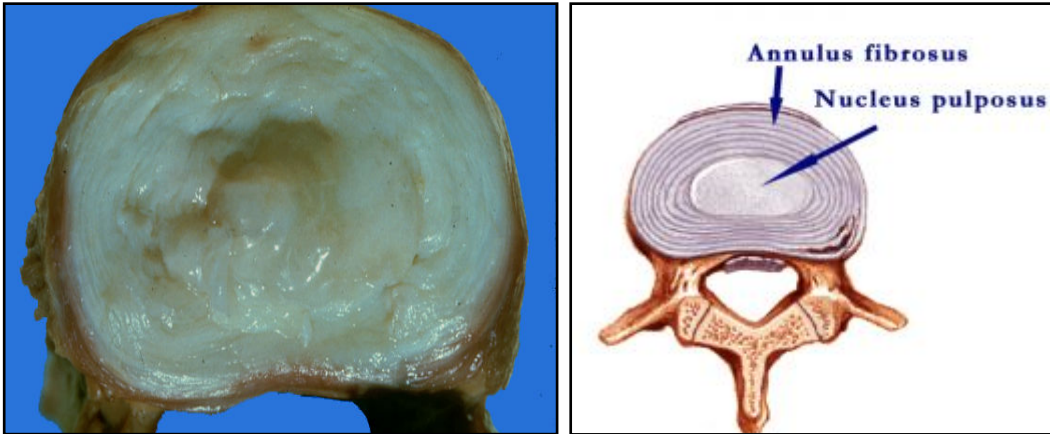


Figure 29 : *Disque intervertébral et coupe anatomique*

En 2001, Pfirrmann [64] propose une classification de la dégénérescence discale lombaire, en séquence T2 à l'IRM (Figure 30) :

- Grade I : le disque est sain, homogène blanc, de hauteur conservée, avec une nette distinction entre annulus et nucleus, en hypersignal T2.
- Grade II : le disque est inhomogène avec des bandes grises horizontales, de hauteur conservée, avec une nette distinction entre annulus et nucleus, en hypersignal T2.
- Grade III : le disque est inhomogène gris, de hauteur parfois diminuée, avec une limite floue entre annulus et nucleus, en signal intermédiaire.
- Grade IV : le disque est inhomogène gris/noir, de hauteur diminuée, sans distinction possible entre annulus et nucleus, en hyposignal T2.
- Grade V : le disque est inhomogène noir, collapsé, en hyposignal T2.



Figure 30 : Classification de Pfirrmann

Modic, en 1988, lors d'une étude IRM de 474 lombalgiques, décrit les deux premiers stades de sa classification [65]. Le 3^e stade sera décrit plus tard. La classification de Modic correspond à l'altération du signal de l'os sous chondral, à l'IRM (Figure 31) :

- Modic I : l'os sous chondral est en hyposignal T1, hypersignal T2, avec prise de contraste lors de l'injection de gadolinium, ce stade correspond à un stade inflammatoire initial.
- Modic II : l'os sous chondral est en hypersignal T1 et T2, ce stade correspond à l'involution graisseuse de l'os sous chondral.
- Modic III : l'os sous chondral est en hyposignal T1 et T2, ce stade plus rare et correspond à un stade de fibrose.

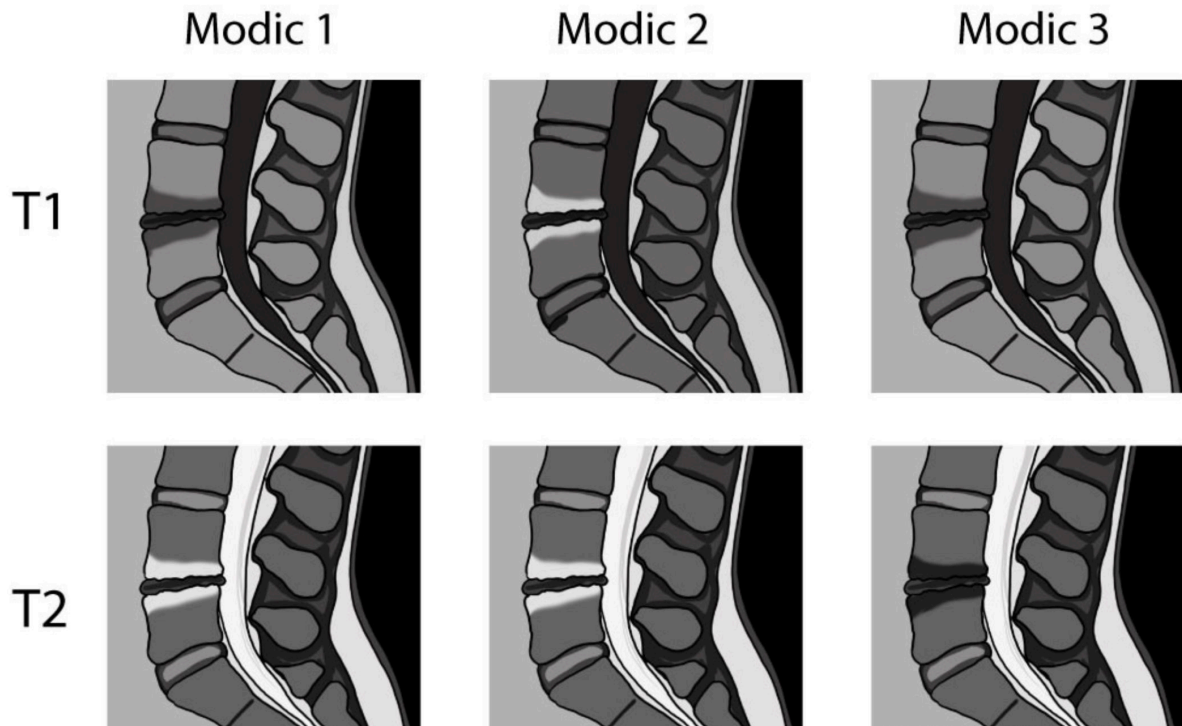


Figure 31 : Classification de Modic

La hauteur discale, est mesurée, sur les radiographies et normalisée selon la formule : $HD = ((A + B)/2) / \text{hauteur mur antérieur}$ [66]. La normalisation permet de s'affranchir des échelles de mesures radiographiques (Figure 32). De nombreux facteurs participent à la perte de hauteur discale ; Vernon, Farfan, Noren [63,67,68] ont montré une forte relation entre la dégénérescence discale, l'âge, l'instabilité antérieure, et le « facet tropism ». Le « facet tropism » est défini par Farfan [69] comme une différence d'angulation facettaire entre les articulaires droite et gauche supérieure à 5°, pour une même vertèbre (Figure 33).

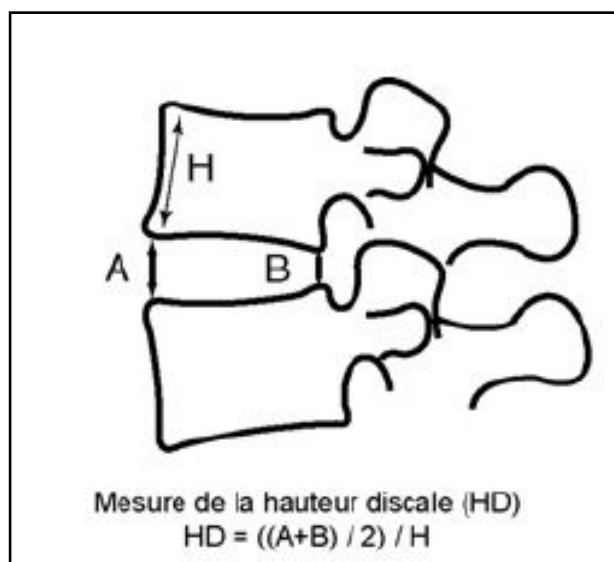


Figure 32 : Méthode de mesure de la hauteur discale [42]

2.1.2 Processus zygapophysaires

Les processus zygapophysaires ont une évolution naturelle spontanée vers la dégénérescence arthrosique. L'hypertrophie des articulaires est associée à une formation d'ostéophytes, une hypertrophie des capsules, un épanchement liquidien, et parfois, des kystes synoviaux [70]. Ces modifications anatomiques articulaires s'accompagnent d'une dégradation de leur fonction et entraînent une augmentation du volume postérieur. La sagittalisation des facettes articulaires, définie par un angle facettaire transverse inférieur à 45° (Figure 34), est un facteur majeur de l'instabilité antérieure. Selon Fujiwara, Sato, Boden, elle favorise le glissement [71–73]. Cette théorie est controversée par Love et Berlemann, selon lesquels, la dégénérescence de l'arc postérieur précède la modification de l'orientation des articulations [74,75].

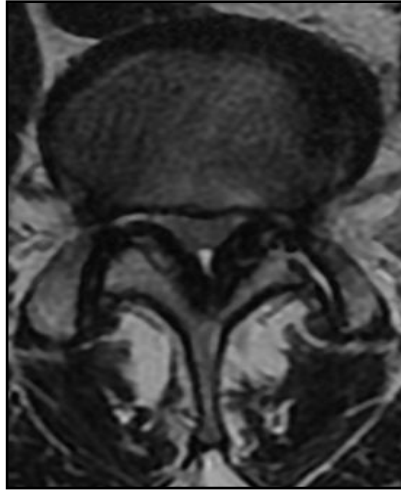


Figure 33 : Tropisme des articulaires

Il est mesuré sur les coupes coronales, à l'examen tomodensitométrique d'une vertèbre lombaire, entre la droite passant par l'axe des apophyses épineuses et la droite passant par l'interligne des processus zygapophysiaux.

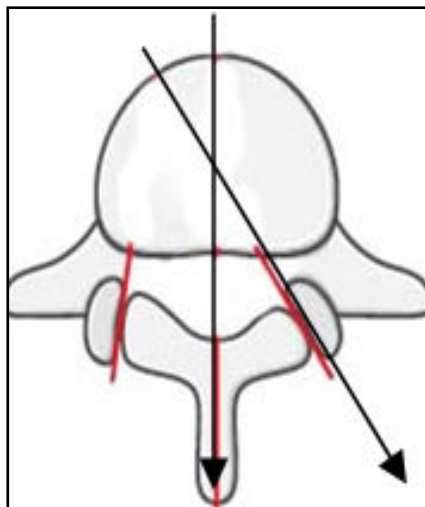


Figure 34 : Angle facettaire transverse

2.1.3 Structures musculo-ligamentaires

Le ligament jaune, épais, formé de 2 couches, est situé en arrière du canal rachidien entre 2 lames. Il s'étend du bord inférieur de la lame sus-jacente, au bord supérieur de la lame sous-jacente. Du fait des mouvements de chaque segment rachidien, il

s'hypertrophie et se calcifie avec l'âge, même en dehors de toutes pathologies métaboliques (chondrocalcinose, hémochromatose, hyperparathyroïdie). Les ligaments communs vertébraux antérieurs et postérieurs sont soumis au même processus dégénératif, avec perte de leurs capacités élastiques. Une calcification, parfois sténosante, du faisceau médian du ligament longitudinal postérieur peut apparaître dans le cas particulier de la maladie de Forestier [76].

Sur le plan musculaire, un équilibre antéro-postérieur est organisé. Les muscles postérieurs, extenseurs (multifidus et longissimus) associés au fascia thoracolombaire, agissent comme un hauban contre la gîte antérieure du rachis. Les muscles antérieurs (diaphragme, psoas et abdominaux) ont une fonction de contention, diminuant les contraintes discales. Sur le plan histologique, ils sont essentiellement constitués de fibres lentes de type 1. Ils sont également soumis au processus de sénescence avec une amyotrophie graisseuse (Figure 35), touchant surtout les muscles postérieurs [77].

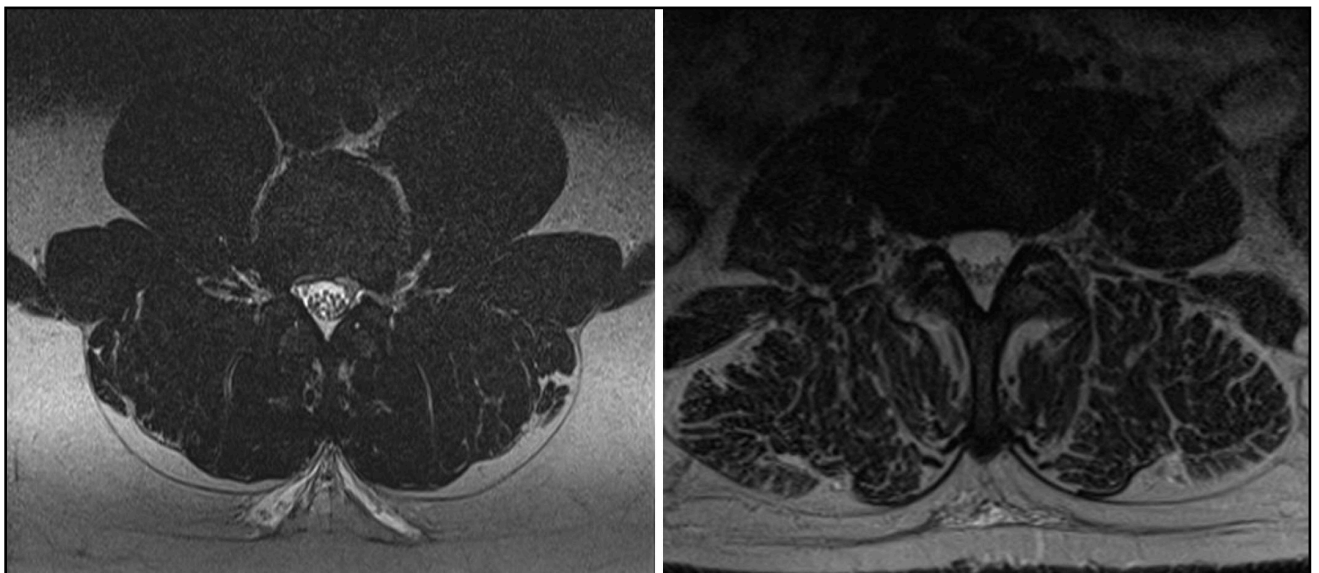


Figure 35 : Différents stades d'infiltration graisseuse musculaire

2.1.4 Bilan dégénératif

La dégénérescence du rachis lombaire, provoquée par la dégradation des structures discales, articulaires, musculo-ligamentaires, est décrite en 3 étapes par Farfan [68] :

- Sollicitation du segment mobile rachidien, asymptomatique,
- Dégénérescence discale et articulaire, associée à des lombalgies,
- Instabilité avec constitution de spondylolisthesis dégénératif,
- Stabilisation avec majoration de l'arthrose, des ostéophytes et du pincement discal.

Ces phénomènes (perte de hauteur discale, hypertrophie des articulaires, faillite des structures musculo-ligamentaires) associés à l'antélisthésis sont responsables d'un rétrécissement canalaire avec sténose lombaire. Une perte de la lordose lombaire apparaît parfois associée à une gîte antérieure selon Gelb, Mangione, Guigui [45,78,79].

2.2 Modèle du spondylolisthesis dégénératif

Les phénomènes dégénératifs concernant le rachis s'associent régulièrement à une altération de la balance sagittale pelvirachidienne [80]. Certains paramètres radiologiques semblent subir des modifications secondaires à la dégénérescence lombaire. D'autres pourraient être la base d'explications physiopathologiques propres à l'apparition de pathologies dégénératives.

L'exemple du spondylolisthésis dégénératif (SPLD) est caractéristique. Cette pathologie fréquente a un impact clinique qui amène régulièrement une discussion thérapeutique. Lorsque la chirurgie est envisagée, l'analyse de la statique spino-pelvienne est utile pour comprendre la survenue du phénomène et pour définir les objectifs du traitement. L'absence de consensus au sujet de la genèse, du retentissement et des traitements des SPLD a conduit la Société Française de Chirurgie Rachidienne (SFCR) à mener une étude multicentrique sur le sujet en 2013.

2.2.1 Alignement sagittal spino-pelvien d'une série de 654 spondylolisthesis dégénératifs

Plusieurs études ont identifié l'âge avancé, le sexe féminin, l'indice de masse corporelle et l'orientation des facettes articulaires comme potentiels facteurs de risques de SPLD [75,81,82]. Plus récemment des liens entre cette pathologie et les fortes incidences pelviennes ont aussi été démontrés [80,83,84]. La compréhension physiopathologique des SPLD est essentielle mais reste encore incertaine. L'étude de l'alignement pelvirachidien sagittal dans le cadre des pathologies lombaires dégénératives suscite un fort intérêt dans la littérature.

A l'occasion de l'étude SFCR 2013, une large cohorte multicentrique de patients souffrant de spondylolisthesis dégénératifs a été constituée. Un des objectifs de

l'analyse était de décrire les paramètres démographiques et radiologiques sagittaux d'une large cohorte de SPLD et de les comparer à ceux d'une population de sujets asymptomatiques volontaires. Des groupes homogènes de sujets ont été recherchés pour envisager d'éventuelles hypothèses physiopathologiques.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25652553/>

Sagittal spinopelvic alignment in 654 degenerative spondylolisthesis

Emmanuelle Ferrero · Mourad Ould-Slimane ·
Olivier Gille · Pierre Guigui · French Spine Society (SFCR)

Received: 2 October 2014 / Revised: 21 December 2014 / Accepted: 21 January 2015 / Published online: 5 February 2015
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2015

Abstract

Purpose Degenerative spondylolisthesis (DS) is common degenerative spinal disease. Recent studies highlighted relationship between DS and high pelvic incidence (PI). Moreover, impact of spinopelvic alignment on clinical outcomes has been emphasized. We aimed at describing epidemiologic and sagittal spinopelvic parameters in patients with DS, comparing them with asymptomatic volunteers, and determining a classification of DS patients.

Methods In this retrospective multicenter study of prospectively collected data, any adult patients treated for lumbar DS were included. Demographic data as well as radiographic parameters such as PI, pelvic tilt (PT), maximal lumbar lordosis (LLmax), lumbosacral lordosis, thoracic kyphosis, and C7tilt were recorded. DS patients were compared to 709 asymptomatic, age-matched volunteers. Cluster analyses were used to classify patients in homogenous groups.

Results 654 patients were included (72 % female, 67 years). DS patients had greater PI (58.8° vs. 53.2°,

$p < 0.001$) and C7tilt ($p < 0.001$). LLmax and lumbosacral lordosis were significantly smaller in the DS group. Cluster analysis allowed for the identification of 2 groups of patients according to C7tilt—159 patients with anterior C7tilt and 495 with normal C7tilt. In each group, 3 subgroups were found with different PI and sagittal spinopelvic parameters.

Conclusion Predominance of high PI and female gender was emphasized in DS population. Moreover, these findings highlighted the importance of sagittal alignment analysis in DS with 24 % of patients with anterior malalignment and in the remaining 76 % (normal C7Tilt), more than 50 % had pelvic retroversion. Consequently, DS sagittal malalignment should lead to specific surgical correction adapted to each subgroup of patients.

Keywords Degenerative spondylolisthesis · Sagittal alignment · Anterior tilt · Pelvic tilt · Lumbosacral lordosis

Introduction

In the setting of lumbar degenerative disease, degenerative spondylolisthesis (DS) is often associated with lumbar stenosis [1, 2]. Previous studies investigating causes of DS identified older age, gender, body mass index (BMI) and sagittal facet orientation as potential risk factors [3–10]. More recently, the relationship between high pelvic incidence and DS has been highlighted in literature [11–13].

Although understanding of the pathomechanisms of DS is important and remains unclear, the role of sagittal alignment in the setting of degenerative pathologies is starting to generate interest [14–16]. For example, anterior malalignment after laminectomy and posterior spinal fusion for DS has been reported as a major risk factor of

E. Ferrero (✉) · P. Guigui
Department of Orthopedic Surgery, Hôpital Européen Georges Pompidou, Paris V University, 20 rue Leblanc, 75015 Paris, France
e-mail: emmanuelle.ferrero@gmail.com

M. Ould-Slimane
Department of Orthopedic Surgery, CHU de Rouen, Rouen University, 1 rue de Germont, 76031 Rouen Cedex, France

O. Gille
Department of Orthopedic Surgery, CHU Pellegrin, Bordeaux University, 33076 Bordeaux Cedex, France

French Spine Society (SFCR)
SFCR, 94 rue Bobillot, 75013 Paris, France

adjacent segment disease [17, 18]. Moreover, recent literature has confirmed the importance of sagittal plane analysis and the impact of spinopelvic alignment (such as global anterior malalignment, lack of lordosis and pelvic retroversion) on pain and disability on patient reported outcomes [19–22].

Sagittal malalignment in DS has been previously described in relatively modest number of patients [11–13]. In the setting of DS, the local kyphosis due to the listhesis is often associated with a lack of lumbar lordosis and leads to anterior spinal shift. In case of sagittal malalignment, compensatory mechanisms could be recruited to maintain an erect posture such as thoracic flattening, pelvic retroversion, and lower limb responses such as hip extension, knee flexion, ankle flexion.

The purpose of the current study is to describe the demographic and radiographic sagittal spinopelvic parameters in a large cohort of patients with DS, to compare these parameters among asymptomatic volunteers and DS patients, and to determine a classification of DS patients based on these radiographic and demographic parameters.

Materials and methods

Patients selection

This study was a multicenter (13 hospitals) retrospective review of prospectively collected data. Patients were included from January 2008 to January 2013. Approval of the institutional review board committee was obtained at each site. Any adult patients above 18 years surgically treated for one or two levels lumbar DS were included. Exclusion criteria included a coronal Cobb angle greater than 10° , previous spinal surgery, and pelvis or joint diseases such as severe osteoarthritis in the lower limbs, tumor or fracture of the pelvis or lower limbs.

Data collection

Standard demographic information was recorded for all patients (age, sex, BMI). Standing biplanar full spine radiographs (36-in. films) were obtained using a standardized protocol already in place at the participating sites—patients were instructed to adopt a free standing position with horizontal gaze, and fists on clavicle to avoid superimposition of the arms with the spine [23, 24]. All images included the base of the skull with the external meatus and the upper third of the femur.

A single operator performed all the 2D radiographic parameters analysis using Keops Software (SMAIO, Lyon, France), which is an update of a previously validated software Optispine (Paris, France) [25]. The evaluation of

the regional sagittal curvatures was based upon the identification of the transitional vertebra defined as the inflexion point between the lordosis and the kyphosis [26]. Sagittal spinal parameters included the maximal lumbar lordosis (LLmax measured from the upper endplate of the transitional vertebra to the upper endplate of S1), maximal thoracic kyphosis (TKmax, measured from the upper endplate of T1 to the lower endplate of the transitional vertebra) and the C2C7 cervical lordosis (C2C7, measured from the lower endplate of C2 to the lower endplate of C7). L3S1, L4S1, L5S1 segmental lordosis were measured. Pelvic parameters included pelvic incidence (PI), pelvic tilt (PT) and sacral slope (SS) [27]. Global sagittal alignment was assessed with C7 sagittal tilt (C7tilt, angle between the center of the vertebral body of C7 and the middle of the sacral endplate with the vertical reference line) (Fig. 1). Local sagittal measurements were also performed such as the percentage of slip at the DS level according to the Meyerding's technique, the vertebral wedging, the disc angle between T11 and L5, L4 and L3 sagittal tilt (angle between the center of the vertebral body of L3 and the middle of the sacral endplate with the vertical reference line) and the angle of the listhesis level (Cylot) [28]. In an effort to evaluate the relationship between spinopelvic parameters and a morphologic parameter characteristic of each individual (PI), the ratios of PI to LLmax (PI/LLmax), and PT to PI (PT/PI) were also calculated [29].

Statistical analysis

Statistical analysis was performed with Stata version 12.0 (Statacorp LP, Lakeway Drive, College Station, Texas).

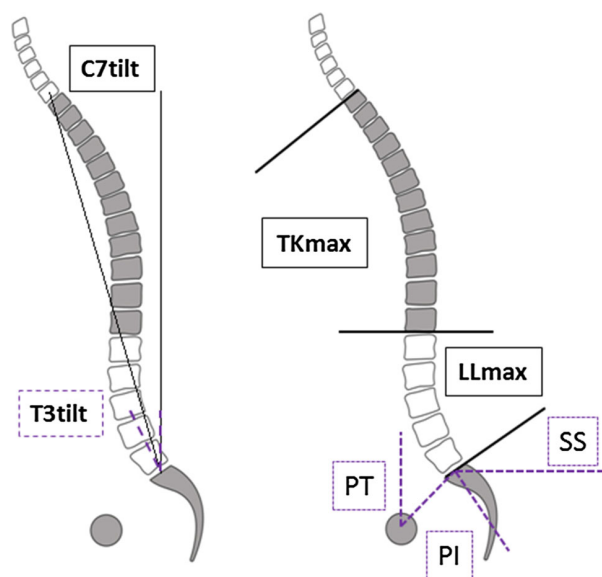


Fig. 1 Radiographic parameters description

Means and standard deviations were used to describe continuous variables, and frequency analyses were used for categorical variables. Normal distributions of the variable were assessed using the Shapiro–Wilk Test. The analysis was conducted in three steps:

- First, a descriptive analysis of the demographic and radiographic data of the cohort was performed and the relationships between these parameters were investigated using a Pearson correlation coefficient.
- Second, radiologic parameters were compared to a cohort of 709 asymptomatic volunteers (Asympt) from previous published series [30]. As pelvic incidence is a fixed morphological parameter, the potential difference in pelvic incidence was investigated among each entire cohort [27, 31]. However, the two cohorts were stratified by age groups (40–60 years and >60 years) to be compared in terms of spinopelvic alignment. Finally, the distribution of C7tilt within the asymptomatic population was analyzed to identify thresholds of sagittal malalignment by age group (defined as mean ± 2 SD), and the DS group was analyzed according to these thresholds.
- Third, a cluster analysis according to Ward’s Method was carried out in an effort to classify patients in homogenous groups of sagittal spinopelvic alignment. After normalization of the parameters, the cluster analysis was based on age, gender, BMI, C7tilt, PI, PT, SS, LLmax, TKmax, focal lordosis L3S1, L4S1, L5S1, L3 tilt and Cyloc.

Results

Descriptive analysis

A total of 654 patients with a mean age of 67.3 ± 10.6 years old were included in this study. The analysis of the age distribution revealed that less than 1 % of patients were below 40 years of age, 26 % within the 40–60 range, and 73 % above 60 years of age. The mean BMI was 27 ± 4.5 kg/m², and the cohort included 72 % of female.

The most common site of spondylolisthesis was L4L5 (73 %). The mean spondylolisthesis grade was 10 % at L3L4, 17 % at L4L5, and 17 % at L5S1. Multilevel spondylolisthesis was observed in 12 % of the patients. Main radiographic parameters of the DS are summarized in Table 1. The mean PI was 58.8°; 25 % of the DS patients had a PI below 51° and 25 % of the patients had a PI above 66° (Fig. 2). The mean pelvic tilt was 23.1°. The C7tilt was 4.9° anterior and L4S1 lumbosacral lordosis represented 45.1 % of the LLmax. Significant correlations existed

Table 1 Radiographic parameters in degenerative spondylolisthesis group ($n = 654$)

Parameters	Mean	SD	Min	Max
Pelvic incidence (°)	58.8	11.2	30.9	101.1
Pelvic tilt (°)	23.1	8.0	3.1	51.4
Sacral slope (°)	35.7	8.9	7.6	59.2
LLmax (°)	53.1	12.9	8.1	86.4
TKmax (°)	48.2	15.4	0.6	118.3
C7tilt (°)	4.9	4.1	0.0	27.1
L5S1 (°)	13.6	7.9	-14.0	36.0
L5S1/LLmax (%)	25.8	14.9	30.0	97.0
L4S1 (°)	24.2	10.7	-10.2	50.1
L4S1/LLmax (%)	45.1	17.9	30.0	95.0
L3S1 (°)	35.4	12.5	-8.2	65.9
L3S1/LLmax (%)	66.1	17.3	22.0	99.0
CyLoc (°)	18.1	9.3	-10.1	47.7

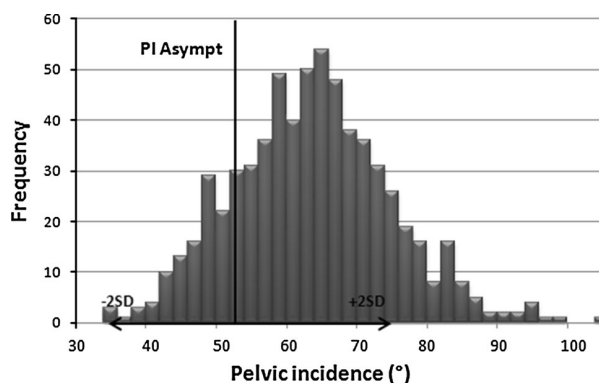


Fig. 2 Pelvic incidence distribution in patients with degenerative spondylolisthesis

between C7tilt and PI/LLmax ($r = 0.50, p < 0.05$) and between LLmax and VP/IP ($r = -0.57, p < 0.05$) (Table 2).

Comparisons between DS patients and asymptomatic subjects

The comparison of DS patients with asymptomatic subjects revealed that DS patients have a significantly greater pelvic incidence (58.5° vs. $53.2^\circ, p < 0.001$). The threshold for high PI in the asymptomatic population was 74.3° (defined a 2 standard deviation above the mean), and 8 % of the DS patients were found to have a large pelvic incidence (mean PI = 80.8°). C7tilt was significantly greater in DS group for the whole population (DS: $4.9^\circ \pm 4.1$, Asympt:

Table 2 Results of the correlation analysis between the radiographic parameters and age in degenerative spondylolisthesis group ($n = 654$, $p < 0.05$)

R	Age	CyLoc	PI	PT	PT/PI	PI/LLmax	SS	LLmax	TKmax	C7tilt	L5S1/LLmax	L4S1/LLmax	L3S1/LLmax
Age	1												
CyLoc	–	1											
PI	–	0.28	1										
PT	0.16	–0.12	0.61	1									
PT/PI	0.17	–0.35	–	0.81	1								
PI/LLmax	–	–0.35	0.15	0.56	0.61	1							
SS	–0.12	0.46	0.7	–0.13	–0.65	–0.31	1						
LLmax	–0.09	–0.54	0.5	–0.18	–0.57	–0.66	0.8	1					
TK max	0.27	0.19	–	–	–	–0.34	–	0.35	1				
C7tilt	0.25	–0.16	0.13	0.2	0.16	0.5	–	–0.36	–	1			
L5S1/LLmax	0.07	–	–0.1	–0.12	–	–	–	–	–	–	1		
L4S1/LLmax	0.08	0.41	–	–0.14	–0.15	–0.13	–	0.08	0.11	–0.1	0.74	1	
L3S1/LLmax	–	0.45	–	–0.11	–0.14	–0.15	0.11	0.12	0.12	–	0.58	0.85	1

CyLoc local kyphosis at listhesis level

Table 3 Comparison of radiographic parameters between degenerative spondylolisthesis and asymptomatic volunteers by age group

Parameters	Age groups (years)	Asymptomatic volunteers			DS patients			p
		n	Mean	SD	n	Mean	SD	
PI (°)	–	709	53.2	10.5	654	58.8	11.2	<0.001
PT (°)	40–60	262	13.6	6.8	172	21.1	7.6	<0.001
	>60	81	15.9	6.8	478	23.7	8.1	<0.001
SS (°)	40–60	262	40.4	7.7	172	37.7	9.3	<0.001
	>60	81	37.8	9.9	478	35	8.6	<0.01
LLmax (°)	40–60	262	57.2	10.9	172	55.1	13.2	<0.05
	>60	81	54.8	12.5	478	52.4	12.7	0.06
L4S1/LLmax (%)	40–60	81	66.6	10.3	172	43.9	18.3	<0.001
	>60	13	62.6	10.4	478	52.4	12.7	<0.001
TKmax (°)	40–60	262	48.2	11.7	172	42.8	13.1	<0.001
	>60	81	54.6	12.4	478	50.3	15.8	<0.01
C7tilt (°)	40–60	262	–0.9	3.4	172	4	3.2	<0.001
	>60	81	0	3.8	478	5.3	4.3	<0.001

–0.8° ± 3.5, $p < 0.01$) and by age groups (Table 3). LLmax was significantly smaller in DS group than in Asympt only for patients between 40 and 60 years (57.2° vs. 55.1°, $p < 0.05$). However, L4S1/LLmax ratio was significantly smaller in all DS patients than in volunteers. TKmax was also significantly smaller in DS group than in Asympt, with a larger range of TK values in DS population [0.6°; 118.3°] vs. [0.0°; 81.2°].

Based on the C7tilt distribution within the asymptomatic population, thresholds for anterior malalignment were greater than 5.7° for DS patients within 40 and 60 years and greater than 7.7° for DS patients older than 60 years. The analysis of the DS patients revealed that 169 (26 %) had anterior malalignment with a mean C7tilt of 10.4° ± 3.4, in comparison with 485 (74 %) patients without anterior malalignment (mean C7tilt = 3.0° ± 2.0).

DS patients with anterior malalignment had significant greater PI, PT and smaller LL (Table 4).

Classification study

A first cluster analysis (hierarchic ascendant classification) was applied on the DS population and identified 2 groups of patients with significantly different C7tilt (Group 1: $n = 159$, C7tilt = 10.7° ± 3.4; Group 2: $n = 495$, C7tilt = 3.1° ± 2.0), without any significant difference in pelvic incidence (60.4° ± 13.3 vs. 58.4° ± 10.4). The second cluster analysis leads to the identification of 3 subgroups (a, b, and c) for each of the initial groups. Interestingly subgroups had different PI and they were ordered by increasing PI (Table 5).

Table 4 Comparison of main parameters between global sagittal alignment groups in DS patients (*n* = 654)

	Anterior C7tilt (<i>n</i> = 169)		Normal C7tilt (<i>n</i> = 485)		<i>p</i>
	Mean	SD	Mean	SD	
Age (years)	69.2	11.4	66.7	10.2	<0.01
PI (°)	60.6	12.3	58.1	10.7	<0.005
PT (°)	25.1	8.4	22.3	7.8	<0.005
SS (°)	35.5	9.8	35.8	8.6	ns
LLmax (°)	45.8	13.8	55.7	11.6	<0.001
L5S1 (°)	10.9	7.1	14.5	8.0	<0.001
L4S1 (°)	19.3	10.4	25.9	10.3	<0.001
L4S1/LLmax (%)	41.4	19.7	46.5	14.8	<0.001
TKmax (°)	46.3	17.0	48.9	15.2	ns
C7tilt (°)	10.4	3.4	3.0	2.0	<0.005

Table 5 Description of main parameters in the 6 groups of the cluster analysis (*n* = 654)

	Anterior C7tilt (Group 1)					
	Group 1a (<i>n</i> = 41)		Group 1b (<i>n</i> = 34)		Group 1c (<i>n</i> = 94)	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Age (years)	66.1	11.7	73.4	10.9	69.1	11.2
PI (°)	49.3	8.9	52.9	6.3	68.2	9.5
PT (°)	24.7	7.9	18.5	5.8	27.6	8.0
SS (°)	24.6	6.3	34.4	7.4	40.6	7.6
LLmax (°)	28.2	7.4	51.7	9.8	51.2	10.5
L4S1/LLmax (%)	34	26	52	14	41	16
PI/LLmax (%)	191	85	104	16	137	30
PT/PI (%)	49	12	35	11	40	9
TKmax (°)	36.3	15.7	60.3	18	45.7	14.2
CyLoc (°)	6.1	6.0	20.9	5.6	17.2	9.0
C7tilt (°)	10.4	3.4	9.9	3.2	10.5	3.5
	Normal C7tilt (Group 2)					
	Group 2a (<i>n</i> = 87)		Group 2b (<i>n</i> = 197)		Group 2c (<i>n</i> = 201)	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Age (years)	68.7	10.1	66.1	10.3	66.4	9.8
PI (°)	48.9	5.7	53.9	8.5	66.5	8.1
PT (°)	15.5	5.4	23.1	8.1	24.6	6.7
SS (°)	33.4	5.0	30.8	7.8	41.9	6.4
LLmax (°)	57.0	8.9	46.9	9.4	64.0	7.8
L4S1/LLmax (%)	52	15	45	20	46	14
PI/LLmax (%)	87	13	118	26	105	14
PT/PI (%)	31	10	43	12	37	8
TKmax (°)	59.9	14.2	41.5	14.5	51.7	11.2
CyLoc (°)	21.6	5.4	13.9	8.4	23.2	8.5
C7tilt (°)	2.9	2.1	3.3	1.9	2.8	1.9

By definition, patients from subgroups 1a, 1b, 1c had anterior malalignment (Fig. 3). Patients from subgroup 1a had a mean PI of 49.3°, a mean LLmax of 28.2°, a high IP/LLmax ratio, a high PT (24.7°) and low TKmax (36.3°); these patients also had an important local kyphosis at the

listhesis level. Patients from subgroup 1b were the oldest of the series (73.4 years), with a mean PI of 52.9° and a PI/LLmax ratio of 104 %, and an important TKmax of 60.3°. Finally, patients from subgroup 1c had a high PI (68.2°) whereas LLmax was 51.2° and PT was 27.6°.

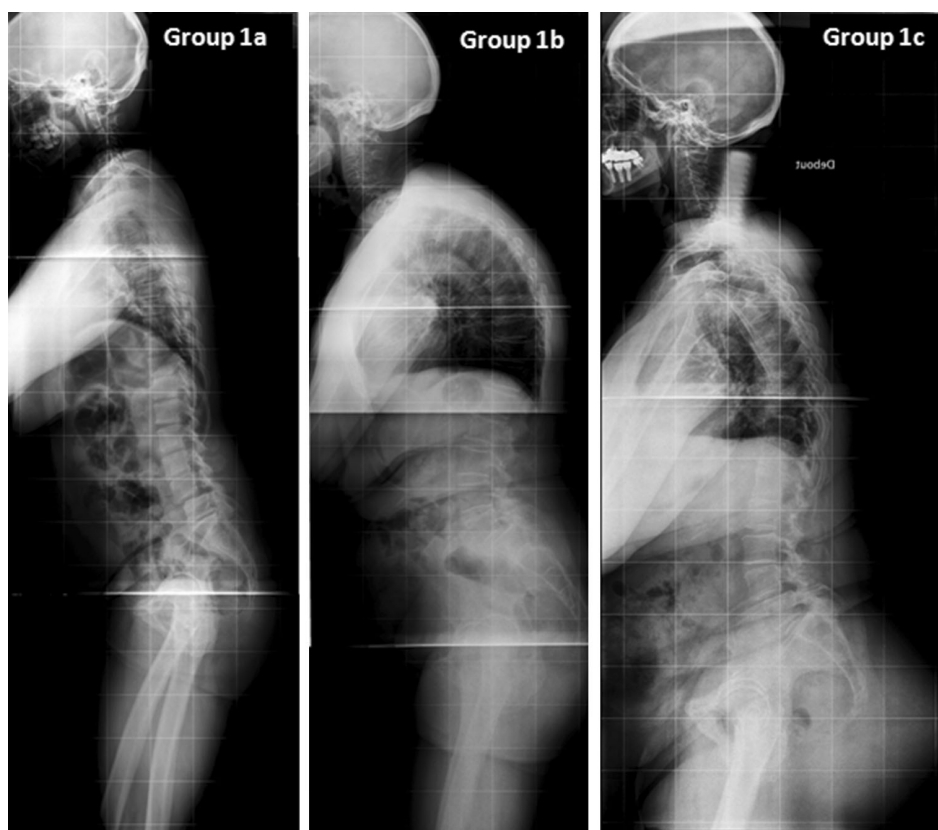


Fig. 3 Example of patients with anterior C7tilt (subgroups 1a, 1b, 1c)

Patients from subgroups 2a, 2b, and 2c had a normal global spinopelvic alignment as measured by C7tilt (Fig. 4). Patients from subgroup 2a had the smallest PI (48.9°), with a PI/LLmax ratio of 87 %; this large LLmax was associated with a high TK of 59.9° . In subgroup 2b, patients had a mean PI of 53.9° with moderate LLmax and TKmax but an increased PT of 23.1° . Finally, in subgroup 2c, patients had a high PI (66.5°), with important LLmax (64.0°) and TKmax (51.7°).

Discussion

This study on a large cohort of patients with degenerative spondylolisthesis confirmed that these patients had higher PI compared to asymptomatic volunteers. This large PI was associated with a lack of lumbar lordosis which occurred mainly in the lumbosacral area. L4S1 lordosis represented 45 % of the LLmax in the DS population, whereas it represented 66 % of the LLmax in asymptomatic patients [29]. This lack of lordosis was one of the principal causes of sagittal malalignment as highlighted by the SRS Schwab classification for adult spinal deformity with the PI-LL modifier [32]. Although some compensatory mechanisms

were recruited such as pelvic retroversion or thoracic flattening, they were insufficient to correct this anterior malalignment as demonstrated with 159 (24 %) patients presenting an anterior C7Tilt. In the entire DS cohort, as well as within each cluster subgroup, the mean PT/PI ratio of 39 % was larger than in the asymptomatic population (25 %) demonstrating the presence of sagittal malalignment characterized by a pelvic retroversion. Moreover, while the mean PI was higher in DS patients, the PI distribution revealed that 25 % of the DS patients had a small PI below 51° [30]. Thus, if large PI is a factor in DS development, these results evoke that DS pathogenesis could be multifactorial.

The first cluster analysis revealed that sagittal alignment quantified by C7tilt was the first discriminating parameter. At this step of the hierarchic classification, PI was not discriminating since it was not significantly different between groups with or without anterior malalignment. Then with the 2nd cluster analysis, PI appeared as an interesting factor, since PI was different among the subgroups. These differences in PI are of clinical interest. In group 1a, the lack of lordosis was important as shown with a PI/LLmax ratio close to 200 %. This important loss of lordosis is mainly explained by local kyphosis at the listhesis level.



Fig. 4 Example of patients with normal C7tilt (subgroups 2a, 2b, 2c)

However, this group has a low PI (49.1°) so the lordosis needed could be achieved by less invasive surgical procedures than a 3-column osteotomy (3-CO) [33–35]. In group 1b, while the lumbar lordosis was adapted to the PI with PI/LLmax ratio of 104 %, the important thoracic kyphosis (60°) seems to be the main factor in anterior malalignment. Moreover, the advanced age in this group may be associated with a fixed ankylosing kyphosis, which is responsible for the underlying DS development. In group 1c, PI was high (68.2°). It is now well established that such a high PI require a high lumbar lordosis with a proportional PT [26, 36, 37]. This important lordosis with a large pelvic tilt leads to increasing constraints on facet joints and increasing shear forces on intervertebral discs, and thereby creates degenerative slipping [38]. DS associated with other lumbar degenerative processes leads to lack of lordosis. In patients with high PI, correction of loss of lordosis and pelvic retroversion could require invasive correction surgery such as 3-CO.

In groups 2a, 2b and 2c, patients do not have anterior malalignment according to their normal C7tilt. In group 2a, patients have low PI (48.9°) but short and high LL with long and large TK. Such an association could increase shear forces at the lordosis apex and lead to DS. In group 2b, PI is close to the PI of the asymptomatic volunteers. The moderate loss of lordosis is compensated by a small increase in PT. In group 2c, LL (64.0°) is adapted to the high PI (66.5°) with a moderate TK. In these patients with conservation of global alignment, correction surgery could be limited to the fusion of the listhesis level and in case of lack of lordosis; alignment may be improved with longer fusion and interbody cages.

This study has several limitations. First, age distribution was not similar between patients and volunteers; therefore they were age-matched. Second, to determine postural or structural part of lack of lordosis was not obvious in this degenerative spine population. In an effort to reduce measurement error due to the inaccurate calibration

between 13 centers, C7Tilt was used instead of SVA to assess global alignment. Finally, this study included only radiographic analysis of spinopelvic parameters and lower limb compensatory mechanisms were not assessed. This issue should be addressed with new full-body imaging system in standing position.

Conclusion

In this study, predominance of high PI and female gender was emphasized in DS population. The lack of lordosis in that case seems to be one of the causes of accelerated lumbar degeneration, and leads to anterior malalignment and DS. However, this pathomechanism may not be the only one, since some of the patients in this cohort had low PI.

Overall, these findings highlighted the complexity of sagittal alignment analysis in degenerative spondylolisthesis. In group 1 (24 % of the patients), anterior malalignment (C7Tilt) was described. In group 2 with C7Tilt defined as normal, compensatory mechanisms, such as pelvic retroversion, were involved in 82 % of these patients. If sagittal malalignment in these patients leads to surgical correction, differences in pelvic morphology in these patients suggest the need for an adapted surgical procedure in each group. Moreover, global comorbidities frequent in this population have to be considered in the surgical planning.

Acknowledgments No grant support was received. IRB Approval was granted for this study at all participating sites.

Conflict of interest None.

References

- Benoist M (2003) Natural history of the aging spine. *Eur Spine J* 12(Suppl 2):S86–S89
- Aono K, Kobayashi T, Jimbo S et al (2010) Radiographic analysis of newly developed degenerative spondylolisthesis in a mean twelve-year prospective study. *Spine* 35:887–891
- Smorgick Y, Mirovsky Y, Fischgrund JS et al (2014) Radiographic predisposing factors for degenerative spondylolisthesis. *Orthopedics* 37:e260–e264
- Liu H, Li S, Zheng Z et al (2014) Pelvic retroversion is the key protective mechanism of L4-5 degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J*. doi:10.1007/s00586-014-3395-7
- Smorgick Y, Park DK, Baker KC et al (2013) Single- versus multilevel fusion for single-level degenerative spondylolisthesis and multilevel lumbar stenosis: four-year results of the spine patient outcomes research trial. *Spine* 38:797–805
- Berlemann U, Jeszenszky DJ, Bühler DW, Harms J (1999) The role of lumbar lordosis, vertebral end-plate inclination, disc height, and facet orientation in degenerative spondylolisthesis. *J Spinal Disord* 12:68–73
- Schuller S, Charles YP, Steib J-P (2011) Sagittal spinopelvic alignment and body mass index in patients with degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J* 20:713–719
- Fujiwara A, Tamai K, An HS et al (2000) The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine. *J Spinal Disord* 13:444–450
- Boden SD, Riew KD, Yamaguchi K et al (1996) Orientation of the lumbar facet joints: association with degenerative disc disease. *J Bone Joint Surg Am* 78:403–411
- Matsunaga S, Sakou T, Morizono Y et al (1990) Natural history of degenerative spondylolisthesis. Pathogenesis and natural course of the slippage. *Spine* 15:1204–1210
- Morel E, Ilharreborde B, Lenoir T et al (2005) Sagittal balance of the spine and degenerative spondylolisthesis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 91:615–626
- Funao H, Tsuji T, Hosogane N et al (2012) Comparative study of spinopelvic sagittal alignment between patients with and without degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J* 21(11):2181–2187
- Barrey C, Jund J, Perrin G, Roussouly P (2007) Spinopelvic alignment of patients with degenerative spondylolisthesis. *Neurosurgery* 61:981–986
- Schwab FJ, Blondel B, Bess S et al (2013) Radiographical spinopelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity: a prospective multicenter analysis. *Spine* 38:E803–E812
- Roussouly P, Pinheiro-Franco JL (2011) Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J* 20(Suppl 5):609–618
- Barrey CC, Jund JJ, Noseda O, Roussouly P (2007) Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. *Eur Spine J* 16:1459–1467
- Kim MK, Lee S-H, Kim E-S et al (2011) The impact of sagittal balance on clinical results after posterior interbody fusion for patients with degenerative spondylolisthesis: a Pilot study. *BMC Musculoskelet Disord* 12:69
- Kumar MN, Jacquot F, Hall H (2001) Long-term follow-up of functional outcomes and radiographic changes at adjacent levels following lumbar spine fusion for degenerative disc disease. *Eur Spine J* 10:309–313
- Schwab F, Farcy J, Bridwell K et al (2006) A clinical impact classification of scoliosis in the adult. *Spine (Phila Pa 1976)* 31:2109–2114
- Schwab FJ, Smith VA, Biserni M et al (2002) Adult scoliosis: a quantitative radiographic and clinical analysis. *Spine (Phila Pa 1976)* 27:387–392
- Glassman SD, Hamill CL, Bridwell KH et al (2007) The impact of perioperative complications on clinical outcome in adult deformity surgery. *Spine* 32:2764–2770
- Weiss HR (1995) Measurement of vertebral rotation: perdrille versus Raimondi. *Eur Spine J* 4:34–38
- Faro FD, Marks MC, Pawelek J, Newton PO (2004) Evaluation of a functional position for lateral radiograph acquisition in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 29:2284–2289
- Morvan G, Mathieu P, Vuillemin V et al (2011) Standardized way for imaging of the sagittal spinal balance. *Eur Spine J* 20(Suppl 5):602–608
- Rillardon L, Levassor N, Guigui P et al (2003) Validation of a tool to measure pelvic and spinal parameters of sagittal balance. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 89:218–227
- Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J (2005) Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine* 30:346–353
- Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P (1992) A Barycentric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng* 20:451–462
- Meyerding HW (1956) Spondylolisthesis; surgical fusion of lumbosacral portion of spinal column and interarticular facets;

- use of autogenous bone grafts for relief of disabling backache. *J Int Coll Surg* 26:566–591
29. Mac-Thiong J-M, Roussouly P, Berthonnaud E, Guigui P (2011) Age- and sex-related variations in sagittal sacropelvic morphology and balance in asymptomatic adults. *Eur Spine J* 20(Suppl 5):572–577
 30. Mac-Thiong J-M, Roussouly P, Berthonnaud E, Guigui P (2010) Sagittal parameters of global spinal balance: normative values from a prospective cohort of seven hundred nine Caucasian asymptomatic adults. *Spine* 35:E1193–E1198
 31. Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C (1998) Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J* 7:99–103
 32. Schwab F, Ungar B, Blondel B et al (2012) Scoliosis Research Society-Schwab adult spinal deformity classification: a validation study. *Spine (Phila Pa 1976)* 37:1077–1082
 33. Kumar MN, Baklanov A, Chopin D (2001) Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion. *Eur Spine J* 10:314–319
 34. Hsu H-T, Yang SS, Chen TY (2013) The Correlation between Restoration of Lumbar Lordosis and Surgical Outcome in the Treatment of Low-grade Lumbar Degenerative Spondylolisthesis with Spinal Fusion. *J Spinal Disord Tech* 1–21 [Epub ahead of print]
 35. Schwab F, Blondel B, Chay E et al (2013) The comprehensive anatomical spinal osteotomy classification. *Neurosurgery* 74:112–120
 36. Barrey C, Roussouly P, Le Huec J-C et al (2013) Compensatory mechanisms contributing to keep the sagittal balance of the spine. *Eur Spine J* 22(Suppl 6):S834–S841
 37. Smith JS, Klineberg E, Schwab F et al (2013) Change in Classification Grade by the SRS-Schwab Adult Spinal Deformity Classification Predicts Impact on Health-Related Quality of Life Measures: Prospective Analysis of Operative and Non-operative Treatment. *Spine (Phila Pa 1976)* 38:1663–1671
 38. Beckers LBJ (1991) The role of lordosis. *Acta Orthop Belg* 57:198–202

2.2.2 Spondylolisthesis lombaires dégénératifs : Cohorte de 670 patients et proposition d'une nouvelle classification

L'analyse de l'équilibre sagittal des spondylolisthésis dégénératifs est complexe. La prédominance de femme à forte incidence pelvienne a été confirmée par le travail précédent [85]. Les auteurs y investiguaient des paramètres radiologiques pelviens et rachidiens pour définir des situations d'équilibre global conservé ou décompensé. La sollicitation variable de mécanismes de compensation a permis de déterminer statistiquement des sous-groupes de sujets par une analyse en cluster.

Au-delà de l'étude radiologique préopératoire de cette cohorte multicentrique constituée sous l'égide de la SFCR, il est apparu utile de proposer une mise au point sur certains aspects thérapeutiques. Cette publication complémentaire avait pour objectif de rapporter les différentes méthodes techniques employées dans la série ainsi que les résultats algo-fonctionnels et les complications.

Les résultats préliminaires de 2 études ancillaires y ont aussi été proposés. La première concernait un essai randomisé comparant des arthrodèses postérieures associant ou non des cages intersomatiques de type TLIF. La seconde évaluait la qualité de la décompression obtenue par méthode mini-invasive.

Enfin, une nouvelle classification de sévérité croissante a été proposée pour guider les choix thérapeutiques.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25201282/>



Available online at
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com/en



Review article

Degenerative lumbar spondylolisthesis. Cohort of 670 patients, and proposal of a new classification



O. Gille^{a,*}, V. Challier^a, H. Parent^b, R. Cavagna^c, A. Pognard^d, A. Faline^e, S. Fuentes^f, O. Ricart^g, E. Ferrero^h, M. Ould Slimaneⁱ, the French Society of Spine Surgery (SFCR)^j

^a Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, hôpital Tripode, place Amélie-Raba-Léon, 33076 Bordeaux cedex, France

^b Clinique Saint-Léonard, 18, rue de Bellinière, 49800 Trélazé, France

^c Clinique mutualiste de la Porte-de-L'Orient, 3, rue Robert-de-la-Croix, 56100 Lorient, France

^d Hôpital Henry-Mondor, 51, avenue du Maréchal-de-Lattre-de-Tassigny, 94010 Créteil, France

^e Centre orthopédique Santy, 24, avenue Paul-Santy, 69008 Lyon, France

^f Service de neurochirurgie, hôpital La Timone, 264, rue Saint-Pierre, 13385 Marseille, France

^g Hôpital Kirchberg, 9, rue Edward-Steichen, 2540 Luxembourg-Kirchberg, Luxembourg

^h Service d'orthopédie, hôpital Beaujon, 100, boulevard du Général-Leclerc, 92110 Clichy, France

ⁱ Hôpital Charles-Nicolle, 1, rue de Germont, 76000 Rouen, France

^j 94, rue Bobillot, 75013 Paris, France

ARTICLE INFO

Article history:

Accepted 27 July 2014

Keywords:

Spondylolisthesis
 Discogenic degenerative disease
 Lumbar spine osteoarthritis
 Classification
 Sagittal balance
 Circumferential fusion
 Minimally invasive fusion

ABSTRACT

Degenerative spondylolisthesis is common in adults. No consensus is available about the analysis or surgical treatment of degenerative spondylolisthesis. In 2013, the French Society for Spine Surgery (Société française de chirurgie du rachis) held a round table discussion to develop a classification system and assess the outcomes of the main surgical treatments. A multicentre study was conducted in nine centres located throughout France and Luxembourg. We established a database on a prospective cohort of 260 patients included between July 2011 and July 2012 and a retrospective cohort of 410 patients included in personal databases between 2009 and 2013. For patients in the prospective cohort clinical assessments were performed before and after surgery using the self-administered functional impact questionnaire AQS, SF12, and Oswestry Disability Index (ODI). Type of treatment and complications were recorded. Antero-posterior and lateral full-length radiographs were used to measure lumbar lordosis (LL), segmental lordosis (SL), pelvic incidence (PI), pelvic tilt (PT), sagittal vertical axis (SVA), and percentage of vertebral slippage. Mean follow-up was 10 months. We started a randomised clinical trial comparing posterior fusion of degenerative spondylolisthesis with versus without an inter-body cage. 60 patients were included, 30 underwent 180° fusion and 30 underwent 360° fusion using an inter-body cage implanted via a transforaminal approach. We evaluated the quality of neural decompression achieved by minimally invasive fusion technique. In a subgroup of 24 patients computed tomography (CT) was performed before and after the procedure and then compared. Mean age was 67 years and 73% of degenerative spondylolisthesis were located at L4-L5 level. The many surgical procedures performed in the prospective cohort were posterior fusion (39%), posterior fusion combined with inter-body fusion (36%), dynamic stabilization (15%), anterior lumbar fusion (8%), and postero-lateral fusion without exogenous material (2%). Peri-operative complications of any severity occurred in 17% of patients. The AQS, ODI and SF12 scores were improved significantly at follow-up. We found no differences in clinical improvements across surgical procedure types. Circumferential fusion (360°) was associated with greater relief of nerve root pain and better lordosis recovery after 1 year compared to postero-lateral fusion (180°). Post-operative CT images showed effective decompression of nervous structures after minimally invasive fusion. Longer follow-up of our patients is needed to assess the stability of the results of the various surgical procedures.

* Corresponding author. Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, hôpital Tripode, place Amélie-Raba-Léon, 33076 Bordeaux cedex, France.
 E-mail address: olivier.gille@chu-bordeaux.fr (O. Gille).

Based on a radiological analysis, the authors propose a new classification with five types of degenerative spondylolisthesis: type 1, SL > 5° and LL > PI-10°; type 2, SL < 5° and LL > PI-10°; type 3, LL < PI-10°; type 4, LL < PI-10° and compensated sagittal balance with PT > 25°; and type 5, sagittal imbalance with SVA > 4 cm.

Proof level: IV Observational cohort study. Retrospective review of prospectively collected outcome data.

© 2014 Published by Elsevier Masson SAS.

1. Introduction

Degenerative spondylolisthesis, also known as arthritis spondylolisthesis as opposed to isthmic spondylolisthesis due to pars interarticularis disruption, is encountered on an everyday basis by spine surgeons. Despite this high frequency, the pathophysiology of the vertebral slippage remains controversial, and numerous treatment options are available to the surgeon. The absence of a consensus about degenerative spondylolisthesis prompted the French Society for Spine Surgery (Société française de chirurgie du rachis) to hold a round table discussion in 2013. The main objectives were to characterise degenerative spondylolisthesis, develop a classification system, and assess the outcomes of the various surgical options used by the participating surgeons. Iatrogenic spondylolisthesis, due for instance to excessively aggressive arthroctomy, and spondylolisthesis developed above a fused level are outside the scope of this article, which focuses only on primary degenerative spondylolisthesis.

2. Preparatory work

Several studies were performed to prepare the round table discussion.

2.1. Establishment of a multicentre cohort of patients with degenerative spondylolisthesis

We established a database on a prospective cohort of 260 patients included between July 2011 and July 2012 and a retrospective cohort of 410 patients included in personal databases between 2009 and 2013. Data on the 670 patients were entered into a single Keops database (S.M.A.I.O, Lyon, France). Patients in the prospective cohort were evaluated before and after surgery, using the self-administered functional impact questionnaire AQS [1], the SF12, and the Oswestry Disability Index (ODI). Mean follow-up of this cohort was 10 months. For each patient, antero-posterior and lateral full-length radiographs were digitised and analysed using the radiograph analysis software in Keops.

2.2. Randomised clinical trial of posterior fusion with versus without an inter-body cage

Of 60 patients included at a single centre, 30 underwent single-level fusion using pedicle screws and postero-lateral grafting combined with decompression via recalibration (180° fusion) and 30 also received an inter-body cage implanted via a transforaminal approach (360° fusion). The primary outcome measure was a successful procedure after 24 months defined as healing of the fusion site documented by computed tomography (CT) based on the criteria reported by Lenke et al. [2], less than 5° of fused segment mobility on dynamic views, a greater than 3° increase in fused segment lordosis, and absence of revision surgery.

Secondary outcome measures consisted of complications, radiographic parameters (lumbar lordosis [LL] and disc height), clinical parameters (visual analogue scale [VAS], Prolo score [3], ODI, and SF36 quality-of-life scores)

2.3. Evaluation of the quality of decompression achieved by minimally invasive fusion

Transforaminal lumbar inter-body fusion (TLIF) and fusion via a bilateral minimally invasive approach was performed in 24 patients with degenerative spondylolisthesis, who underwent CT before and after the procedure. The height of the foramen on the side opposite the TLIF procedure was measured on both pre and postop CT on a sagittal reconstruction. The surface area of the spinal canal was assessed subjectively, as the arthroctomy would have made this parameter difficult to measure. The morphology of the stenosis was evaluated based on the qualitative classification developed by Schizas et al. [4]. Disc height was measured midway between the anterior and posterior edges of the supra-jacent vertebra.

3. Results

3.1. Multicentre cohort of patients with degenerative spondylolisthesis

Of the 670 patients in the cohort, 260 were included prospectively and 410 retrospectively. Mean age was 67 ± 11 years and 72% of patients were women. The slippage was located at L5-S1 in 6% of cases, L4-L5 in 73%, L3-L4 in 18%, and L2-L3 in 3%; 12% of patients had slippage at two or more levels.

The many surgical procedures performed in the prospective cohort were posterior fusion (39%), posterior fusion combined with inter-body fusion (same-stage TLIF or complementary anterior stage, 36%), dynamic stabilization (15%), anterior lumbar inter-body fusion (ALIF, 8%), and postero-lateral fusion without exogenous material (2%). At least one complication occurred in 16.9% of patients. Major complications included neurological compromise (4.9%), instrumentation-related adverse events (3.6%), and deep surgical-site infections (0.5%). Minor complications were superficial surgical-site infections, dural tears, and systemic complications. No deaths or life-threatening complications were recorded.

3.1.1. Clinical parameters

The global AQS score improved from 36% pre-operatively to 70% post-operatively; the radicular subscore improved from 28 to 72%, the low-back-pain subscore from 31 to 61%, and the neuroischaemic subscore from 48 to 80%. All four improvements were statistically significant ($P < 0.001$). The ODI improved significantly, from 45% pre-operatively to 23% post-operatively ($P < 0.001$). The Physical Component Summary SF12 subscore improved from 32 pre-operatively to 41 post-operatively and the mental component summary SF12 subscore from 39 pre-operatively to 45

post-operatively ($P < 0.001$). We found no significant differences in clinical improvements across surgical procedure types.

3.1.2. Pre-operative radiological parameters

Mean segmental lordosis, defined as the angle between the tangent to the upper endplate of the slipped vertebra and the tangent to the lower endplate of the infra-jacent vertebra, was 19° at L4-L5 (-48° to $+10^\circ$) and 16° at L3-L4 (-48° to $+10^\circ$). Mean slippage was 17% at L4-L5 and 10% at L3-L4. Fewer than 10% of patients had coronal imbalance on the antero-posterior radiograph. Anterior balance was quantified by measuring sagittal C7 tilt as the angle between the central sacral vertical line (CSVL, plumb line through the centre of the sacral plate) and the line connecting the centre of the sacral plate to the centre of the body of C7. Of the 670 patients, 37% were classified as having anterior imbalance defined as more than 7° of sagittal C7 tilt. A tilt value of 7° was taken as the cut-off indicating imbalance. Mean maximal LL, determined based on the vertebrae with the greatest inclinations, was $53^\circ \pm 13^\circ$; mean PI was $59^\circ \pm 11^\circ$; and mean PT was $23^\circ \pm 8^\circ$. In the subgroup with multi-level spondylolisthesis, mean PI was 62° , and mean PT was 26° .

3.2. Randomised clinical trial of posterior fusion with versus without an inter-body cage

Here, we report the preliminary outcomes after a mean follow-up of one year. The rate of peri-operative complications (dural tears, bleeding, and infection) was similar in the two groups (3% in the 180° group and 1.8% in the 360° group). Revision surgery was required in two patients in the 180° group, for infection and extension of the construct after eight months because of persistent sagittal imbalance, respectively. Segmental lordosis was significantly greater in the 360° group (by 3°); however, restoring segmental lordosis was not the main goal of the procedure. The two groups showed no significant differences one year after surgery in any of the clinical scores (Prolo, ODI, and SF36). In contrast, relief from nerve root pain was significantly greater in the 360° group (VAS nerve root pain score, 53 pre-operatively and 9 post-operatively versus 48 and 22 in the 180° group).

3.3. Evaluation of the quality of decompression achieved by minimally invasive fusion

Mean pre-operative slippage was 15% (range, 3–31%). Lumbar spinal stenosis grades according to Schizas et al. [4] were A in two patients, B in seven, C in seven, and D in eight patients. Surgery did not significantly decrease the amount of slippage in this small group of patients. A minimal increase in slippage was recorded in seven (28%) patients. The neural foramen on the side of TLIF was fully patent and the size of the contralateral neural foramen was significantly increased, by 5.7%. Disc height was significantly increased, by 21%. The subjective evaluation indicated widening of the spinal canal.

4. Discussion

4.1. Multicentre cohort of patients with degenerative spondylolisthesis

To our knowledge, this is the largest cohort of patients with degenerative spondylolisthesis reported to date. Our results confirm that PI is increased in degenerative spondylolisthesis. Other findings included decreased LL and increased PT. No significant differences were found across surgical procedures (anterior fusion, posterior fusion, anterior and posterior fusion, dynamic stabilization, and isolated decompression) regarding improvements in

measures of quality of life or functional impact. However, the short follow-up of only 10 months on average provides no information on mid- or long-term outcomes. Whether the surgical results are sustained over time will have to be determined by continued follow-up of these patients. The complication rate was similar to that in a meta-analysis by Nasser et al. [5] (17.8% of 79,471 patients). The higher complication rates found by Nasser et al. in prospective studies (20.4% for major and minor complications) are ascribable to better data collection [5].

4.1.1. Dynamic stabilization

In this cohort, 24 patients were managed by the implantation of a dynamic stabilization system secured by pedicle screws. Dynesys® (Zimmer) was used in 21 patients and BDyn® (S14 Implants) in three patients. Revision surgery was required within 18 months in four patients, because of bleeding within the spinal canal, deep surgical-site infection, screw displacement, and anterior imbalance, respectively. An anterior approach to the lumbar spine was used for revision surgery in the patients with screw displacement and anterior imbalance. Outcomes after dynamic stabilization for spondylolisthesis have varied across published studies: Ricart et al. reported good or very good outcomes in 25 patients with a mean follow-up of 34 months [6]; Hoppe et al. obtained satisfactory results, with a 7-year revision rate of 21%, i.e., similar to that seen after fusion according to the authors [7]; and Schnake et al. described the 2-year outcomes as good despite material failure in 17% of patients [8].

4.1.2. Classification of degenerative spondylolisthesis: Before the round table discussion, one of the authors of this study had suggested a new classification system for spondylolisthesis derived from the adult spinal deformity (ASD) classification system developed by Schwab et al. [9]

- type 1: preserved segmental lordosis ($>5^\circ$) and preserved LL ($LL > PI - 10^\circ$);
- type 2, decreased segmental lordosis ($<5^\circ$) and preserved LL ($LL > PI - 10^\circ$);
- type 3, decreased LL ($LL < PI - 10^\circ$);
- type 4, decreased LL ($LL < PI < 10^\circ$) with compensation to maintain sagittal balance ($PT > 25^\circ$);
- type 5, sagittal unbalance ($SVA > 4$ cm, with the SVA defined as the distance between the plumb line from the centre of the C7 body to the anterior margin of S1 plate) (Fig. 1).

This classification has therapeutic implications according to the authors, as severity increases from each type to the next: preserved segmental lordosis and no other local alterations in type 1, altered segmental lordosis in type 2, altered global LL in type 3, adverse effect on overall balance with compensation in type 4, and altered overall balance in type 5:

- in type 1 spondylolisthesis, there is no need to restore SL, and simple posterior fusion without an inter-body cage therefore seems appropriate. Elderly type 1 patients are probably the best candidates for simple decompression without fusion. Finally, dynamic stabilization may have its best indication in type 1 spondylolisthesis. These hypotheses require validation in larger studies;
- type 2 spondylolisthesis requires SL restoration at the site of slippage. In healthy individuals, L4-S1 lordosis contributes two-thirds of the total LL. An inter-body cage can be extremely useful in this situation, as studies have demonstrated that an anterior support helps to correct local kyphosis and to limit the risk of mechanical post-operative complications;
- in type 3 spondylolisthesis with good correction of the low LL on dynamic views, a short assembly may be appropriate. When LL

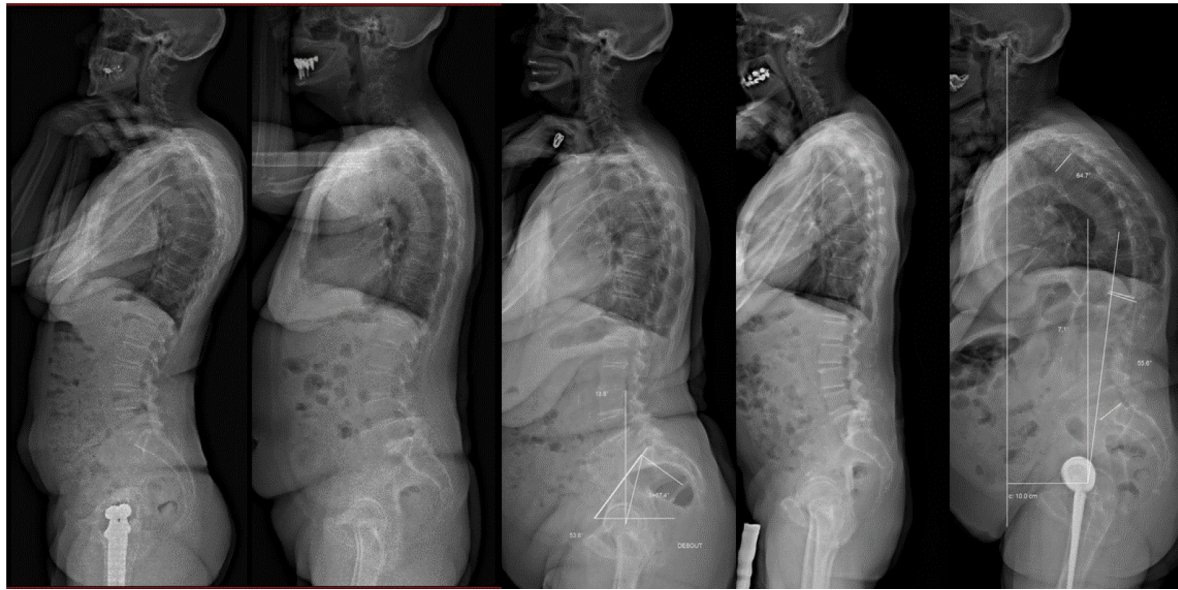


Fig. 1. Different patterns of degenerative spondylolisthesis. Type 1: preserved segmental and global lordosis; type 2: segmental kyphosis; type 3: lumbar hypolordosis; type 4: pelvic retroversion; type 5: sagittal imbalance.

correction is inadequate, the surgical treatment is the same as in type 4 spondylolisthesis;

- in type 4 spondylolisthesis, LL restoration is mandatory and requires an extended construct, often from L3 to S1;
- in type 5 spondylolisthesis, the treatment of the slippage takes second place to correction of the sagittal deformity.

4.2. Usefulness of an inter-body cage

In several studies, outcomes were less favourable after isolated decompression than after fusion in patients with degenerative spondylolisthesis [10–12]. The clinical outcome depends on the quality of the fusion [13]. Although fusion can be achieved without internal fixation (by postero-lateral grafting), there is abundant evidence that internal fixation increases the healing rate [14]. Similarly, circumferential fusion may increase the healing rate in all types of lumbar surgery [15,16]. No published studies compared postero-lateral fusion to circumferential fusion in patients with degenerative spondylolisthesis. The preliminary results of our randomised trial comparing 180° fusion and 360° fusion do not support the routine use of an inter-body cage. An inter-body cage is undoubtedly useful in patients requiring local lordosis restoration (type 2 spondylolisthesis). The implantation of a cage that can serve as an anterior pivot point can help to restore segmental lordosis. Some authors have suggested that inter-body cage implantation may also be preferable in patients with high discs, to minimise the risk of failed fusion [15,16].

4.3. Neurological decompression

4.3.1. Isolated neurological decompression without fusion

This technique has acquired a poor reputation, as increased slippage has been reported after decompression laminectomy without fusion used to treat degenerative spondylolisthesis. In 1991, Herkowitz and Kurz reported that fusion provided better outcomes than did isolated decompression [10]. However, the introduction of micro-surgical techniques has challenged this paradigm. Isolated microsurgical unilateral decompression has produced good clinical and radiographic outcomes with no significant increase in slippage [17]. In other studies, however, microsurgical unilateral

decompression was associated with a subsequent increase in slippage [18,19]. Jang et al. reported that the risk of increased slippage was greatest in patients whose pre-operative dynamic radiographs showed sagittal motion at the spondylolisthesis level [18].

4.3.2. Neurological decompression with fusion

Neurogenic claudication requires cauda equina decompression to alleviate the symptoms. Decompression can be achieved directly via laminectomy or recalibration. However, these techniques carry a risk of dural tearing that may be greatest when degenerative spondylolisthesis is combined with lumbar spinal stenosis [20]. Decompression can also be achieved indirectly by reducing the slippage or distracting the inter-vertebral space [21,22]. Surgery via an isolated anterior approach has been reported to provide good nervous structure decompression and favourable clinical outcomes. In a study by Hirose comparing pre-operative and post-operative myelograms, spinal canal dimensions increased in 80% of patients after anterior surgery and clinical manifestations improved in 60% [23]. Luczkiewicz et al. obtained similar findings [24]. In the prospective cohort established by the French Society for Spine Surgery, 20 patients were treated via an isolated anterior approach. They experienced significant improvements in nerve root pain (VAS score, 7.7 pre-operatively and 2 post-operatively) and a decrease in slippage (L5-S1, from 18% pre-operatively to 10% post-operatively; and L4-L5, from 17% pre-operatively to 11% post-operatively). Revision surgery via a posterior approach was required in one (5%) patient to treat worsening of the neurological manifestations. Fusion was considered complete after one year in all 20 patients. It should be borne in mind, however, that the anterior approach increases the lumbar lordosis and consequently can worsen the static component of lumbar spinal stenosis. To minimise this risk, inter-vertebral distraction should be used also. The patient must be informed that posterior revision surgery for secondary release may be required.

In our randomised trial comparing 180° and 360° fusion, the degree of relief from nerve root pain reported after one year was greater with the inter-body cage technique. The cage was implanted via the transforaminal approach in all patients. The cage was implanted on the side of most severe pain. The greater efficacy

on nerve root pain may be ascribable to optimal neural foramen decompression by the passage of the cage.

Minimally invasive fusion techniques allow adequate decompression, as demonstrated in the study involving post-operative CT. Decompression can also be achieved in patients with severe stenosis (stage D in the Schizas classification) [4]. Kelleher et al. also established that minimally invasive fusion was effective in the treatment of degenerative spondylolisthesis, although increased slippage was noted in 8.4% of patients [25].

5. Conclusion

This article reports the results of a round table discussion held in 2013 by the French Society for Spine Surgery. The participants initiated a prospective longitudinal study of a large cohort of patients with degenerative spondylolisthesis. The clinical follow-up is still very short and must be continued to collect mid-term and long-term data, which are crucial to assess the various surgical techniques used in this multi-centre study. The radiographic analysis of overall postural balance will be discussed in another article. Finally, the definite results of the randomised trial comparing instrumented postero-lateral fusion to circumferential fusion will be available shortly, as this trial will be completed in one year.

Disclosure of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest concerning this article.

References

- [1] Guigui P, Rillardon L, Veil-Picard A, Blamoutier A, Heissler P, Benoist M, et al. Validation of a self-administered functional evaluation questionnaire after surgical treatment of lumbar spine stenosis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002;88:601–12.
- [2] Lenke LG, Bridwell KH, Bullis D, Betz RR, Baldus C, Schoenacker PL. Results of in situ fusion for isthmic spondylolisthesis. *J Spinal Disord* 1992;5:433–42.
- [3] Prolo DJ, Oklund SA, Butcher M. Toward uniformity in evaluating results of lumbar spine operations. A paradigm applied to posterior lumbar interbody fusions. *Spine (Phila Pa 1976)* 1986;11:601–6.
- [4] Schizas C, Theumann N, Burn A, Tansey R, Wardlaw D, Smith FW, et al. Qualitative grading of severity of lumbar spinal stenosis based on the morphology of the dural sac on magnetic resonance images. *Spine* 2010;35:1919–24.
- [5] Nasser R, Yadla S, Maltenfort MG, Harrop JS, Anderson DG, Vaccaro AR, et al. Complications in spine surgery. *J Neurosurg Spine* 2010;13:144–57.
- [6] Ricart O, Serwier JM. Dynamic stabilisation and compression without fusion using Dynesys for the treatment of degenerative lumbar spondylolisthesis: a prospective series of 25 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2008;94:619–27.
- [7] Hoppe S, Schwarzenbach O, Aghayev E, Bonel H, Berlemann U. Long-term outcome after monosegmental L4/5 stabilization for degenerative spondylolisthesis with the Dynesys device. *J Spinal Disord Tech* 2012. <http://dx.doi.org/10.1097/BSD.0b013e318277ca7a>.
- [8] Schnake KJ, Schaeren S, Jeanneret B. Dynamic stabilization in addition to decompression for lumbar spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis. *Spine* 2006;31:442–9.
- [9] 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.
- [10] Herkowitz HN, Kurz LT. Degenerative lumbar spondylolisthesis with spinal stenosis. A prospective study comparing decompression with decompression and intertransverse process arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 1991;73:802–8.
- [11] Mardjetko SM, Connolly PJ, Shott S. Degenerative lumbar spondylolisthesis. A meta-analysis of literature 1970–1993. *Spine* 1994;19(20 Suppl.):2256S–65S.
- [12] Martin CR, Gruszczynski AT, Braunschur HA, Fallatah SM, O'Neil J, Wai EK. The surgical management of degenerative lumbar spondylolisthesis: a systematic review. *Spine* 2007;32:1791–8.
- [13] Djurasovic M, Glassman SD, Dimar 2nd JR, Howard JM, Bratcher KR, et al. Does fusion status correlate with patient outcomes in lumbar spinal fusion? *Spine* 2011;36:404–9.
- [14] Fischgrund JS, Mackay M, Herkowitz HN, Brower R, Montgomery DM, Kurz LT. 1997 Volvo Award winner in clinical studies. Degenerative lumbar spondylolisthesis with spinal stenosis: a prospective, randomized study comparing decompressive laminectomy and arthrodesis with and without spinal instrumentation. *Spine* 1997;22:2807–12.
- [15] Christensen FB, Hansen ES, Eiskjaer SP, Høy K, Helmig P, Neumann P, et al. Circumferential lumbar spinal fusion with Brantigan cage versus posterolateral fusion with titanium Cotrel-Dubouset instrumentation: a prospective, randomized clinical study of 146 patients. *Spine* 2002;27:2674–83.
- [16] Videbaek TS, Christensen FB, Soegaard R, Hansen ES, Høy K, Helmig P, et al. Circumferential fusion improves outcome in comparison with instrumented posterolateral fusion: long-term results of a randomized clinical trial. *Spine* 2006;31:2875–80.
- [17] Müslüman AM, Cansever T, Yılmaz A, Çavuşoğlu H, Yüce İ, Aydın Y. Midterm outcome after a microsurgical unilateral approach for bilateral decompression of lumbar degenerative spondylolisthesis. *J Neurosurg Spine* 2012;16:68–76.
- [18] Jang JW, Park JH, Hyun SJ, Rhim SC. Clinical outcomes and radiologic changes following microsurgical bilateral decompression via a unilateral approach in patients with lumbar canal stenosis and grade I degenerative spondylolisthesis with a minimum 3-year follow-up. *J Spinal Disord Tech* 2012. <http://dx.doi.org/10.1097/BSD.0b013e31827566a8>.
- [19] Sasai K, Umeda M, Maruyama T, Wakabayashi E, Iida H. Microsurgical bilateral decompression via a unilateral approach for lumbar spinal canal stenosis including degenerative spondylolisthesis. *J Neurosurg Spine* 2008;9:554–9.
- [20] Takahashi Y, Sato T, Hyodo H, et al. Incidental durotomy during lumbar spine surgery: risk factors and anatomic locations: clinical article. *J Neurosurg Spine* 2013;18:165–9.
- [21] Miao J, Wang S, Park WM, et al. Segmental spinal canal volume in patients with degenerative spondylolisthesis. *Spine J* 2013;13:706–12.
- [22] Ogikubo O, Forsberg L, Hansson T. The relationship between the cross-sectional area of the cauda equina and the preoperative symptoms in central lumbar spinal stenosis. *Spine* 2007;32:1423–8 [discussion 1429].
- [23] Hirose A. Comparative study on the pre- and postoperative myelogram in anterior lumbar surgery. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 1987;61:879–91.
- [24] Luczkiewicz P, Smoczyński A, Smoczyński M, et al. The results of decompression and anterior lumbar interbody fusion with the use of interbody cages for the treatment of degenerative lumbar spondylolisthesis. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol* 2006;71:173–5 [Polish].
- [25] Kelleher MO, Timlin M, Persaud O, Rampersaud YR. Success and failure of minimally invasive decompression for focal lumbar spinal stenosis in patients with and without deformity. *Spine* 2010;35:E981–7.

2.2.3 Doubles spondylolisthésis dégénératifs : quelles sont les particularités dans le plan sagittal ?

Les caractéristiques radiologiques posturales sagittales des spondylolisthésis dégénératifs décrites dans les précédents travaux évoquent un lien de causalité physiopathologique [85,86]. Fort de ce constat, il est apparu pertinent d'analyser spécifiquement le sous-groupe des spondylolisthésis de multiples niveaux. L'hypothèse d'une association à des paramètres épidémiologiques ou radiologiques sagittaux spino-pelviens différents a justifié une comparaison aux formes à SPLD unique.

Cette recherche vise à comprendre si les formes multiples sont associées à un trouble postural plus sévère et s'il existe des arguments pour l'attribuer à une dégradation progressive des spondylolisthésis de simple niveau.

Au-delà de renforcer les hypothèses physiopathologiques exposées dans les publications précédentes, cette étude a pour objet de souligner l'attention particulière à porter aux spondylolisthésis multiples lors de la planification thérapeutique. Si le traitement étiologique doit être intégré, la question d'une restauration sagittale plus importante pourrait alors être discutée.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26814477/>

Double-level degenerative spondylolisthesis: what is different in the sagittal plane?

Emmanuelle Ferrero¹ · Anne-Laure Simon² · Baptiste Magrino¹ · Mourad Ould-Slimane³ · Pierre Guigui¹

Received: 13 September 2015/Revised: 8 January 2016/Accepted: 10 January 2016/Published online: 27 January 2016
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2016

Abstract

Purpose Degenerative spondylolisthesis (DS) is a common disease. The importance of sagittal malalignment in the DS population has been widely described. However, there is no study reporting sagittal alignment analysis in double-level DS. This study aims to analyze patients with double-level DS and compare them with single-level DS patients in terms of demographic and radiographic data.

Methods Retrospective multicenter ($n = 13$) study. Adult patients with one (uni_DS) or two-level DS (multi_DS) were included. Sagittal radiographic parameters were measured by an experienced observer: pelvic, spinal and global parameters with C7 sagittal tilt (C7 tilt, angle between the center of C7 vertebral body and the middle of the sacral endplate with the vertical reference line). After a descriptive analysis, radiographic and demographic data were compared between single and multi_DS.

Results 78 patients were included in multi_DS group and 576 in uni_DS group. Multi_DS were older than uni_DS (70.2 ± 9.4 vs 66.9 ± 10.6 years, $p = 0.009$). C7tilt was greater in multi_DS ($6.2^\circ \pm 5.3$ vs $4.8^\circ \pm 3.8$, $p = 0.003$). Multi_DS had a greater pelvic incidence ($62.4^\circ \pm 11.3$ vs $58.3^\circ \pm 11.1$, $p = 0.002$). Pelvic tilt was larger in multi-DS

($26.0^\circ \pm 7.5$ vs. $22.6^\circ \pm 8.1$, $p = 0.001$). L4S1 lordosis represented 40.4 % of the LLmax in multi_DS and 45.8 % in uni_DS group ($p = 0.013$).

Conclusions Multi_DS have different sagittal alignment than single DS with greater PI. In multi_DS, malalignment is more important with larger anterior tilt, loss of lumbosacral lordosis and more compensatory mechanisms such as pelvic retroversion. These findings highlight the need for an adapted surgical correction in these older patients with greater sagittal malalignment.

Keywords Degenerative spondylolisthesis · Multilevel spondylolisthesis · Sagittal alignment · C7 tilt · Lumbosacral lordosis

Introduction

Lumbar degenerative spondylolisthesis (DS) is a common degenerative spinal disease. According to the literature, it is associated with low back pain (LBP) in up to 18 % of the patients and in up to 51 % of the women above 50 years of age with LBP [1]. DS is defined as an anterior vertebral slipping of a cephalad vertebra on a caudal vertebra in the sagittal plane, with an intact neural arch [2, 3]. In the setting of degenerative spine, DS is often related to arthrosis, disc degeneration and canal or foraminal stenosis; and therefore associated with low back pain and/or radicular leg pain [4–6].

After the failure of the medical treatment, surgery is necessary to achieve decompression and fusion of the lumbar spine with restoration of sagittal alignment [7–10]. In the setting of degenerative spine, the impact of sagittal malalignment on pain and disability has been widely reported [11–15]. Therefore, numerous studies described

✉ Emmanuelle Ferrero
emmanuelle.ferrero@gmail.com

¹ Department of Orthopedic Surgery, Hopital Europeen Georges Pompidou, AP-HP, Paris V University, 20 rue Leblanc, 75015 Paris, France

² Orthopedic Surgery Department, Hopital Robert Debré, APHP, Paris VII University, 48 Boulevard Serurier, 75019 Paris, France

³ Orthopedic Surgery Department, CHU de Rouen, Rouen University, 1 rue de Germont, 76031 Rouen Cedex, France

sagittal alignment of the degenerative spine, especially for DS patients [5, 16–19]. Risk factors have been identified for DS: older age, female gender, high body mass index (BMI) and sagittal facet orientation [18, 20–23]. Recently, the relationship between high pelvic incidence and DS has been highlighted in the literature [16, 17, 24]. One study described sagittal malalignment and compensatory mechanisms on a large cohort of DS patients [19]. This study showed that 24 % of the DS patients had an anterior malalignment. In the remaining 76 % (without anterior malalignment), more than 50 % had pelvic retroversion [19] (Fig. 1).

As reported in the literature, single-level DS occurred at the L4L5 level for 73 % of the cases [19]. Rate of double level has been reported to be between 5 and 11 % in the literature [25, 26]. To the best of our knowledge, no study has analyzed sagittal alignment in multi-level DS; whereas, analyzing sagittal alignment in degenerative spine, both as symptoms and as therapeutic target, contributes to a better understanding of this disease and a better treatment.

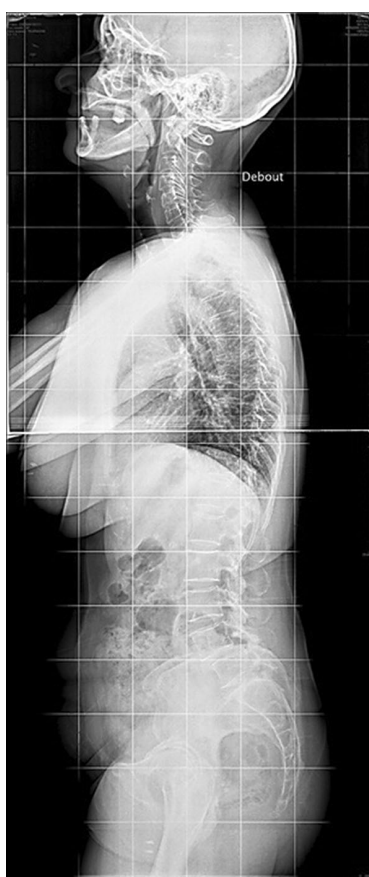


Fig. 1 Sagittal X-ray of a degenerative spondylolisthesis patient (PI 77°, PT 39°, L4S1/LLmax 22 %, C7 tilt 8°)

The purpose of this study is to describe demographic and radiographic data of patients with multi-level DS and to compare these parameters to a single-level DS population previously analyzed. The hypothesis is that multi-level DS have different pelvic parameters and more sagittal malalignment than single-level DS.

Methods

Patients selection

This study was a retrospective multicenter (13 departments/hospitals) review of data collected between January 2008 and January 2013. Approval of the institutional review board committee was obtained for each institution. Inclusion criteria were any adult patients above 18 years of age, surgically treated for one- or two-level lumbar DS. Exclusion criteria were a coronal Cobb angle greater than 10°, previous spinal surgery, and pelvis or lower limbs joint diseases such as severe osteoarthritis, tumor or fracture of the pelvis or lower limbs.

Data collection

Collected data included radiographic parameters, standard demographic information (age, sex, body mass index, BMI), functional and clinical outcomes based on health-related quality of life scores (HRQOL). The recorded HRQOL were the Oswestry Disability Index (ODI) and the Short-Form 36 with mental and physic components (SF36-MCS, SF36-PCS), which were part of the routine clinical practice.

Standing biplanar full spine radiographs (36-in. films) were obtained using the same standardized protocol already approved in each hospital. Patients were instructed to adopt a free standing position with horizontal gaze, fists on the clavicles to avoid superimposition of the arms with the spine [27, 28]. All the radiographs included the base of the skull with the external meatus and the upper third of the femur.

All the 2D radiographic parameters analysis was performed by a single operator, using Keops Software (SMAIO, Lyon, France), which is an update of the validated software Optispine (Paris, France) [29, 30]. The evaluation of the regional sagittal curvatures was based on the identification of the transitional vertebra defined as the inflexion point between the lordosis and the kyphosis. Sagittal spinal parameters included the maximal lumbar lordosis (LLmax measured from the upper endplate of the transitional vertebra to the upper endplate of S1), the maximal thoracic kyphosis (TKmax, measured from the upper endplate of T1 to the lower endplate of the

transitional vertebra) and the C2C7 cervical lordosis (C2C7, measured from the lower endplate of C2 to the lower endplate of C7). L3S1, L4S1, L5S1 segmental lordosis were also measured. Pelvic parameters included pelvic incidence (PI), pelvic tilt (PT) and sacral slope (SS) [31]. Global sagittal alignment was assessed by the C7 sagittal tilt (C7 tilt, angle between the center of C7 vertebral body and the middle of the sacral endplate with the vertical reference line) (Fig. 2). Focal sagittal measurements were also performed: the percentage of slip at the DS level according to the Meyerding's method, the disc angle between T11 and L5 and the angle of the listhesis level (Cylot). Spondylolisthesis was defined as an anterior slip of the cephalad vertebra on the caudal vertebra of equal or more than 5 mm in the sagittal plane. In order to evaluate the relationship between spinopelvic parameters and pelvic incidence (PI), which is a morphologic parameter specific for each individual, the ratio between LLmax and PI (LLmax/PI) and the ratio between PT and PI (PT/PI), were calculated [32]. Kyphotic angles were measured as negative and lordotic angles as positive.

Statistical analysis

Statistical analysis was performed using Stata version 13.0 (Statacorp LP, Lakeway Drive, College Station, Texas). Means and standard deviations were used to describe continuous variables, and frequency analyses were used for categorical variables. A Shapiro–Wilk test was performed to assess data distribution.

The patients were divided in two groups depending on the number of DS: single spondylolisthesis [uni_DS] and double-level or more of DS [multi_DS].

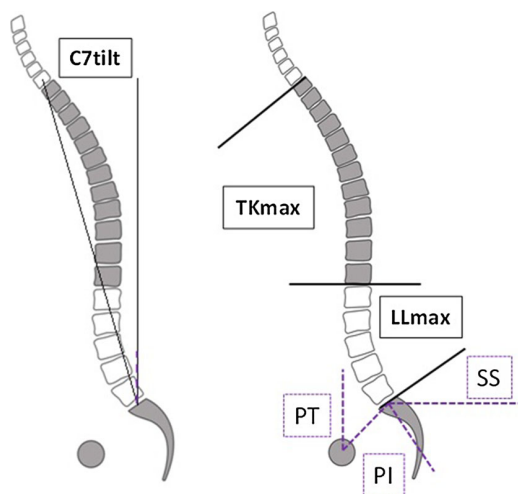


Fig. 2 Sagittal radiographic parameters: C7 tilt, maximal lumbar lordosis (LLmax), maximal thoracic kyphosis (TKmax), pelvic incidence (PI), pelvic tilt (PT), sacral slope (SS)

First, a descriptive analysis of the demographic and radiographic data of the cohort was performed and the relationships between these parameters were investigated using a Pearson correlation coefficient. Second, radiologic and demographic parameters were compared between uni_DS and multi_DS groups using a Student's *t* test or a Chi-squared as appropriate.

Results

Demographic data

Six hundred and fifty-four patients with DS were included in this study: 78 patients (12 %) in the multi_DS group and 576 patients in uni_DS group. Patients with multilevel DS were significantly older than uni-level DS (70.2 vs 66.9 years, $p = 0.009$). There was no significant difference between the BMI. The proportion of female was significantly higher in the multi_DS group (82 vs 70 %, $p = 0.039$) (Table 1).

In the multi_DS group, most common levels of double DS were L3L4–L4L5 (68 %, $n = 53$) and L4L5–L5S1 (26 %, $n = 20$). Two patients had 3-level DS: L3L4–L4L5–L5S1. In the uni_DS group, 472 patients had L4L5 DS (81 %), 79 patients had L3L4 DS (14 %), 21 patients had L5S1 DS (4 %) and 4 patients had L2L3 DS (1 %).

Functional and clinical outcomes were only recorded for 20 (26 %) and 220 (38 %) patients, respectively, in the multi_DS and the uni_DS group. ODI highlighted high disability in each group without any significant difference between groups (multi_DS: 49.0 ± 11.9 , uni_DS: 44.6 ± 16.4 , $p = 0.25$). There was no difference for the SF36-MCS (multi_DS: 36.7 ± 9.5 , uni_DS: 39.9 ± 10.7 , $p = 0.35$), neither for the SF36-PCS (multi_DS: 31.2 ± 8.4 , uni_DS: 31.7 ± 8.2 , $p = 0.25$).

Radiographic data

The mean spondylolisthesis grade was higher in the multi_DS group for L3L4, L4L5 and L5S1 DS, but no significant difference was observed for L1L2 and L2L3 between multi_DS and single_DS. The focal lordosis angle

Table 1 Demographic data comparison

	Multi_DS ($n = 78$)		Uni_DS ($n = 576$)		<i>p</i>
	Mean	SD	Mean	SD	
Age (years)	70.2	9.4	66.9	10.6	0.009
BMI (kg/m^2)	27.3	5.9	27.0	4.4	0.760
Female (%)	82	–	70	–	0.039

BMI notes for body mass index, SD for standard deviation

Table 2 Comparison of DS slipping percentage for each lumbar level

	Multi_DS (n = 78)		Uni_DS (n = 576)		p
	Mean	SD	Mean	SD	
L1L2	7.1	9.6	6.5	8.2	0.580
L2L3	2.8	4.6	3.1	9.4	0.750
L3L4	5.4	8.3	1.7	9.5	0.001
L4L5	16.4	10.2	13.4	11.3	0.024
L5S1	4.7	10	0.6	6.9	0.001

at the listhesis level was greater in the multi_DS group ($24.7^\circ \pm 10.2$ vs $17.2^\circ \pm 8.8$, $p = 0.001$), as well as the disc angle at the listhesis level ($10.4^\circ \pm 8.1$ vs $5.5^\circ \pm 5.5$, $p = 0.001$) (Table 2).

The comparison of multi_DS patients with uni_DS revealed that C7 tilt was anterior in both groups (6.2° vs. 4.8° , $p = 0.003$) and was significantly greater in the multi_DS group. Multi_DS patients had a significantly greater pelvic incidence (62.4° vs. 58.3° , $p = 0.002$). In a previous study, the threshold for high PI of an asymptomatic population was measured at 74.3° (defined a ± 2 standard deviation above the mean). According to this result, 10 % of the multi_DS patients and 8 % of the uni_DS patients were found to have a large pelvic incidence in the current study (mean PI of 83.8° and 80.3° , respectively). Pelvic tilt was significantly higher in the multi-DS group (26.0° vs. 22.6° , $p = 0.001$) as well as PT/PI (42 vs. 37 %, $p = 0.033$). While LLmax was not significantly different between groups, LLmax/PI showed a greater lack of lordosis in the multi_DS group than in the uni_DS group (84

vs. 93 %, $p = 0.001$). TKmax was not significantly different between groups. L4S1 lumbosacral lordosis represented 40.4 % of the LLmax in multi_DS group and was significantly smaller to the uni_DS group (21.5° vs. 24.6° , $p = 0.016$) (Table 3).

Significant correlation occurred between radiographic parameters. The focal kyphosis at the listhesis level (cyloc) was correlated to a moderate increase of the PT ($r = -0.34$, $p < 0.05$), to a moderate lack of lordosis (LLmax/PI) ($r = 0.36$, $p < 0.05$) and to a decrease in L4S1 lordosis ($r = 0.62$, $p < 0.05$). Decrease in L4S1 lordosis was correlated to an increase in C7 tilt ($r = -0.26$, $p < 0.05$). The lack of LLmax was well correlated to an increase in C7 tilt ($r = -0.47$, $p < 0.05$) and to KTmax ($r = 0.37$, $p < 0.05$) (Table 4).

Discussion

This study on a large cohort of patients with degenerative spondylolisthesis confirmed that DS patients had sagittal malalignment. Multi-DS patients had higher PI compared to single-level DS. Multi_DS also have greater malalignment with a lack of lumbar lordosis which occurred mainly at the lumbosacral area (L4S1 lordosis representing 45 % of the LLmax in the DS population).

In DS, female gender has been suggested to be a risk factor for listhesis. In this study, 70 % of uni_DS are women, which is similar to other studies [5, 16–19]. Interestingly, the percentage of women is significantly more important in multi_DS. An important finding in the current study is the older age of multi_DS patients (above

Table 3 Comparison of radiographic parameters

Parameters	Multi_DS (n = 78)		Uni_DS (n = 576)		p
	Mean	SD	Mean	SD	
C7 tilt (°)	6.2	5.3	4.8	3.8	0.003
Pelvic incidence (°)	62.4	11.3	58.3	11.1	0.002
Pelvic tilt (°)	26.0	7.5	22.6	8.1	0.001
PT/PI (%)	41.6	9.2	36.7	11.7	0.033
Sacral slope (°)	36.5	8.5	36.6	9.0	0.440
LLmax (°)	51.8	12.0	53.3	13.1	0.310
LLmax/PI (%)	84	20	93	21	0.001
PI-LL (°)	10.6	13.1	4.9	12.0	0.001
TKmax (°)	45.8	15.7	48.5	15.4	0.150
L4S1 (°)	21.5	10.2	24.6	10.8	0.016
L4S1/LLmax (%)	40	16	46	18	0.013

SD notes for standard deviation, PT/PI for the ratio of pelvic tilt divided by pelvic incidence, LLmax for maximal lumbar lordosis, LLmax/PI for the ratio of maximal lumbar lordosis divided by pelvic incidence, TKmax for maximal thoracic kyphosis, L4S1 for lumbosacral lordosis, L4S1/LLmax for the ratio of lumbosacral lordosis divided by maximal lumbar lordosis

Table 4 Results of the Pearson correlation between radiographic parameters ($p < 0.05$)

	C7 tilt	PI	PT	PT/PI	LLmax/PI	KTmax	L4S1	L4S1/LLmax	cyloc
C7 tilt	1.00								
PI	0.13	1.00							
PT	0.20	0.62	1.00						
PT/PI	0.17	0.08	0.82	1.00					
LLmax/PI	-0.47	-0.30	-0.70	-0.69	1.00				
KTmax	-	-	-	-	0.37	1.00			
L4S1	-0.26	0.22	-0.22	-0.42	0.45	0.26	1.00		
L4S1/LLmax	-0.10	-	-0.13	-0.15	0.13	0.11	0.82	1.00	
cyloc	-0.16	0.28	-0.12	-0.34	0.36	0.19	0.62	0.41	1.00

PI notes for pelvic incidence, PT for pelvic tilt, PT/PI for the ratio of pelvic tilt divided by pelvic incidence, LLmax for maximal lumbar lordosis, LLmax/PI for the ratio of maximal lumbar lordosis divided by pelvic incidence, TKmax for maximal thoracic kyphosis, L4S1 for lumbosacral lordosis, L4S1/LLmax for the ratio of lumbosacral lordosis divided by maximal lumbar lordosis, cyloc for the local lordosis angle at the listhesis level

70 years). The presence of multi_DS in older patients suggests that these patients might be single DS who have been left untreated and who evolved to multilevel slippage in older age. A longitudinal study would help to clarify this question. Anyway, the age of these patients is important to take into consideration as they may have more comorbidities and a higher risk of postoperative complications [33]. Surgical outcomes and complications after a correction surgery for spinal deformities have been analyzed by many authors [33–36]. On one hand, some authors concluded that in elderly patients, three-column osteotomy can achieve a significant correction of sagittal and coronal alignment and these authors also reported significant functional improvement [37]. Conversely, corrective surgeries with three-column osteotomy can lead to severe complications, especially in older patients (over 70 years) as reported by some authors [33]. These authors concluded that three-column osteotomies must be used in specific cases after a careful planning of the surgery.

Radiographic analyses of degenerative spondylolisthesis are frequent in the literature [5, 16–19]. Multi_DS have been reported to occur between 5 and 11 % of the DS patients [25, 26]. The present study shows a slightly higher rate of 12 %. To the best of our knowledge, radiological alignment and characteristics of multi-level DS have been rarely reported. Iguchi et al. [38] have analyzed the differences between anterolisthesis and retrolisthesis in terms of disc angle, facet angle, facet shape and vertebral rotation in patients with multi-DS. Their study demonstrated that sagittal facet angle and W-shaped facet joints were the factors related to the anterolisthesis. However, they did not analyze the global sagittal alignment, while sagittal alignment is well known to influence functional and clinical outcomes [11–15]. The most common level of single DS is

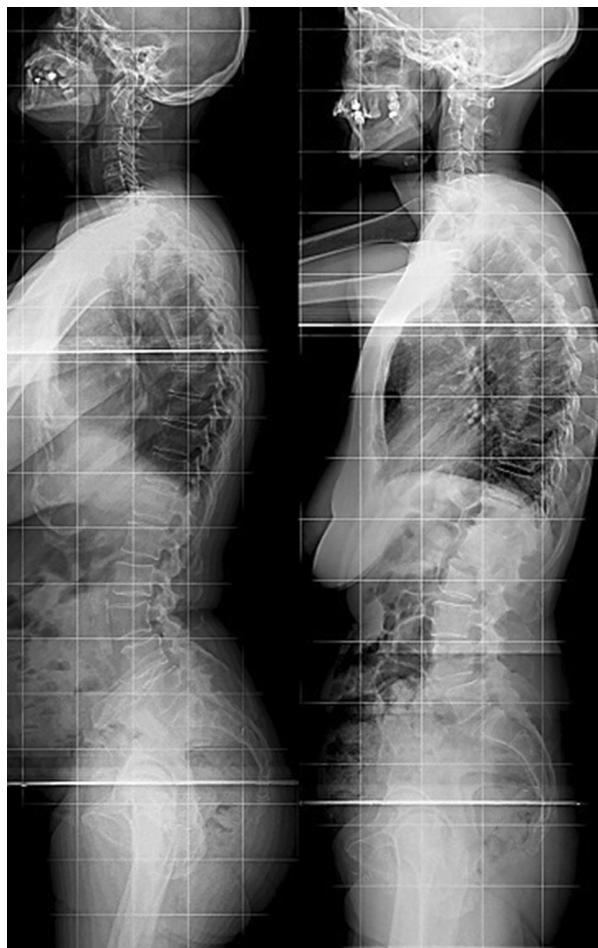


Fig. 3 Sagittal X-rays of double-degenerative spondylolisthesis (L3L4–L4L5) (PI 75°, PT 25°, L4S1/LLmax 42 %, C7 tilt 7°), PI 69°, PT 32°, L4S1/LLmax 43 %, C7 tilt 2°)

L4L5 and the most common levels of double_DS are L3L4–L4L5 (68 %) and L4L5–L5S1 (26 %). These levels are of particular importance since L4S1 lordosis correspond to 66 % of the total lumbar lordosis in asymptomatic population [19, 39]. Findings of the current study highlighted the lack of lumbar lordosis in multi_DS. This loss of LL occurred mainly at the lumbosacral area. Thus, this lack of lordosis in an essential area was responsible for anterior malalignment. To compensate for anterior malalignment, patients needed to recruit compensatory mechanisms such as pelvic retroversion as highlighted by the strong correlation between loss of lordosis and pelvic tilt. Moreover, results of the correlation analysis emphasized the relationship between local kyphosis at the l5thesis level and pelvic retroversion, between loss of L4S1 lordosis and anterior C7 tilt (Fig. 3). Therefore, correction surgery such as Smith Peterson osteotomy or three-column osteotomy may be discussed for these patients.

This study had several limitations. First, it is a retrospective analysis and comes with the limitations of the collected data. Second, the analysis is mainly radiographic and few patients' reported outcomes are available. Third, factors such as facet angle are not mentioned. CT scan studies to measure facet tropism and MRI studies to analyze soft tissue degeneration may be useful for further investigation of the DS factors and physiopathology in the aging spine.

Conclusion

Patients with multi-level degenerative spondylolisthesis had a different pelvic morphology than single-level DS. The current study enhanced a larger pelvic incidence in this specific population. Patients with a multi-level DS also showed more sagittal malalignment with a larger lack of lumbar lordosis, an anterior C7-tilt. These patients also recruited compensatory mechanisms such as pelvic retroversion.

Improvement for clinical and functional outcomes can be expected after surgery by decompression and fusion. Given that these patients have a more severe sagittal malalignment, arthrodesis alone might be insufficient. Fusion should be associated with corrective surgery to restore sagittal alignment, which has been proved to guarantee long-term surgical outcomes. Nevertheless, the benefit of a complete corrective surgery for elderly with high risk of comorbidities should be considered.

Compliance with ethical standards

Conflict of interest None of the authors has any potential conflict of interest.

References

- Vining RD, Potocki E, McLean I, Seidman M, Morgenthal AP, Boysen J et al (2014) Prevalence of radiographic findings in individuals with chronic low back pain screened for a randomized controlled trial: secondary analysis and clinical implications. *J Manipulative Physiol Ther* 37(9):678–687
- MACNAB I (1950) Spondylolisthesis with an intact neural arch; the so-called pseudo-spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg Br* 32-B(3):325–333
- Newman PH (1955) Spondylolisthesis, its cause and effect. *Ann R Coll Surg Engl* 16(5):305–323
- Benoist M (2003) Natural history of the aging spine. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 12(Suppl 2):S86–S89
- Aono K, Kobayashi T, Jimbo S, Atsuta Y, Matsuno T (2010) Radiographic analysis of newly developed degenerative spondylolisthesis in a mean twelve-year prospective study. *Spine* 35(8):887–891
- Berlemann U, Jeszenszky DJ, Bühler DW, Harms J (2005) The role of lumbar lordosis, vertebral end-plate inclination, disc height, and facet orientation in degenerative spondylolisthesis. *J Spinal Disord* 12(1):68–73
- Guigui P, Bizot P, Wodecki P, Metral B, Barre E, Deburge A (2000) Role of osteosynthesis in the consolidation of posterolateral arthrodesis: a comparative study in patients operated for lumbar stenosis. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* 86(5):452–463
- Bridwell KH, Sedgewick TA, O'Brien MF, Lenke LG, Baldus C (1993) The role of fusion and instrumentation in the treatment of degenerative spondylolisthesis with spinal stenosis. *J Spinal Disord* 6(6):461–472
- Weinstein JN, Lurie JD, Tosteson TD, Zhao W, Blood EA, Tosteson ANA et al (2009) Surgical compared with nonoperative treatment for lumbar degenerative spondylolisthesis. Four-year results in the Spine Patient Outcomes Research Trial (SPORT) randomized and observational cohorts. *J Bone Joint Surg Am* 91(6):1295–1304
- Fischgrund JS, Mackay M, Herkowitz HN, Brower R, Montgomery DM, Kurz LT (1997) 1997 Volvo Award winner in clinical studies. Degenerative lumbar spondylolisthesis with spinal stenosis: a prospective, randomized study comparing decompressive laminectomy and arthrodesis with and without spinal instrumentation. *Spine* 22(24):2807–2812
- Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F (2005) The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine* 30(18):2024–2029
- Schwab FJ, Smith VA, Biserni M, Gamez L, Farcy J-PC, Pagala M (2002) Adult scoliosis: a quantitative radiographic and clinical analysis. *Spine* 27(4):387–392
- Schwab FJ, Blondel B, Bess S, Hostin R, Shaffrey CI, Smith JS, et al (2013) Radiographic spino-pelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity: a prospective multicenter analysis. *Spine*
- Roussouly P, Pinheiro-Franco JL (2011) Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* 20(Suppl 5):609–618
- Kim MK, Lee S-H, Kim E-S, Eoh W, Chung S-S, Lee C-S (2011) The impact of sagittal balance on clinical results after posterior interbody fusion for patients with degenerative spondylolisthesis: a Pilot study. *BMC Musculoskelet Disord* 5(12):69
- Morel E, Ilharreborde B, Lenoir T, Hoffmann E, Vialle R, Rillardon L et al (2005) Sagittal balance of the spine and

- degenerative spondylolisthesis. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot* 91(7):615–626
17. Barrey C, Jund J, Perrin G, Roussouly P (2007) Spinopelvic alignment of patients with degenerative spondylolisthesis. *Neurosurgery* 61(5):981–986 (**discussion 986**)
 18. Schuller S, Charles YP, Steib J-P (2011) Sagittal spinopelvic alignment and body mass index in patients with degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 20(5):713–719
 19. Ferrero E, Ould-Slimane M, Gille O, Guigui P, French Spine Society (SFCR) (2015) Sagittal spinopelvic alignment in 654 degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*
 20. Smorgick Y, Park DK, Baker KC, Lurie JD, Tosteson TD, Zhao W et al (2013) Single- versus multilevel fusion for single-level degenerative spondylolisthesis and multilevel lumbar stenosis: four-year results of the spine patient outcomes research trial. *Spine* 38(10):797–805
 21. Berlemann U, Jeszenszky DJ, Bühler DW, Harms J (1999) The role of lumbar lordosis, vertebral end-plate inclination, disc height, and facet orientation in degenerative spondylolisthesis. *J Spinal Disord* 12(1):68–73
 22. Fujiwara A, Tamai K, An HS, Kurihashi T, Lim TH, Yoshida H et al (2000) The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine. *J Spinal Disord* 13(5):444–450
 23. Matsunaga S, Sakou T, Morizono Y, Masuda A, Demirtas AM (1990) Natural history of degenerative spondylolisthesis. Pathogenesis and natural course of the slippage. *Spine* 15(11):1204–1210
 24. Funao H, Tsuji T, Hosogane N, Watanabe K, Ishii K, Nakamura M et al (2012) Comparative study of spinopelvic sagittal alignment between patients with and without degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J* 21(11):2181–2187. doi:10.1007/s00586-012-2374-0
 25. Fitzgerald JA, Newman PH (1976) Degenerative spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg Br* 58(2):184–192
 26. Rosenberg NJ (1975) Degenerative spondylolisthesis. Predisposing factors. *J Bone Joint Surg Am* 57(4):467–474
 27. Faro FD, Marks MC, Pawelek J, Newton PO (2004) Evaluation of a functional position for lateral radiograph acquisition in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 29(20):2284–2289
 28. Morvan G, Mathieu P, Vuillemin V, Guerini H, Bossard P, Zeitoun F et al (2011) Standardized way for imaging of the sagittal spinal balance. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 20(5):602–608
 29. Maillot C, Ferrero E, Fort D, Heyberger C, Le Huec J-C (2015) Reproducibility and repeatability of a new computerized software for sagittal spinopelvic and scoliosis curvature radiologic measurements: Keops[®]. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*
 30. Rillardon L, Levassor N, Guigui P, Wodecki P, Cardinne L, Templier A et al (2003) Validation of a tool to measure pelvic and spinal parameters of sagittal balance. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot* 89(3):218–227
 31. Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P (1992) A barycentric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng* 20(4):451–462
 32. Mac-Thiong J-M, Roussouly P, Berthonnaud E, Guigui P (2011) Age- and sex-related variations in sagittal sacropelvic morphology and balance in asymptomatic adults. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. 20(5):572–577
 33. Bianco K, Norton R, Schwab F, Smith JS, Klineberg E, Obeid I et al (2014) Complications and intercenter variability of three-column osteotomies for spinal deformity surgery: a retrospective review of 423 patients. *Neurosurg Focus* 36(5):E18
 34. Blamoutier A, Guigui P, Charosky S, Roussouly P, Chopin D (2012) Surgery of lumbar and thoracolumbar scolioses in adults over 50. Morbidity and survival in a multicenter retrospective cohort of 180 patients with a mean follow-up of 4.5 years. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR* 98(5):528–535
 35. Charosky S, Guigui P, Blamoutier A, Roussouly P, Chopin D (2012) Complications and risk factors of primary adult scoliosis surgery: a multicenter study of 306 patients. *Spine* 37(8):693–700
 36. Maier S, Smith JS, Schwab F, Obeid I, Mundis G, Klineberg E et al (2014) Revision surgery after three-column osteotomy in 335 adult spinal deformity patients: inter-center variability and risk factors. *Spine (Phila Pa 1976)*. doi:10.1097/BRS.0000000000000304
 37. Hassanzadeh H, Jain A, El Dafrawy MH, Ain MC, Mesfin A, Skolasky RL et al (2013) Three-column osteotomies in the treatment of spinal deformity in adult patients 60 years old and older: outcome and complications. *Spine* 38(9):726–731
 38. Iguchi T, Wakami T, Kurihara A, Kasahara K, Yoshiya S, Nishida K (2002) Lumbar multilevel degenerative spondylolisthesis: radiological evaluation and factors related to anterolisthesis and retrolisthesis. *J Spinal Disord Tech* 15(2):93–99
 39. Vialle R, Levassor N, Rillardon L, Templier A, Skalli W, Guigui P (2005) Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *J Bone Joint Surg Am* 87(2):260–267

2.3 Concepts et choix thérapeutiques

2.3.1 Influence des procédures d'arthrodèses type TLIF sur les paramètres pelvi-rachidiens de l'équilibre sagittal

Les travaux précédents, étudiant les spondylolisthésis dégénératifs identifient un lien physiopathologique avec la statique spino-pelvienne sagittale. Les choix thérapeutiques concernant les pathologies lombaires dégénératives sont donc amenés à considérer ces paramètres conformationnels en particulier lorsqu'une arthrodèse est envisagée.

Différentes techniques de greffes intersomatiques sont décrites pour augmenter les chances de consolidations et pour obtenir une hauteur discale adéquate. Chacune est associée à de propres avantages et inconvénients.

Des études biomécaniques ont montré que les procédures augmentant la hauteur discale et la lordose lombaire amélioreraient la tension ligamentaire antérieure et par conséquent le contrôle des forces appliquées aux niveaux fusionnés [66,87]. Les fusions réalisées par voie transforaminale (TLIF), sont souvent associées à moins de risques radiculaires que les PLIF du fait de leur accès unilatéral au disque [88].

Il est paru pertinent de préciser les objectifs et la place des TLIF dans la gamme thérapeutique des pathologies lombaires dégénératives. Nous avons donc évalué l'effet de cette technique sur la hauteur discale du niveau traité, la lordose segmentaire, la lordose lombaire et l'équilibre sagittal global.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22179755/>

Influence of transforaminal lumbar interbody fusion procedures on spinal and pelvic parameters of sagittal balance

Mourad Ould-Slimane · Thibaut Lenoir · Cyril Dauzac · Ludovic Rillardon · Etienne Hoffmann · Pierre Guigui · Brice Ilharreborde

Received: 12 January 2011 / Revised: 27 November 2011 / Accepted: 7 December 2011
© Springer-Verlag 2011

Abstract

Introduction Restitution of sagittal balance is important after lumbar fusion, because it improves fusion rate and may reduce the rate of adjacent segment disease. The purpose of the present study was to describe the impact of transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) procedures on pelvic and spinal parameters and sagittal balance.

Materials and methods Forty-five patients who had single-level TLIF were included in this study. Pelvic and spinal radiological parameters of sagittal balance were measured preoperatively, postoperatively and at latest follow-up.

Results Age at surgery averaged 58.4 (± 9.6) years. Mean follow-up was 35.1 months (± 4.1). Twenty-nine percent of the patients exhibited anterior imbalance preoperatively, with high pelvic tilt ($17.6^\circ \pm 7.9^\circ$). Of the 32 (71%) patients well balanced before the procedure, 22 (70%) had a large pelvic tilt ($>20^\circ$), due to retroversion of the pelvis as an adaptive response to the loss of lordosis. Three dural tears (7%) were reported intraoperatively. Interbody cages were more posterior than intended in 27% of the cases. Disc

height and lumbar lordosis at fusion level significantly increased postoperatively ($p < 0.05$ and $p < 0.001$). Pelvic tilt was significantly reduced ($p < 0.01$) postoperatively, whereas the global sagittal balance was not significantly modified ($p = 0.07$).

Conclusion Single-level circumferential fusion helps patients reducing their pelvic compensation, but the amount of correction does not allow for complete correction of sagittal imbalance.

Keywords Lumbar fusion · TLIF · Sagittal balance · Degenerative spine

Introduction

In lumbar degenerative disease, loss of lordosis typically develops, with a reversed ratio of extensors/flexors muscle power compared with normal controls [1, 2]. It is important to analyze parameters of sagittal balance before lumbosacral surgical treatment, especially if fusion is considered. Biomechanical studies have shown that procedures improving disc height and lumbar lordosis increase tension in the anterior longitudinal ligament mediating better control of forces affecting the fused levels [3–5].

For each type of spinal fusion procedure, various corresponding advantages and drawbacks have been reported. Anterior lumbar interbody fusion (ALIF) gives better access to the disc space than posterior approaches, permitting more thorough discectomy and larger bone grafts [6, 7]. However, ALIF is associated with urological and vascular complications [8]. Posterior procedures include posterior lumbar interbody fusion (PLIF) as well as transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF). With TLIF, because the preparation of the disc space and placement of

M. Ould-Slimane · T. Lenoir · C. Dauzac · L. Rillardon · E. Hoffmann · P. Guigui · B. Ilharreborde
Orthopaedic Surgery Department, Beaujon Hospital,
Assistance Publique-Hôpitaux de Paris, Paris-VII University,
100, Boulevard du général Leclerc, 92110 Clichy, France

L. Rillardon
Orthopaedic Surgery Department, Oxford Private Hospital,
33 Boulevard Oxford, 06400 Cannes, France

B. Ilharreborde (✉)
Pediatric Orthopaedic Surgery Department,
Robert Debré Hospital, Assistance Publique-Hôpitaux
de Paris, Paris-VII University, 48 Bd Sérurier,
75019 Paris, France
e-mail: i_brice@hotmail.com

the interbody cage is transforaminal, traction on the nerve root and the dura is minimized. Consequently, while clinical outcomes and fusion rates of TLIF and PLIF are comparable [9], TLIF is associated with a lower risk of postoperative radiculitis [10, 11].

To date, few studies have evaluated the radiological outcomes after TLIF procedures, and the global postoperative sagittal balance of the spine and the pelvis has never been reported to the best of our knowledge. The purpose of the present study was to evaluate the modifications of pelvic and spinal sagittal parameters after TLIF procedures for degenerative spinal disorders.

Materials and Methods

All patients who underwent a single-level TLIF procedure between June 2006 and June 2008 at our institution were included in this retrospective study. A minimum 2-year follow-up was required. The exclusion criteria were multilevel TLIF, previous spine surgery, degenerative scoliosis or preoperative frontal imbalance.

Data reported included demographic information, operative time, complications, as well as pre- and postoperative clinical records and radiographs.

Surgical procedure

All patients were operated in knee–chest position, through a posterior approach. They underwent single-level posterolateral instrumented arthrodesis using monoaxial pedicle screws (Easyspine, LDR Medical, Troyes, France or CD Horizon Legacy, Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA), combined with a TLIF procedure using an interbody cage (ROI-T, LDR Medical, Troyes, France). A laminarthrectomy was performed on one side to allow cage introduction. The interbody cage was placed as anteriorly as possible, under fluoroscopic control, and the highest implant was chosen to obtain a lordosing effect. In addition, in situ contouring was used on the rods to restore segmental lordosis (Fig. 1). Bone obtained from laminectomy was morselized and applied as graft material. No iliac crest was harvested.

Radiographic analysis

Standing anteroposterior and lateral radiographs were obtained preoperatively, postoperatively, and at latest follow-up. Measurements were made on 36 in. long-cassette radiographs, with the patient standing, knees fully extended and arms folded at 45° to avoid superposition with the spine. Patients were asked to hold their breath during the acquisition. All images included both the external auditory ducts and the superior third of the femurs. All lateral films



Fig. 1 TLIF circumferential arthrodesis

were digitalized using a VIDAR VXR8 scanner and analyzed by the same investigator using a validated software (Optispine, Optimage, Lyon, France) [12].

The parameters measured were, as described by Mac-Thiong et al. [13]:

- Pelvic incidence (PI) defined as the angle between a line joining the center of the upper endplate of S1 to the bicoxo-femoral axis and a line perpendicular to the upper endplate of S1.
- Pelvic tilt (PT), angle between a vertical line and the line joining the middle of the sacral plate and the bicoxo-femoral axis.
- Sacral slope (SS), angle between the endplate of S1 and a horizontal line.
- Lumbar lordosis (LL), angle between the upper endplate of L1 and S1.
- Segmental lordosis (Lseg) measured between the upper endplate of the vertebra above the instrumented disc and the lower endplate of the vertebra below the instrumented disc.
- Sagittal vertical axis (SVA), measured as the offset between the C7 plumbline and the posterior superior corner of the sacrum. A sagittal forward imbalance was defined by a SVA >25 mm [14].
- T9 sagittal offset (T9SO), angle between the vertical plumbline and the line joining the center of the

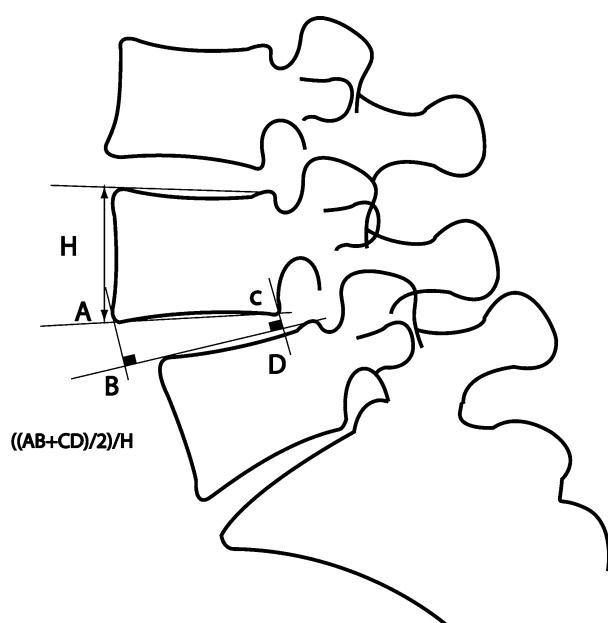


Fig. 2 Disc height measurement method. $DH = ((AB + CD)/2)/H$

vertebral body of T9 and the center of the bicoxofemoral axis [15].

- Disc height (DH), according to the method reported by Drain et al. [4] (Fig. 2).

The anteroposterior position of the cage, according to the intervertebral space, was also reported (anterior, middle or posterior third).

Statistical analysis

All statistical analyses were conducted using SPSS version 12.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA). Paired-samples *t* tests were used to compare the preoperative and postoperative radiological parameters. All statistical tests were two-tailed, and a *p* value < 0.05 was considered to be significant.

Results

Patient data

Forty-five patients met the inclusion criteria (26 women and 19 men). Mean age was 58.4 (± 9.6) years, mean body mass index was 27 (± 3.6), and the American Society of Anesthesiologists (ASA) score averaged 1.8 (± 0.4). Thirty patients (67%) were operated for degenerative spondylolisthesis, three (7%) for spondylolisthesis by isthmic lysis, six (13%) for painful disc degeneration, and six (13%) for disc herniation. Mean follow-up was 35.1 (± 4.1) months.

Surgical procedure

Fusion level was L4–L5 in 28 patients (62%), L5–S1 in 9 (20%) and L3–L4 in 8 (18%). The anteroposterior height of the interbody cage was 8 mm in 22 cases (48%), 10 mm in 19 (43%) or 12 mm in 4 (9%). Forty-two cages (93%) had a lordosis angle of 9° and two cages (7%) had a lordosis of 5°. In all cases, the cage was introduced on the side of the preoperative radiculitis. The mean operative time was 124 (± 37) minutes, and the intraoperative blood loss averaged 570 (± 360) mL. No transfusion was necessary. There were three cases (7%) of intraoperative dural tear, and 1 deep infection (2%) occurred postoperatively. Mean hospital stay was 10.6 (± 2.8) days. Two patients required revision surgery during follow-up for persistent radiculitis.

Preoperative radiological measures

Twenty-nine percent of the patients exhibited anterior imbalance, with an average SVA of 52 mm (± 17 mm).

In comparison to previous series reported [13, 16, 17], patients had a comparable mean pelvic incidence but a higher pelvic tilt (Table 1). Of the 32 (71%) patients well balanced in terms of SVA, 22 (70%) had a large pelvic tilt ($> 20^\circ$), due to retroversion of the pelvis as an adaptive response to the loss of lordosis. No patient presented a posterior imbalance preoperatively.

Postoperative radiological measures

Postoperative measurements of the parameters are reported in Table 1. Disc height ($p < 0.05$), lumbar lordosis at fusion level ($p < 0.001$) and maximum lumbar lordosis ($p < 0.01$) significantly increased postoperatively. These results were confirmed at latest follow-up, without significant loss of correction. On lateral radiographs, 12 (27%) interbody cages were more posterior than intended, in the middle third of the vertebral body instead of in the anterior third (Fig. 3). None was in the posterior part of the interbody space. However, the postoperative change in maximum lordosis remained significant regardless of the anteroposterior cage position, suggesting that placing the cage in the middle third of the interbody space might be sufficient to improve segmental lordosis ($p < 0.02$). At latest follow-up, pelvic tilt was significantly reduced ($p < 0.01$) and the global sagittal balance tended to improve, even though this trend failed to reach significance ($p = 0.07$).

Discussion

The purpose of this study was to describe the modifications of pelvic and spinal parameters of sagittal balance after a

Table 1 Evolution of the sagittal parameters

	Preoperative	Postoperative (3 months)	Last follow-up
PI	51.5 (± 10.8)	52.3 (± 9.5) NS	49.9 (± 7.2)
SS	34.0 (± 7.9)	39.6 (± 4.3) NS	40.8 (± 6.3)
PT	17.6 (± 7.9)	12.4 (± 3.6) S ($p < 0.01$)	11.8 (± 3.8)
DH	0.23 (± 0.08)	0.28 (± 0.08) S ($p < 0.05$)	0.27 (± 0.07)
Lseg	-7.9 (± 6.6)	-16.0 (± 6.5) S ($p < 0.001$)	-17.2 (± 7.4)
MLL	-29.6 (± 6.3)	-40.7 (± 11.7) S ($p < 0.01$)	-40.1 (± 4.3)
T9SO	-2.4 (± 6.8)	-2.8 (± 4.5) NS	-2.9 (± 3.7)
SVA (mm)	52.3 (± 17.1)	40.7 (± 22.2) NS	42.3 (± 14.9)

PI pelvic incidence, SS sacral slope, PT pelvic tilt, DH disc height, Lseg segmentary lordosis, MLL maximal lumbar lordosis, T9SO T9 sagittal offset, SVA sagittal vertical axis, S significant difference between the pre and postoperative time, NS no significant difference between the pre and postoperative time

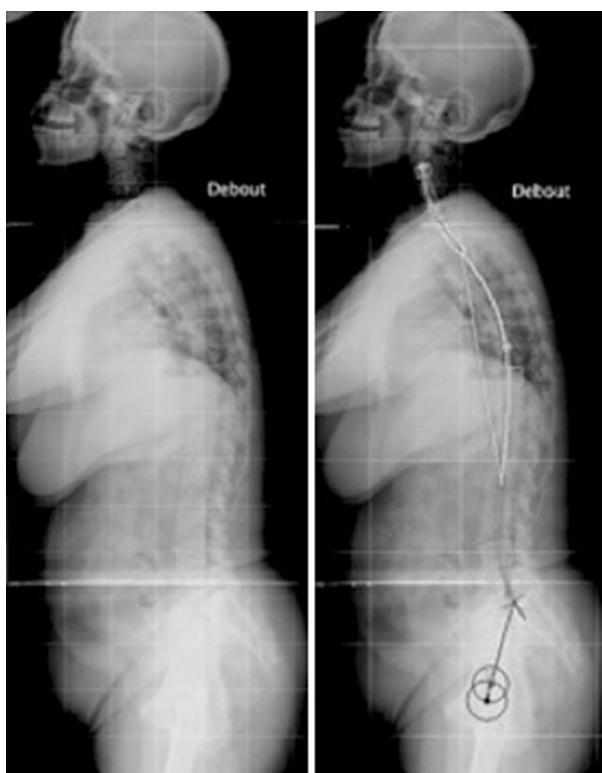


Fig. 3 Lateral radiograph of a patient with a spinal anterior imbalance (SVA = 82 mm)

TLIF procedure. Disc height, lordosis at fusion level and maximum lordosis were statistically improved after surgery, whereas the global sagittal balance was not significantly modified.

Preoperative analysis

The preoperative analysis of spinal and pelvic sagittal balance is essential, because it helps in determining how much correction is needed, and then in choosing the type of procedure required to reach this goal [18, 19]. In addition, restoring spinal sagittal balance has been reported to improve fusion rates and reduce the rate of adjacent segment disease [20–22].

Thirteen patients (30%) had an anterior translation of the SVA, illustrating the natural kyphosing course of the degenerative lumbar spine [16, 23] (Fig. 3). The high rate of anteriorly imbalanced patients might be explained by the mean age of our population, which was higher than the one reported in most of the previous reports about TLIF, and by the fact that many patients were operated for spinal stenosis, responsible for functional (rather than structural) imbalance [24–28]. Mean pelvic tilt was large in our study group ($17.6^\circ \pm 7.9^\circ$). The high pelvic tilt systematically present in patients with anterior translation of the SVA indicated that the pelvis was already in the position of maximum adaptation, but insufficiently to achieve sagittal spinal balance. Twenty-seven patients (60%) who had a normally positioned SVA had pelvic retroversion. These elements might reflect the adaptive position of the spine and pelvis adopted by the patients creating a situation of compensated sagittal balance (Fig. 4). Several studies have evaluated correlations between pelvic parameters and clinical outcomes. Schwab et al. [29] reported a correlation between pain (analogic pain scale) and loss of lordosis in a series of 95 patients. In a series of 298 patients, Glassman et al. [30] observed that anterior translation of the spine



Fig. 4 Lateral standing radiograph of a 72 year-old patient, sagittally balanced (SVA = 18 mm), but with increased pelvic tilt (PT = 30°), traducing a compensating pelvic retroversion. Parameters were measured with Optispine (Optimage, Lyon, France) [12]

was associated with poorer clinical outcome scores measured by SF-12, SRS-23 and Oswestry disability index.

TLIF procedure

TLIF procedures have been widely used since their first description in 1998 [31]. They have showed to improve disc space height and initial stability of the construct in comparison to posterolateral fusion [9]. In addition, the procedure is effective in improving sagittal spinal alignment, in combination with posterior instrumentation, if the appropriate surgical technique is implemented [24]. Recent studies reported that the TLIF technique had comparable results to other interbody fusions, such as PLIF or ALIF techniques, in terms of fusion or functional outcomes [27, 32]. However, the potential advantages of TLIF include avoidance of the anterior approach and reduction of the approach related posterior trauma to the spinal canal. This was confirmed by Faundez et al. [27], who found that TLIF procedures were associated with less intraoperative complications, but with more early postoperative revision surgery (hematoma, graft extrusion). In the present study, 3 dural tears (7%) occurred, a rate in accordance with previous studies [25, 26]. Aoki et al. [33] described 3 cases of



Fig. 5 TLIF cage positioned in the middle third of the intervertebral space

migration of TLIF cages, but only one patient required revision surgery because of radicular pain. The cage was removed without any complication and replaced by a larger one. In our series, no case of cage migration was observed, although 12 cages (27%) were considered to have an overly posterior placement.

Segmental and local sagittal balance

In the current series, the TLIF procedure improved disc height ($p < 0.05$), lordosis at the level fused ($p < 0.001$), and maximum lumbar lordosis ($p < 0.01$). This was consistent with an earlier report [24]. However, the change in pelvic parameters had never been analyzed before. Physiological values of segmental lumbar lordosis have previously been reported by Guigui et al. [34]. The postoperative measures obtained in the current series are lower ($-17.2^\circ \pm 7.4^\circ$), but the mean age of the group studied by Guigui et al. was younger (34 years), and their subjects did not suffer from degenerative lumbar disorders.

One of our goals was to place the cage in the anterior portion of the interbody space to improve lordosis (Fig. 1). However, the fact that this goal was not reached in 12 cases (27%) (Fig. 5) had no impact on the lordotic effect of the cage ($p < 0.02$). The same finding was previously reported in an in vitro biomechanical study [27], which showed that the position of the cage had no influence on the postoperative segmental lordosis or spinal mobility.

Global sagittal balance

Results of the present study show that a single-level circumferential fusion, combining posterolateral arthrodesis and TLIF, does not effectively correct severe anterior imbalance. Thus, there is long-term risk of accelerated degeneration at mobile segments above and below the fused spinal segment known as adjacent segment disease [15]. Retrolisthesis is the most common type of adjacent segment change, and Kumar et al. [35] showed that normal C7 plumb line and normal sacral inclination after lumbar fusions were important parameters for minimizing the incidence of adjacent level degeneration [35]. However, radiographically apparent adjacent segment disease is common but does not correlate with functional outcomes [36].

Complete correction of sagittal imbalances requires more invasive surgical procedures, such as multi-level fusion or osteotomies [4]. According to Rose et al. [37], pelvic incidence (PI) and thoracic kyphosis (TK) can predict with high sensitivity the lumbar lordosis (LL) necessary to correct sagittal imbalance in patients undergoing pedicle subtraction osteotomy. The formula $PI + LL + TK < 45^\circ$ shows 91% sensitivity for predicting ideal sagittal equilibrium at 24 months ($p < 0.001$). The reduction of the pelvic tilt (and increase of the sacral slope) observed at last follow-up in our series confirms that it is an adaptive parameter [17]. Theoretically, pelvic tilt reduction should increase the adaptive capacities of patients with lumbar degenerative pathologies. Moreover, its reduction is associated with less postoperative pain [22, 38].

Limitations

The main limitations of this study are the absence of a control group, the small number of patients, and the lack of functional outcome measurements. The effect of pain relief on the modification of sagittal parameters was not evaluated. The correlation between pain intensity and radiological measurements needs to be further studied, as it may provide information regarding the functional part of the spinal imbalance. The fusion status was not investigated in this series, but no loss of correction was observed at latest follow-up. In addition, the follow-up was short and further studies remain necessary to assess the long-term risk of adjacent segment disease.

Conclusion

TLIF procedures significantly improve lumbar lordosis and result in little morbidity. Single-level circumferential fusion helps patients reducing their pelvic compensation, but the amount of correction does not allow for complete

correction of sagittal imbalance. Further studies are still needed to analyse functional outcomes of this procedure.

Conflict of interest None.

References

- Jang JS, Lee SH, Min JH, Han KM (2007) Lumbar degenerative kyphosis : radiographic analysis and classifications. *Spine (Phila Pa 1976)* 32(24):2694–2699
- Takemitsu Y, Harada Y, Iwahara T, Miyamoto M, Miyatake Y (1988) Lumbar degenerative kyphosis. Clinical, radiological and epidemiological studies. *Spine (Phila Pa 1976)* 13(11):1317–1326
- Cloward RB (1953) The treatment of ruptured lumbar intervertebral discs by vertebral body fusion. I. Indications, operative technique, after care. *J Neurosurg* 10(2):154–168
- Drain O, Lenoir T, Dauzac C, Rillardon L, Guigui P (2008) Influence de la hauteur discale sur le devenir d'une arthrodèse postérolatérale. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 94(5):472–480
- Evans JH (1985) Biomechanics of lumbar fusion. *Clin Orthop Relat Res* (193):38–46
- Hsieh PC, Koski TR, O'Shaughnessy BA, Sugrue P, Salehi S, Ondra S, Liu JC (2007) Anterior lumbar interbody fusion in comparison with transforaminal lumbar interbody fusion: implications for the restoration of foraminal height, local disc angle, lumbar lordosis, and sagittal balance. *J Neurosurg Spine* 7(4):379–386
- Hee HT, Castro FP Jr, Majd ME, Holt RT, Myers L (2001) Anterior/posterior lumbar fusion versus transforaminal lumbar interbody fusion: analysis of complications and predictive factors. *J Spinal Disord* 14(6):533–540
- Garg J, Woo K, Hirsch J, Bruffey JD, Dilley RB (2010) Vascular complications of exposure for anterior lumbar interbody fusion. *J Vasc Surg* 51(4):946–950 (discussion 950)
- Humphreys SC, Hodges SD, Patwardhan AG, Eck JC, Murphy RB, Covington LA (2001) Comparison of posterior and transforaminal approaches to lumbar interbody fusion. *Spine (Phila Pa 1976)* 26(5):567–571
- Cole CD, McCall TD, Schmidt MH, Dailey AT (2009) Comparison of low back fusion techniques: transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) or posterior lumbar interbody fusion (PLIF) approaches. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2(2):118–126
- Grob D (2009) Surgery for degenerative lumbar disease: transforaminal lumbar interbody fusion. *Eur Spine J* 18(12):1991–1992
- Berthonnaud E, Dimnet J, Roussouly P, Labelle H (2005) Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *J Spinal Disord Tech* 18(1):40–47
- Mac-Thiong JM, Roussouly P, Berthonnaud E, Guigui P (2010) Sagittal parameters of global spinal balance: normative values from a prospective cohort of seven hundred nine caucasian asymptomatic adults. *Spine (Phila Pa 1976)* 35(22):1193–1198
- Lafage V, Schwab F, Skalli W, Hawkinson N, Gagey PM, Ondra S, Farcy JP (2008) Standing balance and sagittal plane spinal deformity: analysis of spinopelvic and gravity line parameters. *Spine (Phila Pa 1976)* 33(14):1572–1578
- Morel E, Ilharreborde B, Lenoir T, Hoffmann E, Vialle R, Rillardon L, Guigui P (2005) Analyse de l'équilibre sagittal du rachis dans les spondylolisthésis dégénératifs. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 91(7):615–626
- Vaz G, Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J (2002) Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur Spine J* 11(1):80–87

17. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J (2005) Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine (Phila Pa 1976)* 30(3):346–353
18. Pellet N, Aunoble S, Meyrat R, Rigal J, Le Huec JC (2011) Sagittal balance parameters influence indications for lumbar disc arthroplasty or ALIF. *Eur Spine J* 20(Suppl 5):647–662
19. Obeid I, Hauger O, Aunoble S, Bourghli A, Pellet N, Vital JM (2011) Global analysis of sagittal spinal alignment in major deformities: correlation between lack of lumbar lordosis and flexion of the knee. *Eur Spine J* 20(Suppl 5):681–685
20. Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F (2005) The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)* 30(18):2024–2029
21. Labelle H, Roussouly P, Chopin D, Berthonnaud E, Hresko T, O'Brien M (2008) Spino-pelvic alignment after surgical correction for developmental spondylolisthesis. *Eur Spine J* 17(9):1170–1176
22. Lazennec JY, Ramare S, Arafati N, Laudet CG, Gorin M, Roger B, Hansen S, Saillant G, Maurs L, Trabelsi R (2000) Sagittal alignment in lumbosacral fusion: relations between radiological parameters and pain. *Eur Spine J* 9(1):47–55
23. Videman T, Battie MC, Ripatti S, Gill K, Manninen H, Kaprio J (2006) Determinants of the progression in lumbar degeneration: a 5-year follow-up study of adult male monozygotic twins. *Spine (Phila Pa 1976)* 31(6):671–678
24. Jagannathan J, Sansur CA, Oskouian RJ, Jr, Fu KM, Shaffrey CI (2009) Radiographic restoration of lumbar alignment after transforaminal lumbar interbody fusion. *Neurosurgery* 64(5):955–963 (discussion 963–954)
25. Potter BK, Freedman BA, Verwiebe EG, Hall JM, Polly DW Jr, Kuklo TR (2005) Transforaminal lumbar interbody fusion: clinical and radiographic results and complications in 100 consecutive patients. *J Spinal Disord Tech* 18(4):337–346
26. Rihn JA, Patel R, Makda J, Hong J, Anderson DG, Vaccaro AR, Hilibrand AS, Albert TJ (2009) Complications associated with single-level transforaminal lumbar interbody fusion. *Spine J* 9(8):623–629
27. Faundez AA, Mehdod AA, Wu C, Wu W, Ploumis A, Transfeldt EE (2008) Position of interbody spacer in transforaminal lumbar interbody fusion : effect on 3-dimensional stability and sagittal lumbar contour. *Eur Spine J* 21(3):175–180
28. Yan DL, Pei FX, Li J, Soo CL (2008) Comparative study of PLIF and TLIF treatment in adult degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J* 17(10):1311–1316
29. Schwab FJ, Smith VA, Biserni M, Gamez L, Farcy JP, Pagala M (2002) Adult scoliosis: a quantitative radiographic and clinical analysis. *Spine (Phila Pa 1976)* 27(4):387–392
30. Glassman SD, Berven S, Bridwell K, Horton W, Dimar JR (2005) Correlation of radiographic parameters and clinical symptoms in adult scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 30(6):682–688
31. Harms JG, Jerszensky D (1998) The unilateral, transforaminal approaches to lumbar interbody fusion. *Oper Orthop Traumatol* 10(2):90–102
32. Hackenberg L, Halm H, Bullmann V, Vieth V, Schneider M, Liljenqvist U (2005) Transforaminal lumbar interbody fusion: a safe technique with satisfactory three to five year results. *Eur Spine J* 14(6):551–558
33. Aoki Y, Yamagata M, Nakajima F, Ikeda Y, Takahashi K (2009) Posterior migration of fusion cages in degenerative lumbar disease treated with transforaminal lumbar interbody fusion: a report of three patients. *Spine (Phila Pa 1976)* 34(1):54–58
34. Guigui P, Levassor N, Rillardon L, Wodecki P, Cardinne L (2003) Valeur physiologique des paramètres pelviens et rachidiens de l'équilibre sagittal du rachis : analyse d'une série de 250 volontaires sains. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 89(6):496–506
35. Kumar MN, Baklanov A, Chopin D (2001) Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion. *Eur Spine J* 10(4):314–319
36. Park P, Garton HJ, Gala VC, Hoff JT, McGillicuddy JE (2004) Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature. *Spine (Phila Pa 1976)* 29(17):1938–1944
37. Rose PS, Bridwell KH, Lenke LG, Cronen GA, Mulconrey DS, Buchowski JM, Kim YJ (2009) Role of pelvic incidence, thoracic kyphosis, and patient factors on sagittal plane correction following pedicle subtraction osteotomy. *Spine (Phila Pa 1976)* 34(8):785–791
38. Lafage V, Schwab F, Patel A, Hawkinson N, Farcy JP (2009) Pelvic tilt and truncal inclination: two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)* 34(17):599–606

2.3.2 Arthrodèses circonférentielles en 2 temps pour fractures instables du rachis lombaire : Résultats à long terme d'une série de 74 patients sur l'équilibre sagittal et l'évolution fonctionnelle

Le domaine de la traumatologie est lui aussi concerné par l'étude de l'équilibre sagittal car la majorité des lésions est source de déformations cyphosantes à court ou long terme. Plusieurs stratégies thérapeutiques ont été décrites pour le traitement des fractures comminutives du rachis thoracolombaire réputées instables [89]. En l'absence de consensus, des approches postérieure, antérieure ou combinées peuvent être proposées. Les techniques combinant une arthrodèse postérieure et une corporectomie par voie latérale permettent une réduction optimale de la cyphose traumatique et une stabilisation pérenne [90].

La restauration d'une morphologie locorégionale et l'obtention d'une consolidation dans des conditions d'alignement pelvi-rachidien optimal vise à favoriser la consolidation osseuse et permettre une fonction satisfaisante. Il paraît donc légitime d'évaluer les résultats des stratégies chirurgicales en termes d'équilibre sagittal pelvi-rachidien et de scores algofonctionnels. C'est particulièrement le cas pour la prise en charge des fractures comminutives (Burst – Magerl A3 ou A4) réputées difficiles à stabiliser sur le long terme.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28433848/>



Instrumented Circumferential Fusion in Two Stages for Unstable Lumbar Fracture: Long-Term Results of a Series of 74 Patients on Sagittal Balance and Functional Outcomes

Mourad Ould-Slimane¹, Camille Damade¹, Guillaume Lonjon², André Gilbert³, Jérôme Cochereau⁴, Rémi Gauthé¹, Nicolas Lonjon⁴

■ **OBJECTIVE:** To report the radiologic and functional results of a multicenter, prospective case series of patients with comminuted lumbar fractures treated with 2-stage circumferential arthrodesis.

■ **METHODS:** A multicenter prospective case series of 74 patients with comminuted lumbar fractures was analyzed. The strategy entailed initial posterior osteosynthesis, followed by physical replacement with an expandable titanium cage filled with autologous bone via retroperitoneal lumbotomy. The mechanism of lesion formation and epidemiologic characteristics were recorded. Clinical and quality-of-life analyses (visual analog scale [VAS], Oswestry Disability Index [ODI], Short Form 12 [SF-12]) were performed over a minimum observation period of 1 year. Radiologic parameters, including deformity measurements, were recorded at each evaluation. Fusion was analyzed by means of a 1-year monitoring scan.

■ **RESULTS:** The mean patient age was 38.1 years, and median duration of follow-up was 2.1 years (interquartile range, 1.3–2.9). The distribution of fractures according to the Magerl classification scheme was as follows: A, 64.8%; B, 16.7%; C, 18.5%. At the last follow-up, fusion was considered certain in 57 cases (77%). The mean VAS score was 2.1 ± 1.3 , mean ODI was 14.7 ± 8.0 , mean SF-12 Physical Component Summary score was 43.2 ± 9.3 , and mean SF-12 Mental Component Summary score was

50.8 ± 5.9 . Correction of the regional sagittal deformity was significant during the postoperative period, with a mean increase in lordosis of 9.0° ($P < 0.0001$). The loss of mean correction at the last follow-up (-2.9°) was not significant.

■ **CONCLUSIONS:** Circumferential arthrodesis, including posterior osteosynthesis and physical replacement with an expandable cage and autologous graft, is applicable to the treatment of comminuted lumbar fractures. A high rate of fusion was obtained with significant and long-lasting correction of the sagittal deformity. Functional scores measured at 1 year suggest mild disability. The ODI, SF-12, and VAS scores were positively correlated with fusion at the last follow-up.

INTRODUCTION

Various therapeutic strategies for treating comminuted fractures of the thoracolumbar spine have been described.¹ In the absence of consensus, surgery can be performed via posterior (traditional or invasive), anterior, or combined approach.² The most commonly performed technique is posterior transpedicular fixation and reduction.³ In this approach, neurologic decompression can be obtained directly by laminectomy or indirectly by ligamentotaxis.⁴ The anterior

Key words

- Expandable cage
- Functional outcome
- Fusion
- Sagittal balance
- Thoracolumbar fracture

Abbreviations and Acronyms

AIS: American Spinal Injury Association Impairment Scale
ASA: American Society of Anesthesiologists
BMI: Body Mass Index
IQR: Interquartile Range
MCS: Mental Component Summary
ODI: Oswestry Disability Index

PCS: Physical Component Summary

VAS: Visual Analog Scale

From the ¹Spine Unit, Department of Orthopedic Surgery, Rouen University Hospital, Rouen; ²Department of Orthopedic Surgery, Georges Pompidou European Hospital, Paris; ³Health Informatics Department, Rouen University Hospital, Rouen; and ⁴Department of Neurosurgery, Gui de Chauliac Hospital, Montpellier, France

To whom correspondence should be addressed: Nicolas Lonjon, M.D., Ph.D.
 [E-mail: nlonjon@gmail.com]

Citation: *World Neurosurg.* (2017) 103:303-309.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.wneu.2017.04.074>

Journal homepage: www.WORLDNEUROSURGERY.org

Available online: www.sciencedirect.com

1878-8750/\$ - see front matter © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved.

approach allows an additional autologous bone graft and reconstruction of the weight-bearing anterior column.⁵ The extent of the comminuted fracture and instability may justify the use of circumferential arthrodesis, combining posterior arthrodesis and anterior corpectomy with replacement with an expandable titanium cage.⁶

The choice of a combined anterior–posterior strategy involving 2 surgical procedures is not systematic. In published series, up to 38% of patients underwent both procedures at the same time.⁶ The idea of deferring the anterior procedure is based on the desire to avoid the acute peritraumatic period, which can induce more bleeding.

The purported advantages of combined procedures include increased primary stability, optimal reduction capability, decreased postoperative correction loss,⁷ and decreased risk of pseudoarthrosis.⁸ The results of this surgical strategy in terms of sagittal balance and the impact on functional scores have not been well documented.⁸

The main objective of this paper is to describe the radiologic results in terms of pelvic–spinal sagittal balance and fusion in addition to the functional clinical results of a multicenter, prospective case series of comminuted fractures of the thoracolumbar spine treated with circumferential arthrodesis. Epidemiology, surgical indications, and factors influencing the quality of results were analyzed as well.

MATERIALS AND METHODS

Between January 2011 and January 2014, 85 patients treated for an unstable fracture of the lumbar spine (Magerl type A.3.2, A.3.3, B.2, and C fractures) were included in this prospective multicenter study conducted at 3 teaching hospitals in France (2 orthopedic surgery sites and 1 neurosurgery site). The strategy involved the systematic performance of 2-stage surgery, with posterior osteosynthesis followed by vertebral corpectomy together with reconstruction using an expandable titanium cage (VLIFT Vertebral Body Replacement System; Stryker, Kalamazoo, Michigan, USA). In this cohort, the number of levels fused was always the same according the level of fracture. The number of vertebrae included in the fusion was 4 (2 above + 1 below) for L1 and L2 and 3 (1 + 1) for L3 fractures and distal fractures. In patients with a preoperative neurologic disorder, laminectomy was performed.

Patients with pathological and/or osteoporotic fractures were excluded from the study, as were patients with a history of thoracic or lumbar spinal arthrodesis.

Preoperative and postoperative clinical and radiographic evaluations were performed, with a minimum follow-up of 1 year. The duration of follow-up was defined as the time between the second surgical intervention and the last clinical and radiologic follow-up.

Epidemiologic Parameters

Demographic and morphological characteristics, including age, sex, and body mass index (BMI), in addition to mechanisms of injury, were collated.

Clinical Parameters

Each patient's initial neurologic status and clinical course were evaluated according to the American Spinal Injury Association

Impairment Scale (AIS),⁹ Frankel classification.¹⁰ At the last follow-up, pain evaluation using a visual analog scale (VAS), functional evaluation using the Oswestry Disability Index (ODI), and quality of life evaluation with the SF-12 were undertaken.

Radiographic Parameters

At the start of treatment, a thoracolumbar scan was performed to evaluate the fracture according to the Magerl classification scheme¹¹ and to measure the lesioned vertebral and regional kyphosis. After the initial surgery, another scan evaluated residual stability, according to the McCormack Load-Sharing Classification.¹² Supplementary anterior surgery was indicated according to the results and recommendation of this classification. At the last follow-up, fusion was evaluated via computed tomography scan (Figure 1) by a single independent observer as “achieved,” “doubtful,” or “absent” according to the criteria of Tan et al.¹³

After each surgical procedure, at 1 year and the last follow-up, full spinal X-rays were obtained in a standard position (Figure 2). The sagittal spinal pelvic alignment parameters measured were vertebral kyphosis, regional kyphosis, lumbar lordosis, thoracic kyphosis, pelvic incidence, pelvic tilt, and sagittal C7 section. Following the usual convention, kyphosis and lordosis values were expressed as negative and positive values, respectively. Any movement of implants was specified.

Surgical Parameters

For each procedure, the posterior osteosynthesis technique used (traditional or percutaneous), the performance of laminectomy, and the time interval between the procedures were specified. The duration of surgery and perioperative bleeding were quantified, and preoperative and postoperative complications were recorded.



Figure 1. Postoperative computed tomography scans of a representative case of L1 unstable fracture. Kyphotic deformity correction and vertebral height loss reduction are stable at 1 year. Fusion is observed at 1 year on sagittal and coronal views.

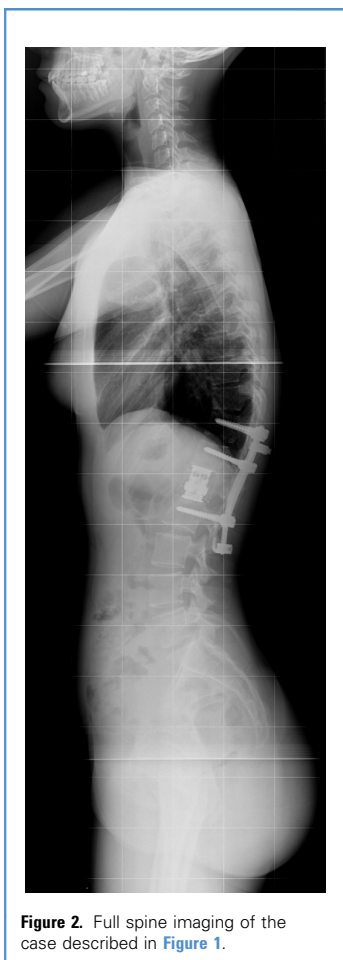


Figure 2. Full spine imaging of the case described in [Figure 1](#).

Analysis

Parameters were entered and shared using secure computer software (Keops; SMAIO, Lyon, France). The radiographic analysis used a previously validated dedicated option (OptiSpine, Birmingham and Wolverhampton, United Kingdom).^{14,15} Data exported to a spreadsheet were analyzed with R version 3.1.0 (R Core Team, Vienna, Austria).

We performed a descriptive analysis of epidemiologic, morphologic, and radiologic data and the main clinical and surgical parameters, along with comparative unidimensional and bidimensional analyses of clinical and radiographic results between the preoperative and postoperative periods and at the last follow-up. A correlation was sought between radiologic criteria and clinical criteria, and, among the fusion criteria, parameters of sagittal balance and clinical results.

Multivariate analysis sought to identify nonfusion risk factors and poor algo-functional results at some point after surgery. In this context, variables with $P < 0.10$ on univariate analysis were not considered. Each variable had to include at least 8 representatives with a maximum of 3 variables in each model. Clusters

were formed to obtain better samples. When an interaction emerged, the least significant variable was removed.

RESULTS

Of the 85 patients initially included in the study, 11 were lost to follow-up after the second surgical procedure. Only the 74 patients with complete follow-up were analyzed. The median duration of follow-up was 25 months, with an interquartile range (IQR) of 15.6–34.8 months.

Epidemiologic Data at Inclusion

In this case series, age had a bimodal distribution with a group of young patients age <35 years (median age, 24 years; IQR, 21–26 years) and a group age >35 years (median age, 52 years; IQR, 48–69 years). The female:male ratio was 0.58:1. The women were younger (median age, 27 years, compared with 48 years in men; $P < 0.05$, Mann–Whitney U test). The mean BMI was 26.8 across the case series.

Table 1 describes the nature of the injuries. Injuries did not differ significantly between the patients age <35 and those age >35 ($P = 0.122$, Fisher exact test). A statistically significant difference was noted for this criterion between men and women, with attempted suicide more frequent in women (45% vs. 12%; $P = 0.0011$, Fisher exact test).

Eighteen patients (24.3%) had multiple injuries. Neurologic disorders on admission according to the AIS are reported in **Table 2**. The presence of a sphincter disorder on admission was noted in 11 patients (14.9%).

The fracture distribution according to the 3 major groups in the Magerl classification was as follows: A, 64.8%; B, 16.7%; and C, 18.5%.

Surgical Procedure

Open posterior arthrodesis was performed in 64 patients (86.5%). In 23 of these patients (31.1%), laminectomy was performed in combination with this procedure. Percutaneous posterior osteosynthesis was performed in 8 patients (10.8%). The repartition of the levels of fracture is shown in **Figure 3**. The mean duration of surgery was 107.4 minutes for the posterior procedures and 114.3 minutes for the anterior procedures, and mean blood loss was 388 mL and 335 mL, respectively. Postoperative complications included 3 cases of infection of the posterior surgical site, 1 case of subsequent neurologic deterioration, 1

Table 1. Etiology

Etiology	Distribution (%)
Fall/accident	44.4
Autolysis/defenestration	24.1
MVA, car	16.7
MVA, motorcycle	7.4
Other	7.4
MVA, motor vehicle accident.	

Table 2. Functional Status and Outcomes

Functional Status	Preoperative	Last Follow-Up
AIS distribution (%)		
A	4.0	
B	2.7	
C	12.2	
D	12.2	
E	68.9	
VAS (mean ± SD)		2.1 ± 1.3
ODI (mean ± SD)		14.7 ± 8.0
SF-12 PCS (mean ± SD)		43.2 ± 9.3
SF-12 MCS (mean ± SD)		50.8 ± 5.9

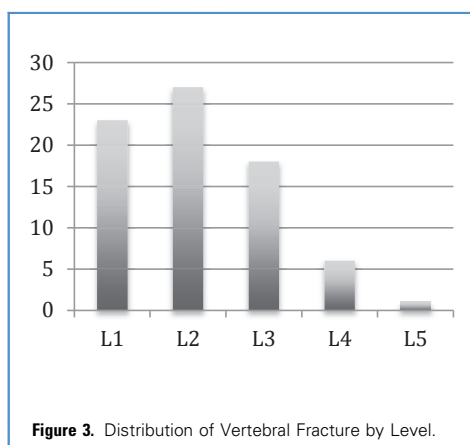
AIS, American Spinal Injury Association Impairment Scale; VAS, visual analog scale; SD, standard deviation; ODI: Oswestry Disability Index; SF-12, Short Form 12; PCS, Physical Component Score; MCS, Mental Component Score.

case of incisional hernia of the anterior scar. The small number of complications meant that risk factors could not be identified. All 5 of these cases necessitated repeat surgery.

The mean time interval between the 2 surgeries was 15.3 ± 6.2 days. No statistically significant difference in either the indications for supplementary anterior surgery or the interval between the 2 surgical procedures was found across the study sites.

Follow-Up

Radiologic Assessment. 74 patients were assessed postoperatively and at least 1 year using computed tomography and large-format X-rays. Fractures after the initial surgery were distributed as outlined in **Table 3**, according to the McCormack Load-Sharing Classification. All patients had a score of >6 for this criterion. The various radiologic parameters of sagittal balance are presented in **Table 4**. Regional deformity correction was maximal at the

**Figure 3.** Distribution of Vertebral Fracture by Level.

immediate postoperative assessment with a significant increase in lordosis, with mean and median values of $9.0^\circ \pm 3.1^\circ$ and 7.1° (IQR, 2.2° – 13.7°), respectively ($P < 0.0001$). At last follow-up, a mean loss of correction of 2.9° was noted, but was not statistically significant. The duration of follow-up was not correlated with the onset of any loss of sagittal correction corresponding to the difference in regional kyphosis over the same period.

At the last follow-up (median, 25 months; IQR, 15.6–34.8 months), fusion criteria were considered “achieved” in 57 cases (77%). In the other patients, fusion was considered doubtful. No cases of established pseudarthrosis were observed.

Across the whole cohort, 3 screws were in an extrapedicular position, with no specific clinical impact. No secondary displacement of implanted osteosynthesis material emerged during follow-up. Postoperative impaction of the cage in adjacent endplates, <5 mm, occurred in 10 cases (13.5%), with no specific clinical consequences.

Clinical and Functional Assessment. At the last follow-up, mean values of the ODI, SF-12 Physical Component Summary (PCS), and SF-12 Mental Component Summary (MCS) were 14.7 ± 8.0 , 43.2 ± 9.3 , and 50.8 ± 5.9 , respectively. No statistically significant difference was observed between the study sites in regard to these functional results. At the last follow-up, sphincter disorders persisted in 6 patients (8.1%). **Table 2** summarizes the results of algorithmic scores evaluated at the last follow-up.

We found statistically significant negative correlations between ODI and BMI ($P < 0.05$), American Society of Anesthesiologists (ASA) score ($P < 0.001$), and the persistence of sphincter disorders ($P < 0.001$). The same was true for the SF-12 PCS ($P < 0.01$, <0.001 , and <0.001 , respectively). There were a significant correlation between fusion and the ODI ($P < 0.01$), overall SF-12 score ($P < 0.001$), and VAS score ($P < 0.05$). Sagittal balance parameters were not correlated to functional results. The other parameters specific to patients, fractures, or procedures did not reveal any statistically significant links with the clinical and radiologic results.

The combined results of several variables were insufficient for reliable multivariate analysis in a search for models of crossed interactions.

DISCUSSION

The results of combined anterior-posterior arthrodesis applied to comminuted fractures of the lumbar spine are not well documented.^{6,16-18} There is a need to specify the benefit of a second procedure via the anterior route in restoring the sagittal balance, in fusion, and in terms of the functional results regarding morbidity, to better define the indications.

Indications






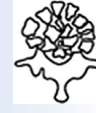



The benefit of a second corpectomy with graft lies in the extent of the injury-related destruction of the vertebral body.^{8,12} In its absence, there is a risk of isolated posterior fixation leading to residual instability, pseudarthrosis, and loss of sagittal correction causing pain and functional impairment. The use of an expandable tubular cage containing the autologous cancellous bone first stabilizes the anterior column, thereby theoretically limiting

Table 3. Sagittal Spinopelvic Balance

Average Values	Preoperative	Postoperative (Second Stage) (P Value)	1 Year (P Value)	Last Follow-Up (P Value)
Pelvic parameters				
Pelvic incidence	-	49.5	51.2 (ns)	48.9 (ns)
Pelvic tilt	-	20.3	14.2 (<0.001)	13.1 (ns)
Sacral slope	-	29.2	37.0 (<0.001)	35.8 (ns)
Global sagittal balance (degree)				
SSC7	-	1.6	2.8 (ns)	2.2 (ns)
Segmental parameters (degree)				
Lumbar lordosis	-	46.7	44.6 (ns)	43.8 (ns)
Thoracic kyphosis	-	-39.9	-43.5 (ns)	-40.6 (ns)
Lesional parameters (degree)				
Vertebral kyphosis	-13.9	-2.8 (<0.0001)	-3.2 (ns)	-2.4 (ns)
Regional kyphosis	-10.1	-1.1 (<0.0001)	2.0 (ns)	-0.9 (ns)

P values are for comparison with the previous evaluation. ns, not significant; SSC7, sagittal C7 section.

Table 4. Load Sharing Classification According to Center

Classification	Center 1	Center 2	Center 3
  	2.6	2.3	2.1
1 Little 2 More 3 Gross			
  	1.9	2.3	2.2
1 Minimal 2 Spread 3 Wide			
  	2.4	2.0	2.4
1 Little 2 More 3 Most			
Score (mean) (P value)	6.9 (ns)	6.6 (ns)	6.7 (ns)

The load-sharing classification grades the extent of vertebral body comminution, amount of fracture displacement, and correction of kyphotic deformity. ns, not significant.

correction loss by vertebral body collapse,¹⁹ and then provides a high-quality bone graft.²⁰

For some teams, the benefit of an additional graft by anterior approach lies in neutralization of the discs.²¹ The latter would be considered the main source of correction loss, especially in case of large disc height. Conversely, there has been little such evaluation of the capacity for load transmission of a vertebral body with a comminuted fracture of cancellous bone. In our series, anterior stability was evaluated after the posterior procedure was performed, based on the load-sharing classification,¹² without previous consultation among the sites. All patients in the series had a score of 6/9 or greater, reflecting some homogeneity of indications among the sites.

The Thoracolumbar Injury Classification and Severity scale and the location of fractures also could be used to dictate the type of intervention (anterior, posterior, or circumferential).^{22,23} A score of ≥ 5 is considered an indication for surgery. Regardless of the scale used to evaluate the fracture, the surgeon should determine the type of intervention needed before the initiation of surgery, to avoid having to reevaluate the patient after an initial posterior fixation.

Technical Aspects

The technique reported here corresponds to a partial corpectomy, but with removal of the entire height of the vertebral body along with resection of the 2 discs adjacent to the fracture. Some surgeons prefer to maintain the underlying disc.⁷ In our opinion,

neutralization and circumferential fusion of this mobile segment appear to be useful, because it is included in the posterior osteosynthesis and also because the discs adjacent to the fractures are damaged.

Technical difficulties and morbidity vary according to the level of corpectomy. The specific anatomic relationships obviously entail differing types of complications. In front of L4 and L5, the psoas muscle is thicker, and its mobilization could be associated with greater bleeding and more lesions of the lumbar plexus nerves. Transient sensory deficits along the anterolateral thigh and iliopsoas weakness may occur, but to a far lesser degree and for only a short duration. This surgery in L4 is particularly challenging, given the need for ligation of the iliolumbar vein. L5 corpectomy is a rather uncommon procedure, because of the left common iliac vein crossing the spine diagonally anterior to this vertebra. Fortunately, those locations of comminuted fractures are rare, with only 1 case affecting L5 in our cohort. Corpectomy of L2 or L1 is generally considered easier, but still may require detaching diaphragm insertions and managing pleural perforations. Regardless of the level, segmental vessels must be identified and clipped or ligated before bony resection.

The use of an expandable cage has the advantage of adjusting perfectly to local anatomic conditions in terms of height as well as lordosis.²⁰ Reduction and primary stability are obtained by the implant's significant distraction capability, which applies the adjacent vertebral endplates.

Technical practices vary among surgical teams. Some promote corpectomy first, followed by either posterior fixation or lateral plate fixation to allow for not only removal of any fractured fragments from the spinal canal, but also restoration of lordosis via expansion of the anterior cage.

The morbidity associated with this type of procedure can be reduced with the use of video-assisted techniques, such as retroperitoneoscopy.^{24,25} These mini-invasive anterior approaches have been described only in small case series of lumbar fractures. The blood loss observed in our series (mean, 335 mL) was rarely associated with the need for transfusion. The required surgical exposure was limited to skin incisions of approximately 10 cm, allowing lumbar vascular pedicles to be easily checked. Complications specific to this traditional anterior method were limited to an incisional hernia.

Effectiveness of the Strategy

Analysis of this cohort suggests good efficacy in terms of radiologic and functional results. The mean corrections of local and regional kyphosis were significant and long-lasting. For comparison, in the case series of Bouyer et al.²⁶ considering only Magerl A thoracolumbar fractures treated solely via a posterior approach, gains in the mildest vertebral and regional kyphosis were seen (mean, 5.4°; median, 5.5°; IQR, -1° to 12° and mean, 12.4°; median, 10°; IQR, 5°–13°, respectively). In that case series, the mean and median ODI at 1 year were 21.2 and 18, respectively, higher than the ODI values seen in our series.

These observations support the benefit of supplementary anterior arthrodesis to prevent postoperative loss of sagittal correction of comminuted fractures and, conversely, the absence of any impact on functional scores. Strengthening of the anterior column appears to be relevant for fractures with a McCormack classification score of >6.¹² The lack of difference between the sites suggests good reproducibility of the technique.

The time interval between the 2 surgical procedures did not differ significantly between the study sites and did not affect the clinical and radiologic results. Other teams recommend the earlier surgery alone, ensuring neural decompression and good correction of kyphosis.^{18,27} Both are technically challenging objectives to achieve via a single procedure, however, especially in the acute phase when the vertebral body fracture is more prone to bleeding.

Sagittal correction was not fully radiologically documented in these series.

The functional scores obtained at the last follow-up were associated with a satisfactory quality of life, except in those patients with continuing sphincter disorders. No significant correlations between these scores and the radiologic parameters of sagittal balance were apparent. In our opinion, this is related to the insufficient size of the population studied and, thus the poor robustness of the tests used. Moreover, the achievement of fusion has an impact on functional scores. This highlights the benefit of the supplementary anterior graft, although this study remains observational.

There were few complications specific to the anterior surgical procedure. However, a second surgical intervention under general anesthesia is an event associated with nonnegligible morbidity, the benefit of which should be based on long-term functional and quality-of-life scores.

Limitations

To our knowledge, this is the most extensive series with radiologic and functional clinical follow-up published to date. Nonetheless, the size of our cohort is insufficient for a statistical study of certain analytical aspects. Other limitations pertain to the number of patients lost to follow-up and the absence of some radiologic reference parameters. Envisioning a randomized comparative study is difficult, however, and a comparison of patient records processed according to a range of strategies appears to be more achievable.

CONCLUSION

Two-stage circumferential arthrodesis of comminuted fractures of the thoracolumbar spine results in balanced, durable radiologic sagittal restoration, as well as satisfactory fusion rates. In our cohort, at the last follow-up, there was a significant correlation between the functional and quality-of-life scores obtained and the presence of bone consolidation. This correlation could not be established with the parameters for pelvic–spinal sagittal balance. The other variables with negative impacts on clinical results were BMI, ASA score, and the presence of sphincter-related neurologic disorders.

REFERENCES

1. Kepler CK, Vroome C, Goldfarb M, Nyirjesy S, Millhouse P, Lonjon G, et al. Variation in the management of thoracolumbar trauma and postoperative infection. *J Spinal Disord Tech.* 2015;28:E212–E218.
2. Vaccaro AR, Lim MR, Hurlbert RJ, Lehman RA Jr, Harrop J, Fisher DC, et al. Surgical decision making for unstable thoracolumbar spine injuries: results of a consensus panel review by the Spine Trauma Study Group. *J Spinal Disord Tech.* 2006;19:1–10.
3. Abudou M, Chen X, Kong X, Wu T. Surgical versus non-surgical treatment for thoracolumbar burst fractures without neurological deficit. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013;6:CD005079.
4. Kuner EH, Kuner A, Schlickewei W, Mullaji AB. Ligamentotaxis with an internal spinal fixator for thoracolumbar fractures. *J Bone Joint Surg Br.* 1994;76:107–112.
5. Payer M. Unstable burst fractures of the thoracolumbar junction: treatment by posterior bisegmental correction/fixation and staged anterior corpectomy and titanium cage implantation. *Acta Neurochir (Wien).* 2006;148:299–306 [discussion: 306].
6. Knop C, Kranabetter T, Reinhold M, Blauth M. Combined posterior-anterior stabilisation of thoracolumbar injuries utilising a vertebral body replacing implant. *Eur Spine J.* 2009;18:949–963.
7. Lange U, Edeling S, Knop C, Bastian L, Oeser M, Krettek C, et al. Anterior vertebral body replacement with a titanium implant of adjustable height: a prospective clinical study. *Eur Spine J.* 2007;16:161–172.
8. Reinhold M, Knop C, Beisse R, Audigé L, Kandziara F, Pizanis A, et al. Operative treatment of 733 patients with acute thoracolumbar spinal injuries: comprehensive results from the second, prospective, Internet-based multicenter study of the Spine Study Group of the German Association of Trauma Surgery. *Eur Spine J.* 2010;19:1657–1676.
9. Ditunno JF Jr. American spinal injury standards for neurological and functional classification of spinal cord injury: past, present and future. 1992 Heiner Sell Lecture of the American Spinal Injury Association. *J Am Paraplegia Soc.* 1994;17:7–11.
10. Frankel HL, Hancock DO, Hyslop G, Melzak J, Michaelis LS, Ungar GH, et al. The value of postural reduction in the initial management of

- closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia. *I. Paraplegia*. 1969;7:179-192.
11. Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*. 1994;3:184-201.
 12. McCormack T, Karaikovic E, Gaines RW. The load sharing classification of spine fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994;19:1741-1744.
 13. Tan GH, Goss BG, Thorpe PJ, Williams RP. CT-based classification of long spinal allograft fusion. *Eur Spine J*. 2007;16:1875-1881.
 14. Berthonnaud E, Dimnet J, Roussouly P, Labelle H. Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *J Spinal Disord Tech*. 2005;18:40-47.
 15. Maillot C, Ferrero E, Fort D, Heyberger C, Le Huec JC. Reproducibility and repeatability of a new computerized software for sagittal spinopelvic and scoliosis curvature radiologic measurements: Keops. *Eur Spine J*. 2015;24:1574-1581.
 16. Chen F, Kang Y, Li H, Lv G, Lu C, Li J, et al. Treatment of lumbar split fracture-dislocation with short-segment or long-segment posterior fixation and anterior fusion. *Clin Spine Surg*. 2017;30:E310-E316.
 17. Schnake KJ, Stavridis SI, Kandziora F. Five-year clinical and radiological results of combined anteroposterior stabilization of thoracolumbar fractures. *J Neurosurg Spine*. 2014;20:497-504.
 18. Zhang S, Thakur JD, Khan IS, Menger R, Kukreja S, Ahmed O, et al. Anterior stabilization for unstable traumatic thoracolumbar spine burst fractures. *Clin Neurol Neurosurg*. 2015;130:86-90.
 19. Viljoen SV, DeVries Watson NA, Grosland NM, Torner J, Dalm B, Hitchon PW. Biomechanical analysis of anterior versus posterior instrumentation following a thoracolumbar corpectomy: laboratory investigation. *J Neurosurg Spine*. 2014;21:577-581.
 20. Graillon T, Farah K, Rakotozanany P, Blondel B, Adetchessi T, Dufour H, et al. Anterior approach with expandable cage implantation in management of unstable thoracolumbar fractures: results of a series of 93 patients. *Neurochirurgie*. 2016;62:78-85.
 21. Steib JP, Charles YP, Aoui M. In situ contouring technique in the treatment of thoracolumbar fractures. *Eur Spine J*. 2010;19(Suppl 1):S66-S68.
 22. Yacoub AR, Joaquim AF, Ghizoni E, Tedeschi H, Patel AA. Evaluation of the safety and reliability of the newly-proposed AO spine injury classification system. *J Spinal Cord Med*. 2017;40:70-75.
 23. Schroeder GD, Harrop JS, Vaccaro AR. Thoracolumbar trauma classification. *Neurosurg Clin N Am*. 2017;28:23-29.
 24. Ringel F, Stoffel M, Stüer C, Totzek S, Meyer B. Endoscopy-assisted approaches for anterior column reconstruction after pedicle screw fixation of acute traumatic thoracic and lumbar fractures. *Neurosurgery*. 2008;62(5 Suppl 2):ONS445-ONS452 [discussion: ONS452-ONS453].
 25. Watanabe K, Yabuki S, Konno S, Kikuchi S. Complications of endoscopic spinal surgery: a retrospective study of thoracoscopy and retroperitoneoscopy. *J Orthop Sci*. 2007;12:42-48.
 26. Bouyer B, Vassal M, Zairi F, Dhenin A, Grelat M, Dubory A, et al. Surgery in vertebral fracture: epidemiology and functional and radiological results in a prospective series of 518 patients at 1 year's follow-up. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015;101:11-15.
 27. Kaneda K, Taneichi H, Abumi K, Hashimoto T, Satoh S, Fujiya M. Anterior decompression and stabilization with the Kaneda device for thoracolumbar burst fractures associated with neurological deficits. *J Bone Joint Surg Am*. 1997;79:69-83.

Conflict of interest statement: The authors declare that the article content was composed in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Received 11 January 2017; accepted 11 April 2017

Citation: World Neurosurg. (2017) 103:303-309.

http://dx.doi.org/10.1016/j.wneu.2017.04.074

Journal homepage: www.WORLDNEUROSURGERY.org

Available online: www.sciencedirect.com

1878-8750/\$ - see front matter © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved.

3 ETUDE DYNAMIQUE DE L'EQUILIBRE SAGITTAL ET

CINEMATIQUE DE LA MARCHÉ : CONCEPTION DE LA

RECHERCHE

3.1 Caractéristiques du type de recherche

- Étude expérimentale
- Étude interventionnelle
- Étude prospective
- Étude comparative
- Étude non randomisée
- Étude ouverte
- Étude monocentrique

3.2 Procédures de la recherche

Cet essai sur volontaire sains a fait l'objet de l'approbation du comité de protection des personnes n°2017-37. L'organisation de la recherche a respecté les recommandations de la déclaration d'Helsinki (World Medical Association 1996 & 2008) et les principes de la régulation française des données (loi n° 2004-801 du 6 août 2004 modifiant la loi n° 78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés). Il s'agit ici d'une étude enregistrée dans la base de données Clinicaltrials.gov sous l'identifiant NCT03536403. Cette recherche a reçu un financement institutionnel obtenu en réponse à un appel d'offre à projet émergent (AOJC 2015-09).

Une déformation sagittale antérieure a été appliquée à tous les volontaires inclus par le port d'un corset thermoformé sur mesure en position de cyphose lombaire.

Tous les sujets inclus ont signé un consentement informé. Leurs recrutements ont été menés indépendamment des investigateurs par le centre d'investigation clinique – CIC INSERM 1404.

Les radiographies ont été réalisées dans le service de radiologie du CHU de Rouen. L'étude optoélectronique a été menée dans le laboratoire de la marche et de l'équilibre, situé dans le service de Neurophysiologie du CHU de Rouen. Ce laboratoire a reçu en septembre 2013 le renouvellement de son autorisation de lieu pour les recherches biomédicales, notamment chez le sujet volontaire sain.

3.3 Sélection de la population

3.3.1 Critères d'inclusion

- Sujets âgés de 20 à 40 ans
- Sujets de sexe masculin
- Sujets dont la taille est supérieure ou égale à 165 cm et inférieure ou égale à 190 cm
- Sujets asymptomatiques du point de vue rachidien
- Indice de masse corporelle < 30 kg/m²
- Sujet affilié à la Sécurité Sociale
- Sujet ayant lu la note d'information et signé le consentement éclairé

3.3.2 Critères de non-inclusion

- Sujets ayant une pathologie neurologique, vestibulaire, rhumatologique, orthopédique en cours ou séquellaire pouvant influencer la marche et l'équilibre
- Sujets ayant une pathologie rachidienne connue
- Sujets présentant une déformation rachidienne visible morphologiquement
- Sujets ayant des troubles visuels importants (acuité visuelle < 6/10) malgré le port de correction optique
- Sujets dans l'impossibilité de marcher sans aide

3.3.3 Modalités de recrutement

Les sujets ont été recrutés par le centre d'investigation clinique du CHU de Rouen. Les volontaires sains ont été recensés dans la base de données du centre d'investigation clinique (CIC) INSERM 1404. Ils ont été contactés, selon un ordre aléatoire par un technicien d'étude clinique indépendant pour leur proposer l'étude. Les critères d'inclusion et d'exclusion ont été vérifiés par un médecin du CIC indépendant des investigations.

3.3.4 Justification de la population d'étude

Afin de minimiser les risques d'irradiation, l'étude ne comprenait que des volontaires sains de sexe masculin. En effet, un cache gonades plombé a été utilisé lors de la réalisation des clichés radiographiques. Un tel dispositif radio-opaque n'a pu être proposé à des femmes sans amputer la portion lombosacrée et pelvienne du champ d'analyse des télérachis EOS. Cependant, au regard de la littérature, l'étude radiographique de l'équilibre sagittal spinopelvien est comparable chez l'homme et chez la femme [9].

3.4 Méthode d'évaluation

3.4.1 Evaluation radiographique de la déformation sagittale induite

Des clichés télérachis EOS de face et de profil sans corset ont été réalisés afin de s'assurer de l'absence de pathologie rachidienne. Un troisième cliché de profil a été réalisé avec le corset cyphosant en place. Chacun des clichés était réalisé avec le port d'un protecteur de gonades plombé adapté. La mesure des paramètres pelvi-rachidiens a été réalisée à l'aide l'application dédiée du logiciel KEOPS® (SMAIO, <https://www.keops-spine.fr/>). Ces mesures permettaient d'objectiver la déformation sagittale antérieure par comparaison des profils avec et sans corset (Figure 36).

Le système EOS apporte une qualité d'image particulièrement adaptée aux télérachis tout en permettant une irradiation significativement inférieure aux clichés radiographiques classiques [91]. Ces arguments expliquent le choix de cette imagerie dans le contexte d'étude sur sujets sains.



Figure 36 : Télérachis EOS
réalisés sans (A) et avec corset (B)

3.4.2 Evaluation posturographique de la déformation sagittale rachidienne induite

L'emploi de plateformes barodynamiques (Figure 37) permet l'observation du contrôle de la posture orthostatique en identifiant la position du centre de pression (CP) d'un individu [53]. Ce-dernier correspond au point d'application du vecteur de la force verticale de réaction du sol sous l'impulsion de la masse corporelle. Il représente la moyenne pondérée de toutes les pressions exercées sur la surface en contact avec le sol. L'étude de ce paramètre dans le cadre de troubles architecturaux rachidiens peut permettre d'analyser finement la stabilité, c'est à dire la capacité d'une perturbation structurelle à revenir à son état d'équilibre. La dynamique de cette tension vers l'équilibre deviendrait alors chiffrable en termes d'efficacité, de coût énergétique ou de linéarité.

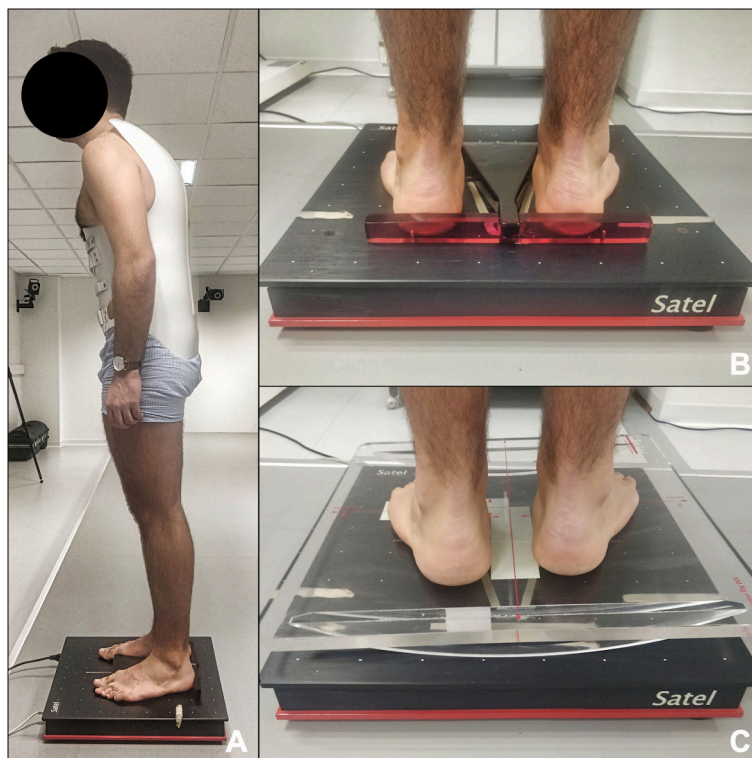


Figure 37 : Sujet avec corset sur plateforme barodynamique Satel®

Chaque sujet a été soumis à une évaluation posturographique (statique et dynamique) grâce à une plateforme de force monoplateau (Satel®) (Fig 37, 38). En posturographie statique, les sujets se tenaient debout sur la plateforme avec une position standardisée des pieds obtenue grâce à des cales amovibles. La consigne était de rester immobile tout en regardant une cible visuelle située à 1,5 m en face du sujet et à hauteur des yeux. En posturographie dynamique, les sujets se tenaient debout sur un plateau mobile à bascule reposant sur une portion de cylindre (Figure 38). Ce-dernier pouvait être disposé pour obtenir une instabilité frontale ou sagittale.

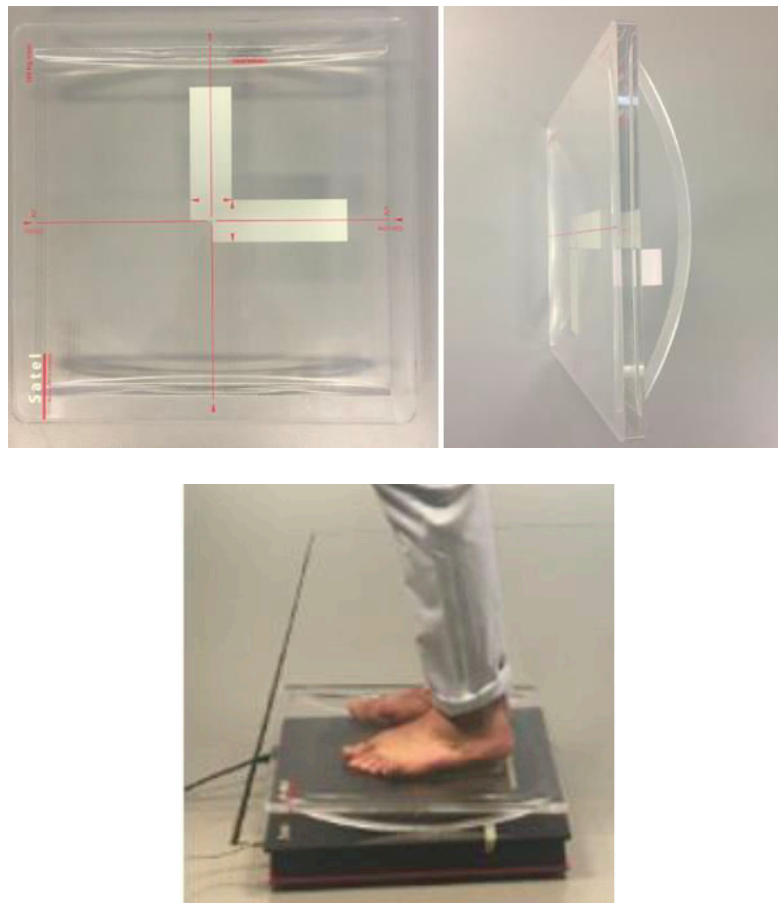


Figure 38 : Plateau mobile à bascule pour tests posturographiques dynamiques

La position podale du CP était enregistrée à une fréquence de 40 Hz par 4 capteurs intégrés dans la plateforme. Toutes les mesures étaient réalisées avec puis sans corset pour déterminer l'influence du trouble architectural pelvirachidien sur l'équilibre postural.

3.4.3 Evaluation optoélectronique de la déformation sagittale rachidienne induite

L'analyse instrumentale de la cinématique de la marche est une technique validée dont le service médical rendu est considéré comme suffisant par la Haute Autorité de Santé. Les paramètres statiques et cinématiques de la marche étaient enregistrés à l'aide des caméras infra-rouges (MXT10) du système optoélectronique Vicon® et du logiciel d'enregistrement et de traitement des signaux Vicon® Nexus (Vicon® Motion Systems Ltd. UK). La première étape consistait au recueil des données anthropométriques du sujet qui étaient nécessaires pour la modélisation 3D (poids, taille, longueurs des membres...). Chaque sujet était équipé de 38 mires réparties selon des recommandations émanant de la communauté d'analyse de la marche (Figure 39). Cette disposition porte le nom Plug-In Gait Sacr dans le logiciel Vicon® Nexus.

La lumière infrarouge émise par les 9 caméras était réfléchié passivement par les mires pour être captée par ces mêmes caméras. Les caméras sensibles au rayonnement infrarouge analysaient les marqueurs par niveaux de gris et déterminaient ainsi en temps réel leurs coordonnées 3D. La fréquence d'acquisition était réglée à 100 Hz pour permettre une résolution temporelle suffisante.

Le système réalisait une étude informatisée des déplacements simultanés des marqueurs et calcule leurs coordonnées 3D à chaque image. Leur trajectoire, leur vitesse, leur accélération étaient calculées en temps réel dans un référentiel absolu.

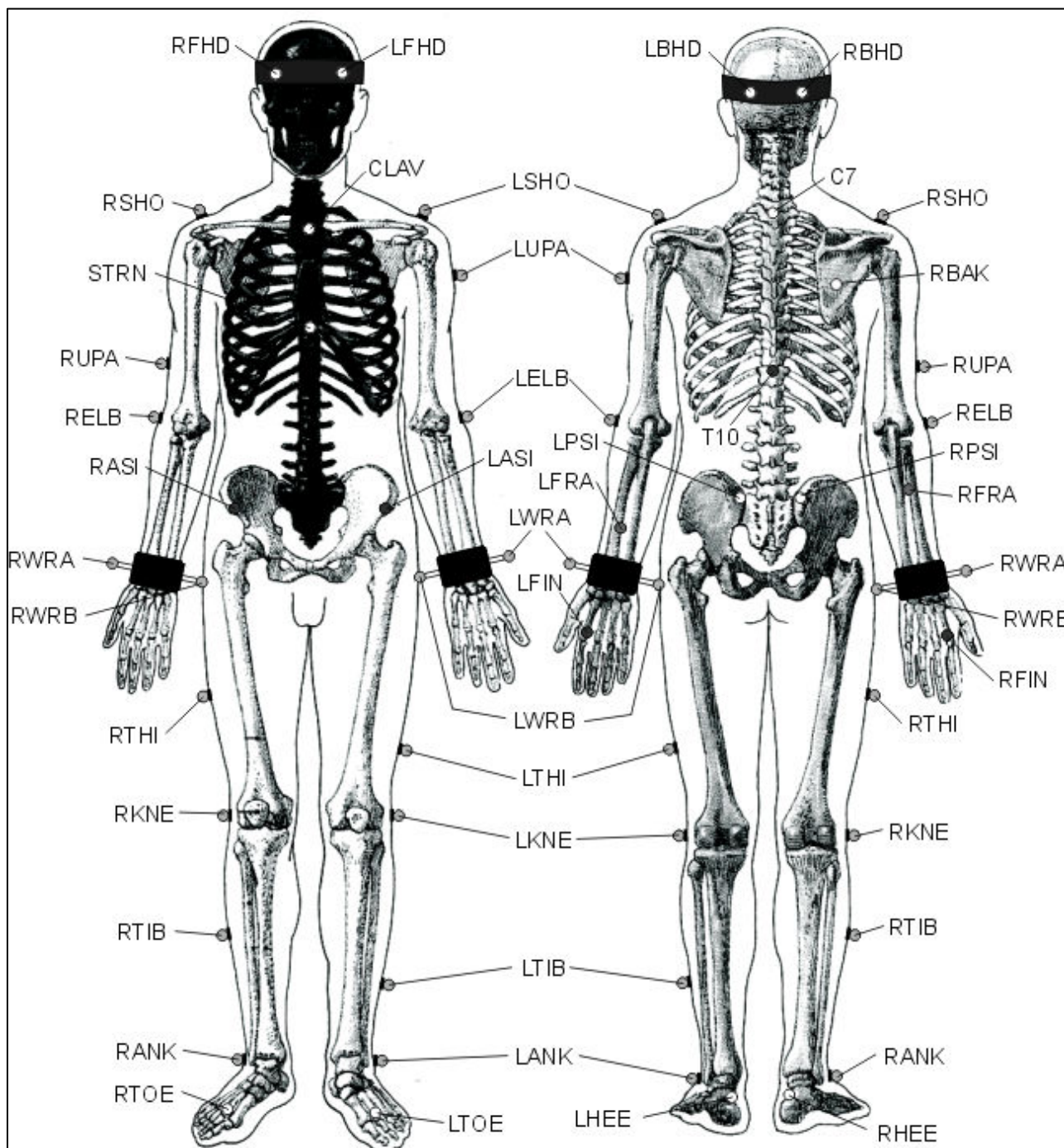


Figure 39 : Positionnement des marqueurs selon le Conventional Gait Model

Une première analyse optoélectronique statique concernait le sujet équipé du corset depuis au moins 30 minutes dans une position dite en T (Figure 40). Puis un enregistrement dynamique était réalisé au cours d'une épreuve de marche sur une longueur d'environ 10 mètres. Cette séquence d'enregistrements était réitérée dix fois pour fournir un nombre de données suffisamment représentatives. Le corset devait ensuite être retiré, en prenant soin de ne pas déplacer les mires, pour qu'une nouvelle séquence d'enregistrement soit réalisée.

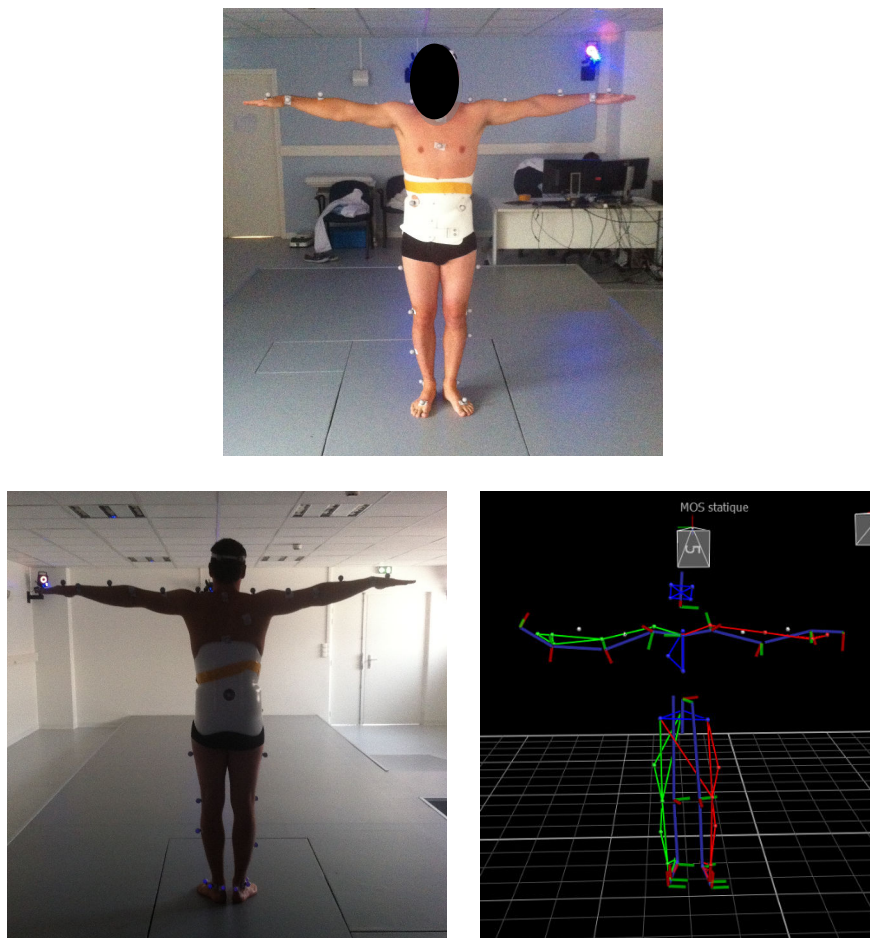


Figure 40 : Position initiale en T et reconstruction optoélectronique des mires

Après reconstruction et modélisation dans le logiciel Vicon® Nexus, toutes les données étaient exportées vers le logiciel Vicon® Polygon (Vicon® Motion Systems Ltd. UK) pour l'étude des différents paramètres.

L'angle C7-T10-Sacrum, l'angle spinal et le facteur C7'S1' étaient déterminés pour permettre d'apprécier l'équilibre global statique et dynamique, dans les situations avec et sans corset (Figure 41).

L'angle C7-T10-Sacrum était déterminé entre les 2 segments C7-T10 et T10-S1 identifiés par la position des mire respectives attribuées dans le Plug-In Gait Sacr. L'angle spinal est directement calculé par le logiciel Polygon et était déterminé entre l'axe thoracolombaire sagittal et le plan pelvien. Enfin, le facteur C7'S1' correspond à la projection au sol du vecteur C7S1.

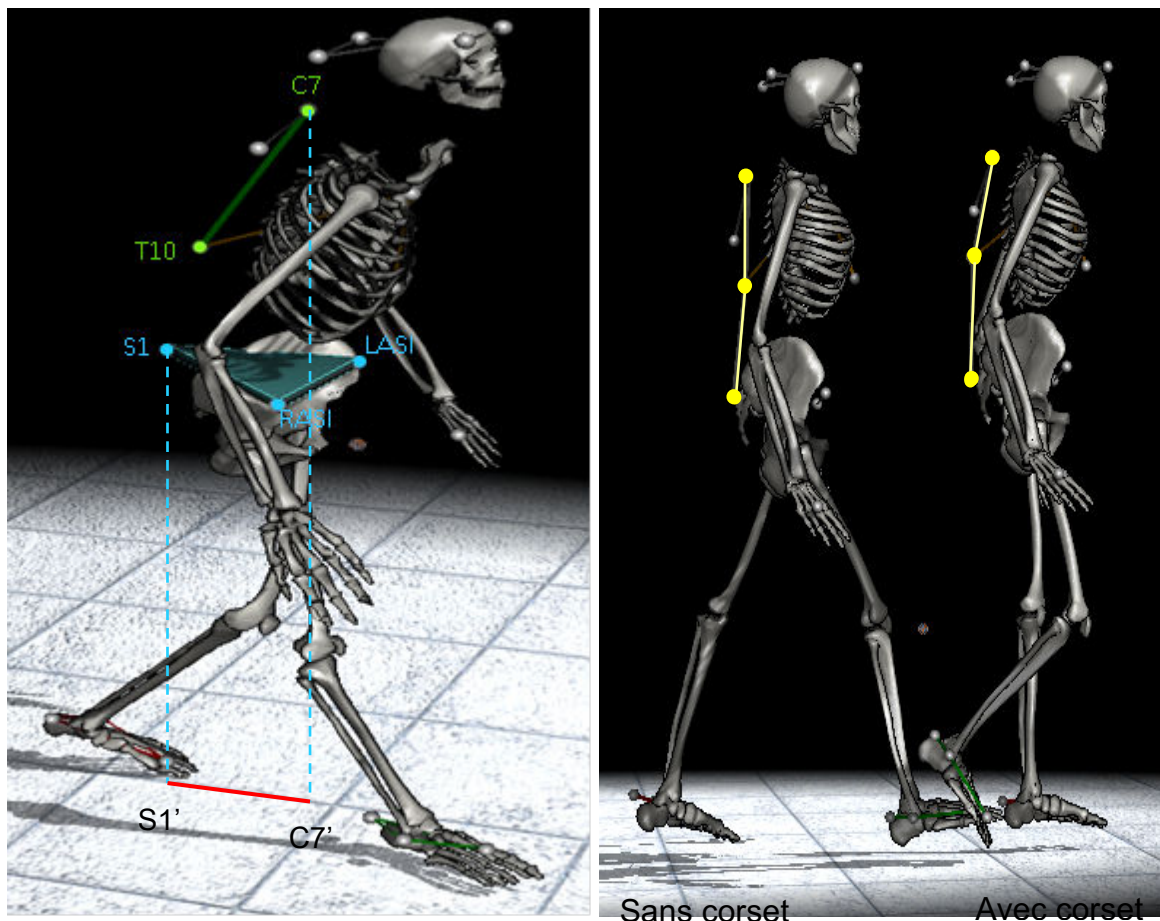


Figure 41 : Paramètres optoélectroniques d'évaluation de l'équilibre sagittal

C7-T10-Sacrum (jaune) ; Angle Spinal (vert) ; C7'S1' (rouge)

L'un des premiers objectifs a été d'évaluer la capacité du système optoélectronique Vicon® à analyser une déformation sagittale rachidienne par comparaison des différents enregistrements.

3.4.4 Evaluation optoélectronique des paramètres cinématiques de la marche

L'analyse cinématique de la marche étudie les trajectoires, vitesses, accélérations linéaires et angulaires des différents segments corporels. Dans ce but, les systèmes optoélectroniques appliquent le principe de la stéréophotogrammétrie. Il s'agit d'une méthode de capture du mouvement tridimensionnel de haute précision. Lors de la marche, certaines phases d'instabilité surviennent et imposent un contrôle postural complexe. Plusieurs paramètres cinématiques sont analysables pour permettre une description quantifiée des phases d'appui et des phases oscillantes lors du déroulement du pas [26]. Certains illustrent les performances locomotrices et d'autres l'équilibre avec des interférences respectives [21]. Le centre de masse (CM) est identifiable par méthode optoélectronique. Il correspond au point central de l'ensemble de toutes les masses constituant un objet. La projection sur un axe vertical du CM lors de la phase oscillante, subit des variations de vitesse et notamment une décélération anticipée avant le contact au sol du pied pendulaire. La perte de ce freinage contrôlé est associée à une instabilité locomotrice et des facteurs de risque de chute [92].

3.5 Critères d'évaluations

Plusieurs paramètres radiologiques, optoélectroniques et posturographiques ont été étudiés.

3.5.1 Critères d'évaluation radiologiques

- Variations des paramètres de l'équilibre sagittal induites par un corset cyphosant mesurées par méthode radiographique (clichés EOS) :
 - GSC7
 - Lordose lombaire
 - Cyphose thoracique
 - Incidence pelvienne
 - Version pelvienne
 - Pente sacrée

3.5.2 Critères d'évaluation optoélectroniques

- Variations des paramètres de l'équilibre sagittal induites par un corset cyphosant mesurées par méthode optoélectronique (système Vicon®) :
 - Angle spinal
 - Facteur C7'S1'
 - Angle C7-T10-S1
- Variations des paramètres cinématiques induites par un corset cyphosant mesurées par méthode optoélectronique (système Vicon®) :
 - Index de freinage du centre de masse
 - Longueur du pas

- Largeur du pas
- Vitesse de marche
- Cadence
- Durée d'enjambée
- Durée de double appui
- Durée de simple appui

3.5.3 Critères d'évaluation posturographiques

- Variations des paramètres posturographiques induites par un corset cyphosant mesurées par plateformes de force (système Satel®)
 - Positions moyennes du centre de pression (X_m, Y_m)
 - Surface de l'ellipse de confiance
 - Longueur du déplacement en fonction de la surface (LFS)
 - Stabilogramme ($L_x, L_y - A_x, A_y$)

3.6 Analyse statistique

3.6.1 Description des méthodes statistiques

Les variables quantitatives et qualitatives des sujets inclus dans cette étude ont été décrites globalement puis par groupe (avec ou sans port du corset cyphosant) en utilisant les paramètres descriptifs habituels : moyenne, écart-type, médiane, écart interquartile et valeurs extrêmes pour les variables quantitatives ; effectif et pourcentage pour les variables de nature qualitative.

Les moyennes de chacune des variables ont été comparées avec et sans corset par des tests de Student sur séries appariées alors que les médianes ont été comparées par des tests de Wilcoxon.

Des liens statistiques entre les paramètres de l'équilibre sagittal pelvi-rachidien, mesurés sur les télérachis EOS de profil, et ceux mesurés par le système optoélectronique Vicon®, ont été recherchées en estimant les coefficients de corrélation de rangs de Spearman et de Pearson (estimation ponctuelle et intervalle de confiance) et en testant cette valeur par rapport à la valeur nulle (valeur correspondant à l'absence de corrélation). Ces coefficients de corrélation ont été estimées entre la GSC7 et plusieurs paramètres optoélectroniques après regroupement de l'ensemble des mesures. Ce « pooling » intégrait les 35 sujets avec et sans corset (5 enregistrements de marche dans chaque configuration), pour un total de 2×5 mesures non indépendantes sur 35 sujets. La corrélation entre les observations a été prise en compte par un bootstrap à biais corrigé accéléré (BCa) avec rééchantillonnage parmi les 35 sujets indépendants entre eux.

Par ailleurs, la capacité d'une variable à identifier la présence de la DSA a été estimée par une aire sous la courbe (AUC) Receiver Operating Characteristic (ROC). Le « test » est le paramètre quantitatif et le « diagnostic » est la déformation sagittale antérieure (DSA) (oui vs non). Une AUC supérieure à 0.50 témoignait alors d'une corrélation positive entre la DSA et le paramètre posturographique alors qu'une AUC inférieure à 0.50 témoignait d'une corrélation négative. Des AUC dépassant 0.90 ou inférieure à 0.10 témoignaient de corrélations très fortes, avec un faible chevauchement des distributions du paramètre avec et sans DSA. Du fait de l'appariement des mesures, les procédures d'estimation classique des AUC ROC étaient invalides car supposant l'indépendance des observations. Les intervalles de confiance des AUC ROC ont donc été estimées par bootstrap à biais corrigé accéléré (BCa) avec rééchantillonnage des patients.

Aucune correction de multiplicité des tests n'a été appliquée. Le seuil de significativité bilatéral a été fixé à 5%.

3.6.2 Nombre prévu de personnes à inclure dans la recherche

L'objectif principal était de valider la performance du système optoélectronique Vicon®, pour l'analyse d'une déformation sagittale rachidienne induite, en montrant l'existence d'une corrélation entre les variables de l'équilibre sagittal pelvi-rachidien, détectées par l'examen radiographique (télérachis de profil), et par le système optoélectronique Vicon®.

Le nombre minimal de sujets sains à inclure a été calculé sur la base d'un test unilatéral du coefficient de corrélation de Pearson entre les variations d'angles de déformation sagittale rachidienne, avec ou sans port du corset cyphosant, détectée par les deux méthodes.

Le faible nombre de données référencée dans la littérature sur ce sujet à ce jour a conduit à retenir un effectif de 30 sujets sains.

Au risque α de 5%, cet effectif de 30 sujets permet de disposer d'une puissance statistique de 80 % pour tester la valeur estimée du coefficient de corrélation de Pearson par rapport à la valeur nulle si la valeur du coefficient de corrélation de Pearson est de 0,45.

L'utilisation du coefficient de corrélation des rangs de Spearman permet de s'affranchir des hypothèses de distribution nécessitées par l'utilisation du coefficient de corrélation de Pearson au prix d'une légère perte de puissance. On peut considérer que l'on disposera d'une puissance de 80% par rapport à une valeur plus élevée, de l'ordre de 0,45 à 0,50 pour le coefficient de corrélation de Spearman. Ainsi un effectif de 30 sujets permet de disposer d'une puissance statistique correcte (80 %) pour détecter une corrélation modeste et donc d'une puissance statistique élevée pour détecter une corrélation modérée à élevée.

3.6.3 Degré de signification prévu

Une différence sera considérée comme statistiquement significative si le degré de signification (p) est inférieur à 5 % (risque $\alpha = 5$ %).

3.6.4 Critères statistiques d'arrêt de la recherche

Aucun critère statistique d'arrêt de la recherche n'a été défini. L'étude sera analysée quand l'effectif prévu aura été atteint.

3.6.5 Méthode de considération des données manquantes, inutilisées ou non valides

Si pour un sujet, un des paramètres étudiés est impossible à mesurer, la valeur moyenne du paramètre observé sur l'ensemble de l'échantillon des sujets inclus sera applicable, et des analyses de sensibilité seront effectuées en considérant la valeur maximale, la valeur minimale et la valeur médiane du paramètre observé sur l'ensemble de l'échantillon des sujets inclus.

3.6.6 Choix des personnes à inclure dans les analyses

Tous les sujets inclus seront pris en compte dans l'analyse sauf en cas de mesures totalement inanalysables (impossibilité totale d'exploiter les mesures des paramètres prévus).

3.6.7 Modalités de remplacement / sorties prématurées

En cas de découverte fortuite d'une déformation rachidienne asymptomatique lors de l'examen radiographique, les sujets seraient remplacés à hauteur de 15 %, soit 5 sujets remplaçables, pour atteindre l'effectif prévu.

4 ANALYSE POSTUROGRAPHIQUE STATIQUE ET DYNAMIQUE SUR PLATEFORME DE FORCE DES DESEQUILIBRES PELVIRACHIDIENS SAGITTAUX ANTERIEURS

L'induction d'une gîte antérieure par le corset doit être confirmée sur des clichés télérachis EOS. L'étude posturographique peut alors analyser l'influence de la déformation sagittale sur le centre de pression (CP).

Effectivement, l'emploi de plateformes barodynamiques, type Satel[®], permet l'observation du contrôle de la posture orthostatique en identifiant la position et la cinétique du CP d'un individu. Ce-dernier correspond au point d'application du vecteur de la force verticale de réaction du sol sous l'impulsion de la masse corporelle. Il représente la moyenne pondérée de toutes les pressions exercées sur la surface en contact avec le sol. L'étude de ce paramètre dans le cadre de troubles architecturaux rachidiens peut permettre d'analyser finement la stabilité, c'est à dire la capacité d'une perturbation structurelle à revenir à son état d'équilibre. La dynamique de cette tension vers l'équilibre deviendrait alors chiffrable en termes d'efficacité, de coût énergétique ou de linéarité.

Article soumis pour publication

4.1 Résumé

4.1.1 Introduction

Le déséquilibre sagittal antérieur (DSA) représente un facteur de gravité dans l'étude des pathologies rachidiennes. L'étude stabilométrique de la position dynamique du centre de pression (CP) permet d'apprécier le contrôle de la position orthostatique. L'hypothèse est que des modifications des paramètres stabilométriques sont perceptibles en présence d'un DSA et qu'ils traduisent une augmentation de dépense énergétique.

4.1.2 Matériels et méthodes

Des volontaires sains masculins ont été soumis à un DSA réversible par le port d'un corset thermoformé thoracolombaire cyphosant. La gite sagittale de C7 (GSC7) a quantifié la déformation induite sur des clichés télérachis EOS. Une étude posturographique sur plateforme barodynamique a été menée en conditions statique et dynamiques avec instabilités antéro-postérieure et médio-latérale. Le statokinésigramme étudiait les positions moyennes du CP (X_{moy} , Y_{moy}). La dispersion de ces valeurs était évaluée par une surface d'ellipse de confiance. La longueur du déplacement en fonction de la surface (LFS) illustre l'énergie dépensée. Le stabilogramme quantifiait les déplacements en fonction du temps en longueurs (L_x , L_y) et en amplitude (A_x , A_y).

4.1.3 Résultats

Le corset a produit une augmentation significative de GSC7 ($p < 0.0001$). L'induction de ce DSA n'a pas significativement modifié les X_{moy} et Y_{moy} mais la LFS a subi une augmentation significative ($p = 0.003$). Les tests statiques identifiaient des modifications

de L_y ($p=0.0008$) et de A_x ($p=0.003$). Les modifications perçues en tests dynamiques concernaient L_y ($p<0.0001$), L_x ($p<0.0001$), A_x ($p<0.0001$), A_y ($p<0.05$) et l'ellipse de confiance ($p<0.004$).

4.1.4 Conclusion

Les paramètres posturographiques subissent des modifications liées à l'introduction d'un DSA sur une population de sujets sains. Les variations significatives concernent les données du stabilogramme, l'ellipse de confiance et la LFS, elles sont sensibilisées par les tests dynamiques et sont corrélées à l'équilibre sagittal radiologique. Les plateformes de force permettent de percevoir une augmentation de dépense énergétique destinée au maintien postural.

4.1.5 Mots clefs

Posturographie, Déséquilibre sagittal pelvirechidien, Statokinésigramme, Stabilogramme

4.2 Introduction

La majorité des pathologies rachidiennes ont une tendance au déséquilibre sagittal antérieur (DSA). Les pertes de hauteurs discales dégénératives, l'hypertrophie des processus articulaires arthrosiques, la dégénérescence musculaire des structures érectrices du tronc convergent en ce sens [14]. Plusieurs mécanismes physiologiques compensatoires se développent, tant que possible, pour conserver une posture globale équilibrée [5]

La plupart des travaux portant sur l'équilibre sagittal pelvirachidien s'appuient sur des analyses radiographiques statiques. Ces données sont issues de clichés type télérachis de profil permettant une étude architecturale statique ponctuelle d'une structure intrinsèquement mobile [9,42]. Une description plus fine des mécanismes engagés dans l'équilibre postural est légitime pour considérer la composante dynamique de ces phénomènes.

L'emploi de plateformes barodynamiques permet l'observation du contrôle de la posture orthostatique en identifiant la position du centre de pression (CP) d'un individu [53]. Ce-dernier correspond au point d'application du vecteur de la force verticale de réaction du sol sous l'impulsion de la masse corporelle. Il représente la moyenne pondérée de toutes les pressions exercées sur la surface en contact avec le sol. L'étude de ce paramètre dans le cadre de troubles architecturaux rachidiens peut permettre d'analyser finement la stabilité, c'est à dire la capacité d'une perturbation structurelle à revenir à son état d'équilibre. La dynamique de cette tension vers l'équilibre deviendrait alors chiffrable en termes d'efficacité, de coût énergétique ou de linéarité.



Figure 42 : EOS en vue latérale sans (A) et avec (B) déformation sagittale antérieure

L'étude plus spécifique des DSA implique théoriquement de disposer d'un groupe de sujets en gite antérieure sans autre perturbation posturale et d'un groupe contrôle. Un modèle de DSA réversible par corset appliqué à des sujets sains a déjà été validé avec

une efficacité prouvée par stéréoradiographies basses doses EOS (EOS Imaging[®], Paris, France) et optoélectronique Vicon[®] (Biometrics, Gometz le Châtel, France) [6].

Il est ainsi possible d'étudier l'effet du DSA sans l'interférence des éléments dégénératifs locomoteurs fréquemment associés en contexte pathologique.

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'impact d'un DSA sur les paramètres posturographiques du centre de pression. L'utilisation d'une population de sujets sains subissant une déformation sagittale réversible par un corset cyphosant permet d'envisager des comparaisons à une norme. Une recherche de corrélations entre la déformation sagittale pelvi-rachidienne radiologiquement mesurée et les paramètres posturographiques sur plateforme barodynamique sera menée. Au-delà de la description originale de ces mesures, nous faisons l'hypothèse que cette population dispose de moyens énergétiques de compensation dont l'intensité est perceptible sur une plateforme de force.

4.3 Matériel et méthodes

Cette étude prospective monocentrique sur volontaire sains a fait l'objet de l'approbation du comité de protection des personnes n°2017-37. Tous les sujets inclus ont signé un consentement informé. Leurs recrutements ont été menés indépendamment des investigateurs par le centre d'investigation clinique – CIC INSERM 1404. L'organisation de la recherche a respecté les recommandations de la déclaration d'Helsinki (World Medical Association 1996 & 2008) et les principes de la régulation française des données (loi n° 2004-801 du 6 août 2004 modifiant la loi n° 78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés). Il s'agit ici d'une étude ancillaire analysant des critères secondaires propres au protocole enregistré dans la base de données Clinicaltrials.gov sous l'identifiant NCT03536403.

4.3.1 Population

La pré-sélection des volontaires sains a été réalisée de façon aléatoire au sein d'un fichier de volontaires sains ayant exprimé leur souhait de participer à des projets de recherche, appartenant au CIC INSERM 1404. Les inclusions devaient concerner 35 volontaires sains masculins âgés entre 20 et 40 ans, de taille comprise entre 165 et 190 cm, d'indice de masse corporelle (IMC) inférieur à 30 kg/m², asymptomatiques sur le plan rachidien et ne présentant aucune pathologie neurologique, vestibulaire ou locomotrice pouvant perturber la marche. Les patients ayant une déformation rachidienne asymptomatique détectée sur les clichés radiographiques EOS sans corset étaient exclus. Les sujets inclus étaient soumis à un DSA réversible obtenu par le port d'un corset thermoformé thoracolombaire cyphosant (Figure 42).

4.3.2 Posture sagittale spino-pelvienne

Des clichés de stéréoradiographie basse dose EOS ont été réalisés avec et sans corset pour évaluer la déformation induite. La posture sagittale a été évaluée avec et sans corset cyphosant selon des paramètres radiographiques pelviens et rachidiens usuels [5] : incidence pelvienne, version pelvienne, pente sacrée, lordose lombaire, cyphose thoracique, gîte sagittale de C7 (GSC7).

4.3.3 Déroulement de l'étude

Chaque sujet a été soumis à une évaluation posturographique (statique et dynamique) grâce à une plateforme de force monoplateau (Satel[®]) (Figure 43). En posturographie statique, les sujets se tenaient debout sur la plateforme avec une position standardisée des pieds obtenue grâce à des cales amovibles [23]. La consigne était de rester immobile tout en regardant une cible visuelle située à 1,5m en face du sujet et à hauteur des yeux. En posturographie dynamique, les sujets se tenaient debout sur un plateau mobile à bascule reposant sur une portion de cylindre (Figure 43). Ce-dernier pouvait être disposé pour obtenir une instabilité soit des frontale, soit sagittale.

La position podale du CP était enregistrée à une fréquence de 40 Hz par 4 capteurs intégrés dans la plateforme. Toutes les mesures étaient réalisées avec puis sans corset pour déterminer l'influence du trouble architectural pelvirachidien sur l'équilibre postural.

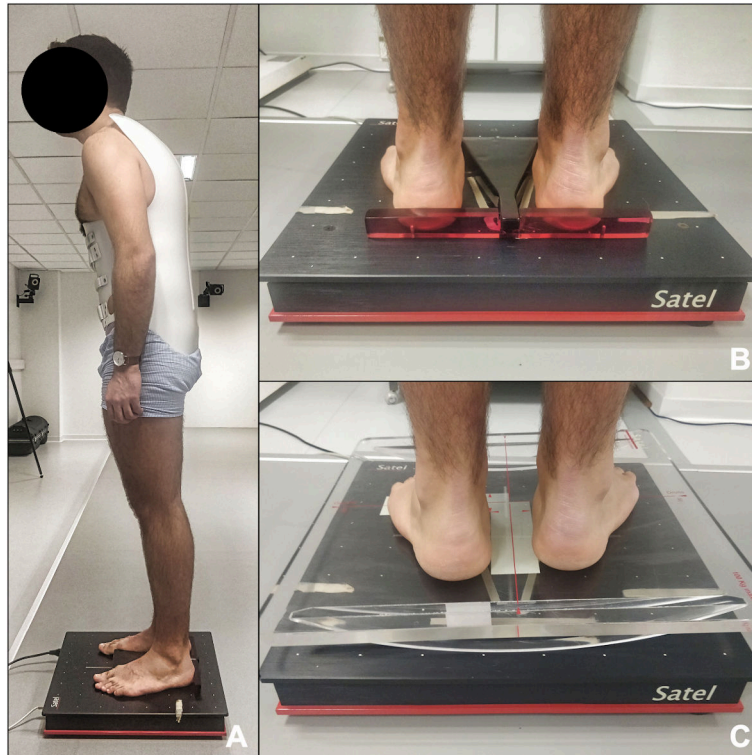


Figure 43 : Sujet avec corset (a) sur plateforme barodynamique Satel® (b)

Portion de cylindre employée pour tests dynamiques (c)

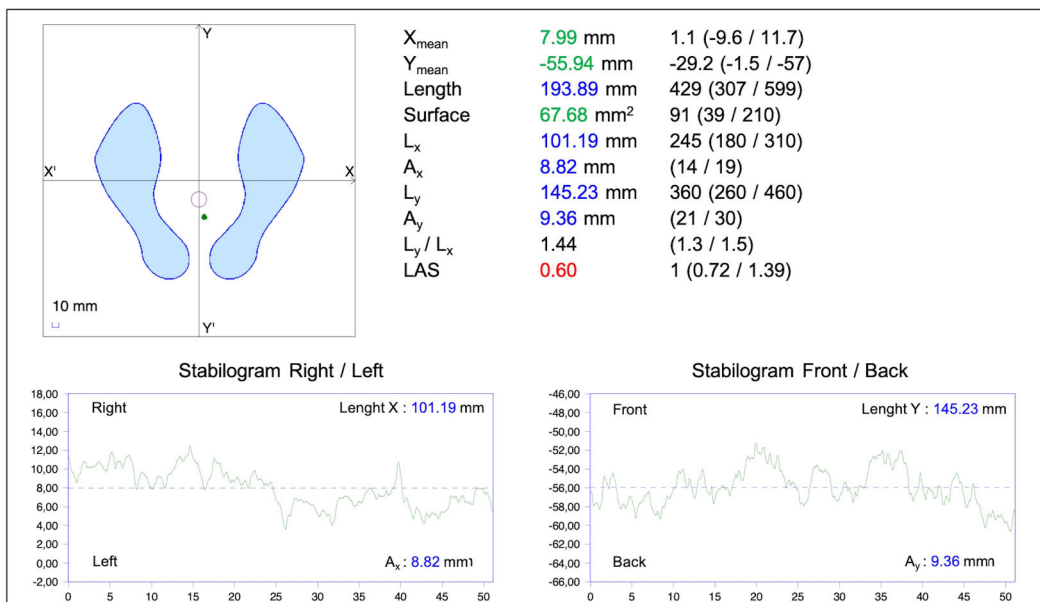


Figure 44 : Rapport individuel d'un stabilogramme

L: longueur, A : amplitude, LAS : longueur selon la surface

4.3.4 Statokinésigramme

Les positions successives échantillonnées du centre de pression sont inscrites dans un référentiel (x,y) dont l'origine était défini par un point fixe au milieu de la plateforme, positionné entre les emplacements prédéfinis des pieds. La dispersion de ces valeurs était représentée par une surface d'ellipse de confiance qui contient 90% des CP. Les valeurs moyennes des abscisses et ordonnées du centre de pression étaient exprimées respectivement en X_{moy} et Y_{moy} , représentant ainsi le barycentre du CP.

Pour évaluer l'énergie dépensée en posture orthostatique, la longueur du déplacement du CP au cours de l'enregistrement était divisée par l'aire de l'ellipse de confiance. Cette longueur par unité d'aire était ensuite rapportée à une valeur de référence expérimentale (Normes 85) pour définir le paramètre Longueur en Fonction de la Surface (LFS) [53]. Un $LFS > 1$ exprimait une énergie supérieure à la norme pour contrôler la posture.

4.3.5 Stabilogramme

Les adaptations du sujet dans le plan frontal et sagittal étaient représentées par les déplacements dans le temps du centre de pression selon des longueurs (L_x , L_y) et des amplitudes (A_x , A_y). La longueur (L_x ou L_y) représentait la distance cumulée parcourue par la projection du centre de pression sur un axe, les mouvements étant toujours comptés positivement. A_x et A_y représentaient la largeur d'un intervalle contenant 90% des projections des CP sur un axe (x ou y). L'amplitude était considérée comme un indice sensoriel de perception du sujet dans l'espace (Figure 44).

4.3.6 Analyses statistiques

La base de données de l'étude a été colligée sous le logiciel Microsoft Excel® (version 16.36, 2020, Microsoft, Redmond, Washington, USA). Les analyses statistiques ont employé le logiciel R (version 4.0.1, The R Foundation for Statistical Computing, Vienne, Autriche). Huit données manquantes concernant deux patients ont été imputées par la moyenne des mesures obtenues chez les autres sujets dans les mêmes conditions (stabilité de la plateforme, corset). Les variables quantitatives et qualitatives ont été décrites par des moyennes, écarts-types et proportions. Les moyennes de chacun des paramètres posturographiques ont été comparées avec et sans corset par des tests de Student sur séries appariées.

Par ailleurs, la capacité d'une variable à identifier la présence de la DSA a été estimée par une aire sous la courbe (AUC) Receiver Operating Characteristic (ROC). Le « test » est le paramètre quantitatif (*p.e.* longueur du tracé selon l'axe Y) et le « diagnostic » est la DSA (oui vs non). Une AUC supérieure à 0.50 témoigne alors d'une corrélation positive entre la DSA et le paramètre posturographique alors qu'une AUC inférieure à 0.50 témoigne d'une corrélation négative. Des AUC dépassant 0.90 ou inférieure à 0.10 témoignent de corrélation très forte, avec un faible chevauchement des distributions du paramètre avec et sans DSA. Du fait de l'appariement des mesures, les procédures d'estimation classique des AUC ROC étaient invalides car supposant l'indépendance des observations. Les intervalles de confiance des AUC ROC ont donc été estimées par bootstrap à biais corrigé accéléré (BCa) selon la méthode décrite par Efron et al. [93], par rééchantillonnage des patients.

Des coefficients de corrélation de Pearson entre le GSC7 et chacun des paramètres posturographiques ont été estimées en regroupant les mesures avec (n=35) et sans (n=35) corset, pour un total de 70 mesures non indépendantes. De la même façon, la

corrélation entre les observations a été considérée par un BCa avec rééchantillonnage parmi les 35 sujets. Aucune correction de multiplicité des tests n'a été appliquée. Le seuil de significativité bilatéral a été fixé à 5%.

4.4 Résultats

Les inclusions ont concerné 36 sujets entre Décembre 2018 et Décembre 2019. L'un d'entre eux a été exclu en raison d'une scoliose asymptomatique détectée en radiographie EOS. L'analyse portait donc sur 35 sujets de sexe masculin et d'âge moyen à 29.9 (4.3) ans avec un IMC moyen de 25.0 (2.4) kg/m². Le port du corset cyphosant a induit un DSA confirmé par une augmentation significative de GSC7 ($p < 0.0001$) sur les clichés EOS (Tableau 3).

Tableau 3 : Variations in pelvic-spinal radiographic parameters (n=35)

Mean ±SD	With corset	Without corset	Mean difference [95% CI]	AUC ROC
Pelvic incidence (°)	51.2 ±10	51 ±10.2	0.2 [-0.1;0.5]	0.51
Pelvis version (°)	11.6 ±8	10.8 ±5.8	0.8 [-1.0;2.6]	0.53
Sacral slope (°)	39.7 ±7.5	40.3 ±7.5	-0.6 [-2.4;1.2]	0.49
Lumbar lordosis (°)	51.2 ±10.7	60.9 ±9.7	-9.7 [-12.7;-6.8]***	0.24
Thoracic kyphosis (°)	-58.6 ±7.1	-44.5 ±9.6	-14.2 [-16.6;-11.7]***	0.10
C7 tilt (°)	13.64 ±6.13	-0.94 ±2.64	-14.58 [12.44;16.72]***	0.99

SD: standard deviation; *CI*^{95%}: confidence interval; *AUC ROC*: Area Under the Curve Receiver Operating Characteristics; 2 sided appaired t test: *** $p \leq .0001$

4.4.1 Statokinésigramme

Sur le statokinésigramme, quelques soient les conditions d'étude, les positions moyennes (X_{moy} et Y_{moy}) des centres de pression n'ont pas été significativement modifiées par le DSA sous corset. Par contre, la LFS a subi une augmentation significative ($p=0.003$) pour atteindre une valeur moyenne supérieure à 1 (1.06, IC95% : 0.99-1.13) traduisant une énergie supérieure à la norme pour contrôler sa posture (Tableau 4).

Tableau 4 : Postural parameters with and without corset during the static tests (n=35)

Mean \pm SD	Without corset	With corset	Difference [CI ^{95%}]	AUC ROC
Length (mm)	448 \pm 121	481 \pm 117	33 [-7;73]	0.6
Surface (mm ²)	350 \pm 220	284 \pm 131	-66 [-139;7]	0.4
L _x (mm)	275 \pm 84	265 \pm 70.2	-9 [-37;18]	0.49
A _x (mm)	22.2 \pm 6	18.9 \pm 5.3	-3.3 [-5.4;-1.2] *	0.34
L _y (mm)	295 \pm 81	345 \pm 87	50 [23;78] ***	0.67
A _y (mm)	26.9 \pm 8.2	28.2 \pm 8.0	1.3 [-1.6;4.1]	0.52
X _{moy} (mm)	0.38 \pm 8.54	0.06 \pm 8.59	-0.32 [-3.59;2.94]	0.51
Y _{moy} (mm)	-42.7 \pm 22.3	-50.7 \pm 15.1	-8.0 [-16.6;0.5]	0.39
LAS	0.94 \pm 0.21	1.06 \pm 0.19	0.12 [0.04;0.19]*	0.67

*SD: standard deviation; CI^{95%}: confidence interval; AUC ROC: Area Under the Curve Receiver Operating Characteristic; L: length; A: amplitude; LAS: length according to surface; 2 sided appaired t test: * \leq .05 - ** $p \leq$.001 - *** $p \leq$.0001*

4.4.2 Stabilogramme

Les tests réalisés en conditions stables ont produit sur le stabilogramme une augmentation significative du L_y moyen (+50 mm, p=0.0008) et une diminution significative de A_x (-3.3 mm, p=0.003) sous l'influence du DSA (Tableau 4).

Les tests en instabilité médio-latérale (Tableau 4), identifiaient avec DSA, une augmentation significative de l'aire de l'ellipse de confiance (228 mm², p=0.004), L_x (119 mm, p<0.0001), L_y (103 mm, p<0.0001), A_x (9.6 mm, p<0,0001) et A_y (4.3 mm, p=0.014).

Les tests en instabilité antéro-postérieure (Tableau 4) identifiaient avec DSA, des augmentations de L_y de même amplitude (103 mm, p<0.0001). Le L_x subissait une augmentation moindre qu'en instabilité médio-latérale (28 mm, p=0.01). Les phénomènes observés sur les longueurs (L_x et L_y) étaient aussi observés sur les amplitudes (A_x et A_y).

L'aire de l'ellipse de confiance, plus faible en instabilité antéro-postérieure qu'en instabilité médio-latérale (485 mm² vs 663 mm²), était significativement augmentée par le DSA (228 mm², p=0.004), uniquement en instabilité médio-latérale.

Une corrélation significativement positive est apparue entre la GSC7 et le L_y sur plateforme stable ($r=0.31$, $p<0.001$), instable antéro-postérieur ($r=0.25$, $p<0.001$) et instable médio-latéral ($r=0.38$, $p<0.001$) (Tableau 5). Les mêmes tendances étaient observées pour A_y , mais la corrélation n'était significative qu'en condition d'instabilité médio-latérale ($r=0.28$, $p<0.001$). La corrélation entre le GSC7 et A_x était significativement négative sur plateforme stable ($r=-0.26$, $p=0.003$) mais significativement positive en condition d'instabilité antéro-postérieure ($r=0.23$, $p=0.002$) et médio-latérale ($r=0.40$, $p<0.001$). Enfin, une corrélation significativement positive est apparue entre la GSC7 et la LFS ($R=+0.29$, $p<0.001$) (Figure 45).

Tableau 5 : Postural parameters with and without corset during the dynamic tests

(n=35)

	Mean \pm SD	Without corset	With corset	Difference [CI ^{95%}]	AUC ROC
f/b instability	Length (mm)	611 \pm 204	730 \pm 248	118 [65;172]***	0.65
	Surface (mm ²)	485 \pm 283	561 \pm 359	76 [-38;191]	0.55
	L _x (mm)	230 \pm 66	257 \pm 90	28 [6;49]*	0.58
	A _x (mm)	19.7 \pm 5.5	21.6 \pm 6.8	1.9 [-0.3;4.1]	0.57
	L _y (mm)	519 \pm 192	622 \pm 224	103 [57;149]***	0.64
	A _y (mm)	42.0 \pm 13.6	46.4 \pm 14.0	4.4 [-1.0;9.9]	0.59
	X _{moy} (mm)	-4.39 \pm 9.57	-3.90 \pm 11.34	0.49 [-2.53;3.51]	0.50
	Y _{moy} (mm)	-3.2 \pm 10.2	-1.3 \pm 14.0	1.9 [-3.2;7.1]	0.53
r/l instability	Length (mm)	666 \pm 165	838 \pm 278	173 [104;241]***	0.70
	Surface (mm ²)	663 \pm 327	891 \pm 455	228 [77;379]*	0.66
	L _x (mm)	491 \pm 128	610 \pm 192	118 [68;169]***	0.71
	A _x (mm)	38.9 \pm 9.7	48.6 \pm 13.9	9.7 [5.5;13.9]***	0.73
	L _y (mm)	347 \pm 100	450 \pm 177	103 [58;147]***	0.68
	A _y (mm)	29.6 \pm 8.9	33.9 \pm 10.9	4.3 [0.9;7.8]*	0.62
	X _{moy} (mm)	2.73 \pm 7.66	1.49 \pm 8.28	-1.24 [-4.36;1.88]	0.45
	Y _{moy} (mm)	-13.5 \pm 17.5	-9.2 \pm 19.1	4.3 [-4.5;13.1]	0.56

SD: standard deviation; CI^{95%}: confidence interval; AUC ROC: Area Under the Curve Receiver Operating Characteristic;

L: length; A: amplitude; f/b: front/back; r/l: right/left;

2 sided appaired t test: * \leq .05 - ** $p \leq$.001 - *** $p \leq$.0001

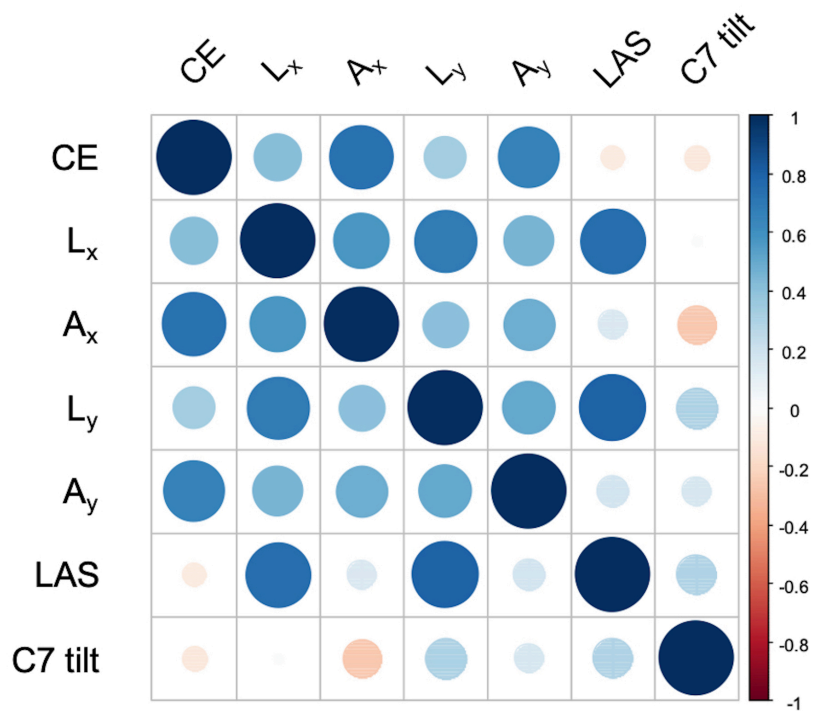


Figure 45 : Corrélogramme des paramètres posturographiques et radiographiques

4.5 Discussion

L'étude de l'équilibre sagittal pelvirachidien, basée sur des analyses radiographiques statiques et ponctuelles, est au cœur des prises en charge des pathologies de la colonne vertébrale [5,79,94]. De nouvelles méthodes d'investigations dynamiques visent à affiner l'exploration de ce concept [95]. Les plateformes de force permettent de connaître la position du centre de pression d'un individu et d'étudier ses déplacements. Leur place pour explorer les troubles posturaux rachidiens et leurs moyens de compensation nécessite d'être étudiée.

4.5.1 Posture rachidienne et centre de pression

L'analyse des variations de position du CP au cours du temps permet de quantifier la performance du contrôle postural en orthostatisme. Le CP est assimilé à la projection du centre de gravité sur le plan du polygone de sustentation [96]. Lorsque la posture rachidienne est déséquilibrée en avant, la résultante des forces de gravité n'est plus alignée avec la résultante des forces de réaction au sol. Pour éviter la chute, des mécanismes de contrôle en rétroaction doivent minimiser l'écart jusqu'au retour vers la position d'équilibre [53]

L'objectif de cette étude était de matérialiser les modifications perceptibles en posturographie chez un sujet sain à qui était appliqué un DSA. L'efficacité du corset pour obtenir ce DSA a été confirmée radiologiquement. Lors de l'étude, le DSA n'a pas modifié significativement le Y moyen vers l'avant confirmant que des systèmes de compensation intrinsèques ont permis d'éviter la translation antérieure du CP. De plus, la performance d'équilibration, représentée par la surface de l'ellipse de confiance, n'était pas modifiée par le DSA aux dépens d'un coup énergétique supérieur, représenté par l'augmentation significative de la LFS. Ces phénomènes imposent

nécessairement un coup énergétique dont la perception serait utile [10]. A cet effet, l'augmentation synchrone de la LFS ($p < 0.001$) témoigne d'un allongement du déplacement du CP par unité de surface elle-même assimilée à une plus grande dépense d'énergie pour contrôler l'équilibre.

L'implication compensatrice intriquée du système neurologique, musculaire ou ostéoarticulaire rachidien, pelvien et sous-pelvien reste difficile à discriminer [14,54]. Des travaux utilisant des plateformes de force ont déjà démontré la nécessité d'une rétroversion pelvienne pour maintenir une ligne de gravité adaptée en présence d'un DSA [27,54]. Cette ligne de gravité correspond, dans sa description, à la projection verticale du CP [54]. Néanmoins, l'étude fine des mouvements du CP apporte des informations complémentaires en matérialisant le travail d'équilibre postural et donc indirectement l'énergie consacrée.

4.5.2 DSA et stabilité

L'homme debout immobile ou en mouvement est soumis à plusieurs forces extrinsèques dont celles dues à la gravité et intrinsèques comme celles liées aux rythmes physiologiques tels que la respiration. Physiquement, l'équilibre est obtenu lorsque la somme des forces exercées et la somme de leurs moments sont nulles. L'instabilité de la station verticale est manifestement augmentée en présence d'un DSA surtout en conditions dynamiques puisque des modifications significatives sont enregistrées sur les paramètres du stabilogramme de notre étude. Ces paramètres sont significativement corrélés au GSC7 qui caractérise la posture sagittale radiographique.

Le processus de régulation posturale repose alors sur une stratégie de verticalité. Pour maintenir le CP dans une surface restreinte au sein du polygone de sustentation. La

station debout est modélisée sous la forme d'un pendule inversé oscillant autour d'un axe contrôlé par le système tonique postural [25]. Dubousset considère qu'il s'agit d'un cône économique d'énergie au sein duquel le sujet ne nécessite pas de support externe [56]. Cette énergie nécessaire au maintien postural est matérialisable par la LFS, qui est significativement augmentée en présence d'un DSA. L'hypothèse est corroborée par la corrélation positive établie dans notre série entre la GSC7 et la LFS ($r=0.29$, $p<0.001$).

Ainsi, le cône inversé de Dubousset peut être décrit avec une base dont la largeur dépend des capacités de compensation individuelle et des contraintes déstabilisantes subies. Nos résultats identifient le DSA comme l'une de ces contraintes imposant à des sujets, sains par ailleurs, des efforts énergétiques de stabilisation.

4.5.3 Intérêt clinique

La position debout humaine est équilibrée par des afférences et efférences vestibulaires, visuelles et proprioceptives qui contrôlent la cinétique des chaînes musculaires [97]. La posturographie a pour but de quantifier les oscillations d'un sujet orthostatique par l'enregistrement du CP qui est défini comme la principale référence de coordination de la posture et du mouvement [98]. La détermination individuelle de la projection de la gravité est intriquée à l'évaluation de l'équilibre sagittal [99], lui-même particulièrement considéré pour le traitement des pathologies rachidiennes. Des cohortes de sujets sains ont déjà fait l'objet de mesures posturographiques de référence en démontrant une translation antérieure des oscillations après 45 ans [56]. Parallèlement, les processus lombaires dégénératifs sont également associés à une translation antérieure progressive clinique et radiologique [14]. Lorsque les mécanismes de compensation sont dépassés, l'apparition d'un DSA est associée à

des scores cliniques péjoratifs [47,100]. La traduction posturographique de cet état est perçue dans notre série par une augmentation de dépense énergétique. Les conditions posturales économiques, décrites par Duval-Beaupère *et al.*, qui ne sont alors plus réunies peuvent conduire à des dérégulations musculo-squelettiques en cascade [44]. Nous avons fait le choix d'étudier des individus sans pathologies apparentes, de moins de 40 ans, afin d'individualiser l'effet du DSA provoqué artificiellement par un corset cyphosant amovible. L'idée était d'éviter les facteurs confondants fonctionnels ou structurels intriqués en contexte pathologique. Il apparaît des modifications barodynamiques perceptibles même chez ces sujets jeunes en bonne santé. Celles-ci illustrent la sensibilité du système pour détecter la sollicitation des systèmes de compensation posturale. Il reste à comparer les données de référence à celles de cohortes pathologiques.

Enfin, l'impact sur la marche de ces troubles posturaux ouvre un champ d'analyse particulièrement vaste. Effectivement, si posture et marche sont issues de 2 systèmes neuronaux séparés, il existe néanmoins une coordination entre ces 2 éléments acquise pendant l'enfance [98]. Les variations d'appui, la propulsion antérieure ainsi que le contrôle de la stabilité dynamique sont des contraintes qui influencent l'équilibre locomoteur.

4.5.4 Limites

La taille de notre cohorte est assez restreinte mais la recherche impliquant des sujets sains impose des contraintes réglementaires et organisationnelles. La nature des paramètres enregistrés et l'exhaustivité du recueil la rendent cependant originale. La sélection de sujets uniquement masculin induit un biais mais s'explique par la volonté de limiter l'irradiation propre aux explorations radiographiques. Effectivement, la protection gonadique féminine aurait amputé le champ d'analyse pelvien des télérachis. La reproductibilité des mesures n'a pas été contrôlée mais elle a déjà été étudiée et apparaît satisfaisante avant 50 ans [101].

La rigidité du corset peut induire un effet interférent difficile à quantifier sur la posturographie même si la réduction significative de A_x sous corset en condition statique semble l'évoquer. Toutefois, il en serait de même pour l'ankylose propre à l'arthrose rachidienne ou aux arthroèses chirurgicales.

4.6 Conclusion

Les paramètres posturographiques subissent des modifications liées à l'introduction d'un DSA sur une population de sujets sains. La position moyenne du CP est conservée mais des variations significatives concernent les données du stabilogramme, l'ellipse de confiance et la LFS. Elles sont corrélées à l'équilibre sagittal selon la GSC7 sur EOS. Les plateformes de force permettent de percevoir une augmentation de dépense énergétique destinée au maintien postural.

5 PERFORMANCE DU SYSTEME VICON POUR L'ANALYSE DE L'EQUILIBRE SAGITTAL PELVI-RACHIDIEN

Les paramètres d'analyse de l'équilibre sagittal pelvirachidien par le système Vicon® ne sont pas précisément définis dans la littérature. L'usage pratique et régulier de cet outil nous a conduit à proposer arbitrairement 3 paramètres optoélectroniques qui permettent une évaluation de l'équilibre antéropostérieur du rachis.

- L'angle C7-T10-Sacrum est mesuré entre les segments C7-T10 et T10-Sacrum matérialisés par leurs mires respectives.
- L'angle spinal fourni par le logiciel Nexus d'exploitation des données Vicon® correspond à une mesure entre l'axe rachidien et le plan pelvien.
- Le facteur C7'S1' correspond à une projection au sol par vectorisation de la distance dans le plan sagittal entre les mires disposées en regard de C7 et de S1.

Il est apparu utile, dans une étude préliminaire, d'évaluer la capacité du système Vicon® à percevoir une variation d'équilibre sagittal. Pour ce faire, un modèle de déformation sagittale non invasive a été appliqué à une population de sujets sains sous la forme d'un corset amovible cyphosant. Secondairement, des corrélations entre les paramètres optoélectroniques et les paramètres radiographiques usuels ont été recherchées.

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28366752/>



Noninvasive Optoelectronic Assessment of Induced Sagittal Imbalance Using the Vicon System

Mourad Ould-Slimane^{1,2}, Charles Latrobe¹, Paul Michelin³, Nathalie Chastan^{2,4}, Franck Dujardin¹, Xavier Roussignol¹, Rémi Gauthé¹

■ **OBJECTIVE:** Spinal diseases often induce gait disorders with multifactorial origins such as lumbar pain, radicular pain, neurologic complications, or spinal deformities. However, radiography does not permit an analysis of spinal dynamics; therefore, sagittal balance dynamics during gait remain largely unexplored. This prospective and controlled pilot study assessed the Vicon system for detecting sagittal spinopelvic imbalance, to determine the correlations between optoelectronic and radiographic parameters.

■ **METHODS:** Reversible anterior sagittal imbalance was induced in 24 healthy men using a thoracolumbar corset. Radiographic, optoelectronic, and comparative analyses were conducted.

■ **RESULTS:** Corset wearing induced significant variations in radiographic parameters indicative of imbalance; the mean C7-tilt and d/D ratio increased by $15^\circ \pm 7.4^\circ$ and 359%, respectively, whereas the mean spinosacral angle decreased by $16.8^\circ \pm 8^\circ$ (all $P < 0.001$). The Vicon system detected the imbalance; the mean spinal angle increased by $15.4^\circ \pm 5.6^\circ$ ($P < 0.01$), the mean floor projection of the C7S1 vector (C7'S1') increased by 126.3 ± 51.9 mm ($P < 0.001$), and the mean C7-T10-S1 angle decreased by $9.8^\circ \pm 3^\circ$ ($P < 0.001$). Variations in C7'S1' were significantly correlated with d/D ratio ($\rho = 0.58$; $P < 0.05$) and C7-tilt ($\rho = 0.636$; $P < 0.05$) variations.

■ **CONCLUSIONS:** Corset wearing induced radiographically confirmed anterior sagittal imbalance detected using

the Vicon system. Optoelectronic C7'S1' correlated with radiographic C7-tilt and d/D ratio.

INTRODUCTION

Specific interactions between the spine and pelvis have been clearly established.¹⁻⁴ Degenerative spinal disease management relies on sagittal posture analysis using spinopelvic radiographic parameters.^{1,5,6} Most degenerative spinal processes decrease lumbar lordosis (LL), and despite compensatory mechanisms such as the loss of thoracic kyphosis (TK), pelvic tilt (PT) increase, or subpelvic flexion, patients might develop anterior sagittal imbalance.⁷ Spinal diseases often induce gait disorders with multifactorial origins such as lumbar pain, radicular pain, neurologic complications, or spinal deformities. However, radiography does not permit an analysis of spinal dynamics; therefore, sagittal balance dynamics during gait remain largely unexplored.⁸

Vicon (Biometrics France Ltd., Gometz le Châtel, France) is a three-dimensional (3D) motion capture system with high accuracy for gait and motion analysis,⁹⁻¹¹ but its application in spinal balance analysis has not been evaluated. The primary objective of this study was to assess the Vicon system in detecting a sagittal spinopelvic imbalance. Reversible anterior sagittal imbalance was induced in healthy volunteers using a molded thoracolumbar corset. The secondary objective was to identify optoelectronic parameters that were correlated with standard radiographic parameters.

METHODS

Study Population

Twenty-four healthy males without spinal symptoms or deformities were enrolled. After the radiation-related risks were described,

Key words

- Optoelectronic analysis
- Sagittal balance
- Spine
- Spine disease
- Vicon

Abbreviations and Acronyms

- 3D: Three-dimensional
- LL: Lumbar lordosis
- PT: Pelvic tilt
- SSA: Spinosacral angle
- TK: Thoracic kyphosis

From the ¹Departments of Orthopedic Surgery, Spine Unit, ³Radiology, and ⁴Neurophysiology, Rouen University Hospital, Rouen; and ²Normandie University, UNICAEN, INSERM, COMETE, Caen, France

To whom correspondence should be addressed: Rémi Gauthé, M.D.
[E-mail: gautheremi@gmail.com]

Citation: *World Neurosurg.* (2017) 102:425-433.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.wneu.2017.03.099>

Journal homepage: www.WORLDNEUROSURGERY.org

Available online: www.sciencedirect.com

1878-8750/\$ - see front matter © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved.

informed consent was obtained from all participants. Females were excluded because radioprotection of the ovaries can obscure the spinopelvic view on radiographs. Exclusion criteria included a body mass index >30 kg/m², and any neurologic, vestibular, rheumatologic, or orthopedic diseases that might disturb gait or balance. Standard demographic data were recorded.

Induction of Noninvasive, Reversible Sagittal Imbalance

A removable thoracolumbar corset was molded in a lumbar kyphosis position to induce anterior sagittal imbalance (Figure 1A and B). Apertures at the anterior superior iliac spine, sacrum, and T10 allowed access to bony landmarks for sensor placement. Each subject underwent radiographic and optoelectronic analyses with and without corset wearing.

Radiographic Study

Standing, anteroposterior, whole-spine radiographs were obtained, with and without the corset, using a local protocol. Patients stood in a standardized erect posture with the knees extended, hands placed on the clavicles, and the eye level horizontal. Images contained the entire spinopelvic skeleton extending from the external meatus to the proximal femur. Radiographs were imported to Keops Software (SMAIO, Lyon, France), which is an update of the previously validated Optispine software (Optispine, Paris, France).¹² Spinal parameters were measured after identification of the transitional vertebra, defined as the inflexion point between kyphosis and lordosis. TK measured from the upper end plate of T1 to the lower end plate of the transitional vertebra and LL measured from the upper end plate

of the transitional vertebra to the upper end plate of S1 were assessed using the Cobb method (Figure 2). Usual pelvic parameters such as the pelvic incidence, PT, and sacral slope were measured. Global sagittal balance was assessed using 3 validated parameters. The spinosacral angle (SSA) was defined as between the line from the center of the C7 vertebral body to the center of the upper sacral end plate and sacral end plate tangent. The d/D ratio¹³ was calculated as d representing the horizontal distance between the C7 plumb line and the posterior corner of the sacral end plate and D representing the horizontal distance between the vertical bicoxofemoral axis and the vertical line passing through the posterior corner of the sacral end plate. The C7 tilt was defined as the angle between the center of the vertebral body of C7 and the middle of the sacral end plate, demarcated with a vertical reference line. Measurements were conducted with and without the corset.

Optoelectronic Study

A labeled gait laboratory was set up to assess the optoelectronic parameters. The Vicon system consisted of 6 infrared cameras (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, United Kingdom). Each participant was equipped with 38 reflective spherical markers placed on anatomic bony landmarks to facilitate whole-body analysis. Anthropometric data were computed using Nexus software (Biometrics France Ltd.). The Vicon system was calibrated using a standard procedure. A static recording was performed in the T position for a few seconds, corresponding to the standing position with elbows extended and shoulders abducted by 90° (Figure 3), and then Nexus was used for 3D reconstruction. After

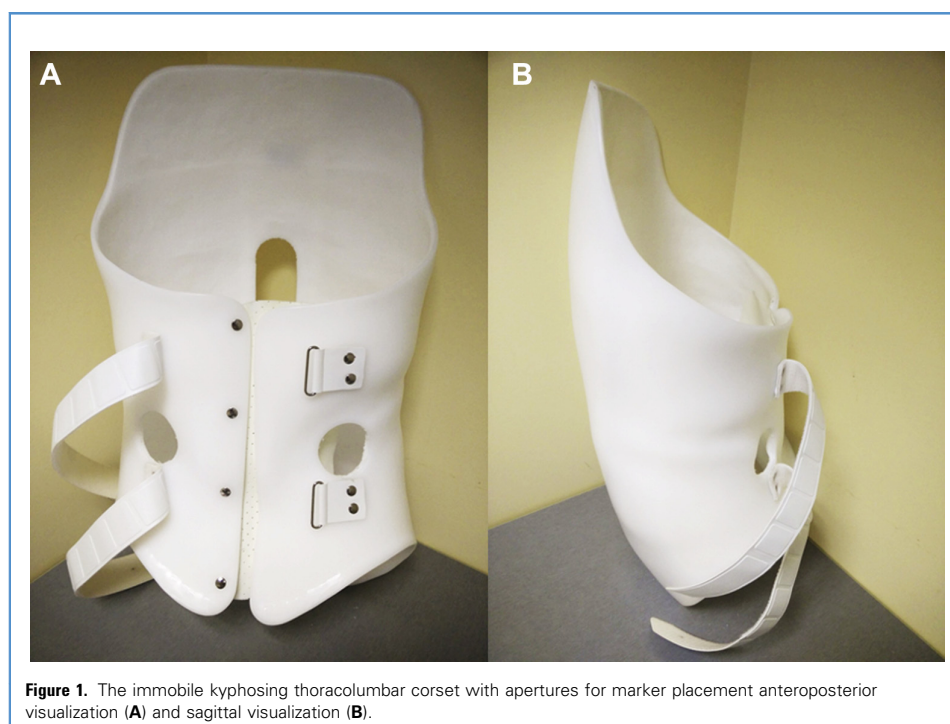


Figure 1. The immobile kyphosing thoracolumbar corset with apertures for marker placement anteroposterior visualization (A) and sagittal visualization (B).

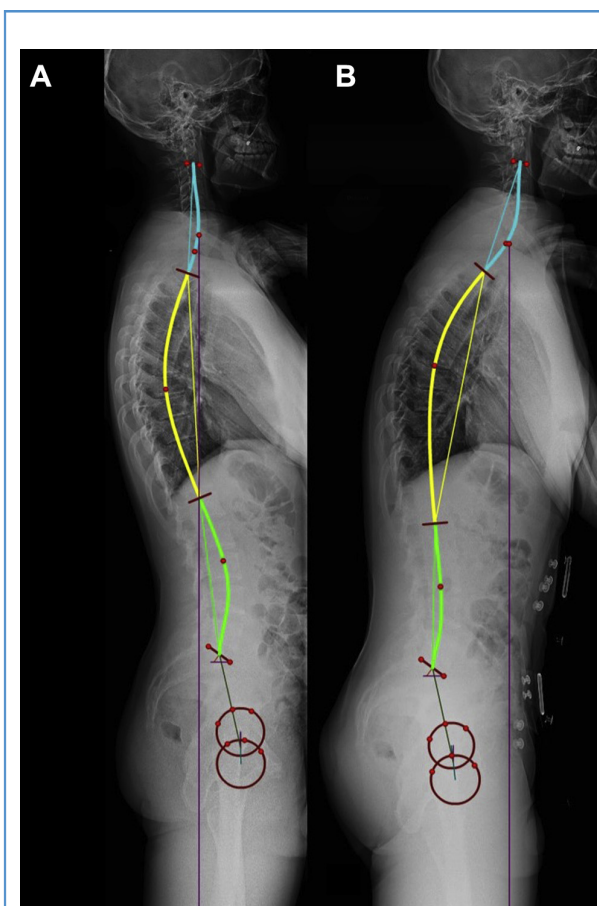


Figure 2. Spinal curvature measurement after radiograph importation into Keops with corset (A) and without corset (B).

3D modeling, data were exported to Polygon software (Biometrics Ltd.) to evaluate sagittal balance.

Three optoelectronic parameters were chosen arbitrarily to evaluate global sagittal balance (Figure 4). All parameters were calculated from mean recorded position of each markers. Spinal angle (SA) was automatically calculated using Polygon by comparing the thoracic sagittal angle with the pelvic plan (Figure 4A). C7-T10-S1 is the angle between the C7-T10 and T10-S1 segments, with each segment defined by matching 2 markers (Figure 4B). C7/S1' is the vertical floor projection from the C7/S1 vector (Figure 4C). Measurements were conducted with and without the corset.

Ethics

This preliminary study was subject to ethics committee agreement N2016-A01322-49 from the regional committee for the protection of persons.

Statistical Analyses

Statistical analyses were performed using Prism 6.0 (GraphPad, San Diego, California, USA). Means and standard deviations were

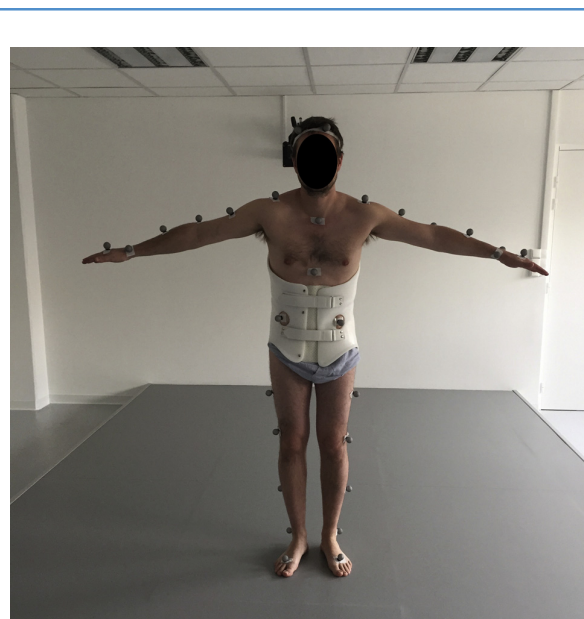


Figure 3. T position with the markers and corset used for static recording.

used to describe parameters. The analyses were conducted in 3 steps. First, a descriptive analysis of the radiographic and optoelectronic parameters was performed. Each parameter was assessed with and without a corset. Second, a comparative analysis using the Wilcoxon signed-rank test was performed to determine differences between radiographic and optoelectronic parameters induced by corset wearing. Radiographic parameter variations were compared with optoelectronic parameter variations using a Spearman correlation test. A P value < 0.05 was considered statistically significant.

RESULTS

Population

Twenty-four healthy male volunteers with a mean age of 28.3 ± 3.9 years, and mean body mass index of 24.7 ± 1.3 kg/m² were enrolled. Corset wearing did not cause adverse events.

Radiographic Study

Forty-eight anteroposterior whole-spine radiographs were analyzed (24 with a corset, 24 without). The sagittal spinopelvic parameters are shown in Table 1. Corset wearing did not affect the mean PT, mean sacral slope, or mean TK. Corset wearing significantly decreased LL ($P < 0.001$) and altered global sagittal balance radiographic parameters including increases in the mean C7 tilt and d/D ratio and a decrease in the mean SSA ($P < 0.001$) (Figure 5).

Optoelectronic Analysis

The optoelectronic parameters were significantly altered by corset wearing (Figure 6). The mean SA ($P < 0.01$) and mean C7/S1'

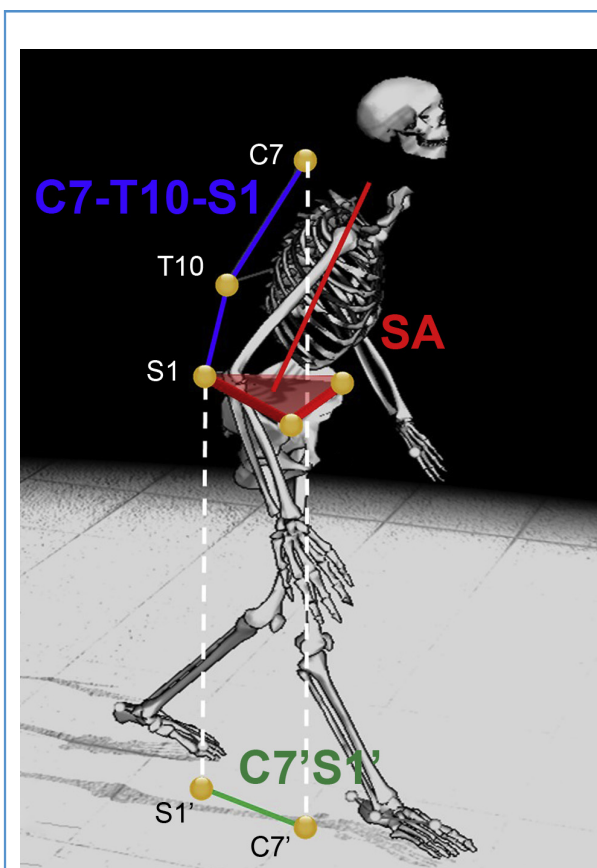


Figure 4. The optoelectronic parameters. C7'S1', floor projection of C7S1 vector; C7-T10-S1, angle between C7-T10 segment and T10-S1 segment; SA, spinal angle from modeling of the thoracic sagittal angle compared with the pelvic plan.

($P < 0.001$) increased and the mean C7-T10-S1 decreased ($P < 0.001$) (Table 2). During gait, these 3 parameters had an oscillating evolution, reflecting a more anterior position with the corset compared with without the corset (Figure 7).

Radio-Optoelectronic Correlations

C7'S1' variations were significantly correlated with the d/D ratio ($\rho = 0.58$; $P < 0.05$) and C7 tilt ($\rho = 0.636$; $P < 0.05$) variations. For C7-T10-S1 or SSA variations, there were no correlations with radiographic parameter variations (Table 3).

DISCUSSION

Analysis of sagittal spinopelvic balance is a cornerstone for the diagnostic and therapeutic management of most spinal diseases. Such analyses rely on validated radiographic criteria,¹⁴ which are gathered in the static mode. Therefore, it is relevant to test new innovative tools for their ability to perform dynamic spinal assessments.

Pattern Justification

To detect factors associated with an increased risk of falls, many studies have focused on gait cycle analysis using the Vicon system.¹⁵⁻¹⁷ Sagittal anterior imbalance has been described as the natural evolution of most spinal afflictions, regardless of cause.^{7,18,19} However, specific tools to assess the repercussions of sagittal anterior imbalance on gait remain to be validated. In the present study, corset wearing led to sagittal anterior imbalance, which was confirmed by significant modifications of radiographic parameters. The inclusion of healthy volunteers minimized the presence of confounders responsible for gait disturbance, such as pain or neurologic conditions, which are often present in spinal disease. Corset wearing changed the sagittal posture alone and did not cause any technical problems. In addition, the corset apertures ensured that the marker position was not modified once the corset was removed. Furthermore, because corset-induced spinal deformity is reversible, this noninvasive cast was perfectly suited for use in healthy volunteers.

Optoelectronic Sagittal Balance

As mentioned earlier, significant modifications of C7 tilt on radiographs confirmed that corset wearing induced sagittal anterior imbalance. In the present study, the mean C7 tilt with corset ($16.9^\circ \pm 6.7^\circ$) exceeded the mean + 2 standard deviations reported in a cohort of 709 healthy individuals ($0.1^\circ \pm 1.9^\circ$).²⁰

Table 1. Variations of Radiographic Spinopelvic Parameters ($n = 24$)

Spinopelvic Parameters	Mean without Corset (SD)	Mean with Corset (SD)	Mean Difference	P
Pelvic incidence ($^\circ$)	64.4 (16.8)	64.6 (17.4)	0.2 (2.8)	NS
Pelvic tilt ($^\circ$)	17.7 (8.9)	17.6 (8.5)	-0.1 (3.4)	NS
Sacral slope ($^\circ$)	46.7 (10.1)	47 (11)	0.3 (5)	NS
Thoracic kyphosis ($^\circ$)	44.2 (10.6)	48.9 (10.8)	4.7 (10.0)	NS
Lumbar lordosis ($^\circ$)	66.3 (11.8)	48.8 (16.2)	-17.5 (12.4)	<0.001
C7 tilt ($^\circ$)	1.9 (1.4)	16.9 (6.7)	15 (7.4)	<0.001
Spinosacral angle ($^\circ$)	136.9 (10.5)	120.1 (12.8)	-16.8 (8)	<0.001
Barrey ratio (d/D) (%)	28 (61.8)	388 (195.2)	360 (160)	<0.001

SD, standard deviation; NS, nonsignificant.

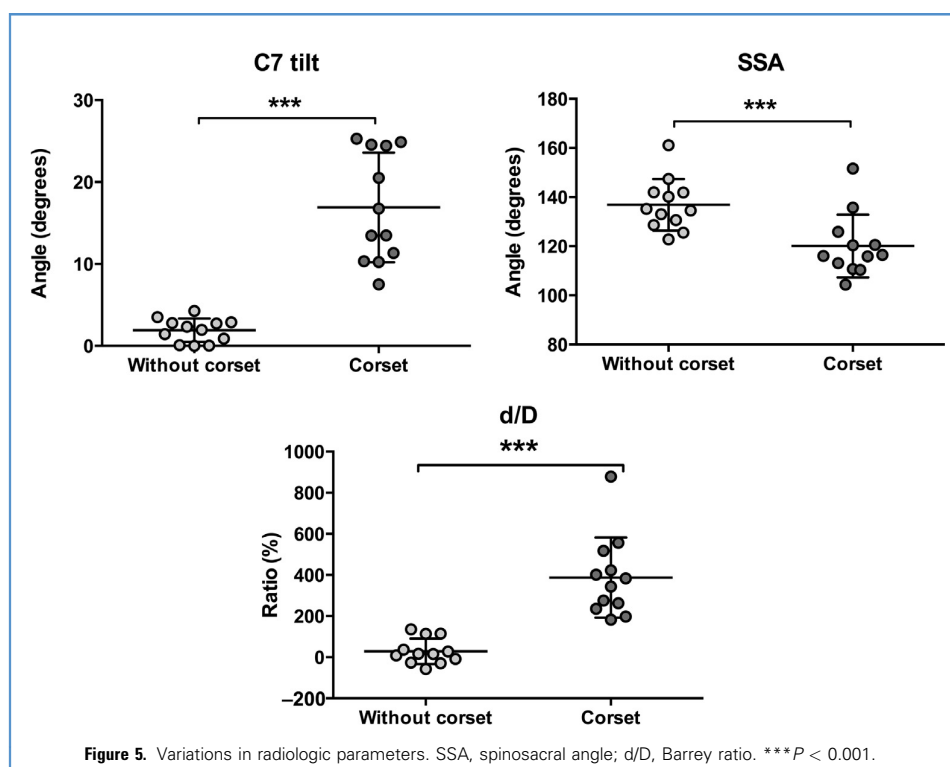


Figure 5. Variations in radiologic parameters. SSA, spinosacral angle; d/D, Barrey ratio. *** $P < 0.001$.

Of the 3 optoelectronic parameters chosen for dynamic analysis, the global spinal tilt is best described by C_7/S_1' . Significant variations were found for all 3 parameters, and C_7/S_1' variations were highly correlated with C7 tilt variations, prompting further analysis using these parameters.

Significant variations were found for all 3 parameters, but no statistical correlation was found between $C_7-T_{10}-S_1$, SA and LL, SSA. This finding implies that we propose C_7/S_1' as an optoelectronic parameter of sagittal spine analysis. In part, this situation can be explained by the critical reproducibility of T_{10} marker placement. Otherwise, the gait laboratory used for this study included 6 infrared cameras. Eichelberger et al.²¹ recommended the use of 8 cameras. The performance of a motion capture system strongly depends on the camera setup and the camera resolution.²¹ New trials with more cameras and greater attention in T_{10} marker position should improve precision of measures and possibly correlate optoelectronic sagittal parameters with radiologic measurements.

Optoelectronic global sagittal balance analysis has not been conducted previously, and the use of the Vicon system using these parameters proved an effective tool for dynamic global balance analysis. More precise studies on segmental parameters acting as compensatory mechanisms, such as LL, TK, or PT, would prove valuable.⁷ An analysis of optoelectronic parameters using the Vicon system could also be useful for subpelvic area analysis and the presence and influence of hip or knee flexion

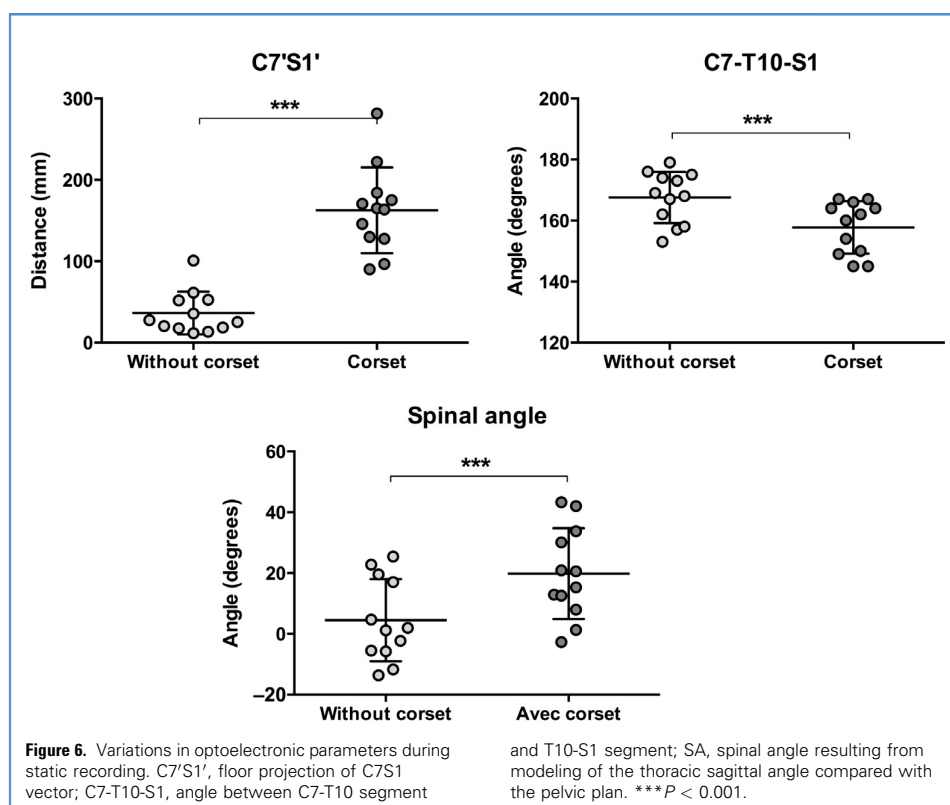
on joint mobility and gait progression. High costs could be associated with the use of Vicon technology. It is, according to us, an interesting research tool. It still does not correspond to a routine examination, which may lead to a minimum setting.

Furthermore, corset wearing induced significant variations in $C_7-T_{10}-S_1$, SA, and C_7/S_1' during the gait cycle (Table 4). However, oscillation amplifications of those parameters were lower during corset wearing, which probably reflected brace-induced stiffness.

Prospects

The study objective was to evaluate the Vicon system for the analysis of sagittal spinal deformities. However, a study of the effect of segmental spinal and pelvic parameters and their interactions on global sagittal balance would require a larger cohort. Therefore, the present study was limited to an analysis of overall balance. The influence of anterior imbalance on gait kinetic and kinematic parameters could identify risk factors for falls.²²⁻²⁴ The 3 optoelectronic parameters evaluated here, especially C_7/S_1' , facilitated evaluation of sagittal spinopelvic imbalances and a feasible analysis of their impact on gait.

To preserve interobserver variability, all experimentations were performed 2 investigators, both present for each trial. Cutaneous markers were not removed between each trial to ensure



comparison between gait cycles. Reproducibility and reliability of this gait analysis system were not analyzed in this study but were previously investigated by other researchers in healthy volunteers and clinical patients.^{25,26} Analyses of the optoelectronic measurement were entirely computed.

The results shown by the Vicon technology could be different if it was performed in the same volunteer at a different time but less than with full spine radiography. The results correspond to a mean 3D position of the spine obtained during a few seconds. The differences induced by the kyphosing corset are comparable between radiographic and optoelectronic parameters. These findings assess the Vicon system in detecting a sagittal spinopelvic imbalance. Vicon is also validated for dynamic gait analysis. Thus,

we were able to explore the impact of sagittal spinopelvic imbalance on gait kinematic parameters.

Because healthy volunteers were recruited, the radiographic data measured without the corset were congruent with physiologic values obtained in large cohort studies of asymptomatic individuals.⁶ In a larger cohort, the Vicon system could prove useful for determining reference values for walking speed, step length, and the center of mass of acceleration in balanced and anterior imbalanced postures.

Clinical evaluation of spinal diseases and their management could be entrusted to optoelectronic analysis, which would minimize patient exposure to radiation. Moreover, optoelectronic analysis could facilitate better surgical planning for imbalance

Table 2. Variations of Optoelectronic Spinopelvic Parameters ($n = 24$)

Spinopelvic Parameters	Mean without Corset (SD)	Mean with Corset (SD)	Mean Difference	P
Angle between the C7-T10 segment and T10-S1 segment (C7-T10-S1) (°)	167.6 (8.4)	157.8 (8.6)	-9.8 (3.0)	<0.001
Spinal angle (°)	4.5 (13.5)	19.8 (14.9)	15.3 (5.6)	<0.001
Vertical floor projection from C7S1 vector (C7'S1') (mm)	36.4 (26.2)	162.7 (52.7)	126.3 (51.9)	<0.001

SD, standard deviation.

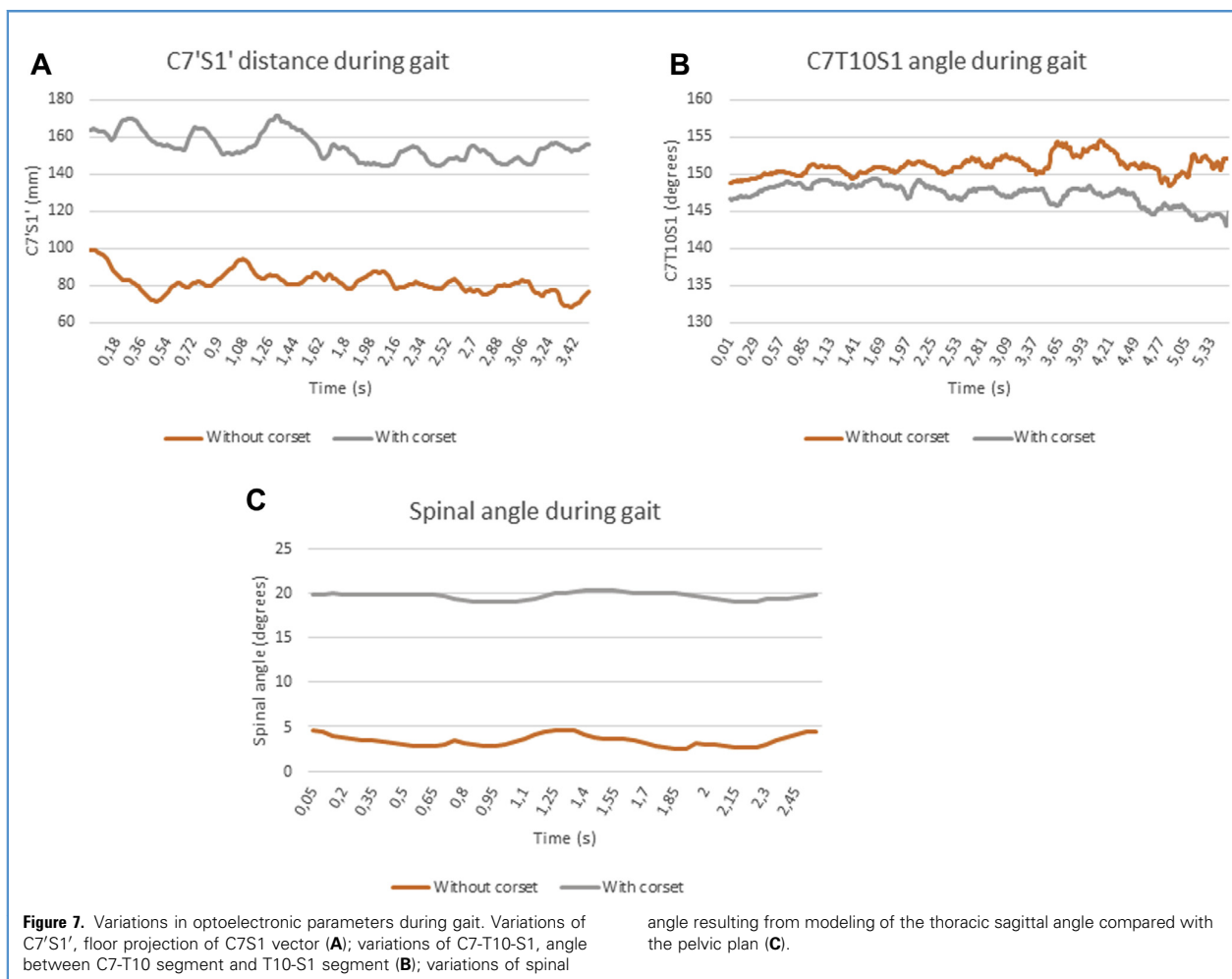


Figure 7. Variations in optoelectronic parameters during gait. Variations of C7'S1', floor projection of C7S1 vector (A); variations of C7-T10-S1, angle between C7-T10 segment and T10-S1 segment (B); variations of spinal

angle resulting from modeling of the thoracic sagittal angle compared with the pelvic plan (C).

Table 3. Correlation Between Variations of Radiographic Parameters and Variations of Optoelectronic Parameters (n = 24)

Spearman (P = 0.05)	Δ SSA	Δ d/D	Δ C7'S1'	Δ C7-T10-S1	Δ SA
Δ C7 tilt	-0,636	0.72	0.636	NS	NS
Δ SSA		NS	NS	NS	NS
Δ d/D			0.580	NS	NS
Δ C7'S1'				NS	NS
Δ C7-T10-S1					0.154

For each parameter, Δ represents the variation between the values with and without corset.
 SSA, spino-sacral angle; d/D, Barrey ratio; C7'S1', vertical floor projection from the C7S1 vector; C7-T10-S1, angle between the C7-T10 segment and T10-S1 segment; SA, spinal angle resulting from modeling of the thoracic sagittal angle compared with the pelvic plan; NS, nonsignificant.

correction. In addition, compared with static radiologic evaluation, dynamic criteria assessment could better reflect the impact of surgery in clinical practice.

Limitations

The low number of participants is an obvious limitation for the extrapolation of the results to the general population. Corset wearing probably limits some trunk movements involved in physiologic gait. Therefore, direct or indirect interference on dynamic analysis is likely.²⁷ However, trunk movement range is probably limited in many painful or ankylosing pathologic cases. The present study included males alone; however, there are no significant radiologic differences between the sexes.²⁸ Furthermore, to avoid degenerative processes associated with aging, a young cohort was formed voluntarily, which would also be nonrepresentative of the general population. Nevertheless, this pilot study has confirmed the usefulness of our model to induce a sagittal imbalance that can be detected using a noninvasive optoelectronic process.

Table 4. Variations of Optoelectronic Spinopelvic Parameters During Gait ($n = 24$)

Spinopelvic Parameters	Mean without Corset (SD)	Mean with Corset (SD)	Mean Difference	P
Angle between the C7-T10 segment and T10-S1 segment (C7-T10-S1) (°)	165.2 (9.4)	156.6 (11.2)	-8.9 (5.7)	<0.001
Spinal angle (°)	9 (14.5)	20.5 (16.5)	11.5 (5.7)	<0.001
Vertical floor projection from the C7S1 vector (C7'S1') (mm)	60.8 (17.3)	168.5 (46.8)	107.6 (38.8)	<0.001

SD, standard deviation.

CONCLUSIONS

The noninvasive, corset-induced, radiographically confirmed, reversible, anterior sagittal imbalance. The Vicon system

effectively detected this deformation, particularly when using the C7'S1' optoelectronic parameter, the variations of which correlated with C7 tilt radiographic parameter.

REFERENCES

- Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A barycentric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng.* 1992; 20:451-462.
- Le Huec JC, Roussouly P. Sagittal spino-pelvic balance is a crucial analysis for normal and degenerative spine. *Eur Spine J.* 2011;20(suppl 5): 556-557.
- 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;7:99-103.
- Berthonnaud E, Dimnet J, Roussouly P, Labelle H. Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *J Spinal Disord Tech.* 2005;18: 40-47.
- Le Huec J-C, Faundez A, Dominguez D, Hoffmeyer P, Aunoble S. Evidence showing the relationship between sagittal balance and clinical outcomes in surgical treatment of degenerative spinal diseases: a literature review. *Int Orthop.* 2015;39:87-95.
- Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine.* 2005;30: 346-353.
- 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.* 2013;22(suppl 6):S834-S841.
- Simon AL, Ilharborde B, Souchet P, Kaufman KR. Dynamic balance assessment during gait in spinal pathologies—a literature review. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015;101: 235-246.
- Lin JH, Chou YL, Ju MS, Sung YT. [Application and evaluation of the VICON system in gait analysis]. *Gaoxiong Yi Xue Ke Xue Za Zhi.* 1990;6:6-11 [in Chinese].
- Westhoff B, Hirsch MA, Heffer H, Wild A, Krauspe R. [How reliable are data from 3d-gait analysis]. *Sportverletz Sportschaden.* 2004;18:76-79 [in German].
- Tsushima H, Morris ME, McGinley J. Test-retest reliability and inter-tester reliability of kinematic data from a three-dimensional gait analysis system. *J Jpn Phys Ther Assoc.* 2003;6: 9-17.
- Rillardon L, Levassor N, Guigui P, Wodecki P, Cardinne L, Templier A, et al. [Validation of a tool to measure pelvic and spinal parameters of sagittal balance]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* 2003;89:218-227 [in French].
- Barrey C, Jund J, Perrin G, Roussouly P. Spino-pelvic alignment of patients with degenerative spondylolisthesis. *Neurosurgery.* 2007;61:981-986 [discussion: 986].
- Le Huec JC, Saddiki R, Franke J, Rigal J, Aunoble S. Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *Eur Spine J.* 2011; 20(suppl 5):558-563.
- Wright RL, Peters DM, Robinson PD, Sitch AJ, Watt TN, Hollands MA. Differences in axial segment reorientation during standing turns predict multiple falls in older adults. *Gait Posture.* 2012;36:541-545.
- Liang J, Abbott CC, Skubic M, Keller J. Investigation of gait features for stability and risk identification in elders. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009;2009:6139-6142.
- Chapman GJ, Hollands MA. Evidence for a link between changes to gaze behaviour and risk of falling in older adults during adaptive locomotion. *Gait Posture.* 2006;24:288-294.
- 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: 1351-1358.
- Kobayashi T, Atsuta Y, Matsuno T, Takeda N. A longitudinal study of congruent sagittal spinal alignment in an adult cohort. *Spine.* 2004;29: 671-676.
- Mac-Thiong J-M, Roussouly P, Berthonnaud É, Guigui P. Sagittal parameters of global spinal balance: normative values from a prospective cohort of seven hundred nine Caucasian asymptomatic adults. *Spine.* 2010;35: E1193-E1198.
- Eichelberger P, Ferraro M, Minder U, Denton T, Blasimann A, Krause F, et al. Analysis of accuracy in optical motion capture—a protocol for laboratory setup evaluation. *J Biomech.* 2016;49: 2085-2088.
- Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, Larson DR, Kaufman KR. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. *Osteoporos Int.* 2005;16: 1004-1010.
- Imagama S, Ito Z, Wakao N, Seki T, Hirano K, Muramoto A, et al. Influence of spinal sagittal alignment, body balance, muscle strength, and physical ability on falling of middle-aged and elderly males. *Eur Spine J.* 2013;22:1346-1353.
- Almeida CWL, Castro CHM, Pedreira PG, Heymann RE, Szejnfeld VL. Percentage height of center of mass is associated with the risk of falls among elderly women: a case-control study. *Gait Posture.* 2011;34:208-212.
- Meldrum D, Shouldice C, Conroy R, Jones K, Forward M. Test-retest reliability of three dimensional gait analysis: including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots. *Gait Posture.* 2014;39: 265-271.

26. McDermott A, Bolger C, Keating L, McEvoy L, Meldrum D. Reliability of three-dimensional gait analysis in cervical spondylotic myelopathy. *Gait Posture*. 2010;32:552-558.
27. Hurt CP, Rosenblatt N, Crenshaw JR, Grabiner MD. Variation in trunk kinematics influences variation in step width during treadmill walking by older and younger adults. *Gait Posture*. 2010;31:461-464.
28. Mac-Thiong J-M, Roussouly P, Berthonnaud E, Guigui P. Age- and sex-related variations in sagittal sacropelvic morphology and balance in asymptomatic adults. *Eur Spine J*. 2011;20(suppl 5): 572-577.

commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Received 24 January 2017; accepted 21 March 2017

Citation: *World Neurosurg.* (2017) 102:425-433.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.wneu.2017.03.099>

Journal homepage: www.WORLDNEUROSURGERY.org

Available online: www.sciencedirect.com

1878-8750/\$ - see front matter © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved.

Conflict of interest statement: The authors declare that the article content was composed in the absence of any

6 ETUDE DYNAMIQUE OPTOELECTRONIQUE DE **L'EQUILIBRE SAGITTAL PELVIRACHIDIEN**

La capacité du système Vicon® à percevoir un déséquilibre sagittal antérieur a été confirmée tout en identifiant des critères optoélectroniques pertinents pour cette évaluation de la posture [95]. La cinétique au cours de la marche des variables exprimant la balance sagittale reste difficile à exprimer. Elles évoluent manifestement d'avant en arrière de manière cyclique autour d'une position moyenne propre à l'architecture rachidienne.

L'objectif de ce nouveau travail était d'illustrer graphiquement cette évolution dynamique de la posture sagittale. Cela impose un traitement lourd de nombreuses données qui n'est pas encore complètement abouti. La méthode de traitement graphique des données est néanmoins détaillée. Celle-ci tend à être automatisée pour simplifier le processus. Des analyses complémentaires doivent être réalisées avant publication des résultats. Les données préliminaires ici rapportées expriment la perception dynamique du profil pelvirachidien mais aussi la raideur axiale propre à notre modèle.

6.1 Introduction

La bipédie humaine est spécifique et son développement s'est accompagné de modifications musculosquelettiques intriquées entre les membres inférieurs, le pelvis et le rachis [1,2]. L'équilibre sagittal du rachis fait référence à l'alignement vertical d'un point de référence proximal, souvent défini au centre du corps vertébral de C7, rapporté à une autre référence distale généralement pelvienne [102]. Ainsi, des courbures lordotiques et cyphotiques se superposent pour s'équilibrer. Ce schéma complexe est fragile et les perturbations fonctionnelles de l'appareil locomoteur peuvent en dégrader la synergie [14].

Les pathologies rachidiennes font régulièrement l'objet d'analyses posturales en particulier dans le plan sagittal. Or, l'ensemble des processus dégénératifs qu'ils soient articulaires, discaux, ligamentaires ou musculaires tendent vers la perte de lordose lombaire (LL) [14]. Malgré la sollicitation de facteurs de compensation tels que l'aplatissement de la cyphose thoracique (CT), la rétroversion pelvienne ou le flessum du secteur sous-pelvien, une déformation sagittale antérieure (DSA) peut apparaître et s'associer à des scores fonctionnels péjoratifs [12,13]

Les paramètres de l'étude radiographique sagittale sont disponibles sur des clichés de télérachis obtenus par système EOS (EOS imaging). Toutefois, ces examens reflètent une capture squelettique statique instantanée et ponctuelle. L'aspect dynamique de la posture et son reflet au cours de la marche restent peu disponibles en routine. Cependant, quelques travaux récents étudient des cohortes de de sujets porteurs de déformations scoliotiques donc tridimensionnelles [17,19,103]. La part sagittale de la posture reste donc difficile à dissocier et les données dynamiques de références sont

rare [20]. Il pourrait néanmoins s'agir d'un aspect plus réaliste de l'équilibre spinopelvien, tant dans ses dimensions diagnostiques que thérapeutiques.

Les systèmes optoélectroniques type Vicon® permettent l'analyse en mouvement de plusieurs segments corporels, dont le rachis. Le concept repose sur l'enregistrement de la trajectoire de mires appliquées sur des repères cutanés et détectées par des caméras infrarouges. L'étude spécifique des positions respectives de mires disposées sur le pelvis et le rachis autorise des explorations dynamiques de l'équilibre sagittal spinopelvien [52,95]. Il s'agit de mouvements périodiques synchronisés sur le cycle de la marche. Le traitement des nombreuses données brutes rendues disponibles reste complexe.

L'objectif principal de cette étude était de proposer une méthode graphique illustrant la balance sagittale dynamique du rachis enregistrée par un système optoélectronique. Dans le cadre de cette recherche, une déformation sagittale antérieure (DSA) réversible a été appliquée à une cohorte de sujets volontaires sains par le port d'un corset cyphosant amovible. Les objectifs secondaires étaient de confirmer la création de la déformation sur des clichés de télérachis EOS et de vérifier sa perception par le système Vicon®.

6.2 Matériel et méthode

Cette étude prospective monocentrique comparative ouverte a fait l'objet de l'approbation du Comité de Protection des Personnes n° 2017-37. Tous les sujets, sélectionnés selon les critères approuvés par le comité d'éthique institutionnel, ont signé un consentement éclairé. Leurs recrutements ont été menés par un centre d'investigation clinique (CIC) INSERM 1404. L'organisation de la recherche a respecté

les recommandations de la déclaration d'Helsinki (World Medical Association 1996 & 2008) et les principes de la régulation française des données (loi n° 2004-801 du 6 août 2004 modifiant la loi n° 78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés). Il s'agit ici d'une étude intégrant le protocole enregistré dans la base de données Clinicaltrials.gov sous l'identifiant NCT03536403.

6.2.1 Population

La pré-sélection des volontaires sains a été réalisée de façon aléatoire au sein d'un fichier appartenant au CIC INSERM 1404. Les inclusions devaient concerner 35 volontaires sains masculins âgés entre 20 et 40 ans, de taille comprise entre 165 et 190 cm. Ils devaient être asymptomatiques sur le plan rachidien et ne présenter aucune pathologie neurologique, vestibulaire ou locomotrice pouvant perturber la marche. L'indice de masse corporelle devait être inférieur à 30 kg/m². Leur acuité visuelle avec correction optique devait être $\geq 6/10$. Les patients ayant une déformation rachidienne asymptomatique détectée sur les télérachis EOS sans corset étaient exclus. Les sujets inclus étaient soumis à une DSA réversible et obtenue par le port d'un corset thermoformé cyphosant.

6.2.2 Posture sagittale rachidienne radiologique

Des clichés de stéréoradiographie basse dose EOS ont été réalisés avec et sans corset pour quantifier la déformation induite. La posture sagittale a été évaluée selon des paramètres radiographiques pelviens et rachidiens usuels (*Figure 46*) : incidence (IP), version pelvienne (VP), pente sacrée (PS) ainsi que lordose lombaire (LL), cyphose thoracique (CT), gîte sagittale de C7 (GSC7) [9].

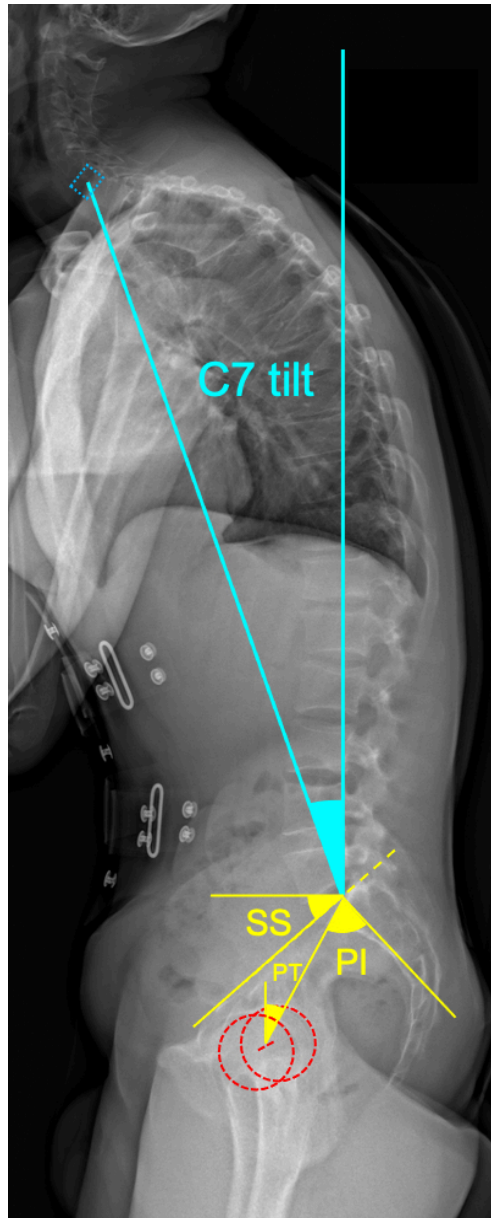


Figure 46 : Équilibre sagittal radiologique

Gite sagittale de C7 (C7 tilt) – Incidence Pelvienne (IP) – Pente Sacrée (SS)

Version Pelvienne (PT)

6.2.3 Posture sagittale rachidienne optoélectronique

Chaque sujet était équipé de 38 marqueurs réfléchissants et se déplaçait sur une piste équipée du système Vicon® (Biometrics, Gometz le Châtel, France) comprenant 9 caméras infra-rouges. Chaque essai comprenait 10 enregistrements de marche en vitesse spontanée, à une fréquence de 100Hz, correspondant à 5 passages avec puis sans corset cyphosant. Depuis une position debout immobile, un signal sonore initiait la marche sur une distance de 8 mètres soient 8 à 10 pas. Pour obtenir une marche d'allure spontanée, il était demandé aux sujets de déambuler le plus naturellement possible à une vitesse subjectivement considérée normale. L'étude optoélectronique fournissait des paramètres d'évaluation préalablement décrits pour l'étude de l'équilibre sagittal pelvirachidien [95].

L'angle C7-T10-S1 est mesuré entre les 2 segments C7-T10 et T10-S1 déterminés par la position des marqueurs appliqués en C7, T10 et S1.

L'angle spinal est directement calculé par le logiciel Nexus entre l'axe thoracolombaire sagittal et le plan pelvien. (Figure 47)

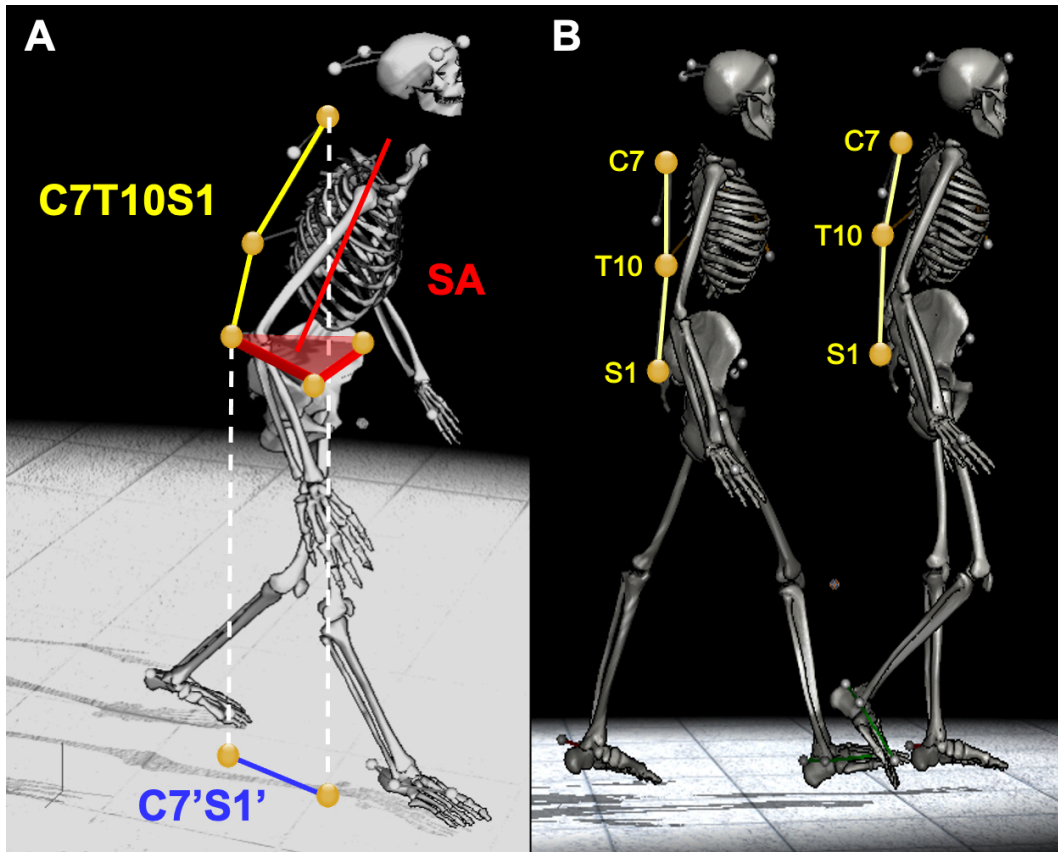


Figure 47 : Équilibre sagittal optoélectronique

Angle C7-T10-S1 et Angle spinal (SA)

6.2.4 Analyse statistique

Les données épidémiomorphologiques et radiologiques ont été enregistrées sur un cahier d'observation électronique (e-CRF) dans le logiciel Clinsight®. Les différentes métriques optoélectroniques ont été exportées depuis le logiciel Vicon Nexus au format Microsoft Excel®. Celui-ci a permis le calcul de variables composites telles que la vitesse de marche ou la longueur du pas. La fréquence d'enregistrement a permis d'obtenir 100 données par seconde pour chaque paramètre pendant toute la durée de l'examen.

Les variables quantitatives et qualitatives ont été décrites par des moyennes, écarts-types et proportions. Les paramètres posturographiques optoélectroniques ont été moyennés sur les 5 passages de marche et décrits par leurs médianes et quartiles. Ils ont ensuite été comparés avec et sans corset par des tests de Wilcoxon sur séries appariées.

Par ailleurs, la capacité d'une variable à identifier la présence de la DSA a été estimée par une aire sous la courbe (AUC) Receiver Operating Characteristic (ROC). Le « test » était le paramètre quantitatif (*p.e.* largeur du pas moyen sur les 5 passages) et le « diagnostic » était la DSA (oui vs non). Une AUC supérieure à 0.50 témoignait alors d'une corrélation positive entre la DSA et le paramètre posturographique alors qu'une AUC inférieure à 0.50 témoignait d'une corrélation négative. Des AUC dépassant 0.90 ou inférieure à 0.10 illustraient une corrélation très forte, avec un faible chevauchement des distributions du paramètre avec et sans DSA. Du fait de l'appariement des mesures, les procédures classique d'estimation des AUC ROC étaient invalides car elles devaient supposer l'indépendance des observations. Les intervalles de confiance des AUC ROC ont donc été estimées par bootstrap à biais corrigé accéléré (BCa) selon la méthode décrite par Efron et al. [93], par rééchantillonnage des patients.

Des coefficients de corrélation de Spearman entre le GSC7 et chacun des paramètres posturographiques ont été estimées après mise en regroupant les mesures avec ($n=35$) et sans ($n=35$) corset, pour un total de 70 mesures non indépendantes. De la même façon, la corrélation entre les observations a été considérée par un BCa avec rééchantillonnage parmi les 35 sujets. Aucune correction de multiplicité des tests n'a été appliquée. Le seuil de significativité bilatéral a été fixé à 5%.

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel R (version 4.0.1, The R Foundation for Statistical Computing, Vienne, Autriche).

6.2.5 Méthode de traitement graphique des données

Une méthode graphique a été employée pour illustrer les données détaillées de l'angle C7-T10-S1 et de l'angle spinal en fonction du temps au cours du cycle de marche. Dans un premier temps, les courbes propres aux 5 passages d'un sujet dans chaque condition (avec et sans corset) ont été synchronisées. Ces courbes ont alors été lissées par une moyenne glissante sur un intervalle de ± 1 dixième de seconde afin d'effacer des micro-fluctuations liées aux artefacts de mesure. L'acquisition étant faite à une fréquence de 100Hz, cet intervalle de ± 1 dixième de seconde correspondait à ± 10 mesures.

Dans un second temps, une transformation de Fourier discrète a permis d'exprimer les courbes sous formes de sinusoïdes déphasées et de fréquences variables. L'identification de la phase et de la période de la sinusoïde d'amplitude maximale correspondant à une période comprise entre 0.50 et 2.5 secondes a permis, par troncature et redimensionnement de mettre en phase les 5 passages. Cet intervalle de temps a été choisi pour correspondre aux vitesses de marche rencontrées dans la cohorte. Elle correspondait très probablement à un cycle de marche. Les 5 passages ont alors été synchronisés sur leur phase et leur période par décalage et redimensionnement horizontaux. Ce rephasage a nécessairement conduit à une troncature d'une fraction du premier cycle de marche.

L'abscisse zéro correspondait au zéro d'un cosinus, soit la valeur maximale du paramètre et l'abscisse 1 à la fin d'un cycle complet. Il faut noter que la synchronisation

de chacun des pas entre les 5 passages rend imperceptible les changements de vitesse de marche entre les différents essais d'un sujet.

Les configurations avec et sans corset ont été présentées sur une même figure soient, initialement, 10 courbes par sujet. La moyenne des 5 courbes par configuration a ensuite été calculée, point par point, aboutissant à 2 courbes par patient (avec et sans corset). Pour une appréciation plus globale des 35 sujets, l'ensemble des courbes de la cohorte ont été synthétisées en deux courbes exprimant les 1^{er} et 9^{èmes} déciles.

Afin de bien identifier l'aspect brutal ou amorti des oscillations (pente des oscillations), il est pertinent d'exprimer la dérivée de ces données. Cette différentielle numérique a été calculée après un premier lissage (moyenne glissante sur $\pm 0,1$ seconde), puis un second lissage a été réalisé (moyenne glissante sur $\pm 0,1$ seconde) avant d'appliquer le rephasage et la mise à l'échelle à l'aide de la transformation de Fourier.

6.3 Résultats

Les inclusions ont concerné 36 sujets entre Décembre 2018 et Décembre 2019. L'un d'entre eux a été exclu en raison d'une scoliose asymptomatique détectée en radiographie EOS. L'analyse a donc concerné 35 sujets de sexe masculin dont l'âge moyen était de $29,9 \pm 4,3$ ans. Toutes les explorations ont pu être menées à leurs termes sans difficulté de tolérance du corset ni survenue d'événement indésirable.

6.3.1 Induction de la déformation sagittale antérieure

Les différents paramètres radiologiques de l'équilibre sagittal pelvi-rachidien sont décrits dans le Tableau 6. Sur les clichés EOS, les paramètres pelviens (IP, VP, PS)

n'ont pas été significativement modifiés par la DSA, contrairement aux paramètres rachidiens LL, CT, GSC7. Le GSC7 médian était mesuré à -1.2° [intervalle interquartile (IQR) -3.2 à $+1.3$] sans corset et subissait une augmentation de $+14.8^{\circ}$ [IQR : 10.0 à 18.0] avec corset ($p < 0,0001$).

Tableau 6 : Radiologic and optoelectronic parameters with and without corset

Median value [Interquartile range]	Without corset	With corset	Difference	p value*	AUC [IC 95%]
Radiologic parameters					
Pelvic incidence ($^{\circ}$)	49.1 [44.4;57.6]	49.1 [44.7;57.6]	0 [-0.1;0.1]	0.084	0.51 [0.48-0.52]
Pelvic version ($^{\circ}$)	10.4 [7.5;13.7]	10.8 [8;14.9]	-0.1 [-1.4;3.8]	0.39	0.53 [0.45-0.60]
Sacral slope ($^{\circ}$)	41.4 [33.7;45.7]	37.8 [34.9;44.7]	0.2 [-3.6;1.6]	0.57	0.49 [0.41-0.55]
Lumbar lordosis ($^{\circ}$)	58.6 [55;69.1]	52.1 [44.2;56.8]	-7.4 [-12.8;-4.4]	<0.0001	0.25 [0.17-0.32]
Thoracic kyphosis ($^{\circ}$)	-44.8 [-50.9;-37.6]	-58.6 [-63;-54.3]	-14.5 [-17.7;-9]	<0.0001	0.10 [0.05-0.19]
C7 tilt ($^{\circ}$)	-1.2 [-3.2;1.3]	14.3 [9.1;16.9]	14.8 [10.0;18.0]	<0.0001	0.99 [0.96-1.00]
Optoelectronic parameters					
C7-T10-S1 ($^{\circ}$)	170.2 [165.8;172.9]	160.7 [158.7;164.1]	-7.4 [-11.2;-6.1]	<0.0001	0.89 [0.82-0.94]
C7'S1' (cm)	55.2 [40.6;82.9]	133.18 [87.8;169.5]	66.2 [42.4;94.9]	<0.0001	0.92 [0.86-0.95]
Spinal angle ($^{\circ}$)	9.6 [4.4;14.8]	21.3 [17.7;27.4]	13.1 [9.2;16.3]	<0.0001	0.94 [0.89-0.97]

* Wilcoxon bilateral appaired test ;

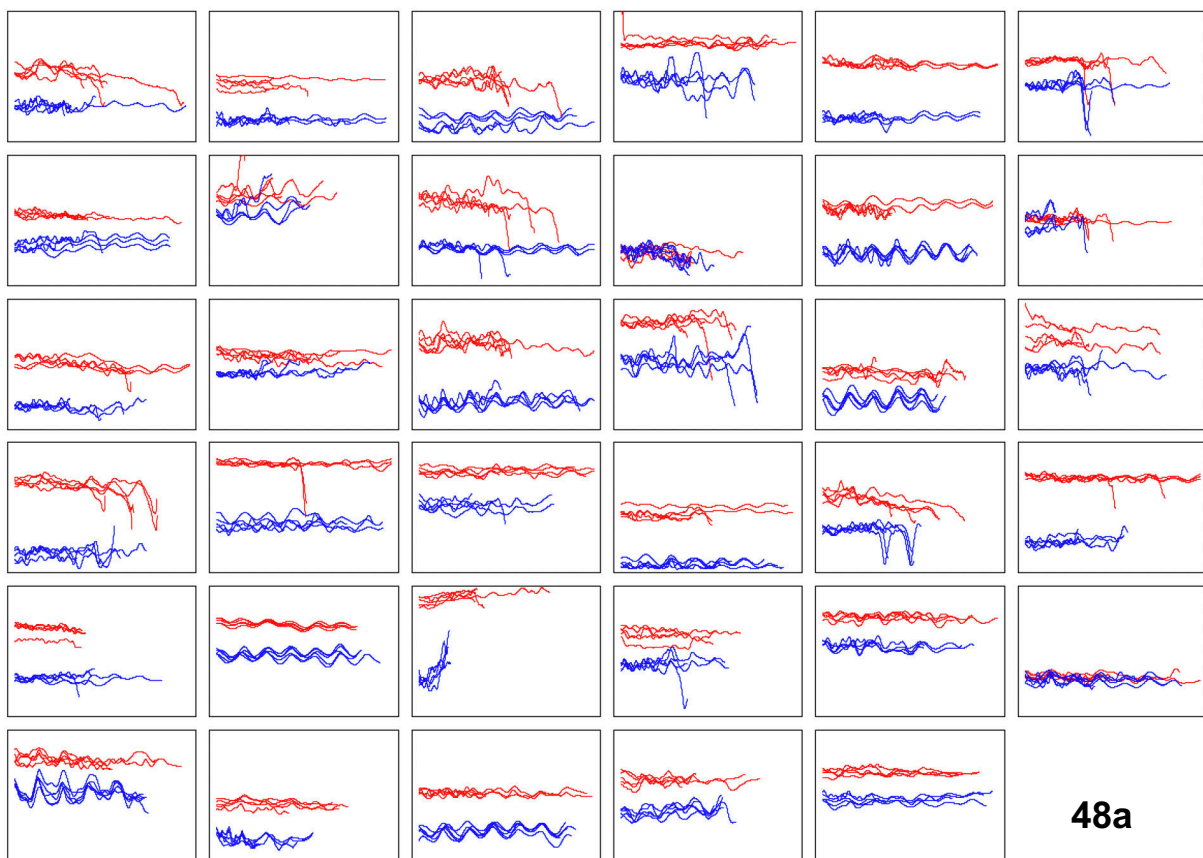
AUC ROC: Area Under the Curve Receiver Operating Characteristic

Les données optoélectroniques ont également été significativement modifiées vers le déséquilibre sagittal antérieur. Le C7-T10-S1 médian était de 170.2° [IQR : 165.8 ; 172.9] sans corset et subissait une diminution médiane de -7.4 [IQR : -11.2 ; -6.1] avec corset ($p < 0.0001$). L'angle spinal médian était de $9,6^{\circ}$ [IQR : $4,4$; $14,8$] sans corset et subissait une augmentation médiane de $13,1^{\circ}$ [IQR : $9,2$; $16,3$] avec corset ($p < 0,0001$).

Lorsque les données brutes avec et sans corset étaient regroupées le coefficient de corrélation (r_s) entre GSC7 et C7-T10-S1 atteignaient $0,62$ (IC95% : $0,47$; $0,72$) alors que celui entre GSC7 et Angle spinal atteignait $0,69$ (IC95% : 0.55 ; 0.79).

6.3.2 Illustration dynamique de la posture sagittale

Pour être synchronisés, les 5 passages avec et sans corset ont été lissés, phasés et redimensionnés horizontalement par identification du cycle de marche égal à la sinusoïde d'amplitude maximale de période comprise entre 0.50 et 2.50 secondes. La figure 48 expose les tracés de ces différents passages. Elle illustre les évolutions dynamiques de l'angle C7-T10-S1 et de l'angle spinal (Figure 48).



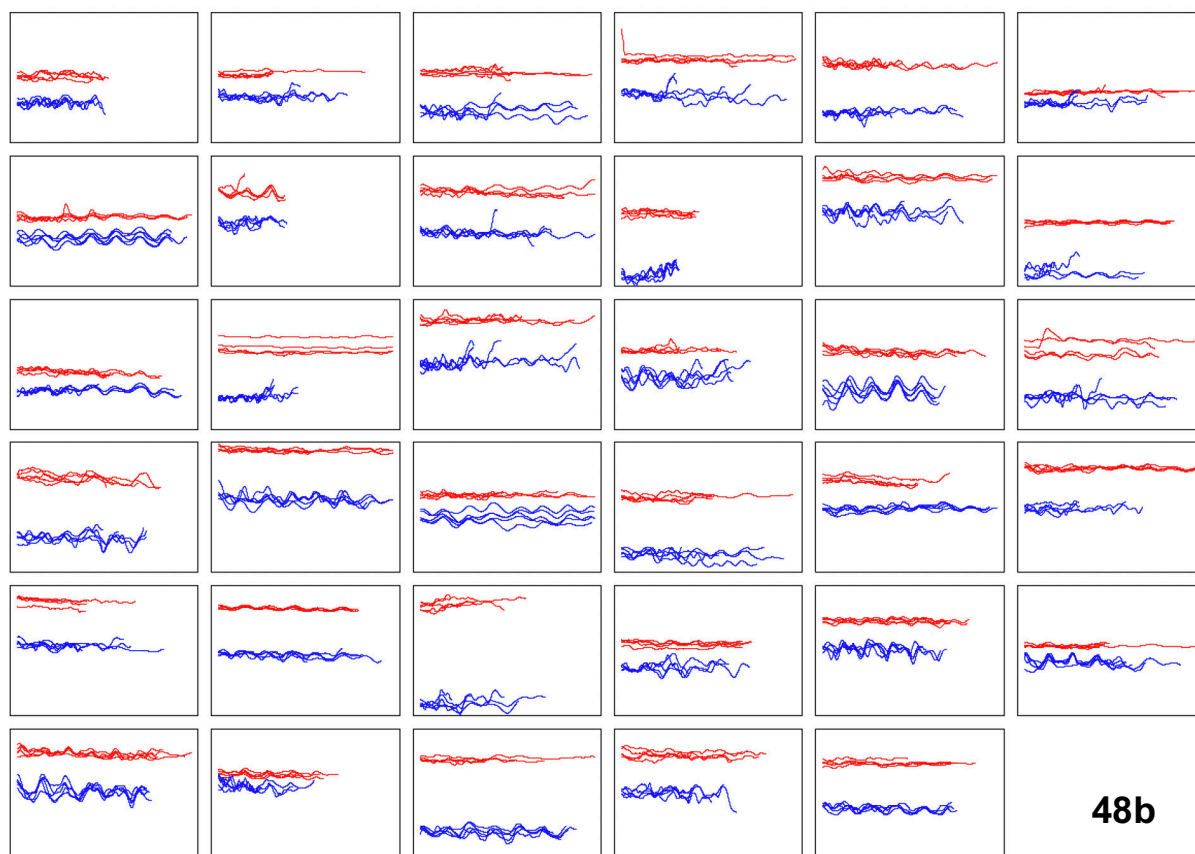


Figure 48 : Évolutions dynamiques de l'angle C7-T10-S1 (a) et de l'angle spinal (b)

Les courbes bleues concernent les situations sans corset et les rouges avec corset.

5 passages pour chaque sujet

Certains patients présentent des courbes moins expressives, car le signal enregistré peut présenter de nombreuses oscillations parasites (bruit) du fait de la sensibilité des capteurs. Des paramètres posturographiques dérivés ont été créés par différentielle numérique pour mieux distinguer des oscillations douces voir émoussées, d'oscillations plus brutales. Ainsi, les variations, au centième de seconde, des paramètres C7-T10-S1 et Angle spinal ont été calculés. Ces variations sont interprétables comme la pente des oscillations. Une pente très forte correspondant à

une oscillation très brutale, c'est-à-dire, un changement d'angle important sur une courte période de temps. (Figure 49).

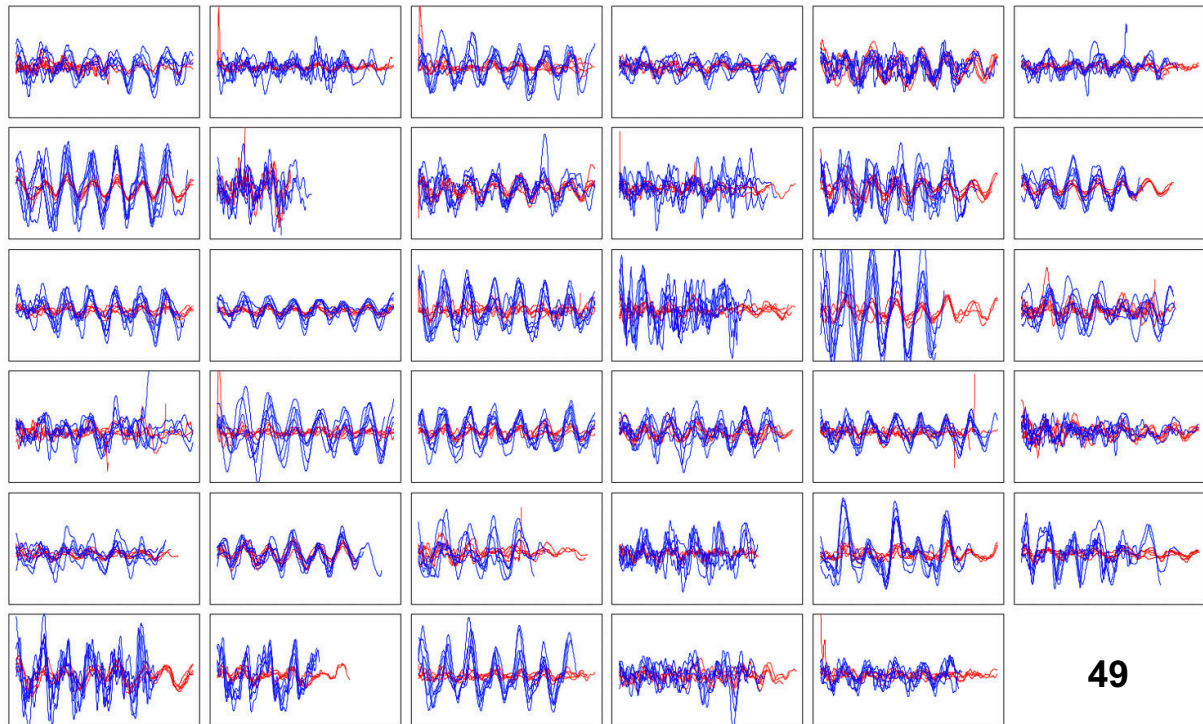


Figure 49 : Dérivée de l'angle spinal

Les courbes bleues concernent les situations sans corset et les rouges avec corset.

Enfin il est possible de présenter les résultats sous la forme d'une moyenne, point par point, pour obtenir une unique courbe par patient exprimant l'ensemble de ses 5 passages (Figure 50). Le protocole dans sa globalité peut effectivement être considéré comme une épreuve fonctionnelle dont la moyenne serait plus expressive pour atténuer les effets d'initiation et d'adaptation à la contrainte.

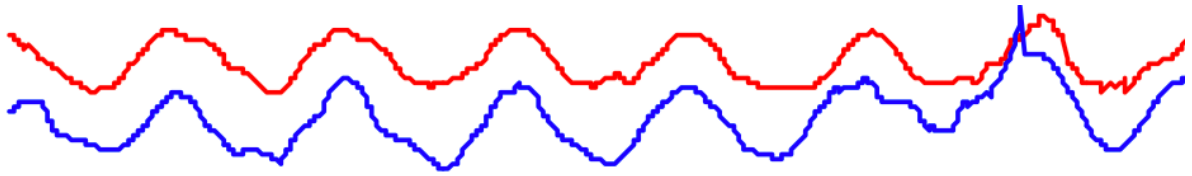


Figure 50 : Exemple individuel de la moyenne des valeurs de C7-T10-S1

Les courbes bleues concernent les situations sans corset et les rouges avec corset.

Pour mieux exprimer la dispersion des données il est aussi possible de présenter 2 courbes par patient illustrant chacune point par point le 1^{er} et 9^e décile (Figure 51). Il est ainsi possible d'apprécier la forme et la position des courbes mais aussi leur variance inter-individuelle. L'intervalle entre ces 2 courbes comprend alors la majorité des données.

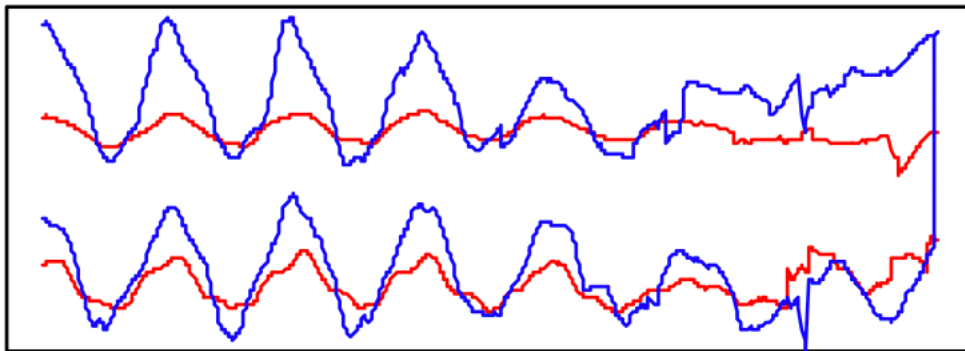


Figure 51 : Évolutions du 1^{er} et 9^e décile de l'angle spinal

Les courbes bleues concernent les situations sans corset et les rouges avec corset

6.4 Discussion

L'induction d'une DSA par corset est perceptible par l'analyse optoélectronique. Il apparaît des modifications significatives de l'angle C7-T10-S1 et de l'angle spinal corrélées à l'angle GSC7 mesuré sur les clichés EOS. L'expression dynamique de cette gîte antérieure est possible selon des courbes sinusoïdales traduisant la cinétique rachidienne sagittale au cours de la marche.

6.4.1 Pertinence du modèle

Le protocole a été appliqué à une cohorte de sujets sains exclusivement masculins pour permettre une radioprotection gonadique plombée sans amputer le champ d'analyse radiologique du rachis. Cependant, l'étude de large cohorte d'adultes asymptomatiques ne montre pas de différence significative de posture radiographiques entre les sexes [9]. La sélection de sujets d'âges jeunes visait à limiter la prévalence de phénomènes dégénératifs pouvant perturber la marche [104] ou même la posture rachidienne [5].

La création d'une DSA dans cette cohorte par le biais d'un corset thermoformé en cyphose a été confirmée par les différences significatives de GSC7 observées sur les clichés EOS. Cette déformation était perceptible sur le plan optoélectronique puisqu'il apparaissait des différences significatives dans le sens de la gîte antérieure pour l'angle C7-T10-S1 et l'angle spinal. La pertinence de ces paramètres optoélectroniques était renforcée par les corrélations non négligeables identifiées avec leur homologue radiologique ($r_s = 0,62$). Il existait donc une concordance entre les sensibilités radiologiques et optoélectroniques pour la détection de la DSA. Les 5 passages par sujet dans une condition posturale donnée permettent d'obtenir un

nombre intéressant de données limitant la fluctuation d'échantillonnage. Cette multiplicité paraît plus représentative d'un sujet d'autant qu'il est possible de produire des courbes moyennes plus lisibles.

La déformation obtenue n'avait pas vocation à être strictement représentative d'une situation clinique. Elle perturbait sévèrement et presque exclusivement le plan sagittal. Elle avait surtout pour but de dissocier une part des modifications cinématiques de la marche propre à cette perturbation posturale unidirectionnelle. Les récents travaux proposant des études dynamiques de la posture explorent des sujets scoliotiques dont la composante sagittale est difficile à individualiser [17,19,103].

Il apparaît, dans notre série, une réduction de l'amplitude sinusoïdale des courbes exprimant la cinétique sagittale rachidienne avec corset. Il s'agit de l'effet ankylosant de l'appareillage qui est donc optoélectroniquement perceptible.

6.4.2 Intérêt clinique

La prise en charge des pathologies rachidiennes attribue une large place à l'étude de l'équilibre sagittal pour établir des hypothèses physiopathologiques ou pour planifier certains objectifs thérapeutiques [13,48]. L'évaluation s'appuie sur des paramètres radiographiques qui permettent la description « photographique » ponctuelle d'une structure intrinsèquement mobile. La stéréophotogrammétrie, obtenue par des systèmes type Vicon®, permet la capture du mouvement de segments corporels tel que le rachis [52,95]. Des paramètres dynamiques optoélectroniques propres à la posture sagittale, comme l'angle C7-T10-S1 et l'angle spinal, semblent pertinents car leurs valeurs sont corrélées à leur homologue radiographique.

L'expression graphique de cette posture au cours de la marche est réalisable sous la forme de courbes sinusoïdales selon un protocole reproductible. Cette opportunité optoélectronique nécessite un travail conséquent de traitement des données qui doit encore progresser en automatisation. Les courbes doivent devenir comparables par leurs moyennes, leurs fréquences, leurs périodes et leurs amplitudes.

Les résultats montrent une nette distinction des courbes propres aux DSA qui oscillent autour de valeurs exprimant la gîte antérieure. Dans notre série, il faut aussi noter une réduction de leurs amplitudes attribuée à l'enraidissement lié au port du corset. Cet effet perturbe l'étude de l'influence de la DSA et constitue une limite du modèle. Néanmoins, il corrobore la performance du système Vicon® qui est donc aussi capable de percevoir la raideur spinale. Cet intérêt apparaît en transposition à certains contextes cliniques, telle que la spondylarthrite ankylosante et son enraidissement en cyphose [105].

Les perspectives à court terme intègrent l'évaluation de l'efficacité des différents types de prise en charge des DSA. L'absence de survenue d'événement indésirable dans notre essai permet d'envisager d'appliquer le protocole à des patients avant et après traitement. Les données de références obtenues sur cette cohorte de sujets sains sans corset permettent néanmoins de préparer l'étude de populations pathologiques dont les critères d'homogénéité restent à définir. Il faudra admettre le caractère spécifique de la population source composée exclusivement de sujets jeunes masculins sans pathologie locomotrice.

Au-delà de l'étude posturale dynamique, le protocole permet une analyse synchrone des paramètres cinématiques de la marche. Une autre publication rapporte des perturbations de ces critères, en présence d'une DSA, dont en particulier ceux reflétant l'équilibre.

6.4.3 Limites

Plusieurs limites sont à considérer dans cette étude. L'effectif de 35 sujets peut paraître modeste mais la multiplicité des essais de marche dans des conditions variées a permis d'obtenir des données exhaustives et analysables. La DSA obtenue par le biais d'un corset cyphosant sur des sujets sains était hautement variable. Elle correspond à une contrainte non physiologique différente du réel contexte clinique. La difficulté du traitement des données est en cours de résolution avec notamment le développement de méthodes d'automatisation et de comparaison des courbes entre elles.

6.5 Conclusion

La DSA obtenue par corset cyphosant et confirmée par EOS était perceptible par le système Vicon® avec une corrélation des mesures radiologiques et optoélectroniques. Plusieurs représentations graphiques de l'évolution de l'équilibre sagittal au cours de la marche sont possibles. L'étude dynamique optoélectronique permet percevoir les déséquilibres antérieurs mais aussi les raideurs rachidiennes.

7 ANALYSE CINEMATIQUE DE LA MARCHÉ EN PRESENCE D'UN DESEQUILIBRE SAGITTAL PELVIRACHIDIEN

Après avoir confirmé les capacités du système optoélectronique Vicon® à percevoir les déformations sagittales antérieure (DSA) pelvirachidiennes, il est apparu pertinent d'étudier leurs répercussions sur la cinématique de la marche.

L'objectif principal était de décrire les modifications induites par la DSA sur les différents paramètres cinématiques de la marche. Ces derniers sont régulièrement distingués en 2 groupes. Certains expriment les performances locomotrices tandis que d'autres sont plus le reflet de l'équilibre. Les premiers exercent une influence sur les seconds. De fait, les modifications des paramètres cinématiques d'équilibre ont été soumises à des analyses ajustées pour identifier les influences propres à la DSA et celles inhérentes aux paramètres locomoteurs.

Article soumis pour publication

7.1 Résumé

7.1.1 Introduction

Les processus dégénératifs tendent vers une perte de lordose lombaire et une déformation sagittale antérieure (DSA). Les études optoélectroniques permettent une analyse cinématique du mouvement et peuvent également détecter une DSA. L'objectif était de décrire les modifications induites par une DSA sur les paramètres cinématiques de la marche.

7.1.2 Méthodes

35 volontaires sains masculins ont été soumis à une DSA par le port d'un corset thermoformé thoracolombaire cyphosant. La gîte sagittale de C7 (GSC7) a quantifié la déformation induite sur des clichés télérachis EOS. Les enregistrements optoélectroniques de la marche comprenaient 10 passages, suivis de 10 passages sans corset. Les paramètres cinématiques de la marche (longueur du pas, vitesse de marche, cadence), les paramètres d'équilibre de la marche (index de freinage du centre de masse, largeur du pas, temps de double appui) et les paramètres d'équilibre sagittal rachidiens (C7T10S1, C7'S1' et angle spinal) étaient moyennés. Des analyses ajustées ont recherché les influences de la DSA de celles inhérentes aux paramètres locomoteurs.

7.1.3 Résultats

Le corset a induit un déséquilibre sagittal antérieur objectivé par une modification de la GSC7, du C7-T10-S1, du C7'S1' et de l'angle spinal qui évoluaient respectivement de +14.8° ($p < 0.0001$), -7.4° ($p < 0.0001$), +66.2 mm ($p < 0.0001$), +13.1° ($p < 0.0001$). Les données radiographiques et optoélectroniques étaient significativement corrélées.

La longueur du pas ($p < 0.0001$) et la cadence ($p = 0.0003$) étaient significativement réduites, contribuant à une réduction de la vitesse de marche ($p < 0.0001$). Ils influençaient fortement le temps de double support ($\beta = -0.38$, IC95%: -0.69;-0.06), L'indice de freinage était significativement diminué ($p < 0.0001$) avec une influence significative de la DSA ($\beta = -0.51$, IC95%: -0.78;-0.28). La largeur du pas était significativement augmentée par la DSA ($p < 0.0001$) indépendamment de la cadence et de la longueur du pas.

7.1.4 Conclusion

La DSA obtenue par corset cyphosant est perceptible par le système Vicon®. Elle est à l'origine de modifications significatives des paramètres cinématiques de la marche. Celles-ci concernent les paramètres locomoteurs mais aussi les paramètres d'équilibre qui subissent une influence directe de la DSA.

7.2 Introduction

La bipédie humaine est spécifique et son développement s'est accompagné de modifications musculosquelettiques intriquées entre les membres inférieurs, le pelvis et le rachis [1,2]. Celles-ci conduisent à optimiser la locomotion pour augmenter son efficacité et son endurance en réduisant la dépense énergétique [31]. Ce schéma complexe est fragile et les perturbations fonctionnelles de l'appareil locomoteur peuvent en dégrader la synergie.

Les pathologies rachidiennes font régulièrement l'objet d'analyses posturales en particulier dans le plan sagittal [5,9,94]. Or, l'ensemble des processus dégénératifs qu'ils soient articulaires, discaux, ligamentaires ou musculaires tendent vers la perte de lordose lombaire (LL) [14]. Malgré la sollicitation de facteurs de compensation tels que l'aplatissement de la cyphose thoracique (CT), la rétroversion pelvienne ou le flessum du secteur sous-pelvien, une déformation sagittale antérieure (DSA) peut apparaître et s'associer à des scores fonctionnels péjoratifs [47].

Les paramètres d'analyse radiographique sagittale sont disponibles sur des clichés de télérachis obtenus par système EOS (EOS Imaging®, Paris, France). Toutefois, ces examens reflètent une capture squelettique statique instantanée et ponctuelle. L'aspect dynamique de la posture et son retentissement sur la locomotion reste peu disponible en routine. Cependant, quelques travaux récents étudient des cohortes de sujets porteurs de déformations scoliotiques donc tridimensionnelles [17,19,103]. La part sagittale de la posture reste donc difficile à dissocier et les données dynamiques de références sont rares [20].

L'analyse cinématique de la marche étudie les trajectoires, vitesses, accélérations linéaires et angulaires des différents segments corporels. Dans ce but, les systèmes

optoélectroniques type Vicon® (Biometrics®, Gometz le Châtel, France) appliquent le principe de la stéréophotogrammétrie [106]. Il s'agit d'une méthode de capture du mouvement tridimensionnel de haute précision dont les capacités à percevoir une DSA ont déjà été identifiées [95].

Lors de la marche, certaines phases d'instabilité surviennent et imposent un contrôle postural complexe. Plusieurs paramètres cinématiques sont analysables pour permettre une description quantifiée des phases d'appui et des phases oscillantes lors du déroulement du pas [107]. Certains illustrent les performances locomotrices et d'autres l'équilibre avec des interférences respectives. Le centre de masse (CM) est identifiable par méthode optoélectronique. Il correspond au point central de l'ensemble de toutes les masses constituant un objet. Le déplacement vertical du CM lors de la phase oscillante, subit des variations de vitesse et notamment une décélération anticipée avant le contact au sol du pied pendulaire [21]. La perte de ce freinage contrôlé est associée à une instabilité locomotrice et des facteurs de risque de chute [21].

Dans le cadre de cette recherche, une DSA réversible a été appliquée à une cohorte de sujets volontaires sains par le port d'un corset cyphosant amovible. L'objectif principal était de décrire les modifications induites par la DSA sur les différents paramètres cinématiques de la marche. Une comparaison a été menée entre les paramètres radiographiques et optoélectroniques mesurés avec et sans corset afin de confirmer la création de la DSA. Les modifications des paramètres cinématiques d'équilibre ont été soumises à des analyses ajustées pour identifier les influences propres à la DSA et celles inhérentes aux paramètres locomoteurs.

7.3 Méthodes

Cette étude prospective monocentrique comparative ouverte a fait l'objet de l'approbation du Comité de Protection des Personnes n° 2017-37. Tous les sujets, sélectionnés selon les critères approuvés par le comité d'éthique institutionnel, ont signé un consentement éclairé. Leurs recrutements ont été menés par un centre d'investigation clinique (CIC) INSERM 1404. L'organisation de la recherche a respecté les recommandations de la déclaration d'Helsinki (World Medical Association 1996 & 2008) et les principes de la régulation française des données (loi n° 2004-801 du 6 août 2004 modifiant la loi n° 78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés). Il s'agit ici d'une étude ancillaire intégrant le protocole enregistré dans la base de données Clinicaltrials.gov sous l'identifiant NCT03536403.

7.3.1 Population

La pré-sélection des volontaires sains a été réalisée de façon aléatoire au sein d'un fichier appartenant au CIC INSERM 1404. Les inclusions devaient concerner 35 volontaires sains masculins âgés entre 20 et 40 ans, de taille comprise entre 165 et 190 cm. Ils devaient être asymptomatiques sur le plan rachidien et ne présenter aucune pathologie neurologique, vestibulaire ou locomotrice pouvant perturber la marche et l'équilibre. L'indice de masse corporelle devait être inférieur à 30 kg.m^{-2} . Leur acuité visuelle avec correction optique devait être $\geq 6/10$. Les patients ayant une déformation rachidienne asymptomatique détectée sur les télérachis EOS sans corset étaient exclus. Les sujets inclus étaient soumis à une DSA réversible obtenue par le port d'un corset thermoformé cyphosant (Figure 52).



Figure 52 : EOS en vue latérale sans (A) et avec (B) déformation sagittale antérieure

7.3.2 Posture sagittale rachidienne radiographique

Des clichés de stéréoradiographie basse dose EOS ont été réalisés avec et sans corset pour quantifier la déformation induite. La posture sagittale a été évaluée selon des paramètres radiographiques pelviens et rachidiens usuels [9] : incidence (IP), version pelvienne (VP), pente sacrée (PS) ainsi que LL, CT, gîte sagittale de C7 (GSC7) (Figure 53).

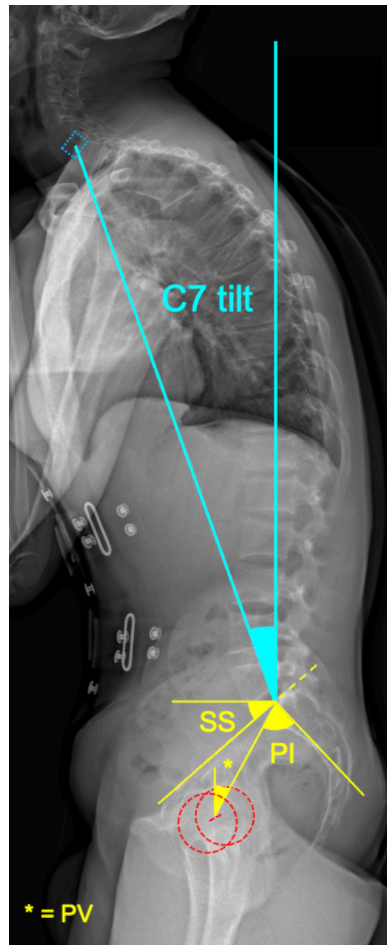


Figure 53 : Équilibre sagittal radiologique

Gite sagittale de C7 (C7 tilt) – Incidence Pelvienne (IP) – Pente Sacrée (SS)

Version Pelvienne (PT)

7.3.3 Evaluation optoélectronique

Chaque sujet était équipé de 38 marqueurs réfléchissants et se déplaçait dans une salle équipée du système Vicon® comprenant 9 caméras infra-rouges. Chaque essai correspondait à la moyenne de 10 enregistrements comprenant 5 passages en marche spontanée et 5 en marche rapide avec puis sans corset cyphosant. Depuis une position debout immobile, un signal sonore initiait la marche sur une distance de 8 mètres soient 8 à 10 pas. Pour obtenir une marche d'allure spontanée, il était demandé

187

aux sujets de marcher le plus naturellement possible à une vitesse subjectivement considérée normale. La marche d'allure rapide devait correspondre à une allure subjectivement considérée maximale sans courir. L'étude optoélectronique fournissait les paramètres cinématiques de la marche ainsi que l'angle C7-T10-S1, l'angle spinal (SA) et le facteur C7'S1' préalablement décrits pour l'étude de l'équilibre sagittal [95] (Figure 54).

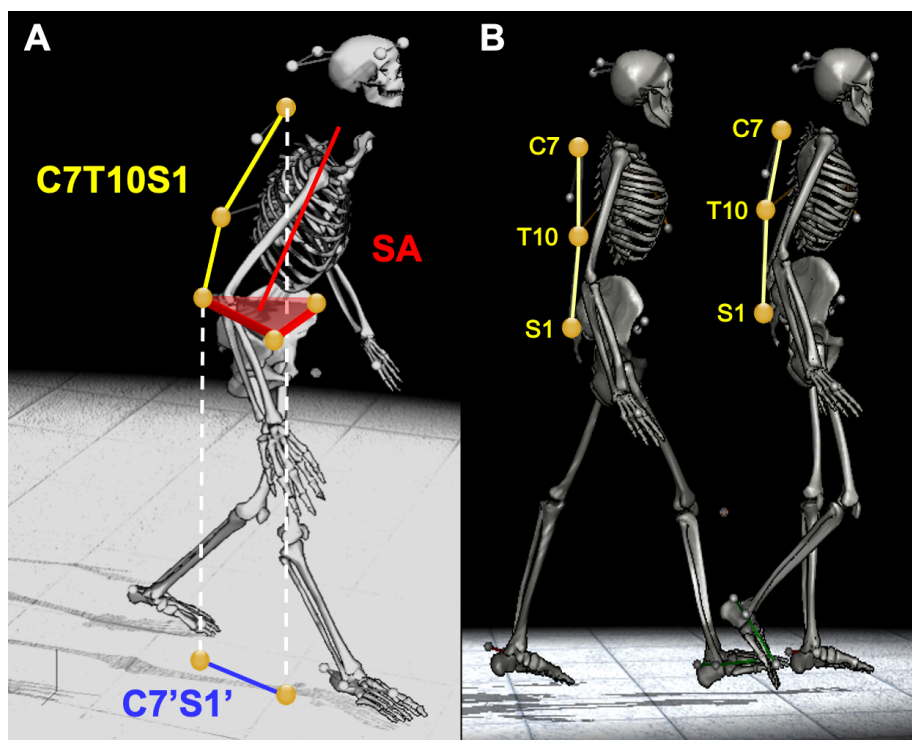


Figure 54 : Paramètres d'équilibre sagittal optoélectronique

7.3.4 Paramètres cinématiques de la marche

Le système Vicon® permettait l'extraction de plusieurs paramètres spatiotemporels. Certains reflètent les performances locomotrices :

- Longueur du pas : distance antéro-postérieure séparant les deux contacts talon ipsilatéral et controlatéral.
- Vitesse de marche : rapport de la distance marchée par le temps de marche
- Cadence : rythme de la marche correspondant au nombre de pas par minute.

D'autres reflètent les capacités d'équilibre du sujet :

- Index de freinage
- Largeur du pas : distance latérale en mètre séparant le centre d'un contact talon à la ligne de progression formée par deux contacts talon consécutifs du pied opposé.
- Durée de double appui : temps où les deux pieds sont en contact avec le sol

7.3.5 Définition de l'index de freinage

Le freinage de la chute du centre de masse (CM) est un paramètre issu de l'étude de la vitesse verticale du CM obtenue à l'aide de l'analyse Vicon® en 3 dimensions. Le CM de chaque segment de membre est calculé grâce aux différents marqueurs réfléchissants en considérant plusieurs mesures anthropométriques (longueur du membre inférieur, largeur de la main, du poignet, du coude, du genou, de la cheville). Quinze segments sont analysés incluant tête, thorax, pelvis, ainsi que 3 segments pour chaque membre. La moyenne des CM de chaque segment permet le calcul du CM corporel total.

Lors de la phase oscillante de la marche, c'est-à-dire entre le lever du pied (foot-off, FO) et le poser du pied (foot-contact, FC), la vitesse verticale du CM décrit une courbe en forme de V (Figure 55). La première partie de cette courbe est de pente négative, indiquant une chute du CM (vitesse verticale négative). La chute du CM est

représentée par V1 (la pointe du V), qui est la vitesse maximale négative du CM. La deuxième partie de cette courbe est de pente positive : on observe une inversion de la vitesse verticale du CM, avant le poser du pied (FC), indiquant un freinage de la chute du CM. Cette décélération anticipée de la vitesse verticale du CM avant le poser du pied permet un « atterrissage du pied en douceur ». Le freinage de la chute du CM est représenté par V2, qui est la vitesse verticale du CM au moment du poser du pied. V2 est intrinsèquement dépendant de V1. Ces paramètres sont physiologiquement l'objet de variations interindividuelles. L'index de freinage (IF) est calculé en rapportant la décélération (V1-V2) à la vitesse maximale (V1) selon la formule suivante : $IF = (V1 - V2) / V1$ (exprimé en pourcentage).

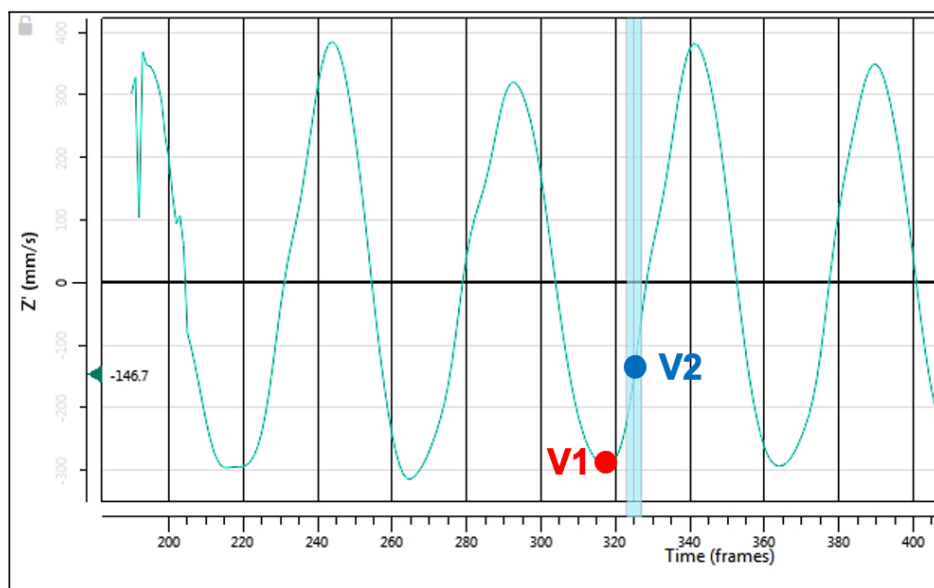


Figure 55 : Position verticale du centre de masse en fonction du temps

Ligne bleue = contact du talon avec le sol (poser du pied)

V1 = vitesse maximale négative du centre de masse

V2 = vitesse du centre masse au poser du pied

7.3.6 Analyse statistique

L'effet de l'instauration d'une DSA sur les paramètres cinématiques a été évaluée par la médiane des différences des mesures, avec et sans corset, comparée à la valeur zéro par un test de Wilcoxon sur séries appariées. La force des corrélations a été décrite par une aire sous la courbe ROC (analyse principale), qui a été estimée par bootstrap à biais corrigé accéléré (BCa) afin de prendre en compte l'appariement des mesures. Les liens entre paramètres quantitatifs ont été décrits par des coefficients de corrélation de Spearman estimés par bootstrap BCa.

Des analyses *post hoc* ajustées ont été réalisées pour évaluer si les modifications induites par la DSA sur les trois paramètres d'équilibre (indice de freinage, largeur du pas, temps de double support) étaient médiées par une modification de la vitesse de marche et de la longueur du pas. Chacun des trois paramètres d'équilibre a été analysé dans un modèle linéaire à effets mixtes estimé sur les 70 essais correspondant aux 35 sujets avec et sans corset, avec pour covariables : un intercept sujet aléatoire, le corset (binaire), la cadence (effet linéaire), et la longueur du pas (effet linéaire). Les effets des modèles ont été présentés sous forme de coefficients β , interprétables comme le nombre d'écart-types de la variable réponse pour un écart-type supplémentaire de la covariable. Le seuil de significativité a été fixé à 0.05 sans correction de multiplicité des tests. Les analyses ont été réalisées en employant le logiciel R (version 4.0).

7.4 Résultats

Les inclusions ont concerné 36 sujets entre décembre 2018 et décembre 2019. L'un d'entre eux a été exclu en raison d'une scoliose asymptomatique détectée en radiographie EOS. L'analyse a porté sur 35 sujets de sexe masculin, d'âge moyen de $29.9 \pm 4,3$ ans. Toutes les explorations ont pu être menées à leur terme sans difficulté de tolérance du corset ni survenue d'événement indésirable.

7.4.1 Paramètres radiologiques et optoélectroniques

Les différents paramètres radiologiques de l'équilibre sagittal pelvi-rachidien sont décrits dans le tableau 1. Sur les clichés EOS, les paramètres pelviens (IP, VP et PS) n'ont pas été significativement modifiés par la DSA, contrairement aux paramètres rachidiens LL, CT, GSC7. La GSC7 médiane était mesurée à -1.2° [intervalle interquartile (IQR) $-3.2 ; 1.3$] en l'absence de corset (Tableau 7) et subissait une augmentation de $+14.8^\circ$ [IQR : $10.0 ; 18.0$] avec corset ($p < 0.0001$).

Tableau 7 : Radiologic and optoelectronic parameters with and without corset

Median value [Interquartile range]	Without corset	With corset	Difference	p value*	AUC [IC 95%]
Radiologic parameters					
Pelvic incidence ($^\circ$)	49.1 [44.4;57.6]	49.1 [44.7;57.6]	0 [-0.1;0.1]	0.084	0.51 [0.48-0.52]
Pelvic version ($^\circ$)	10.4 [7.5;13.7]	10.8 [8;14.9]	-0.1 [-1.4;3.8]	0.39	0.53 [0.45-0.60]
Sacral slope ($^\circ$)	41.4 [33.7;45.7]	37.8 [34.9;44.7]	0.2 [-3.6;1.6]	0.57	0.49 [0.41-0.55]
Lumbar lordosis ($^\circ$)	58.6 [55;69.1]	52.1 [44.2;56.8]	-7.4 [-12.8;-4.4]	<0.0001	0.25 [0.17-0.32]
Thoracic kyphosis ($^\circ$)	-44.8 [-50.9;-37.6]	-58.6 [-63;-54.3]	-14.5 [-17.7;-9]	<0.0001	0.10 [0.05-0.19]
C7 tilt ($^\circ$)	-1.2 [-3.2;1.3]	14.3 [9.1;16.9]	14.8 [10.0;18.0]	<0.0001	0.99 [0.96-1.00]
Optoelectronic parameters					
C7-T10-S1 ($^\circ$)	170.2 [165.8;172.9]	160.7 [158.7;164.1]	-7.4 [-11.2;-6.1]	<0.0001	0.89 [0.82-0.94]
C7'S1' (cm)	55.2 [40.6;82.9]	133.18 [87.8;169.5]	66.2 [42.4;94.9]	<0.0001	0.92 [0.86-0.95]
Spinal angle ($^\circ$)	9.6 [4.4;14.8]	21.3 [17.7;27.4]	13.1 [9.2;16.3]	<0.0001	0.94 [0.89-0.97]

* Wilcoxon bilateral appaired test ;

AUC ROC: Area Under the Curve Receiver Operating Characteristic

Les données optoélectroniques ont également été significativement modifiées vers le déséquilibre sagittal antérieur. Le C7-T10-S1 médian était de 170.2° [IQR : 165.8 ; 172.9] sans corset et subissait une diminution médiane de -7.4 [IQR : -11.2 ; -6.1] avec corset ($p < 0.0001$). Le C7'S1' médian était de 55,2 mm [IQR : 40.6 ; 82.9] sans corset et subissait une augmentation médiane de +66.2 mm [IQR : 42.4 ; 94.9] avec corset ($p < 0.0001$). Le SA médian était de 9.6° [IQR : 4.4 ; 14.8] sans corset et subissait une augmentation médiane de +13.1° [IQR : 9.2 ; 16.3] avec corset ($p < 0.0001$).

Lorsque données brutes avec et sans corset étaient regroupées les coefficients de corrélation (r_s) entre GSC7 et C7-T10-S1, C7'S1', SA atteignaient respectivement 0.62 (IC95% : 0.47 ; 0.72), 0.75 (IC95% : 0.65 ; 0.83), 0.69 (IC95% : 0.55 ; 0.79) (Figure 56).

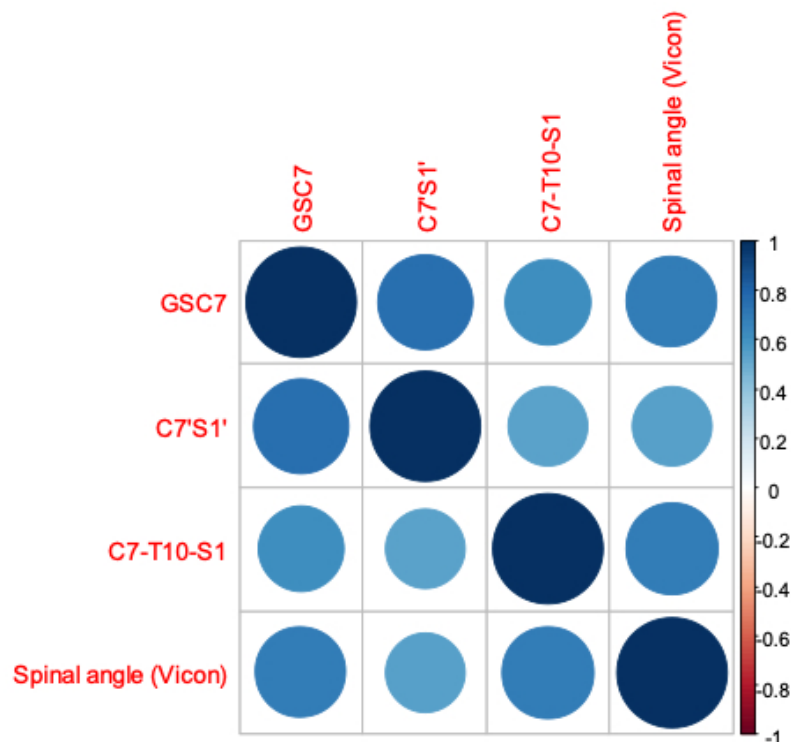


Figure 56 : Corrélogramme des paramètres radiographiques et optoélectroniques

7.4.2 Paramètres cinématiques

Les paramètres cinématiques de la marche ont été modifiés par la DSA sous corset (Tableau 8). La longueur du pas ($p < 0.0001$) comme la cadence ($p < 0.0003$) ont été significativement réduites, contribuant à une réduction de la vitesse de marche ($p < 0.0001$). L'indice de freinage est passé d'une médiane de 44 [IQR : 33.3 ; 56.5] à 24 [IQR : 11.9 ; 34.3], traduisant une perte significative ($p < 0.0001$) de freinage de la chute du CM avant le contact au sol. La capacité à détecter les modifications de l'équilibre et de la marche induites par la DSA est reflétée par l'aire sous la courbe ROC (AUC) de chaque métrique. Une AUC supérieure à 0.5 démontre une augmentation de la métrique par la DSA alors qu'une AUC inférieure à 0.5 démontre une diminution. Les AUC proches de 0 ou de 1 montrent des capacités discriminatives importantes. Ainsi, les paramètres les plus associés à la DSA sous corset étaient logiquement la CT et la GSC7 ($AUC \leq 0.1$ ou ≥ 0.9) sur l'EOS, le C7-T10-S1, le C7'S1' et le SA en optoélectronique ($AUC \geq 0.89$). La cadence, la vitesse de marche et la longueur d'enjambée étaient, elles aussi, très sensibles ($AUC \leq 0.15$) sur l'échantillon. Malgré une plus grande variance inter-individuelle, l'indice de freinage était lui aussi très discriminant ($AUC = 0.22$).

Tableau 8 : Gait kinematic parameters with and without corset

Median value [Interquartile range]	Without corset	With corset	Difference	<i>p</i> value*	AUC [IC 95%]
Gait kinematic parameters					
Longueur du pas (m)	0.7 [0.66;0.72]	0.61 [0.58;0.65]	-0.09 [-0.12;-0.06]	<0.0001	0.10 [0.05 - 0.15]
Gait speed (m/s)	1.3 [1.2;1.4]	1.1 [1;1.2]	-0.2 [-0.3;-0.2]	<0.0001	0.15 [0.09 - 0.22]
Cadence (min ⁻¹)	113 [108;116]	107 [103;113]	-4 [-9;0]	0.0003	0.33 [0.24 - 0.41]
Brake index	44 [33.3;56.5]	24 [11.9;34.3]	-19 [-24.2;-9.4]	<0.0001	0.22 [0.15 - 0.29]
Largeur du pas (m)	0.16 [0.14;0.18]	0.18 [0.15;0.20]	0.02 [0.01;0.03]	<0.0001	0.65 [0.59 - 0.69]
Temps de double appui (s)	0.3 [0.2;0.3]	0.3 [0.2;0.4]	0.04 [0;0.1]	0.001	0.64 [0.54 - 0.72]

* Wilcoxon bilateral appaired test ;

AUC ROC: Area Under the Curve Receiver Operating Characteristic

Dans le modèle linéaire sans ajustement, l'effet de la DSA sous corset sur l'indice de freinage était important avec un coefficient β à -0.52 (IC95% : -0.64 ; -0.41). Après ajustement sur la longueur du pas et sur la cadence, l'effet n'était presque pas modifié : $\beta = -0.51$ (IC95% : -0.73 ; -0.28). Ceci suggérait que l'effet de la DSA sur l'indice de freinage était principalement direct et que les influences de la longueur du pas et de la cadence étaient non significatives ($\beta < 0.20$, $p > 0.10$) sur la réduction de l'indice de freinage.

La largeur du pas subissait elle aussi un effet de la DSA sous corset, plus modeste, avec un coefficient β à +0.32 (IC95% : 0.22 ; 0.41) sans ajustement et +0.27 (IC95% : +0.06 ; +0.48) avec ajustement, alors que la cadence et la longueur du pas n'avaient pas d'effet significatif sur la largeur du pas ($\beta \leq 0.10$, $p > 0.50$) dans le modèle ajusté.

L'effet de la DSA sur le temps de double support était estimé, sans ajustement à $\beta = +0.31$ (IC95% 0.14 ; 0.48) et à $\beta = -0.07$ (IC95% : -0.32 ; +0.18) avec ajustement. La longueur du pas ($\beta = -0.38$, IC95% : -0.69 ; -0.06), mais surtout la cadence ($\beta = -0.56$, IC95% : -0.79 ; -0.32) étaient nettement liées à ce paramètre et semblaient donc médier le lien entre DSA et temps de double support.

7.5 Discussion

Les DSA sont perceptibles par l'analyse optoélectronique. Elles sont à l'origine de modifications significatives des paramètres cinématiques de la marche. Les paramètres d'équilibre, notamment l'index de freinage, ainsi que les paramètres locomoteurs sont concernés et évoquent une altération qualitative de la marche.

7.5.1 Intérêt du modèle

Le protocole a été appliqué à une cohorte de sujets sains exclusivement masculins pour permettre une radioprotection gonadique plombée sans amputer le champ d'analyse radiologique du rachis. Cependant, l'étude de large cohorte d'adultes asymptomatiques ne montre pas de différence significative de posture radiographiques entre les sexes [9]. La sélection de sujets d'âges jeunes visait à limiter la prévalence de phénomènes dégénératifs pouvant perturber la marche [104] ou même la posture rachidienne [9].

La création d'une DSA dans cette cohorte par le biais d'un corset thermoformé en cyphose a été confirmée par les différences significatives de GSC7 observées sur les clichés EOS. Cette déformation était perceptible sur le plan optoélectronique puisqu'il apparaissait des différences significatives dans le sens de la gîte antérieure pour l'angle C7T10S1, le SA, et le facteur C7'S1'. Ces derniers avaient une forte sensibilité pour l'étude de la posture sagittale avec des AUC $\leq 0,10$ ou $\geq 0,90$. La pertinence de ces paramètres optoélectroniques était renforcée par les corrélations non négligeables identifiées avec leurs homologues radiologiques ($r_s = 0,62$). Il existait donc une concordance entre les sensibilités radiologiques et optoélectroniques pour la détection de la DSA.

La déformation obtenue n'avait pas vocation à être strictement représentative d'une situation clinique. Elle perturbait sévèrement et presque exclusivement le plan sagittal. Elle avait surtout pour but de dissocier une part des modifications cinématiques de la marche propre à cette perturbation posturale unidirectionnelle. Les récents travaux proposant des études dynamiques de la posture explorent des sujets scoliotiques dont la composante sagittale est difficile à individualiser [17,19,103]. La réponse induite par le corset était hautement variable mais cette variance pourrait être encore plus importante dans le cadre d'étude clinique de DSA pathologiques. Effectivement, les désordres ostéoarticulaires provoquant des déformations rachidiennes sagittales ont des manifestations symptomatiques polymorphes [47] dont les influences sur la marche sont difficiles à individualiser.

7.5.2 Pertinence clinique

Les modifications induites par la DSA sur les différents paramètres cinématiques de la marche sont significatives. Elles vont dans le sens d'une instabilité qui devient quantifiable. La réduction de l'indice de freinage était proche de 50% et correspondait à une perte de capacité à ralentir le centre de masse. Des stratégies physiologiques pour améliorer le contrôle effectif du centre de masse ont déjà été décrites [21]. Il s'agit principalement de la diminution de la vitesse de marche et de la longueur du pas. Ces stratégies observées dans des populations parkinsonniennes [21] sont également constatées dans notre série. Elles sont associées à un déséquilibre et une augmentation du risque de chute.

D'après les analyses statistiques ajustées, la réduction de l'indice de freinage était directement liée à l'effet de la DSA et apparaissait peu médiée par la longueur du pas ou la cadence. Il en va de même pour la largeur du pas avec un effet direct mais plus modeste de la DSA. L'effet sur le temps de double support était lui médié par la longueur du pas et la cadence.

L'analyse quantitative de l'équilibre est complexe et, de fait, peu investiguée. Des plateformes barodynamiques sont utilisées à cet effet [27] mais leurs applications rachidiennes sont peu validées. La méthode de mesure optoélectronique est sensible et reproductible. Elle précise quantitativement une impression clinique subjective et constitue une information qui pourrait compléter le bilan paraclinique des pathologies rachidiennes. Peu d'informations sont disponibles dans la littérature quant à l'application de telles explorations en pratique clinique [52]. Il reste donc à élargir le champ de cette recherche à des prises en charges diagnostiques et l'évaluation des pratiques thérapeutiques. L'objectif des traitements des déformations spinales, aussi invasifs soient-ils, ne peut se limiter aux corrections radiographiques. Leur impact sur la qualité de vie par des scores généralistes est régulièrement décrit [12] mais l'étude de la marche apporte des précisions fonctionnelles qui pourraient moduler les choix stratégiques.

7.5.3 Limites

Plusieurs limites sont à considérer dans cette étude. L'effectif de 35 sujets peut paraître modeste mais la multiplicité des essais de marche dans des conditions variées a permis d'obtenir des données exhaustives et analysables. La DSA obtenue par le biais d'un corset cyphosant sur des sujets sains était hautement variable. Elle

correspond à une contrainte non physiologique différente du réel contexte clinique. Il est probable que la variance des paramètres propres aux déformations pathologiques soit encore plus importante du fait de facteurs intercurrents neurologiques ou douloureux.

La population étudiée était jeune et homogène sans diagnostic différentiel apparent. Ceci a nécessairement conduit à une surestimation des capacités diagnostiques du système Vicon®. Les données de références obtenues permettent néanmoins de préparer l'étude de populations pathologiques dont les critères d'homogénéité restent à définir.

7.6 Conclusion

La DSA obtenue par corset cyphosant et confirmée par EOS était perceptible par le système Vicon® avec une corrélation des mesures radiologiques et optoélectroniques. Cette déformation est à l'origine de modifications significatives des paramètres cinématiques de la marche. En sa présence, les paramètres locomoteurs tels que la longueur du pas, la cadence et la vitesse de marche étaient significativement réduits. Les paramètres d'équilibre tels que la largeur du pas, le temps de double appui et en particulier l'index de freinage de la chute du centre de masse étaient significativement modifiés et reflétaient une instabilité à la marche. L'effet direct de la DSA sur l'index de freinage et la largeur du pas était significatif sans être médié par les modifications des paramètres locomoteurs.

8 CONCLUSION GENERALE

L'étude de l'équilibre sagittal spinopelvien a une place influente dans la prise en charge des pathologies rachidiennes et au sein de la recherche clinique qui en découle. Les éléments d'analyses radiographiques font figures de critères d'évaluation de la sévérité des lésions et de l'efficacité de certains de leurs traitements. Le modèle des spondylolisthésis dégénératifs, dont a fait l'objet un symposium de la SFCR en 2013, est caractéristique. Les sujets porteurs de grandes incidences pelviennes ont confirmé leur prédisposition à la survenue de cette dégradation arthrosique en particulier si un déficit de lordose lombaire y est associé. Toutefois ce mécanisme n'est pas exclusif. Un essai taxonomique par regroupements en cluster selon une analyse hiérarchique ascendante a permis d'identifier des groupes homogènes de patients. Ces derniers se distinguent par leur équilibre global mais aussi par l'engagement de facteurs de compensations spinaux et pelviens. Les analyses permettent d'établir des classifications visant à guider les choix thérapeutiques selon les besoins de correction sagittale théoriquement nécessaires. Le sous-groupe des SPLD multiples présente des particularités d'alignement sagittal témoignant d'une plus grande sévérité qui doit aussi intégrer la planification thérapeutique.

Les techniques chirurgicales sont en partie évaluées par leurs capacités à restaurer des courbures rachidiennes satisfaisantes. L'évolution des critères radiologiques sagittaux est étudiée dans le domaine des pathologies dégénératives mais aussi dans le domaine de la traumatologie. Ainsi, les arthrodèses lombaires intersomatiques réalisées par voie transforaminale (TLIF) permettent une augmentation de lordose segmentaire et de lordose lombaire associée à une réduction de la version pelvienne. Indépendamment, elles ne permettent pas de corriger un déséquilibre postural global.

Le traitement des fractures vertébrales lombaires comminutives par arthrodèses circonférentielles incluant une corporectomie permet une restauration pérenne de la statique rachidienne. Cette correction n'est pas corrélée, dans ce cadre traumatologique, à l'évolution des scores d'évaluation fonctionnelle.

Toutes ces études de la balance rachidienne sont construites sur des critères radiologiques statiques qui ne sont pas toujours le reflet réel de la posture fonctionnelle d'un sujet. Le but principal de cette thèse était d'explorer différentes méthodes d'analyse dynamique d'une déformation sagittale antérieure (DSA) et d'en estimer une part des conséquences. Le modèle de déformation rachidienne obtenu par corset cyphosant et appliqué à des sujets sains visait à individualiser le rôle de la composante sagittale sans cofacteurs propres aux situations cliniques pathologiques. Effectivement, les phénomènes dégénératifs ostéo-articulaires ou neurologiques inhérents au rachis entraînent des perturbations locomotrices difficiles à dissocier. L'implication de sujets sains permet de disposer de données de référence à valeur comparative. Les résultats de cette recherche, à terme, auront pour objectif d'éclairer des travaux portant sur des situations pathologiques et leurs traitements.

La stéréophotogrammétrie par système optoélectronique type Vicon® permet de percevoir une DSA induite par corset cyphosant selon des paramètres dont les valeurs sont corrélées à la GSC7. Il s'agit de l'angle C7-T10-S1, de l'angle spinal et du facteur C7'S1' dont l'illustration graphique est réalisable sous forme de courbes sinusoïdales. Celle-ci permettent d'apprécier l'ampleur de la déformation mais aussi la raideur rachidienne. Il reste à mieux automatiser le traitement de ces données pour les rendre comparables entre elles.

L'emploi de plateformes barodynamiques, type Satel®, permet l'observation du contrôle de la posture orthostatique en identifiant la position du centre de pression

(CP) d'un individu. L'étude de critères propres à la cinétique du CP permet d'analyser finement la stabilité dans le cadre de troubles architecturaux rachidiens. Ces paramètres posturographiques subissent des modifications liées à l'introduction d'une DSA sur une population de sujets sains. Les variations significatives concernent les données du stabilogramme, l'ellipse de confiance et la LFS, elles sont sensibilisées par les tests dynamiques et sont corrélées à l'équilibre sagittal radiologique. Les plateformes de force permettent donc de percevoir une augmentation de dépense énergétique destinée au maintien postural.

Enfin, le système Vicon permet de percevoir l'influence d'une DSA sur les paramètres cinématiques de la marche. La déformation est à l'origine de modifications significatives des paramètres locomoteurs tels que la longueur du pas, la cadence et la vitesse de marche qui sont significativement réduits. Les paramètres d'équilibre tels que la largeur du pas, le temps de double appui et en particulier l'index de freinage de la chute du centre de masse sont significativement modifiés et reflètent une instabilité à la marche. L'effet direct de la DSA sur l'index de freinage et la largeur du pas est significatif sans être médié par les modifications des paramètres locomoteurs.

9 REFERENCES

- [1] Lovejoy CO. The natural history of human gait and posture. Part 1. Spine and pelvis. *Gait Posture* 2005;21:95–112. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.001>.
- [2] Lovejoy CO. The natural history of human gait and posture. Part 2. Hip and thigh. *Gait Posture* 2005;21:113–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.06.010>.
- [3] Sequeira MM, Rickenbach M, Wietlisbach V, Tullen B, Schutz Y. Physical activity assessment using a pedometer and its comparison with a questionnaire in a large population survey. *Am J Epidemiol* 1995;142:989–99.
- [4] Buckwalter JA, Woo SL, Goldberg VM, Hadley EC, Booth F, Oegema TR, et al. Soft-tissue aging and musculoskeletal function. *J Bone Joint Surg Am* 1993;75:1533–48.
- [5] Le Huec JC, Roussouly P. Sagittal spino-pelvic balance is a crucial analysis for normal and degenerative spine. *Eur Spine J* 2011;20 Suppl 5:556–7.
- [6] Barrey C, Jund J, Nosedà O, Roussouly P. Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. *Eur Spine J* 2007;16:1459–67. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0294-6>.
- [7] Lazenec J-Y, Brusson A, Rousseau M-A. Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *Eur Spine J* 2011;20 Suppl 5:686–98. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1937-9>.
- [8] Dujardin F, Selva O, Mejjad O, Pasero D, Piraux JL, Thomine JM. [Intra and interindividual variations of pelvic mobility in normal adult walk]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1995;81:592–600.
- [9] Mac-Thiong J-M, Roussouly P, Berthonnaud E, Guigui P. Sagittal parameters of global spinal balance: normative values from a prospective cohort of seven hundred nine Caucasian

<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181e50808>.

[10] Berthonnaud E, Dimnet J, Roussouly P, Labelle H. Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *J Spinal Disord Tech* 2005;18:40–7.

[11] Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine* 2005;30:346–53.

[12] Hasegawa K, Okamoto M, Hatsushikano S, Watanabe K, Ohashi M, Vital J-M, et al. Compensation for standing posture by whole-body sagittal alignment in relation to health-related quality of life. *Bone Joint J* 2020;102-B:1359–67.

[13] Glassman SD, Berven S, Bridwell K, Horton W, Dimar JR. Correlation of radiographic parameters and clinical symptoms in adult scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005;30:682–8. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000155425.04536.f7>.

[14] 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* 2013;22 Suppl 6:S834-841.

[15] Hey HWD, Tan KLM, Moorthy V, Lau ET-C, Lau L-L, Liu G, et al. Normal variation in sagittal spinal alignment parameters in adult patients: an EOS study using serial imaging. *Eur Spine J* 2018;27:578–84. <https://doi.org/10.1007/s00586-017-5459-y>.

[16] Hey HWD, Tan K-A, Chin BZ, Liu G, Wong H-K. Comparison of whole body sagittal alignment during directed vs natural, relaxed standing postures in young, healthy adults. *Spine J* 2019;19:1832–9. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2019.06.017>.

- [17] Pesenti S, Prost S, Blondel B, Pomeroy V, Severyns M, Roscigni L, et al. Correlations linking static quantitative gait analysis parameters to radiographic parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Orthop Traumatol Surg Res* 2019;105:541–5. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2018.09.024>.
- [18] Blondel B, Pomeroy V, Moal B, Lafage V, Jouve J-L, Tropiano P, et al. Sagittal spine posture assessment: feasibility of a protocol based on intersegmental moments. *Orthop Traumatol Surg Res* 2012;98:109–13. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.12.001>.
- [19] Pesenti S, Prost S, Pomeroy V, Authier G, Roscigni L, Viehweger E, et al. Does static trunk motion analysis reflect its true position during daily activities in adolescent with idiopathic scoliosis? *Orthop Traumatol Surg Res* 2020;106:1251–6. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2019.12.023>.
- [20] Severijns P, Moke L, Overbergh T, Beaucage-Gauvreau E, Ackermans T, Desloovere K, et al. Dynamic sagittal alignment and compensation strategies in adult spinal deformity during walking. *Spine J* 2021. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.02.017>.
- [21] Chastan N, Do MC, Bonneville F, Torny F, Bloch F, Westby GWM, et al. Gait and balance disorders in Parkinson's disease: impaired active braking of the fall of centre of gravity. *Mov Disord* 2009;24:188–95. <https://doi.org/10.1002/mds.22269>.
- [22] Welter M-L, Do MC, Chastan N, Torny F, Bloch F, du Montcel ST, et al. Control of vertical components of gait during initiation of walking in normal adults and patients with progressive supranuclear palsy. *Gait Posture* 2007;26:393–9. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.005>.
- [23] Rodríguez-Rubio PR, Bagur-Calafat C, López-de-Celis C, Bueno-Gracia E, Cabanas-Valdés R, Herrera-Pedroviejo E, et al. Validity and Reliability of the Satel 40 Hz Stabilometric Force Platform for Measuring Quiet Stance and Dynamic Standing Balance in Healthy

Subjects. *Int J Environ Res Public Health* 2020;17. <https://doi.org/10.3390/ijerph17217733>.

[24] Legaye J, Duval-Beaupere G. Gravitational forces and sagittal shape of the spine. Clinical estimation of their relations. *Int Orthop* 2008;32:809–16. <https://doi.org/10.1007/s00264-007-0421-y>.

[25] Gage WH, Winter DA, Frank JS, Adkin AL. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture* 2004;19:124–32. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00037-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00037-7).

[26] Dujardin F, Tobenas A-C, Weber J. Anatomie et physiologie de la marche, de la position assise et debout. EM-Consulte 2009.

[27] 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. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31817886a2>.

[28] Shiavi R. Electromyographic patterns in adult locomotion: a comprehensive review. *J Rehabil Res Dev* 1985;22:85–98. <https://doi.org/10.1682/jrrd.1985.07.0085>.

[29] Simonsen EB. Contributions to the understanding of gait control. *Dan Med J* 2014;61:B4823.

[30] Dubousset J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. *The Pediatric Spine: Principles and Practice*. Raven Press, NY: Weinstein SL, ed.; 1994.

[31] Dujardin F, Aucouturier T, Bocquet G, Duparc F, Weber J, Thomine JM. Kinematics of the healthy and arthritic hip joint during walking. A study of 136 subjects. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1998;84:689–99.

[32] Winter DA, Wells RP. Kinetic assessments of human gait. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63:1350.

- [33] Ducroquet R, Ducroquet J, Ducroquet P. La Marche Normale Et Ses 4 Temps. La Marche Et Les Boiteries. Etude Des Marches Normales Et Pathologiques. Masson, Paris: 1965, p. 22–81.
- [34] Winter DA. Sagittal plane balance and posture in human walking. *IEEE Eng Med Biol Mag* 1987;6:8–11. <https://doi.org/10.1109/MEMB.1987.5006430>.
- [35] Smidt GL, Arora JS, Johnston RC. Accelerographic analysis of several types of walking. *Am J Phys Med* 1971;50:285–300.
- [36] Morris JR. Accelerometry--a technique for the measurement of human body movements. *J Biomech* 1973;6:729–36.
- [37] Kemoun G, Defebvre L. [Gait disorders in Parkinson disease. Clinical description, analysis of posture, initiation of stabilized gait]. *Presse Med* 2001;30:452–9.
- [38] Paul JP. Techniques of gait analysis. *Proc R Soc Med* 1974;67:401–4.
- [39] Kotwicki T, Negrini S, Grivas TB, Rigo M, Maruyama T, Durmala J, et al. Methodology of evaluation of morphology of the spine and the trunk in idiopathic scoliosis and other spinal deformities - 6th SOSORT consensus paper. *Scoliosis* 2009;4:26. <https://doi.org/10.1186/1748-7161-4-26>.
- [40] Lenoir T, Guedj N, Boulu P, Guigui P, Benoist M. Camptocormia: the bent spine syndrome, an update. *Eur Spine J* 2010;19:1229–37. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1370-5>.
- [41] Buckland AJ, Vira S, Oren JH, Lafage R, Harris BY, Spiegel MA, et al. When is compensation for lumbar spinal stenosis a clinical sagittal plane deformity? *Spine J* 2016;16:971–81. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2016.03.047>.
- [42] Guigui P, Levassor N, Rillardon L, Wodecki P, Cardinne L. [Physiological value of

pelvic and spinal parameters of sagittal balance: analysis of 250 healthy volunteers]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2003;89:496–506.

[43] 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. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02043>.

[44] 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.

[45] 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.

[46] Schwab F, Lafage V, Patel A, Farcy J-P. Sagittal plane considerations and the pelvis in the adult patient. *Spine* 2009;34:1828–33. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181a13c08>.

[47] Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F. The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine* 2005;30:2024–9. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000179086.30449.96>.

[48] 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. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181aad219>.

[49] Le Huec JC, Thompson W, Mohsinaly Y, Barrey C, Faundez A. Sagittal balance of the spine. *Eur Spine J* 2019;28:1889–905. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06083-1>.

[50] Ferrero E, Skalli W, Lafage V, Maillot C, Carlier R, Feydy A, et al. Relationships between radiographic parameters and spinopelvic muscles in adult spinal deformity patients.

Eur Spine J 2020;29:1328–39. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06243-3>.

[51] During J, Goudfrooij H, Keessen W, Beeker TW, Crowe A. Toward standards for posture. Postural characteristics of the lower back system in normal and pathologic conditions. *Spine* 1985;10:83–7.

[52] Simon AL, Ilharreborde B, Souchet P, Kaufman KR. Dynamic balance assessment during gait in spinal pathologies - A literature review. *Orthop Traumatol Surg Res* 2015;101:235–46. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.11.021>.

[53] Gagey P-M, Weber B. Study of intra-subject random variations of stabilometric parameters. *Med Biol Eng Comput* 2010;48:833–5. <https://doi.org/10.1007/s11517-010-0656-4>.

[54] 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. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000248126.96737.0f>.

[55] Thomas DP, Whitney RJ. Postural movements during normal standing in man. *J Anat* 1959;93:524–39.

[56] Dubousset J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. *The Pediatric Spine: Principles and Practice*. Raven Press, NY: Weinstein SL, ed.; 1994.

[57] Golomer E, Dupui P, Bessou P. Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes. *Arch Int Physiol Biochim Biophys* 1994;102:225–9. <https://doi.org/10.3109/13813459409007543>.

[58] Rothstein JM, Miller PJ, Roettger RF. Goniometric reliability in a clinical setting. Elbow and knee measurements. *Phys Ther* 1983;63:1611–5. <https://doi.org/10.1093/ptj/63.10.1611>.

- [59] Benoist M. Natural history of the aging spine. *Eur Spine J* 2003;12 Suppl 2:S86-89. <https://doi.org/10.1007/s00586-003-0593-0>.
- [60] Allbrook D. Movements of the lumbar spinal column. *J Bone Joint Surg Br* 1957;39-B:339–45. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.39B2.339>.
- [61] Battié MC, Videman T, Gibbons LE, Fisher LD, Manninen H, Gill K. 1995 Volvo Award in clinical sciences. Determinants of lumbar disc degeneration. A study relating lifetime exposures and magnetic resonance imaging findings in identical twins. *Spine (Phila Pa 1976)* 1995;20:2601–12.
- [62] Kirkaldy-Willis WH, Farfan HF. Instability of the lumbar spine. *Clin Orthop Relat Res* 1982;110–23.
- [63] Noren R, Trafimow J, Andersson GB, Huckman MS. The role of facet joint tropism and facet angle in disc degeneration. *Spine (Phila Pa 1976)* 1991;16:530–2. <https://doi.org/10.1097/00007632-199105000-00008>.
- [64] Pfirrmann CW, Metzdorf A, Zanetti M, Hodler J, Boos N. Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. *Spine* 2001;26:1873–8.
- [65] Modic MT, Masaryk TJ, Ross JS, Carter JR. Imaging of degenerative disk disease. *Radiology* 1988;168:177–86.
- [66] Drain O, Lenoir T, Dauzac C, Rillardon L, Guigui P. [Influence of disc height on outcome of posterolateral fusion]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2008;94:472–80. <https://doi.org/10.1016/j.rco.2008.03.031>.
- [67] Vernon-Roberts B, Pirie CJ. Degenerative changes in the intervertebral discs of the lumbar spine and their sequelae. *Rheumatol Rehabil* 1977;16:13–21. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/16.1.13>.

- [68] Farfan HF, Osteria V, Lamy C. The mechanical etiology of spondylolysis and spondylolisthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1976;40–55.
- [69] Farfan HF, Sullivan JD. The relation of facet orientation to intervertebral disc failure. *Can J Surg* 1967;10:179–85.
- [70] Butler D, Trafimow JH, Andersson GB, McNeill TW, Huckman MS. Discs degenerate before facets. *Spine* 1990;15:111–3.
- [71] Fujiwara A, Tamai K, An HS, Kurihashi T, Lim TH, Yoshida H, et al. The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine. *J Spinal Disord* 2000;13:444–50. <https://doi.org/10.1097/00002517-200010000-00013>.
- [72] Sato K, Wakamatsu E, Yoshizumi A, Watanabe N, Irei O. The configuration of the laminae and facet joints in degenerative spondylolisthesis. A clinicoradiologic study. *Spine* 1989;14:1265–71.
- [73] Boden SD, Riew KD, Yamaguchi K, Branch TP, Schellinger D, Wiesel SW. Orientation of the lumbar facet joints: association with degenerative disc disease. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78:403–11.
- [74] Love TW, Fagan AB, Fraser RD. Degenerative spondylolisthesis. Developmental or acquired? *J Bone Joint Surg Br* 1999;81:670–4.
- [75] Berlemann U, Jeszenszky DJ, Bühler DW, Harms J. The role of lumbar lordosis, vertebral end-plate inclination, disc height, and facet orientation in degenerative spondylolisthesis. *J Spinal Disord* 1999;12:68–73.
- [76] Mazières B. Diffuse idiopathic skeletal hyperostosis (Forestier-Rotes-Querol disease): what's new? *Joint Bone Spine* 2013;80:466–70. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2013.02.011>.
- [77] Hadar H, Gadoth N, Heifetz M. Fatty replacement of lower paraspinal muscles: normal

and neuromuscular disorders. *AJR Am J Roentgenol* 1983;141:895–8.
<https://doi.org/10.2214/ajr.141.5.895>.

[78] Mangione P, Sénégas J. [Sagittal balance of the spine]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1997;83:22–32.

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

[80] Barrey C, Jund J, Perrin G, Roussouly P. Spinopelvic alignment of patients with degenerative spondylolisthesis. *Neurosurgery* 2007;61:981–6; discussion 986.
<https://doi.org/10.1227/01.neu.0000303194.02921.30>.

[81] Smorgick Y, Mirovsky Y, Fischgrund JS, Baker KC, Gelfer Y, Anekstein Y. Radiographic predisposing factors for degenerative spondylolisthesis. *Orthopedics* 2014;37:e260-264. <https://doi.org/10.3928/01477447-20140225-58>.

[82] Liu H, Li S, Zheng Z, Wang J, Wang H, Li X. Pelvic retroversion is the key protective mechanism of L4-5 degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J* 2015;24:1204–11.
<https://doi.org/10.1007/s00586-014-3395-7>.

[83] Morel E, Ilharreborde B, Lenoir T, Hoffmann E, Vialle R, Rillardon L, et al. [Sagittal balance of the spine and degenerative spondylolisthesis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2005;91:615–26.

[84] Funao H, Tsuji T, Hosogane N, Watanabe K, Ishii K, Nakamura M, et al. Comparative study of spinopelvic sagittal alignment between patients with and without degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J* 2012;21:2181–7. <https://doi.org/10.1007/s00586-012-2374-0>.

[85] Ferrero E, Ould-Slimane M, Gille O, Guigui P, French Spine Society (SFCR). Sagittal

spinopelvic alignment in 654 degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J* 2015. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-3778-4>.

[86] 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* 2014;100:S311-315.

[87] Evans JH. Biomechanics of lumbar fusion. *Clin Orthop Relat Res* 1985:38–46.

[88] Cole CD, McCall TD, Schmidt MH, Dailey AT. Comparison of low back fusion techniques: transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) or posterior lumbar interbody fusion (PLIF) approaches. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2009;2:118–26. <https://doi.org/10.1007/s12178-009-9053-8>.

[89] Vaccaro AR, Lim MR, Hurlbert RJ, Lehman RA, Harrop J, Fisher DC, et al. Surgical decision making for unstable thoracolumbar spine injuries: results of a consensus panel review by the Spine Trauma Study Group. *J Spinal Disord Tech* 2006;19:1–10. <https://doi.org/10.1097/01.bsd.0000180080.59559.45>.

[90] Knop C, Kranabetter T, Reinhold M, Blauth M. Combined posterior-anterior stabilisation of thoracolumbar injuries utilising a vertebral body replacing implant. *Eur Spine J* 2009;18:949–63. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-0970-4>.

[91] Al-Aubaidi Z, Lebel D, Oudjhane K, Zeller R. Three-dimensional imaging of the spine using the EOS system: is it reliable? A comparative study using computed tomography imaging. *J Pediatr Orthop B* 2013;22:409–12. <https://doi.org/10.1097/BPB.0b013e328361ae5b>.

[92] Chastan N, Westby GWM, du Montcel ST, Do MC, Chong RK, Agid Y, et al. Influence of sensory inputs and motor demands on the control of the centre of mass velocity during gait initiation in humans. *Neurosci Lett* 2010;469:400–4. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2009.12.038>.

- [93] Efron B, Narasimhan B. The automatic construction of bootstrap confidence intervals. *J Comput Graph Stat* 2020;29:608–19. <https://doi.org/10.1080/10618600.2020.1714633>.
- [94] Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. Sagittal parameters of the spine: biomechanical approach. *Eur Spine J* 2011;20 Suppl 5:578–85.
- [95] Ould-Slimane M, Latrobe C, Michelin P, Chastan N, Dujardin F, Roussignol X, et al. Non-invasive optoelectronic assessment of induced sagittal imbalance using the Vicon(®) system. *World Neurosurg* 2017;102:425–33.
- [96] Gagey PM, Toupet M. Orthostatic postural control in vestibular neuritis: a stabilometric analysis. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1991;100:971–5. <https://doi.org/10.1177/000348949110001204>.
- [97] Patti A, Bianco A, Şahin N, Sekulic D, Paoli A, Iovane A, et al. Postural control and balance in a cohort of healthy people living in Europe: An observational study. *Medicine (Baltimore)* 2018;97:e13835. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000013835>.
- [98] Stapley PJ, Pozzo T, Cheron G, Grishin A. Does the coordination between posture and movement during human whole-body reaching ensure center of mass stabilization? *Exp Brain Res* 1999;129:134–46. <https://doi.org/10.1007/s002210050944>.
- [99] 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;7:99–103.
- [100] Faraj SSA, De Kleuver M, Vila-Casademunt A, Holewijn RM, Obeid I, Acaroğlu E, et al. Sagittal radiographic parameters demonstrate weak correlations with pretreatment patient-reported health-related quality of life measures in symptomatic de novo degenerative lumbar scoliosis: a European multicenter analysis. *J Neurosurg Spine* 2018;28:573–80. <https://doi.org/10.3171/2017.8.SPINE161266>.

- [101] Goble DJ, Baweja HS. Normative Data for the BTrackS Balance Test of Postural Sway: Results from 16,357 Community-Dwelling Individuals Who Were 5 to 100 Years Old. *Phys Ther* 2018;98:779–85. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzy062>.
- [102] Berthonnaud E, Dimnet J, Roussouly P, Labelle H. Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *J Spinal Disord Tech* 2005;18:40–7.
- [103] Blondel B, Viehweger E, Moal B, Tropiano P, Jouve J-L, Lafage V, et al. Postural spinal balance defined by net intersegmental moments: Results of a biomechanical approach and experimental errors measurement. *World J Orthop* 2015;6:983–90. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i11.983>.
- [104] Halliday null, Winter null, Frank null, Patla null, Prince null. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait Posture* 1998;8:8–14. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(98\)00020-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(98)00020-4).
- [105] Song D, Zheng G, Wang T, Qi D, Wang Y. Increasing pelvic incidence is associated with more global sagittal imbalance in ankylosing spondylitis with thoracolumbar kyphosis: an observational retrospective study of 94 cases. *BMC Musculoskelet Disord* 2020;21:192. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03226-0>.
- [106] Merriaux P, Dupuis Y, Bouteau R, Vasseur P, Savatier X. A study of vicon system positioning performance. *Sensors (Basel)* 2017;17.
- [107] Yiou E, Caderby T, Delafontaine A, Fourcade P, Honeine J-L. Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World J Orthop* 2017;8:815–28. <https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i11.815>.

10 ANNEXES

10.1 Liste des abréviations

3D : 3 Dimensions

CIC : Centre d'Investigation Clinique

BCA : Bootstrap à biais Corrigé Accéléré

CM : Centre de Masse

CG : Centre de Gravité

DSA : Déformation Sagittale Antérieure

CP : Centre de Pression

FFT : Fast Fourier Transform

IP : Incidence Pelvienne

VP : Version Pelvienne

PS : Pente Sacrée

LLM : Lordose Lombaire Maximale

CTM : Cyphose Thoracique Maximale

SVA : Sagittal Vertical Axis

SSA : Spino Sacral Angle

GSC7 : Gîte Sagittale de C7

SPLD : Spondylolisthesis Dégénératif

LFS : Longueur Fonction de la Surface

ODHA : ODontoïd Hip Axis angle

SFCR : Société Française de Chirurgie Rachidienne

10.2 Obtention de financement - Commission scientifique

Délégation Hospitalo-universitaire à la recherche
Commission d'évaluation scientifique des projets de recherche
CHU de Rouen-Hôpitaux de Rouen • Faculté de Médecine et de Pharmacie de Rouen
Hôpital Charles Nicolle - 76031 ROUEN Cedex

COMMISSION D'EVALUATION SCIENTIFIQUE DES PROJETS DE RECHERCHE

Président : Guillaume SAVOYE
Secrétariat et Gestion : Amélie HECQUET
Tél. 02.32.88.81.10 (68110)-Fax 02.32.88.83.36
E-mail : Recherche.Universitaire@chu-rouen.fr
Messagerie interne : RECHERCHE UNIVERSITAIRE, Secret

Document transmis à l'investigateur

La Commission Evaluation Scientifique des Projets de Recherche a été saisie d'une demande d'avis pour le projet de recherche suivant dans le cadre de ***l'Appel d'Offres Projet Émergent 2016***:

N°AOJC	ARC PROMOTION	COORDONNATEUR	TITRE
2016-03	J.BLOT	Dr. OULD- SLIMANE	VICON SPINE - Etude de l'équilibre sagittal pelvi-rachidien par système optoélectronique Vicon® - Modèle de cyphose non invasive

La Commission Evaluation dont la composition est la suivante:

Mmes BEKRI Soumeya, CHASTAN Nathalie, LVOVSCHI Virginie-Eve, MARIE Isabelle, SAVOYE-COLLET Céline, SCHNEIDER Pascale, TAMION Fabienne, TAVOLACCI Marie-Pierre et MM BELLIEU Jérémy, BENHAMOU Ygal, BENICHOU Jacques, BUBENHEIM Michael, CORNU Jean-Nicolas, DERREY Stéphane, DI FIORE Frédéric, GARGALA Gilles, GUERROT Dominique, LEQUERRE Thierry, SAVOYE Guillaume (Président), TOURREL Fabien.

- ↪ a examiné ce dossier lors de sa séance du 03 mars 2016
- ↪ le classement obtenu a été soumis à l'approbation de la Région Haute-Normandie
- ↪ l'avis final émis est le suivant :

Ce projet a été classé en rang utile pour être financé - Avis favorable pour que le CHU de Rouen se porte promoteur.

Rouen, le 06 mai 2016
Guillaume SAVOYE
Président de la Commission Evaluation



*En pièce jointe : 3 rapports d'expertise

10.3 Rapport CPP

COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES SUD-EST I

Président : M. Philippe RUSCH - Vice-Présidente : Mme Isabelle GRANGE - Secrétaire : Mme Anne GROSSELIN - Trésorier : Pr Frédéric ROCHE

Date du comité	12/06/2017	Référence CPP	2017- 37
Projet relatif à	PROJET DE RECHERCHE IMPLIQUANT LA PERSONNE HUMAINE ET DE TYPE INTERVENTIONNELLE QUI NE COMPORTE QUE DES RISQUES ET DES CONTRAINTES MINIMES, DONT LA LISTE EST FIXEE PAR ARRETE DU 02 DECEMBRE 2016 (Article L.1121-1, 2° CSP)		
Réception datée du	02/06/2017		
Demande d'avis concernant un	Projet initial		
Dans le cadre d'une	Première soumission		
Documents concernés	Protocole	Version 1.1	21/06/2017
	Résumé du protocole	Version 1.1	21/06/2017
	Formulaire information et consentement	Version 1	21/04/2017
	Document additionnel	Version 1.1	21/06/2017
Numéro EudraCT ou ID RCB	2017-A01158-45	Réf. Promoteur	
Titre du projet	« ETUDE DE L'EQUILIBRE SAGITTAL PELVI-RACHIDIEN PAR SYSTEME OPTOELECTRONIQUE VICON® MODELE DE CYPHOSE NON-INVASIVE »		
Promoteur	CHU DE ROUEN		
Investigateur	Dr Morad OULD-SLIMANE		
Avis du comité après examen, réexamen ou prise en compte des réserves mineures émises lors de la délibération initiale	Conformément à l'Article L 1123-7, le comité a adopté la délibération suivante :		
	AVIS FAVORABLE		
	Article R 1123-28 CSP : Cet avis sera caduc (sauf prorogation) si la première inclusion n'est pas réalisée avant le :		19/07/19
Ont participé à la délibération	Membres du comité	Titulaires	Suppléants
1er collège	Qualifiés en recherche biomédicale	Pr. D. GUYOTAT	
		Dr. P. FOURNEL	Dr. C. BERGER
	Compétents en biostatistique ou épidémiologie	M. P. RUSCH	
		Mme I. CARRIERE	
		M. X. SIMOENS	
2ème collège	Infirmiers		
	Compétents en questions éthiques	Mme C. SOLER	
		Mme. I. GRANGE	
	Psychologues	Mme I. RAMOS	
		Mme K. MAUCHAND	
	Représentants d'associations agréées de malades et usagers du système de santé	M. F. FAISAN	
M. G. BERNE			

A Saint-Etienne, le 19/07/17

Le Président - M. Philippe RUSCH

Siège Social : CHU de Saint-Etienne - Direction des Affaires Médicales et de la Recherche
Hôpital Bellevue - Pavillon 31 - 42055 SAINT-ETIENNE Cedex 2
Téléphone : 04.77.12.70.09 - Télécopie : 04.77.12.70.15
email : cpp.sudest1@chu-st-etienne.fr

10.4 Autorisation de lieu de recherche biomédicale



Direction de l'Organisation de l'Offre de Santé
et de l'Autonomie

Pôle Organisation de l'Offre de Santé

Affaire suivie par :
Karine PIGNE
Tél. : 02.32.18.32.94
Email karine.pigne@ars.sante.fr

Rouen, le 23 juin 2015

Le directeur général
de l'Agence Régionale de Santé
de Haute-Normandie

à

Madame la directrice générale
CHU de Rouen
1 rue de Germont
76031 ROUEN CEDEX

A l'attention de Monsieur BLOT
*Délégation de la Recherche et des Affaires
Médicales*

Objet : demande de renouvellement d'autorisation de lieu de recherches biomédicales pour le CIC-CRB 1404, situé à l'anneau central de l'Hôpital Charles Nicolle du CHU de Rouen, placé sous la responsabilité de Monsieur le Professeur Jacques WEBER

Vous trouverez, ci-joint, pour valoir notification, une copie de la décision du 23 juin 2015, relative à la demande mentionnée en objet.

Le directeur général



Amaury de SAINT-QUENTIN

ARS
31 rue Malouet
BP 2061
76040 Rouen Cedex
Tél. : 02.32.18.32.18

www.ars.haute-normandie.sante.fr

**LE DIRECTEUR GENERAL
DE L'AGENCE REGIONALE DE LA SANTE**

VU la loi n°2012-300 du 05 mars 2012 relative aux recherches impliquant la recherche humaine,

VU la loi n°2011-940 du 10 août 2011 modifiant certaines dispositions de la loi n°2009-879 du 21 juillet 2009 portant réforme de l'hôpital et relative aux patients, à la santé et aux territoires,

VU la loi n°2009-879 du 21 juillet 2009 portant réforme de l'hôpital et relative aux patients, à la santé et aux territoires,

VU le code de la santé publique et notamment les articles L.1121-1 à L.1121-17 et R. 1121-1 à R. 1121-16,

VU le décret n°2010-344 du 31 mars 2010 tirant les conséquences, au niveau réglementaire, de l'intervention de la loi n°2009-879 du 21 juillet 2009 portant réforme de l'hôpital et relative aux patients, à la santé et aux territoires,

VU l'arrêté du 06 mai 2011 modifiant l'arrêté du 29 septembre 2010 fixant les conditions d'aménagement, d'équipement, d'entretien et de fonctionnement ainsi que les qualifications nécessaires du personnel intervenant dans les lieux de recherches biomédicales devant faire l'objet d'une autorisation selon l'article L.1121-13 du code de la santé publique,

VU l'arrêté du 29 septembre 2010 fixant les conditions d'aménagement, d'équipement, d'entretien et de fonctionnement ainsi que les qualifications nécessaires du personnel intervenant dans les lieux de recherches biomédicales devant faire l'objet d'une autorisation selon l'article L.1121-13 du code de la santé publique,

VU l'arrêté du 12 mai 2009 fixant les conditions mentionnées à l'article R.1121-11 devant figurer dans la demande d'autorisation des lieux de recherche biomédicales prévues à l'article L.1121-13 du code de la santé publique,

VU le dossier du CHU de Rouen, 1 rue de Germont, 76031 Rouen cedex, réceptionné à l'ARS de Haute Normandie le 1er avril 2015 concernant la demande de renouvellement d'autorisation de lieu de recherches biomédicales pour le CIC-CRB 1404, situé à l'anneau central de l'Hôpital Charles Nicolle, placé sous la responsabilité de Monsieur le Professeur Jacques WEBER,

VU l'avis émis le 16 juin 2015 par Monsieur le Docteur BRECHON, médecin conseil à l'ARS de Haute Normandie,

CONSIDERANT que le dossier de renouvellement présenté montre des conditions d'aménagement, d'équipement, d'entretien et de fonctionnement inchangées par rapport à l'autorisation initiale, adaptées à la nature des recherches et compatibles avec les impératifs de sécurité des personnes qui s'y prêtent,

DECIDE

ARTICLE 1

Le renouvellement d'autorisation de lieu de recherches biomédicales est **accordé** au CIC-CRB 1404, situé à l'anneau central de l'Hôpital Charles Nicolle, du CHU de Rouen, 1 rue de Germont, 76031 ROUEN Cedex, placé sous la responsabilité de Monsieur le Professeur Jacques WEBER.

ARTICLE 2

Le type de personnes et la nature des produits testés, concernés par cette autorisation de lieu de recherches biomédicales sont ceux décrits dans le dossier de demande réceptionné le 1^{er} avril 2015 à l'ARS de Haute Normandie.

ARTICLE 3

Cette autorisation est délivrée pour une durée de 5 ans à compter du 26 juin 2015.

ARTICLE 4

Toute modification des éléments énumérés à l'article R.1121-13 nécessite la délivrance d'une nouvelle autorisation.

ARTICLE 5

Conformément aux dispositions de l'article R 6122-42 du Code de la Santé Publique, cette décision peut faire l'objet, d'un recours soit :

- gracieux auprès de Monsieur le Directeur Général de l'Agence Régionale de Santé de Haute-Normandie, 31 rue Malouet, Immeuble Le Mail, 76040 Rouen Cedex,
- hiérarchique auprès du ministre des Affaires sociales, de la Santé et des Droits des femmes, DGOS, 14 avenue Duquesne - 75350 PARIS 07 SP
- pour excès de pouvoir devant le tribunal administratif de Rouen, 53 Avenue Gustave Flaubert, 76000 Rouen,

dans le délai de deux mois à compter de sa publication au recueil des actes administratifs ou à l'égard du demandeur auquel elle est notifiée à compter de sa notification.

ARTICLE 6

Une copie de cette décision est notifiée au demandeur.

ARTICLE 7

Le directeur général adjoint de l'Agence Régionale de la Santé de Haute-Normandie est chargé, de l'exécution de la présente décision qui sera affichée à la Préfecture de Seine Maritime et publiée au Recueil des Actes Administratifs de l'Etat de ce département.

Le directeur général


Amaury de SAINT-QUENTIN

10.5 Gel de la base données



Certificat de gel d'une étude
CHU de Rouen - Unité de gestion des données
RECH0179 - 2016/066/HP

Clinsight certifie que la base de données Oracle concernant l'étude référencée ci-dessous a été gelée le 23/10/2020 à 16:50:47 par FREDERIQUE CAILLOT

Numéro : RECH0179

Référence : 2016/066/HP

Code : VICONSPINE

Nom et signature

10.6 Table des illustrations

Figure 1 : Statique rachidienne du primate et de l'homme	15
Figure 2 : Dégénérescence lombaire et déséquilibre antérieur progressif [14]	17
Figure 3 : Cycle normal de la marche.....	22
Figure 4 : Disposition des mires repérées par des caméras infrarouges.....	24
Figure 5 : Le cycle de marche	26
Figure 6 : Evolution des angles articulaires au cours d'un cycle de marche	27
Figure 7 : Modélisation tridimensionnelle de la marche	28
Figure 8 : Flèches sagittales	30
Figure 9 : Angle d'incidence pelvienne	32
Figure 10 : Angle de version pelvienne	33
Figure 11 : Angle de pente sacrée	33
Figure 12 : $IP = PS + VP$	34
Figure 13 : Point d'inflexion délimitant lordose et cyphose maximales (LLM – CTM).....	36
Figure 14 : Paramètres sagittaux rachidiens - Gîte sagittale de T9	37
<i>Figure 15 : Équilibre sagittal global évalué selon la SVA</i>	<i>38</i>
Figure 16 : Equilibre sagittal évalué selon GSC7 - SSA - Rapport d/D	40
Figure 17 : Equilibre sagittal évalué selon ODontoïde – Hip Axis angle	41
Figure 18 : Classification de Rousouly en 4 profils physiologiques [11]	43
Figure 19 : Situation de déséquilibre antérieur	44
Figure 20 : Mécanismes de compensation de l'équilibre sagittal [14].....	45

<i>Figure 21 : Illustration du centre de masse et du centre de pression.....</i>	<i>47</i>
<i>Figure 22 : Cône d'économie d'énergie - « Pendule inversé » de Dubouset [51].....</i>	<i>49</i>
Figure 23 : Stabliogramme.....	50
Figure 24 : Statokinésigramme.....	51
Figure 25 : Énergie spectrale FFT répartie selon différentes bandes de fréquence	52
Figure 26 : Modèle de goniomètre à potentiomètre [28]	55
Figure 27 : Modèles d'accéléromètres piézoélectrique et à jauges de contraintes	56
Figure 28 : Corset cyphosant thermoformé et son retentissement radiographique	61
Figure 29 : Disque intervertébral et coupe anatomique.....	63
Figure 30 : Classification de Pfirmann	64
Figure 31 : Classification de Modic	65
Figure 32 : Méthode de mesure de la hauteur discale [37]	66
Figure 33 : Tropisme des articulaires	67
Figure 34 : Angle facettaire transverse	67
Figure 35 : Différents stades d'infiltration graisseuse musculaire	68
Figure 36 : Télérachis EOS.....	115
Figure 37 : Sujet avec corset sur plateforme barodynamique Satel®.....	116
Figure 38 : Plateau mobile à bascule pour tests posturographiques dynamiques	117
Figure 39 : Positionnement des marqueurs selon le Conventional Gait Model	119
Figure 40 : Position initiale en T et reconstruction optoélectronique des mires	120
Figure 41 : Paramètres optoélectroniques d'évaluation de l'équilibre sagittal	121

Figure 42 : EOS en vue latérale sans (A) et avec (B) déformation sagittale antérieure	133
Figure 43 : Sujet avec corset (a) sur plateforme barodynamique Satel [®] (b).....	137
Figure 44 : Rapport individuel d'un stabilogramme	137
Figure 45 : Corrélogramme des paramètres posturographiques et radiographiques	144
Figure 46 : Équilibre sagittal radiologique	165
Figure 47 : Équilibre sagittal optoélectronique	167
Figure 48 : Évolutions dynamiques de l'angle C7-T10-S1 (a) et de l'angle spinal (b).....	173
Figure 49 : Dérivée de l'angle spinal.....	174
Figure 50 : Exemple individuel de la moyenne des valeurs de C7-T10-S1.....	175
Figure 51 : Évolutions du 1 ^{er} et 9 ^e décile de l'angle spinal.....	175
Figure 52 : EOS en vue latérale sans (A) et avec (B) déformation sagittale antérieure	186
Figure 53 : Équilibre sagittal radiologique	187
Figure 54 : Paramètres d'équilibre sagittal optoélectronique	188
Figure 55 : Position verticale du centre de masse en fonction du temps.....	190
Figure 56 : Corrélogramme des paramètres radiographiques et optoélectroniques	193

10.7 Liste des tableaux

Tableau 1 : Paramètres sagittaux pelviens et rachidiens de sujets asymptomatiques	35
Tableau 2 : Inter-relation entre les paramètres angulaires [37]	42
Tableau 3 : Variations in pelvic-spinal radiographic parameters (n=35).....	141
Tableau 4 : Postural parameters with and without corset during the static tests (n=35).....	142
Tableau 5 : Postural parameters with and without corset during the dynamic tests (n=35)..	144
Tableau 6 : Radiologic and optoelectronic parameters with and without corset	171
Tableau 7 : Radiologic and optoelectronic parameters with and without corset	192
Tableau 8 : Gait kinematic parameters with and without corset.....	194