



Posture et locomotion dans la pathologie dégénérative du rachis lombaire

Michaël Grelat

► To cite this version:

Michaël Grelat. Posture et locomotion dans la pathologie dégénérative du rachis lombaire. Médecine humaine et pathologie. Université Bourgogne Franche-Comté, 2019. Français. NNT : 2019UBFCK039 . tel-02369488

HAL Id: tel-02369488

<https://theses.hal.science/tel-02369488>

Submitted on 19 Nov 2019

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.



**THESE DE DOCTORAT DE L'ETABLISSEMENT UNIVERSITE BOURGOGNE
FRANCHE-COMTE PREPAREE A L'UNITE INSERM U1093**

École Doctorale n°554 "Environnements - Santé"

Doctorat de « Pathologie ostéo-articulaire, dermatologie et chirurgie plastique »

Par

Mr Michaël Grelat

**POSTURE ET LOCOMOTION
DANS LA PATHOLOGIE DEGENERATIVE DU RACHIS LOMBAIRE**

Thèse présentée et soutenue à Dijon, le 4 octobre 2019

COMPOSITION DU JURY

Pr Civit (Université de Lorraine, Nancy, France)	Rapporteur
Pr Proust (Université de Strasbourg, Strasbourg, France)	Rapporteur
Pr Klaus-Luc Mourier (Université de Bourgogne, Dijon, France)	Examineur
Dr Henry-Arthur Leroy (Université de Lille, Lille, France)	Examineur
Pr Jean-Marie Casillas (Université de Bourgogne, Dijon, France)	Directeur de Thèse
Dr Davy Laroche (Université de Bourgogne, Dijon, France)	Directeur de Thèse

Titre : Posture et locomotion dans la pathologie dégénérative du rachis lombaire

Mots clés : *Sténose lombaire, Posture, Biomécanique, Locomotion, Chirurgie*

Introduction : Les patients présentant une pathologie rachidienne dégénérative témoignent généralement de douleurs ayant un retentissement sur leurs capacités locomotrices. L'évaluation préopératoire des individus repose actuellement sur la réalisation d'auto-questionnaires déclaratifs validés qui permettent d'approximer l'état fonctionnel. Aucun consensus sur l'analyse des résultats d'une chirurgie rachidienne n'est actuellement établi. Les capacités fonctionnelles réelles sont intéressantes pour étudier l'impact des pathologies rachidiennes. L'évaluation des capacités locomotrices et fonctionnelles de manière quantitative pourrait être utilisée afin d'améliorer la prise en charge des patients. L'objectif de ce travail est d'analyser l'évaluation des capacités locomotrices des patients comme marqueur des capacités fonctionnelles pour décrire une sémiologie quantifiée des patients candidats à une chirurgie du rachis.

Matériels et méthodes : Mise en place du projet SPEED (Évaluation quantitative de la motricité avant et après une chirurgie du rachis chez les patients atteints de pathologie rachidienne dégénérative). Ce protocole prospectif a été mis en place en 2016 avec une période d'inclusion de 2 ans. Au total 40 patients ont été inclus dans cette étude. Les données présentées dans ce manuscrit correspondent aux études ancillaires de nos résultats. Cette thèse se compose de 4 articles principaux : évaluation quantitative clinique et radiologique des patients, modélisation de l'équilibre sagittal permettant une quantification de l'équilibre sagittal dynamique, et méta-analyse sur la capacité discriminante de l'analyse quantifiée du mouvement au sujet du mouvement du tronc et du pelvis.

Résultats : Premièrement, pour la partie clinique, nous trouvons un décalage important entre les limitations perçues et celles réelles des capacités de marche chez les patients atteints de canal lombaire étroit. L'évaluation directe de la vitesse de marche libre est plus pertinente que le périmètre de marche car elle est corrélée à l'état fonctionnel et est plus facile à mettre en œuvre dans la pratique.

Deuxièmement, concernant l'analyse radiologique, nous trouvons une amélioration de l'équilibre sagittal et de la lordose lombaire après une chirurgie de décompression lombaire postérieure sans fusion. Cette amélioration est surtout retrouvée chez des patients qui présentent des troubles posturaux antalgiques liés à la sténose lombaire. Cette compensation antalgique est difficile à différencier des troubles statiques avec nos outils de mesures actuels.

Troisièmement, concernant l'analyse du mouvement, nous avons réalisé la première étude montrant que les paramètres de mouvement 3D peuvent estimer correctement la « sagittal vertical axis » calculée sur l'imagerie. De plus, cette estimation pourrait être utilisée lors de l'analyse de la marche et nous pensons qu'un tel type d'analyse permettrait de mieux caractériser les déficiences des patients.

Quatrièmement, concernant l'analyse quantifiée tronc/pelvis, nous confirmons que les patients lombalgiques présentent une coordination tronc/pelvis différente dans le plan transverse au cours de la marche. De plus, notre méta-analyse confirme et révèle cette différence significative en montrant une coordination plus en phase pour les patients lombalgiques par rapport aux sujets en bonne santé pendant la marche. La coordination entre ces mouvements est plus rigide en présence de lombalgie et refléterait les adaptations neuromusculaires nécessaires pour adopter un comportement de protection sans douleur pendant la marche.

Conclusion : L'analyse quantitative de la fonction et de la locomotion à travers l'utilisation de différentes mesures fonctionnelles et dynamiques permet d'obtenir une meilleure évaluation des patients. Cette analyse peut passer par des tests de marche complémentaires, facile à mettre en place, dans notre pratique quotidienne, mais aussi par de nouvelles technologies utilisant l'analyse du mouvement.

Title : Posture and locomotion in degenerative pathology of the lumbar spine**Keywords :** Lumbar stenosis, *Posture, Biomechanics, Locomotion, Surgery*

Introduction: Patients with degenerative spinal pathology generally report pain that affects their locomotor abilities. The preoperative assessment is currently based on the completion of validated self-questionnaire declarations that allow to approximate the functional state. No consensus on analyzing the results of spinal surgery is currently established. The actual functional capacities are interesting to study the impact of spinal pathologies. The evaluation of locomotor and functional capacities in a quantitative way could be used to improve the management of patients. The aim of this study is to use the evaluation of patients' locomotor capacities as a marker of functional abilities to describe a quantified semiology of patients who are candidates for spine surgery.

Materials and methods: Implementation of the SPEED project (Quantitative motor capacities evaluation before and after spinal surgery in patients with degenerative spinal pathology). This prospective protocol was implemented in 2016 with an inclusion period of 2 years. 40 patients were included in this study. The data presented in this manuscript correspond to the preliminary studies of our results. This thesis is composed with 4 main researches: clinical and radiological quantitative evaluation of the patients, sagittal equilibrium modeling allowing a quantification of the dynamic sagittal equilibrium, and meta-analysis on the discriminant capacity of the quantified analysis of the movement about the movement of the trunk and pelvis.

Results: First, for the clinical part, we find a significant gap between perceived and actual limitations of walking ability in patients with lumbar spinal stenosis. The direct evaluation of the comfortable walking speed is more relevant than the walking perimeter because it correlates to the functional state and is easier to implement in practice.

Second, concerning radiological analysis, we find an improvement in sagittal balance and lumbar lordosis after posterior lumbar decompression without fusion. This improvement is mostly found in patients with postural analgesic disorders related to lumbar stenosis. This analgesic compensation is difficult to distinguish from static disorders with our current measurement tools.

Third, regarding motion analysis, we performed the first study showing that 3D motion parameters can correctly estimate the sagittal vertical axis computed on imaging. In addition, this estimate could be used during the gait analysis and we believe that such a type of analysis would better characterize patients' impairments during walking.

Fourth, concerning the quantified trunk / pelvis analysis, we confirm that low back pain patients have different trunk / pelvis coordination in the transverse plane during walking. In addition, our meta-analysis confirms and reveals this significant difference by showing more in-phase coordination for low back pain patients compared to healthy subjects during walking. The coordination between these movements is more rigid in the presence of low back pain and reflects the neuromuscular adaptations necessary to adopt a painless protection behavior during walking.

Conclusion: Quantitative analysis of function and locomotion through the use of different functional and dynamic measures provides a better assessment of patients. This analysis can be done through complementary walk tests that are easy to implement in our daily practice, but also by new technologies using motion analysis.

Remerciements

Je tiens à remercier tout d'abord chaque membre du jury de l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant de considérer mon travail.

Merci infiniment au Pr Civit, au Pr Proust et au Dr Leroy pour leur participation.

J'exprime ma gratitude particulièrement au Pr Jean-Marie Casillas et à Davy Laroche pour leur accompagnement tout au long de ces années. Merci pour votre soutien et votre engagement. J'ai beaucoup appris à vos côtés. Merci également pour le temps consacré à la relecture de ce travail.

Je remercie le Pr Mourier, le Dr Beaurain, et le Dr Madkouri, pour leurs conseils, leur confiance, leur intérêt et leurs encouragements qu'ils ont manifesté envers mon travail.

Je remercie également tous les membres de la PIT, Matthieu Gueugnon, Baptiste Orliac, Claire Morisset, et tous ceux qui ont participé à l'étude pour leur patience, leur gentillesse et leur disponibilité.

Merci aussi à tous les membres du CIC, Isabelle Fournel, Abderrahmane Bourredjem, Lydie Rossy, Alexandra Felin, Elea ksiazek et tous ceux qui ont participé à ce travail, pour leur aide précieuse tout au long de ces années.

Je remercie également les membres du service de Neurochirurgie de Dijon.

A titre personnel, je remercie chaleureusement ma famille pour leur soutien qui m'a été bien utile durant ma thèse, plus particulièrement, ma femme, ma fille et ma mère.

Finalement à tous ceux qui ont participé de près ou de loin à ce projet, je leur exprime toute ma reconnaissance.

Table des matières

Introduction.....	9
Partie 1 : Partie Théorique.....	12
1. La locomotion Humaine.....	12
1.1 Généralités	12
1.2 Vitesse de marche.....	14
2. Le rachis lombaire : anatomie du canal vertébral et rétrécissement dégénératif	15
2.1 Anatomie du canal vertébral (15–17)	15
2.2 La sténose lombaire : « canal lombaire étroit »	20
2.2.1 Signes cliniques et imagerie (24–27).....	20
2.2.2 Physiopathologie	23
2.2.3 Traitements	28
3. Analyse radiographique : outil d'évaluation de la posture statique	30
3.1 Paramètres pelviens et rachidiens.....	30
3.2 Différents morphotypes et Pathologies associées.....	33
3.3 Mécanismes de compensation d'un déséquilibre.....	35
4. Analyse du mouvement : outil d'évaluation de la posture dynamique et de la locomotion .	39
4.1 Analyse quantifiée du mouvement en trois dimensions.....	39
4.2 Analyse de la posture avec centre de pression.....	41
5. Problématiques de recherche.....	42
Partie 2 : Partie Expérimentale	44
1. Partie réglementaire : mise en place du projet SPEED	44
2- Contribution clinique	48
Projet 1 : Analyse des paramètres fonctionnels de la marche. Place du périmètre de marche réel et de la vitesse de marche.....	49
Projet 2 : Analyse de l'équilibre sagittal (Posture statique) chez les patients ayant un canal lombaire étroit avant et après chirurgie.....	64
3. Contribution Technique.....	80
Projet 3 : Analyse de la posture à travers l'équilibre sagittal dynamique.	81
Projet 4: Méta-analyse sur l'altération des capacités dynamiques et spatiales des patients lombalgiques à la marche : Coordination des ceintures à la marche.	95
Discussion et Synthèse.....	108
Conclusion générale et perspectives	112
Références	114
Annexes	127

Table des illustrations

Figure 1. Etude de la marche de l'Homme, 1899, selon Etienne Jules Marey	12
Figure 2. Représentation graphique d'un cycle de marche selon Perry : Les sous-divisions de la marche avec phase d'appui et phase oscillante	13
Figure 3. Représentation graphique d'un pas et d'une foulée selon Perry	14
Figure 4. Modèle du pendule inversé chez l'homme : A) à la marche B) en posture debout ..	15
Figure 6. A) Coupe anatomique axiale d'une vertèbre lombaire haute avec visualisation des espaces épiduraux. B) Coupe anatomique lombaire para-sagittale.....	17
Figure 7. Relation du ligament jaune avec les lames adjacentes	18
Figure 8. Foramen intervertébral (FIV) en coupe sagittale	19
Figure 9. (A) Myélographie vue de face et (B) Myéloscanner vue de profil, démontrant une sténose spinale de niveau L2-L3 et L3-L4	22
Figure 10. IRM coupe axiale démontrant sténose lombaire avec compression centrale des éléments nerveux.....	22
Figure 11. Description de la classification morphologique de sténose lombaire décrite par Schiza.....	23
Figure 12. Exemple des changements de pression lombaire observés pendant la marche dans l'étude de Takahashi.....	26
Figure 13. Relation entre la pression épidurale et les cycles de la marche dans l'étude de Takahashi.....	26
Figure 14. Description de la technique de laminectomie lombaire postérieure à ciel ouvert pour le traitement d'une sténose décrite par Lin.....	29
Figure 15. Description de la technique de « fenestration » ou « recalibrage » décrite par Lin	29
Figure 16. A) Description des paramètres d'équilibre sagittal rachidien. (B) Description des paramètres pelviens morphologiques et positionnelles	33
Figure 17. Description des 4 types de dos au niveau de la région lombaire selon Roussouly .	35
Figure 18. Exemple de mécanismes de compensation par rétroversion pelvienne et flexion des genoux	38
Figure 19. Exemple de modélisation d'un individu en position debout, position EOS	40
Figure 20. Exemple d'un sujet débutant une analyse cinématique de la marche par l'analyse posturale avec les différents marqueurs passifs	41
Figure 21. CONSORT diagramme (projet n°1).....	54
Figure 22. Relation entre les périmètres de marche estimés enregistrés lors de la consultation médicale et la valeur d'erreur avec le test de marche mesuré (projet n°1)	57
Figure 23. (A) Relation entre le score d'Oswestry et la vitesse de marche libre de tous les patients (B). Relation entre l'échelle de Québec de douleur lombaire et la vitesse de marche libre de tous les patients (projet n°1).....	59
Figure 24. Exemple d'amélioration de la SVA après décompression chirurgicale. Radiographies corps entier type EOS. Préopératoire (A) et postopératoire à un an de suivi (B) (projet n°2).....	71
Figure 25. Scores cliniques préopératoires et postopératoires (suivi à un an) des différents groupes (projet n°2).....	75

Figure 26. Exemple d'un patient de notre série: (A) radiographie EOS®, vue latérale; (B) Test postural avec des marqueurs passifs dans la même position que la radiographie EOS; (C) Modélisation 3D du patient avec les marqueurs passifs (projet n°3).....	84
Figure 27. Consort diagramme (projet n°3).....	87
Figure 28. Résultats des différents modèles de régression (projet n°3)	90
Figure 29. Représentation schématique de la revue, organigramme PRISMA (projet n°4) ..	103
Figure 30. Forest Plot examinant la différence de coordination du bassin et du tronc entre les patients lombalgiques et les contrôles, dans les articles inclus dans la méta-analyse (projet n°4)	104
Figure 31. Funnel Plot (tracé en entonnoir) pour la différence entre la coordination tronc/pelvis des patients LBP et des sujets sains dans les articles inclus dans la méta-analyse (projet n°4).....	104

Table des tableaux

Tableau 1. Caractéristiques des patients (projet n°1).....	55
Tableau 2. Distribution de la vitesse de marche libre, du périmètre de marche estimé et mesuré, ainsi que de l'erreur d'estimation (projet n°1)	56
Tableau 3. Données démographiques pour les 72 patients inclus (projet n°2).....	69
Tableau 4. Paramètres de l'équilibre sagittal aux temps préopératoires et postopératoires, résultats cliniques (suivi à un an) (projet n°2).	70
Tableau 5. Comparaison des paramètres sagittaux entre les groupes en fonction des valeurs SVA préopératoires (projet n°2)	74
Tableau 6. Données radiologiques, posturales et d'analyse du mouvement 3D de la cohorte (projet n°3).....	89
Tableau 7. Résultats des modèles de régression après « Stepwise » avec sélection sur l'âge, l'IMC, les paramètres 3D et/ou les paramètres posturaux (projet n°3).	90
Tableau 8. Caractéristiques des échantillons (projet n°4)	105
Tableau 9. Résumé des résultats et conclusion (projet n°4).	106
Tableau 10. Résultats des études incluses dans l'analyse quantitative (projet n°4).....	107

Introduction

La marche humaine en posture érigée debout est une singularité dans le règne animal. Cette posture induit une verticalisation de l'ensemble des segments corporels en particulier le tronc qui représente une part importante des masses corporelles. Sa verticalité va induire une modification de l'interface lombo-pelvienne. Ainsi, cette configuration du tronc va avoir des effets délétères, en particulier en accumulant des contraintes mécaniques sur la jonction lombo-pelvienne, potentiellement inductrices de lésions vertébrales (discales et interarticulaires postérieures).

Ces lésions « dégénératives » rachidiennes, de mécanismes complexes et intriqués, sont sources de douleurs pouvant se chroniciser et être à l'origine parfois d'altérations des capacités locomotrices. Ces troubles locomoteurs peuvent avoir une composante d'origine neurologique (déficit radiculaire par exemple), purement mécanique (raideur rachidienne), et/ou à visée antalgique. Concernant ce dernier aspect, une attitude en anté-flexion sagittale ou latérale du tronc est fréquemment observée : elle permet d'apporter au patient un confort relatif. La présence d'une irradiation douloureuse, telle une fessalgie ou une radiculalgie plus ou moins complète, va souvent modifier la locomotion normale.

Au sein de l'ensemble des pathologies rachidiennes, le canal lombaire étroit (ou sténose lombaire) acquis est une entité pathologique particulière, pouvant avoir un impact important sur la locomotion. La réduction du périmètre de marche (distance maximale parcourue) est d'ailleurs un des signes cliniques les plus souvent retrouvés à l'anamnèse. L'argumentaire en faveur du diagnostic de sténose lombaire est construit autour d'un faisceau de différentes informations, notamment sur les symptômes ressentis, leurs impacts et leurs retentissements sur la vie sociale, voire professionnelle, des patients. L'imagerie (radiographies, scanner, IRM) fait partie de l'évaluation complémentaire du patient. Bien que cette dernière fournisse des informations détaillées sur la topographie et la gravité des lésions rachidiennes, il est établi de longue date que les corrélations entre ces données en imagerie et leurs répercussions fonctionnelles réelles sont faibles : si le diagnostic radiologique est bien sûr essentiel à l'élaboration d'une procédure chirurgicale il est insuffisant pour la prise de décision thérapeutique finale. Il apparaît nécessaire d'étayer les moyens disponibles du bilan diagnostic

pour la prise de décision chirurgicale du canal lombaire étroit, de critères fonctionnels quantitatifs, prenant en particulier en compte les altérations locomotrices.

La chirurgie fait partie des prises en charge thérapeutiques avec le taux de satisfaction le plus important dans le cadre d'un canal lombaire étroit. L'amélioration des douleurs est le premier motif de satisfaction des patients : cette dernière est souvent liée au recouvrement au moins partiel des capacités fonctionnelles. Toutefois, le lien entre douleur et impact fonctionnel n'est pas encore bien établi à ce jour et le caractère subjectif de la douleur rend difficile l'interprétation de ce lien. L'évaluation algique et fonctionnelle des individus repose actuellement d'une part sur une quantification visuelle analogique (douleur) et d'autre part sur la réalisation d'auto-questionnaires déclaratifs validés qui permettent d'approcher l'état fonctionnel, sans cependant de mesures quantifiées directes.

Les stratégies diagnostiques restent actuellement très hétérogènes et il n'existe pas de consensus sur les aspects décisionnels et l'analyse des résultats d'une chirurgie rachidienne pour sténose canalaire. L'évaluation de l'impact de la chirurgie rachidienne s'appuie donc très fréquemment sur des critères subjectifs comme la douleur et l'indice de satisfaction (1), ou sur des critères déclaratifs recueillis par auto-questionnaires. Ainsi, une revue récente de la littérature (2) pointe le manque de données permettant une évaluation quantitative des résultats d'une chirurgie dans le cadre d'un rachis dégénératif. Cependant, plusieurs études (3–5) ont montré les capacités discriminantes de l'évaluation des capacités locomotrices comme un outil objectif pour détecter les déficiences fonctionnelles chez les patients lombalgiques chroniques.

L'utilisation de l'évaluation des capacités locomotrices pour décrire une sémiologie quantifiée d'une incapacité d'origine orthopédique n'est pas nouvelle. En effet, il a été montré pour de nombreuses pathologies articulaires que les capacités fonctionnelles (dont la vitesse de marche) étaient particulièrement intéressantes pour étudier l'impact de ces pathologies et pour contribuer à la décision thérapeutique (6,7). Différentes études ont mis en évidence un lien entre la douleur auto déclarée de la lombalgie (3) et les capacités motrices des patients. L'évaluation fonctionnelle des capacités locomotrices est en outre un marqueur essentiel de l'autonomisation des patients : plus les capacités fonctionnelles sont élevées, plus l'autonomie (et de facto, la qualité de vie) des patients s'en trouvera améliorée. Il semble donc opportun de valider des données quantitatives de la fonction des patients lombalgiques, qui permettraient de compléter le faisceau d'arguments diagnostiques et un suivi objectif des patients.

L'objectif de cette thèse est d'appliquer l'évaluation quantifiée des capacités locomotrices des patients rachialgiques comme marqueur des capacités fonctionnelles afin d'enrichir les données sémiologiques disponibles pour les patients candidats à une chirurgie du rachis. Dans ce manuscrit, nous faisons l'hypothèse que la quantification de la fonction à travers l'utilisation de différentes mesures fonctionnelles et dynamiques permettrait une meilleure évaluation des patients avec (i) une quantification des capacités fonctionnelles de manière objective des patients porteur d'une sténose lombaire dégénérative et (ii) de déterminer les relations qui existent avec les critères cliniques habituels. A terme, nous souhaitons contribuer à une meilleure définition des patients qui répondront positivement à la chirurgie et développer des outils pour l'évaluation des résultats de la chirurgie chez les patients ainsi que leur suivi.

Ce manuscrit est construit autour de deux chapitres principaux, le premier, le cadre théorique, a pour objectif une revue de la littérature devant permettre d'étayer et de justifier la démarche expérimentale présentée en deuxième partie. Le cadre théorique synthétisera l'état de l'art actuel sur différents aspects : la locomotion normale, la sténose lombaire, l'équilibre sagittal et l'analyse dynamique de la locomotion et de la posture. La contribution expérimentale sera déclinée en deux parties, l'une se focalisant sur l'amélioration des pratiques cliniques par l'évaluation des atteintes fonctionnelles des patients, l'autre tentant de démontrer l'apport technique de l'analyse du mouvement en trois dimensions par l'évaluation posturale et la coordination des mouvements du tronc et du bassin.

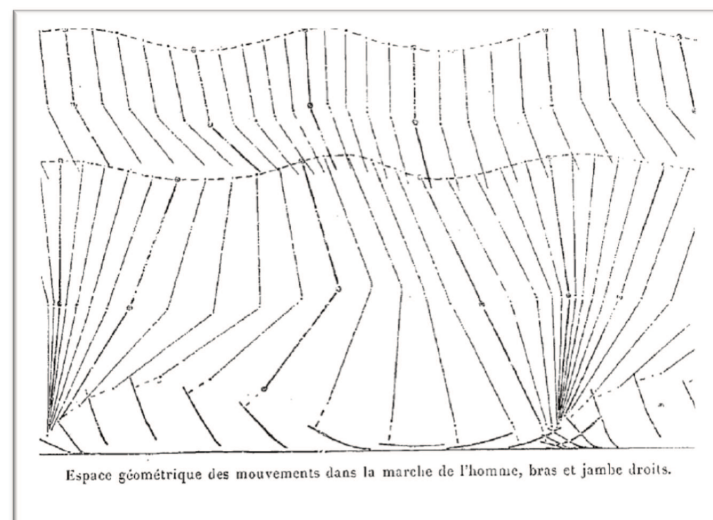
Partie 1 : Partie Théorique

1. La locomotion Humaine

1.1 Généralités

La marche bipédique est le mode naturel de déplacement, combinant équilibre debout et propulsion. Elle est le résultat d'une longue évolution. Elle est caractérisée par une succession de doubles appuis et d'appuis unipodaux, avec un contact permanent avec le sol (à la différence de la course). Il s'agit d'une activité très complexe, encore mal connue sur le plan physiologique. Balzac, pionnier dans l'analyse de la marche par l'observation, publia en 1833 une théorie de la démarche : « La démarche est la physionomie du corps » et « Tout mouvement a une expression qui lui est propre et qui vient de l'âme » reliant déjà la démarche de l'individu à l'altération de ses capacités (8). La marche est une fonction locomotrice complexe qui met en jeu une coordination complexe de différents éléments du corps et qui comprend différentes phases, révélées par Etienne Jules Marey avec le début de la chronophotographie (Figure 1). La marche représente une activation musculaire cyclique, coordonnée et automatique, modulable par la commande volontaire.

Figure 1. Etude de la marche de l'Homme, 1899, selon Etienne Jules Marey (9).



Si l'on considère un seul membre inférieur, la marche est divisée en 2 phases (10) : la phase d'appui et la phase oscillante (Figure 2). La phase d'appui est la période où le pied reste au sol (« *stance phase* »). La phase oscillante (« *swing phase* ») est la période où le pied est en l'air. Le début de la phase d'appui correspond à l'attaque du talon, et la fin correspond au décollage de l'hallux (gros orteil). C'est l'inverse pour la phase oscillante. Un cycle de marche complet est la phase comprise entre 2 contacts au sol du même membre inférieur (i.e deux configurations identiques du corps). La somme de la durée de la phase d'appui et de la durée de la phase oscillante est la durée d'un cycle de marche (Temps du cycle (s)). La phase d'appui correspond environ à 60% du cycle de marche et la phase oscillante correspond quant à elle à 40% du cycle. La phase où les 2 pieds sont aux contacts au sol en même temps (double appui) permet le transfert de charge d'un membre inférieur à l'autre. De plus la durée des phases dépend de la vitesse de marche. On dissociera le cycle de marche du Pas, le Pas étant le temps entre l'appui au sol du premier pied avec le deuxième (Figure 3).

Figure 2. Représentation graphique d'un cycle de marche selon Perry : Les sous-divisions de la marche avec phase d'appui et phase oscillante. Les barres noires verticales sont les périodes de support sur les membres inférieurs. Les barres ombrées horizontales sont les périodes de support sur un seul membre inférieur (10).

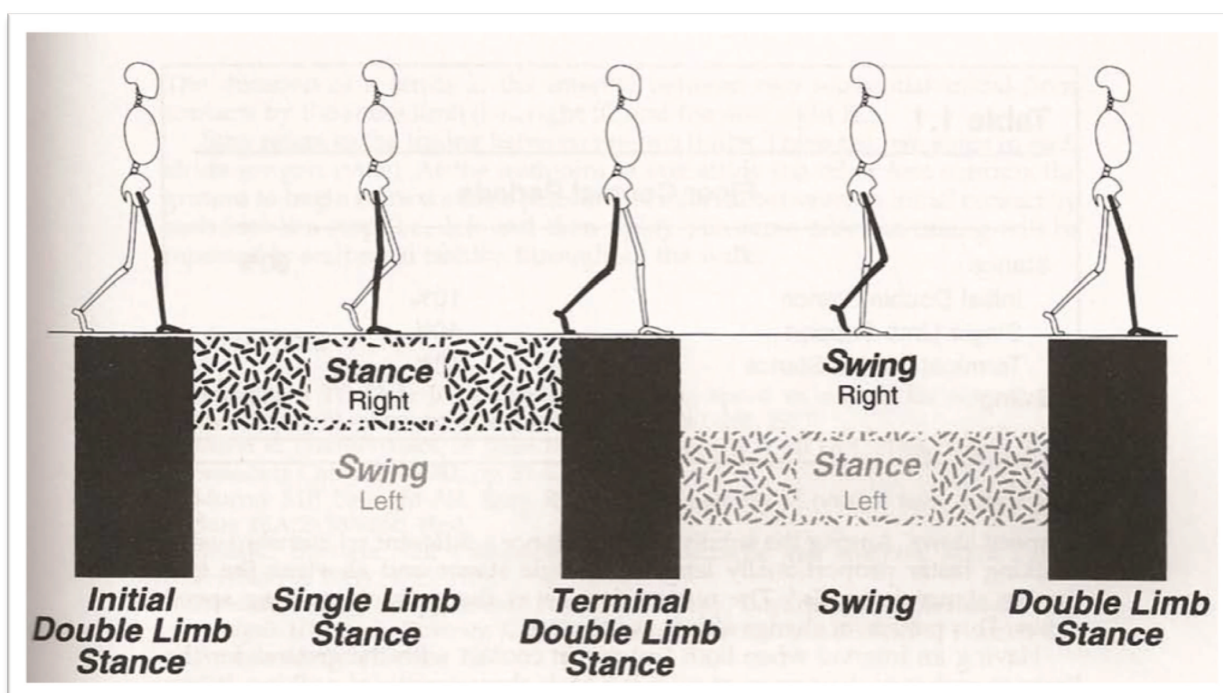
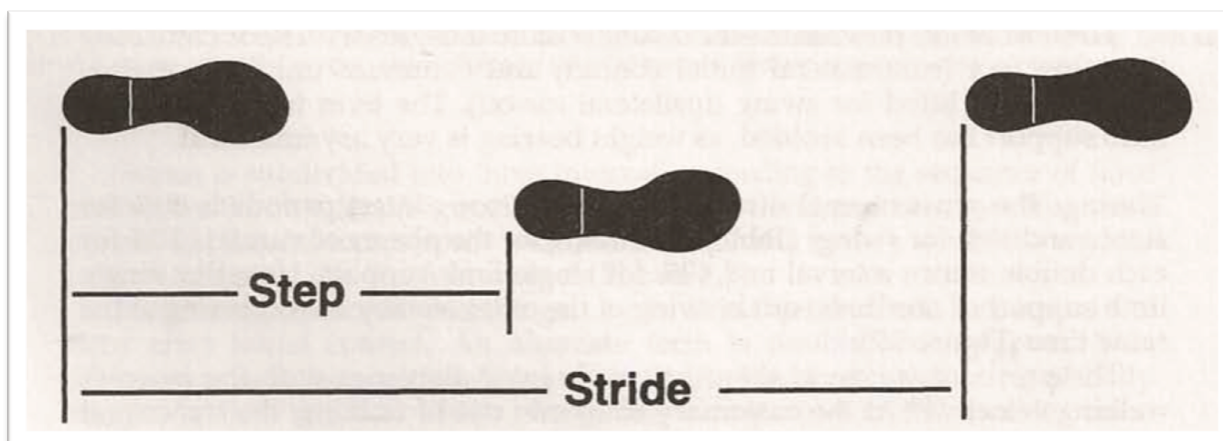


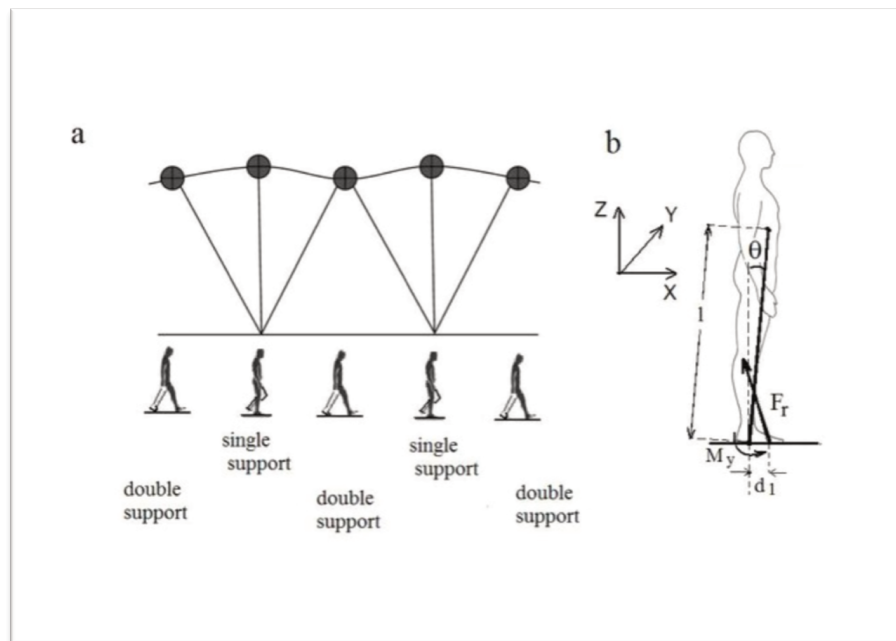
Figure 3. Représentation graphique d'un pas et d'une foulée selon Perry (10).

1.2 Vitesse de marche

La vitesse de marche est un des paramètres les plus informatifs sur la condition physique d'un individu (11). La vitesse de marche adoptée spontanément (vitesse « libre », « confortable ») correspond à l'efficacité énergétique optimale de la marche pour un sujet donné : elle correspond à la consommation énergétique la plus basse rapportée au mètre parcouru (12,13). Cette dépense énergétique est en partie minimisée par la posture érigée permettant d'utiliser des transferts d'énergie cinétique ($E_c = \frac{1}{2}mv^2h$) vers de l'énergie potentielle ($E_p = mgh$), et inversement (m : masse du sujet, g : valeur gravitaire, v : composante horizontale de la vitesse, h : déplacement vertical du centre de gravité). Ces échanges d'énergie sont expliqués à travers un modèle biomécanique simplifié souvent utilisé afin de décrire la posture et la marche : le pendule inversé (Figure 4). Il s'agit d'un pendule rigide à tige inversé, la tige représentant les membres inférieurs et l'extrémité correspondant à la masse propre du sujet. Ces mécanismes sous-tendent une conservation relative de l'énergie durant la marche, permettant de minimiser les efforts musculaires et donc de limiter la consommation d'énergie. De nombreuses affections peuvent venir altérer les propriétés mécaniques de la locomotion tant sur ses aspects biomécaniques (exemples : lésions des articulations portantes, lésions du rachis, hémiplegie, lésions musculaires, amputation, paralysie périphérique...), que bioénergétiques, par limitation importante des capacités d'effort (exemples : insuffisance cardiaque et respiratoire chronique, myopathie...), avec des répercussions souvent lourdes en termes d'autonomie, et de qualité de vie. Ainsi, parmi tous les paramètres identifiables de la locomotion, la vitesse revêt un intérêt particulier car chaque individu dispose de sa propre vitesse confortable qui diminue avec le

vieillesse. La vitesse sera donc un des premiers paramètres altérés au cours d'une marche pathologique. La présence de douleurs dans les membres inférieurs (type radiculalgie), et/ou la présence de douleurs lombaires auront un impact négatif supplémentaire sur elle.

Figure 4. Modèle du pendule inversé chez l'homme : A) à la marche B) en posture debout (14).



2. Le rachis lombaire : anatomie du canal vertébral et rétrécissement dégénératif

2.1 Anatomie du canal vertébral (15–17)

Le rachis lombaire est composé de 5 vertèbres. Une vertèbre lombaire est constituée d'un corps vertébral et d'un arc vertébral postérieur. Sur cet arc vertébral se développent des processus qui reçoivent les insertions musculaires et s'articulent avec les pièces osseuses adjacentes. Le corps vertébral est relié aux vertèbres adjacentes par des disques intervertébraux et différents ligaments. La taille du corps vertébral augmente progressivement de haut en bas. L'arc vertébral forme les parties latérales et postérieures du foramen vertébral. La superposition des foramens vertébraux constitue le canal vertébral qui contient et protège les structures nerveuses. A l'étage lombaire, on retrouve dans cet espace le fourreau dural qui contient les

nerfs de la queue de cheval. Le canal vertébral lombaire peut être divisé en 3 parties : le canal lombaire central, les récessus latéraux, et les foramens intervertébraux.

a) Partie centrale (18)

Le canal lombaire central est situé entre le mur vertébral postérieur et la ligne spino-lamaire, avec pour limites latérales le foramen intervertébral et les pédicules. Différentes méthodes de mesures ont été décrites. La forme du canal lombaire central évolue de L1 à L5. On observe une impression d'agrandissement transversale et de rétrécissement d'avant en arrière. Dans le canal vertébral, on retrouve le fourreau dural qui inclut les éléments nerveux et qui est entouré de différents espaces plus ou moins développés. Ces espaces sont situés entre le sac dural et les parois rachidiennes. On distingue classiquement l'espace épidural antérieur et l'espace épidural postéro-latérale.

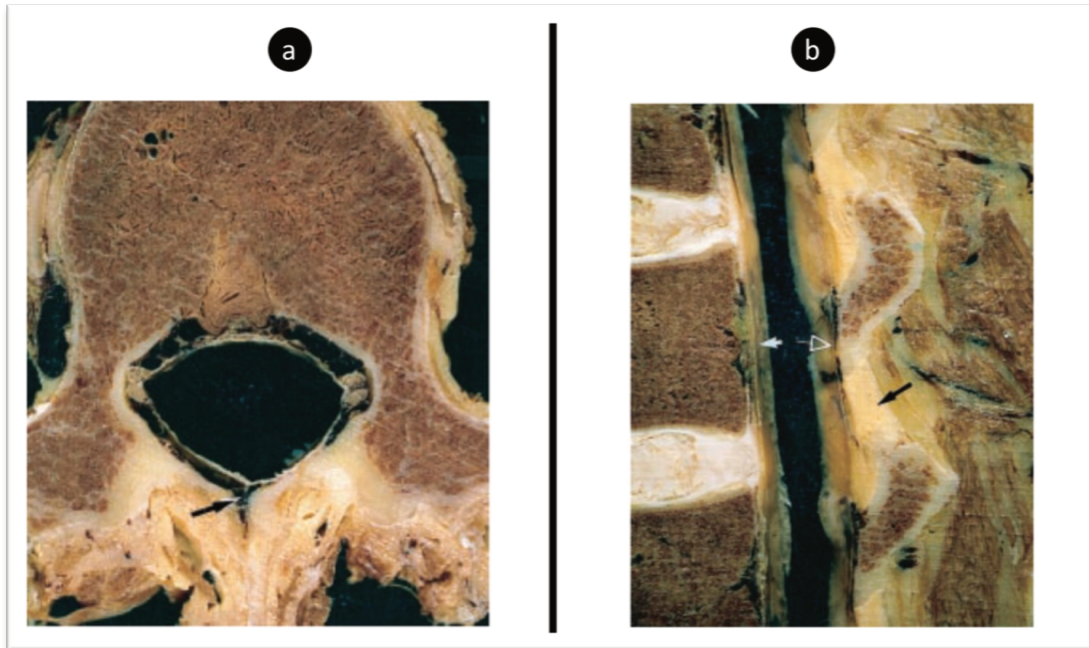
- L'espace épidural antérieure (19) (Figure 6):

Cet espace se situe entre la face postérieure du corps vertébrale et la face antérieure du sac dural. Au niveau du corps vertébral, on retrouve le ligament longitudinal postérieur, longue bande fibreuse. En avant de ce ligament, on retrouve le septum medium (20). Le septum medium s'insère entre la face antérieure du ligament longitudinal postérieur et le périoste recouvrant la face postérieure du corps vertébral. Non individualisé en regard du disque intervertébral, ce septum médium se poursuit latéralement par un complexe fibro-vasculaire qui contient de la graisse et des plexus veineux avalvulaires.

- L'espace épidurale postéro-latéral (19) (Figure 6):

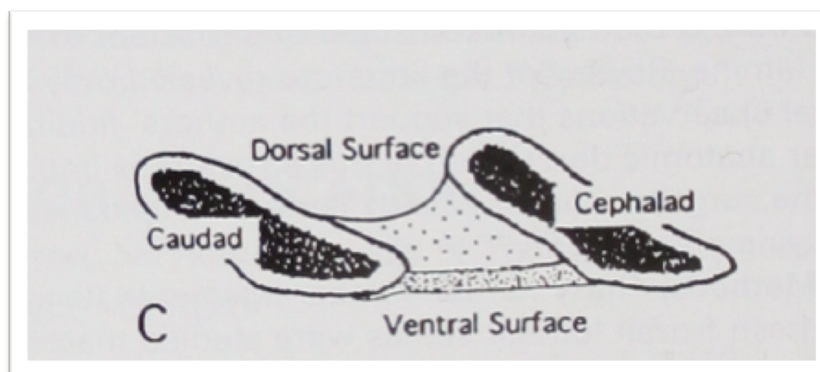
Cet espace se situe en arrière du sac dural. Il est limité latéralement et en arrière par les lames et le ligament jaune. Il existe également une petite structure ligamentaire tendue entre la face postérieure du sac dural et la partie interne et médiane de l'arc postérieur : Plica mediana dorsalis. Cet espace est surtout rempli de graisse de comblement, essentiellement localisée à la partie postérieure du canal vertébral et à hauteur du disque intervertébral. Cette graisse joue un rôle de glissement entre la face postérieure du sac dural et la face antérieure de l'arc vertébral.

Figure 6. A) Coupe anatomique axiale d'une vertèbre lombaire haute avec visualisation des espaces épiduraux. B) Coupe anatomique lombaire para-sagittale. Au niveau pédiculo-lamaire, l'espace épidural antérieur (flèche blanche) est plus développé que l'espace épidural postérieur. A l'étage inter-lamaire, c'est au contraire l'espace épidural postérieur qui est le plus développé (flèche noire). (19)



- Le ligament jaune (21):

Le ligament jaune, structure jaunâtre, est présent à la surface dorsale du canal vertébral, entre les lames des vertèbres sus et sous-jacentes. Cet élément est divisé en 2 couches, une superficielle de 2,5 à 3 mm d'épaisseur et une profonde de 1 mm d'épaisseur. Ces couches sont séparées par un plan avasculaire. Au niveau de son insertion sur la lame supérieure : la couche superficielle s'insère sur la base du processus épineux, et le bord inférieur de la surface antéro-inférieure de la lame sus jacente ; la couche profonde s'insère sur l'arête qui sépare la surface antéro supérieure et la surface antéro inférieure de la lame supérieure (Figure 7). Concernant son insertion sur la lame inférieure : la couche superficielle s'insère sur le bord supérieur de la lame inférieure (surface postéro supérieure de la lame inférieure) ; la couche profonde s'insère sur la surface antéro supérieure de la lame inférieure.

Figure 7. Relation du ligament jaune avec les lames adjacentes. (21)

- Les systèmes veineux (19):

Dans l'espace épidural vont cheminer de volumineuses veines avalvulées constituant les plexus veineux intra-rachidiens destinées à drainer le sang veineux de la moelle et des méninges. Ce réseau correspond à un véritable réseau de drainage veineux postérieur de l'organisme, avec présence de nombreuses anastomoses avec le système cave.

Les autres éléments rencontrés dans l'espace épidural sont les artérioles (à destinée radiculaire, médullaire et corporelle) et la terminaison du nerf sinu vertébral (innervation du ligament longitudinale postérieur, des ligaments jaunes, de la partie superficielle de l'annulus fibrosus et des vaisseaux adjacents).

b) Récessus latéral (22)

Le récessus latéral est une expansion latérale du canal rachidien. D'un point de vue anatomique, il est limité en dehors par les pédicules, en arrière par les massifs articulaires et l'isthme, et en avant par la face postérieure du corps vertébral et le ligament longitudinal postérieur. La portion haute du récessus latéral est la portion pédiculo-articulaire et la portion basse est la portion pédiculo-isthmique. Les récessus latéraux diminuent de hauteur et s'élargissent transversalement de L1 à L5. Leur profondeur antéro postérieure diminue de L1 à L5. La partie la plus étroite du récessus latéral est sa partie supérieure. Le diamètre antéro-postérieur est en général supérieur ou égale à 5mm.

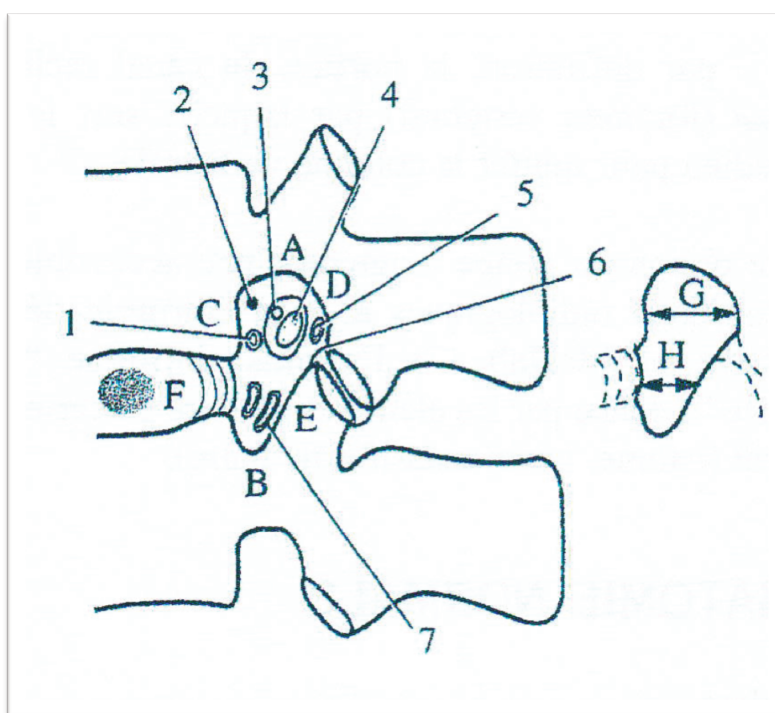
c) le Foramen intervertébral (22,23)

À l'étage lombaire, le foramen intervertébral présente une forme ovale à grand axe vertical, avec des dimensions moyennes de 14 à 18 mm en hauteur, sur 7 à 19 mm de diamètre antéro-postérieur à sa partie supérieure. Le foramen intervertébral est formé de 2 parties : la

partie antéro-supérieure et la partie inférieure (Figure 8). La partie antéro-supérieure est fixe, en forme d'anneau, constituée de la partie inférieure du pédicule vertébral et de la partie postéro-inférieure du corps vertébral. La partie inférieure est mobile, constituée en arrière du massif articulaire recouvert par le ligament jaune et en avant de la partie postéro-latérale du disque intervertébral. Le foramen intervertébral contient les racines nerveuses avec le ganglion spinal, de la graisse de comblement, des veines foraminales avec des plexus veineux, des artérioles radiculaires, le nerf ménigé (sinu vertébral) et des ligaments foraminaux.

Figure 8. Foramen intervertébral (FIV) en coupe sagittale (23).

Limites : (A) pédicule supérieur ; (B) pédicule inférieur ; (C) corps vertébral supérieur ; (D) isthme ; (E) articulaire supérieure de la vertèbre inférieure ; (F) disque intervertébral ; (G) portion fixe du FIV ; (H) portion mobile. Contenu : (1) artère radiculaire ; (2) nerf sinu vertébral ; (3) racine antérieure ; (4) racine postérieure ; (5) veine radiculaire ; (6) capsule articulaire ; (7) plexus veineux foraminal.



La sténose lombaire correspond à un conflit contenant/contenu (contenant : partie osseuse, discale et ligamentaire ; contenu : sac dural, vaisseaux et racines nerveuses de la queue de cheval). Cette sténose peut être constitutionnelle ou acquise. Les sténoses acquises correspondent au rétrécissement dégénératif. Dans cette situation pathologique, les parties

correspondantes au contenant vont augmenter en épaisseur en rapport avec la dégénérescence lombaire (pincement de disque avec bombement discal, saillie discale, ostéophyte, plicature ou épaississement du ligament jaune, hypertrophie des massifs articulaires, apparition de kystes synoviaux). Cette sténose peut être associée également à un spondylolisthesis dégénératif. L'origine est donc multifactorielle. Cette sténose peut s'installer sur plusieurs niveaux lombaires, et peut intéresser les différents compartiments du canal rachidien (partie centrale, récessus latéraux, foramen intervertébral), seule ou en association. En général, en cas de sténose centrale, on retrouvera plus particulièrement un problème de claudication neurogène et en cas de sténose postéro-latérale ou du foramen, il s'agira plus d'une radiculalgie.

2.2 La sténose lombaire : « canal lombaire étroit »

2.2.1 Signes cliniques et imagerie (24–27)

La sténose lombaire correspond à 14% environ des patients qui consultent un médecin spécialiste pour lombalgie (24). Constitutionnelle chez 9% des patients, il s'agit d'un canal lombaire étroit acquis dans la majorité des cas. Les patients avec un canal lombaire rétréci de manière congénitale ont quant à eux plus de risque de sténose symptomatique rapide à la suite d'un changement dégénératif, même minime. L'examen clinique est assez pauvre et il est rare que les patients présentent une anomalie neurologique majeure. La sémiologie la plus fréquemment rencontrée est décrite par la *North American Spine Society* comme un syndrome clinique variable : lombalgie et / ou douleurs dans les membres inférieurs, associée à une claudication radiculaire ou multi-radiculaire après une période variable de marche (ou dès la position debout) et un soulagement rapide de ces symptômes avec l'antéflexion (« *shopping cart sign* ») ou la position assise (27,28). Des paresthésies dans les membres inférieurs et une faiblesse musculaire peuvent également survenir (29,30). Les patients ayant un canal lombaire étroit présentent en général une réduction de leur périmètre de marche du fait des symptômes. Ces symptômes s'aggravent lors du maintien forcé de la position debout ou lors d'une marche prolongée. Dès l'examen clinique, il faut chercher à éliminer les diagnostics différentiels à la claudication neurogène, telle que la claudication vasculaire, ou bien des algies mécaniques en rapport avec un problème de hanche ou de genou. L'interrogatoire permet également d'apprécier l'état fonctionnel du patient. Pour cela, l'utilisation de questionnaires validés est particulièrement utile. Cependant l'évaluation de la douleur et de son impact reste avant tout déclarative et subjective. Bien que généralement retranscrite à travers une échelle visuelle

analogique (EVA) (31), elle est à l'appréciation du patient. L'impact fonctionnel permettant d'évaluer l'autonomie du patient ainsi que le retentissement social de la maladie sont habituellement appréciés par des scores spécifiques, tel le score d'Oswestry (32) ou encore le score de Québec (33).

Un examen en imagerie radiographique standard est réalisé, ainsi qu'un examen d'imagerie plus avancée permettant de visualiser la sténose lombaire et, par conséquent, de faire le diagnostic de sténose canalaire (IRM, scanner, myélographie chez les patients contre indiqué à l'IRM) (Figure 9). La radiographie standard garde de plus une place dans le cadre de l'étude de la morphologie régionale de la colonne lombaire en position debout (apparition d'un spondylolisthesis par exemple, non décelé sur un examen IRM ou scanner réalisés en position allongée). Par ailleurs il est possible de réaliser des clichés dynamiques permettant d'éliminer une instabilité sous-jacente qui influencerait la stratégie chirurgicale. L'examen de référence est l'IRM qui va permettre de visualiser les éléments contenus dans le canal rachidien et identifier la sténose (Figure 10). Les coupes axiales permettent d'analyser le diamètre ou la surface du canal rachidien. Mais, la classification la plus utilisée actuellement est celle de Schiza qui permet d'avoir une évaluation qualitative de la compression (34) (Figure 11). Lorsqu'une procédure chirurgicale est envisagée, et en complément de l'IRM lombaire, l'examen radiographique EOS permet d'avoir une analyse de l'équilibre sagittal du patient.

Figure 9. (A) Myélographie vue de face et (B) Myéloscanner vue de profil, démontrant une sténose spinale de niveau L2-L3 et L3-L4. (35)

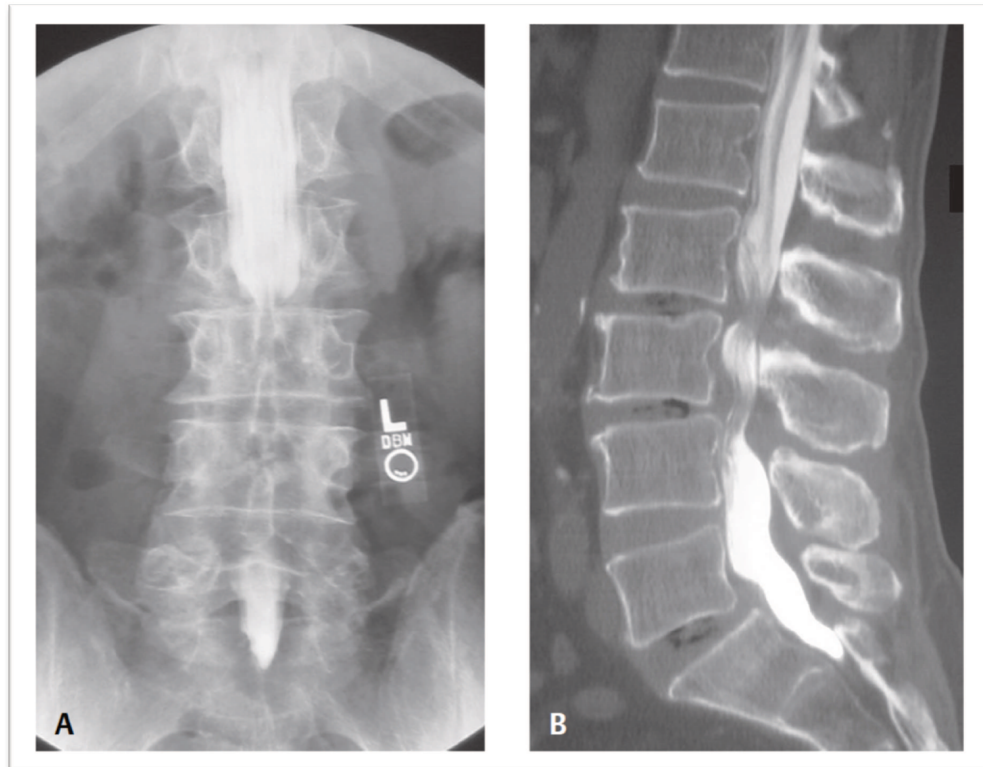


Figure 10. IRM coupe axiale démontrant sténose lombaire avec compression centrale des éléments nerveux. (35)

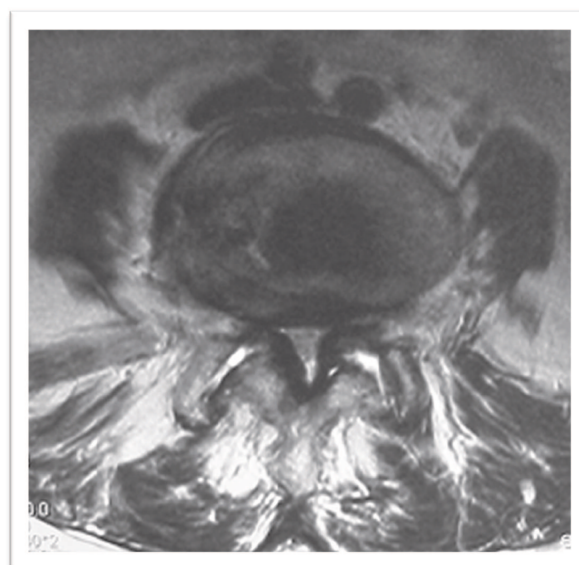
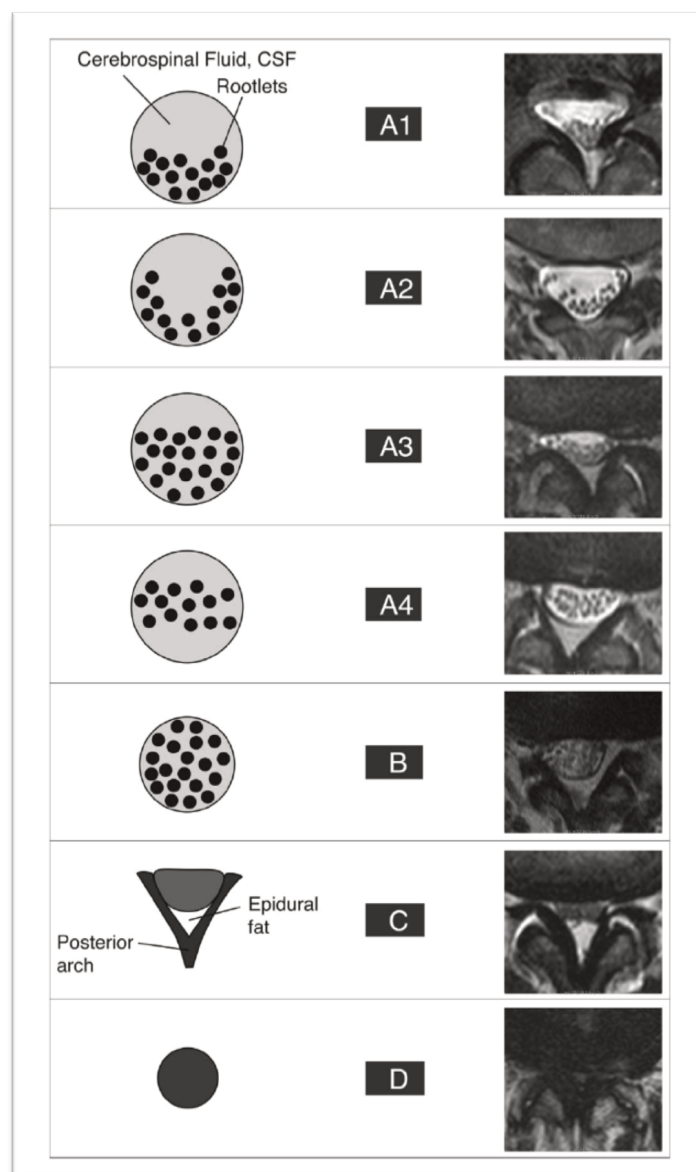


Figure 11. Description de la classification morphologique de sténose lombaire décrite par Schiza. (34)



2.2.2 Physiopathologie

La physiopathologie des signes cliniques de la sténose lombaire est complexe et encore incomplètement élucidée, en particulier celle de la claudication neurogène. Nous avons vu que les signes cliniques d'un canal lombaire rétréci peuvent associés des lombalgies, des douleurs radiculaires, et une claudication sensitivomotrice.

- Les douleurs lombaires non pas de cause spécifique et peuvent correspondre à de multiples origines : discales, articulaires postérieures, ligamentaires et musculaires. Ces

lombalgies sont parfois aggravées par la marche. La cause de cette aggravation n'est pas bien identifiée.

- Les douleurs radiculaires correspondent à une compression des racines ou du ganglion spinal dans le récessus latéral ou le foramen. Des phénomènes inflammatoires peuvent être associés et aggraver le tableau douloureux.

- Concernant la claudication neurogène secondaire à une sténose du canal lombaire, deux théories s'affrontent pour l'expliquer : la première est la théorie de la compression mécanique des éléments nerveux et la seconde est la théorie de la compression vasculaire.

a) Théorie de la compression mécanique des éléments nerveux

Différentes études ont été menées afin d'analyser la compression mécanique directe sur les nerfs lombaires. Tout d'abord en 1989, Olmaker et al ont réalisé une étude expérimentale sur les nerfs du canal lombaire de cochons avec application plus ou moins rapide d'une compression (36). Cette compression radiculaire a entraîné un œdème radiculaire, d'autant plus rapidement que la compression était rapide et de durée prolongée (36). Pour cet auteur, l'œdème radiculaire est secondaire à une augmentation de la perméabilité microvasculaire des capillaires endoneuronaux. Ceci conduit à une fuite de liquide et de macromolécules vers l'espace endoneural. Cet œdème influence de manière négative la nutrition du tissu nerveux en séparant les axones et en modifiant la balance ionique du tissu neural. L'augmentation de volume de liquide dans l'espace endoneural entraîne une augmentation de la pression et conduit donc à une sorte de syndrome de loge radiculaire qui fragilise la nutrition radiculaire et donc le fonctionnement radiculaire. Par la suite, Delamater et al ont montré dans une étude expérimentale sur des chiens, qu'une compression mécanique chronique sur les nerfs du canal lombaire entraînait à 3 mois l'apparition d'une dégénérescence Wallérienne de l'axone (37).

En 1995, Yoshizawa et al ont réalisé une étude sur des chiens avec compression chronique de racines nerveuses. Cette étude a permis de montrer que le début des modifications histologiques au niveau de l'arachnoïde correspond au début du dysfonctionnement de la barrière hémato-neuronale (38). L'œdème radiculaire débute à partir de 1 mois de compression. La stase veineuse et les perturbations du flux de LCR, secondaires à l'épaississement de la dure mère et de l'arachnoïde, sont des facteurs importants dans la persistance de l'œdème radiculaire. La même année, Takahashi et al ont publié une étude très intéressante sur les changements de la pression épidurale qui existe pendant la marche humaine (patients porteurs d'un canal lombaire étroit) (39). Douze patients avec une sténose lombaire symptomatique ont été

comparés à un groupe contrôle. Un capteur de pression était inséré dans l'espace épidural en L4-L5. Il permettait de mesurer des pressions pendant la marche sur un tapis, à une vitesse de 2 km/h. Différentes mesures ont été réalisées : lors de la marche normale, et lors d'une marche en antéflexion du rachis lombaire. L'auteur a montré que la pression lombaire n'était pas constante pendant la marche. De plus, les patients sains avaient une pression lombaire moyenne de 34 mmHg $\pm$ 5 alors que les patients avec une sténose lombaire présentaient une pression moyenne de 83 mmHg $\pm$ 14 (Figure 12). Cette pression diminuait en fonction de la posture du rachis : on retrouvait une pression lombaire moyenne de 27 mmHg $\pm$ 11 en flexion pour les sujets sains et de 37 mmHg $\pm$ 8 en flexion chez les sujets avec sténose lombaire. Il existait également des modifications de pression épidurale en fonction des phases de la marche (Figure 13). La pression était plus importante en phase d'appui bi-podal. La compression intermittente des racines pendant la marche peut donc expliquer la survenue d'une claudication neurogène : Les fréquentes modifications de la pression épidurale lors de la marche vont augmenter, de manière répétée, des phénomènes compressifs sur les racines, qui vont modifier la physiologie radiculaire et entraîner la claudication neurogène.

L'étude de Morishita et al, réalisée en 2009, s'intéresse à la pression dans le foramen intervertébral chez des patients ayant un canal lombaire étroit (40). Cette analyse a été réalisée dans 3 positions différentes. Il existait une corrélation négative entre les scores fonctionnels des patients et la pression mesurée. La pression dans le foramen intervertébral augmentait lorsque le rachis était porté en extension. Les patients chez qui les modifications de pression entre les positions flexion/extension du rachis étaient les plus élevées avaient des difficultés plus importantes à la marche. La capacité à la marche apparaît donc considérablement affectée par les modifications dynamiques de pression sur les racines. La position du rachis lombaire semble prendre une place importante dans la physiopathologie de la douleur, avec une augmentation de la compression nerveuse lors de l'extension de la colonne lombaire.

Figure 12. Exemple des changements de pression lombaire observés pendant la marche dans l'étude de Takahashi. (39)

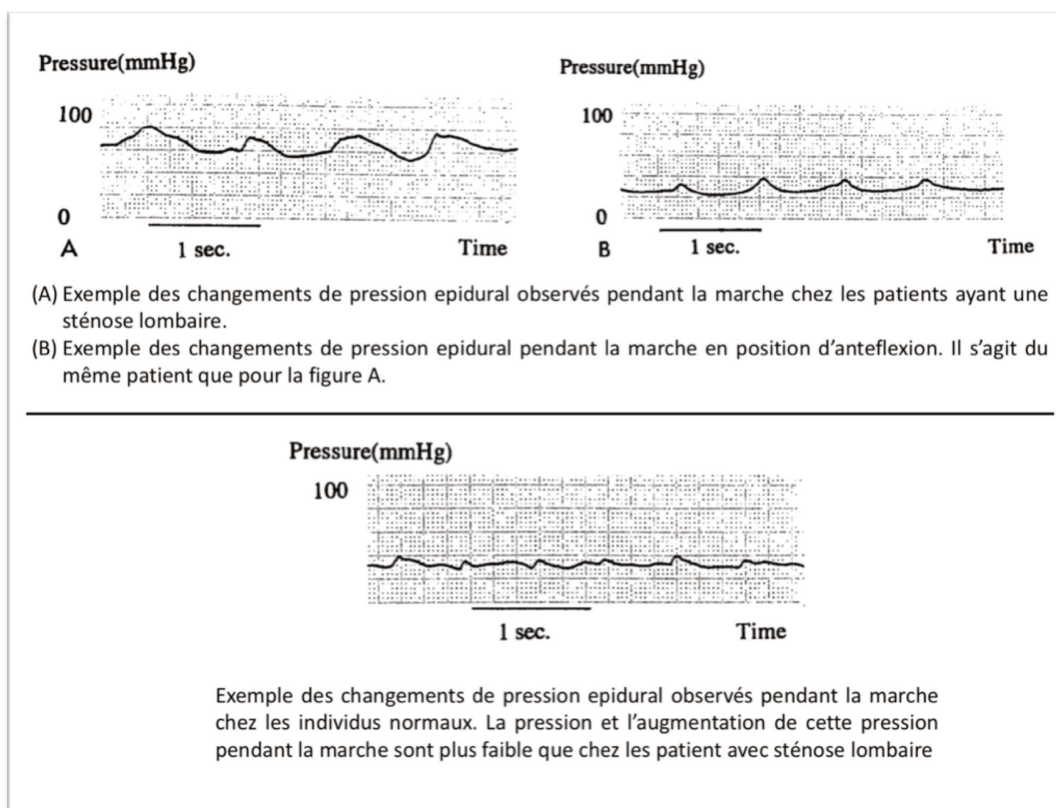
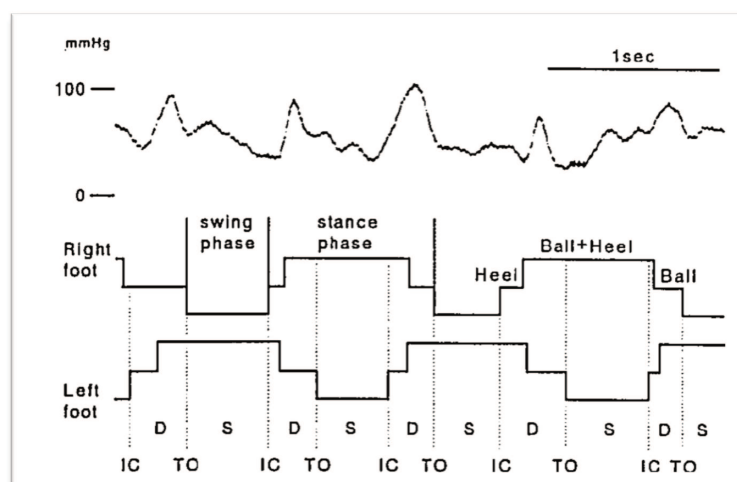


Figure 13. Relation entre la pression épidurale et les cycles de la marche dans l'étude de Takahashi. (39)



b) *Théorie Vasculaire*

En parallèle de la théorie mécanique s'est développée la théorie vasculaire. En 1995, Backer et al ont réalisé une étude expérimentale animale sur la compression chronique lombaire, avec mesures du flux sanguin par laser (41). En cas de compression sur plusieurs niveaux, le flux sanguin baissait de manière significative. Dans cette étude, cette baisse était en moyenne de 75% et s'effectuait en 2 temps, comme s'il existait une vasodilatation artérielle qui ne se maintenait pas dans le temps. L'incapacité à maintenir cette vasodilatation expliquerait les signes neurologiques qui apparaissent à l'effort et disparaissent au repos. Kobayashi, dans une étude expérimentale animale dans les années 2000, étudia le flux sanguin au niveau des racines de la queue de cheval (42). L'auteur a montré qu'il existait une zone de partage des flux (« *watershed area* »), véritable mécanisme de maintien de l'apport sanguin artériel même en cas de compression. Il n'y aurait pas de région hypo-vascularisée au niveau radiculaire car la pression artérielle serait maintenue même en cas de compression. L'auteur suggère que la compression mécanique entraînerait d'abord un retentissement sur les veines, avec une congestion, et que les artères ne seraient pas altérées : le mécanisme vasculaire résulterait alors d'un problème veineux prédominant.

En 2005, dans une autre étude menée sur des rats, Ikawa suggère que l'augmentation de l'activité ectopique des neurones reflète l'hyperexcitabilité des neurones sensitifs (43). La compression de la veine cave entraîne une congestion veineuse et augmente la pression épidurale. Cela conduit à une baisse de l'apport vasculaire et donc à une baisse de l'apport en oxygène pour les tissus. Cette hypoxie contribue à la formation de zones d'activités anormales dans le tissu nerveux, en particulier dans le ganglion spinal. En 2015, Kobayashi et al ont réalisé une étude sur l'homme avec mesure de la circulation sanguine au niveau rachidien à l'aide de l'analyse de la prise de contraste sur IRM (44). Suite à la congestion du système veineux, vulnérable à la compression, la perfusion est altérée dans les capillaires des racines nerveuses et dans les veinules, produisant une ischémie et augmentant l'œdème intra-radiculaire. L'auteur suggère que la prise de contraste au niveau des étages comprimés est expliquée par la congestion veineuse, l'œdème intra radiculaire et la dégénérescence Wallérienne.

Pour résumer, la pression épidurale augmente avec la marche chez les patients atteints de sténose lombaire. Il existe un schéma répété d'augmentation et de diminution de la pression pendant la marche. Bien que ces changements de pression ne soient pas assez importants pour perturber les artères, ils altèrent la circulation sanguine par l'intermédiaire du système veineux

épidural. En conséquence, l'espace sous-arachnoïdien est obstrué et la congestion, en plus de la compression directe, entraîne l'apparition d'une dégénérescence des fibres nerveuses de la queue de cheval. Le liquide, en excès dans les espaces sous-arachnoïdien, entraîne une rupture de la barrière hémato-nerveuse, conduisant à une augmentation des lésions endoneurales. Bien qu'une telle augmentation de pression soit réversible, un syndrome de loge peut se produire dans la queue de cheval au niveau de la sténose, provoquant une décharge ou une conduction ectopique qui peuvent être responsables de la claudication neurogène avec un endommagement des fibres nerveuses de façon chronique (45).

2.2.3 Traitements

Le premier traitement instauré est en général conservateur avec des mesures non chirurgicales (traitements médicamenteux, immobilisation par orthèse de tronc, infiltrations, physiothérapie, rééducation). En cas d'échec de ces traitements avec une persistance de la symptomatologie douloureuse, le traitement chirurgical peut-être envisagé. Ce traitement repose sur la décompression des structures nerveuses. L'intervention classique correspond à la laminectomie bilatérale postérieure à ciel ouvert (46) (Figure 14). Depuis plusieurs années, la technique dite de « recalibrage » est utilisée (Technique de Lin dans la description initiale) (Figure 15). Cette technique est réputée moins invasive et entraînant moins d'instabilité. L'objectif est d'essayer de préserver au maximum les éléments de l'arc postérieur. En effet, dans la description de cette technique de fenestration, Lin en 1982 propose de conserver le ligament sus-épineux et les épineuses et de décompresser le sac dural et les racines par une lamino-arthrectomie partielle (47). Elle peut être réalisée de manière minimale invasive avec un système d'écarteur tubulaire. Lorsqu'une instabilité est associée à la sténose, il est nécessaire de compléter la libération nerveuse par une instrumentation rachidienne. Certains auteurs ont décrit également un traitement de la sténose lombaire par décompression indirecte, efficace en cas de sténose centrale ou au niveau du foramen intervertébrale (mais surtout efficace lorsque la sténose lombaire est en rapport à un pincement discal et/ou une sténose foraminale).

Figure 14. Description de la technique de laminectomie lombaire postérieure à ciel ouvert pour le traitement d'une sténose décrite par Lin. (46)

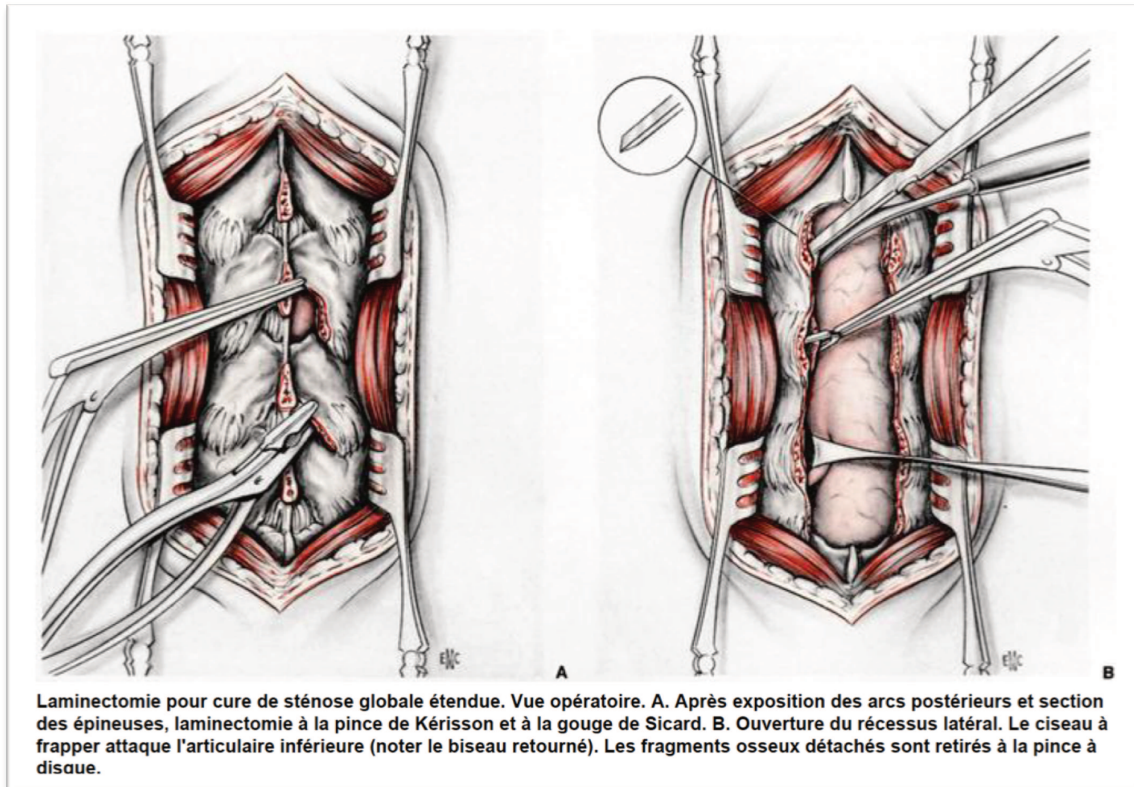
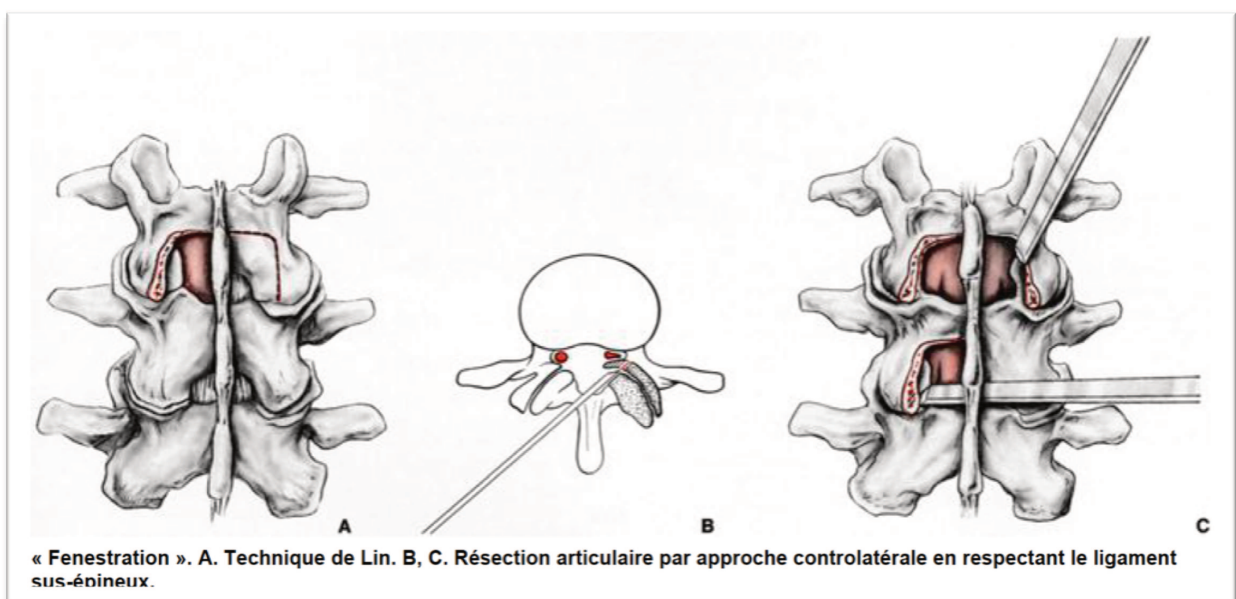


Figure 15. Description de la technique de « fenestration » ou « recalibrage » décrite par Lin. (46,47)



3. Analyse radiographique : outil d'évaluation de la posture statique

Les courbures rachidiennes ont été décrites depuis plusieurs siècles. On peut citer par exemple les travaux de Léonard de Vinci, au XVIème siècle, qui décrit l'axe d'équilibre du tronc (48). Depuis plus de 50 ans, de nombreux auteurs ont étudié le sujet avec différents points de vue et dans différentes pathologies.

La colonne vertébrale se compose donc de courbures qui peuvent être analysées à l'inspection simple, mais qui sont bien entendu plus évidentes sur une radiographie. Des paramètres radiographiques ont été introduits afin de pouvoir mieux analyser les structures rachidiennes (49). Ces paramètres structurels sont reliés entre eux, aboutissant à un équilibre postural, le plus harmonieux possible. Cet équilibre, à l'état normal (en l'absence de pathologie rachidienne), permet aux sujets d'avoir une station érigée et une marche qui soit la plus économique possible (49).

Cela a conduit au concept de « cône d'économie » pour laquelle une énergie musculaire minimale est nécessaire afin de maintenir l'équilibre entre la vertèbre supérieure (défini par l'extrémité encéphalique) et le polygone de soutien (défini par les appuis plantaires) (50). Une perturbation de cet équilibre retentit sur les structures anatomiques du rachis mais également sur la qualité de vie du patient et ses capacités fonctionnelles. La notion d'équilibre sagittal (ou alignement sagittal) s'est développée progressivement sur les 25 dernières années et fait partie désormais de notre pratique quotidienne en chirurgie rachidienne.

3.1 Paramètres pelviens et rachidiens

L'équilibre en station érigée est conditionné en particulier par la présence de courbures vertébrales. On observe dans le plan sagittal 4 courbures : Lordose cervicale, Cyphose dorsale, Lordose lombaire, Cyphose du sacrum. Ces courbures vertébrales doivent se répartir de manière harmonieuse. Elles permettent d'assurer une posture stable et énergétiquement peu coûteuse. Les paramètres essentiels de régulation d'un équilibre économique comprennent la morphologie du bassin et les paramètres rachidiens. L'analyse de l'alignement sagittal s'effectue l'extrémité céphalique aux appuis plantaires, ce qui nécessite de disposer de radiographie corps-entier.

a) Paramètres pelviens (49,51) (Figure 16)

- L'incidence pelvienne (IP, « *Pelvic incidence* ») : Il s'agit d'un paramètre pelvien morphologique. C'est le seul paramètre constant et invariable : L'incidence pelvienne ne varie pas en fonction de la position du bassin dans l'espace et est constante pour chaque sujet. L'incidence pelvienne est définie sur une vue pelvienne de profile comme l'angle entre la perpendiculaire au plateau sacré en son centre et la droite unissant le centre du plateau sacré et le centre des têtes fémorales (Figure 2). Pour un adulte standard, l'incidence pelvienne est en moyenne d'environ $52^\circ \pm 9$. La colonne vertébrale et la position du pelvis sont réparties harmonieusement en fonction de l'incidence. La lordose lombaire est corrélée à la valeur d'incidence pelvienne par la relation suivante (52) :

$$IP = LL \pm 10$$

Lorsqu'un patient présente une incidence pelvienne élevée (bassin large et horizontal), la lordose lombaire ainsi que les courbures sus-jacentes seront élevées également. Inversement, une faible incidence pelvienne (bassin étroit et vertical) entraînera une lordose lombaire faible. Si le sujet possède une valeur de lordose lombaire harmonieuse avec son incidence pelvienne, il peut se tenir en position debout dans des conditions d'économie de posture. Lorsque l'incidence pelvienne est élevée, le patient a une plus grande capacité de rétroversion du bassin.

- La version pelvienne (VP, « *Pelvic tilt* ») : Il s'agit d'un paramètre pelvien positionnel qui varie en fonction de la position du pelvis dans l'espace. Elle est variable avec la forme du bassin et en fonction de l'incidence pelvienne. La version pelvienne est définie comme l'angle entre la droite reliant le milieu du plateau sacré et le centre des têtes fémorales avec l'axe vertical passant par le centre des têtes fémorales. La valeur de la version pelvienne est en moyenne d'environ 12° . La version pelvienne permet également de définir la rétroversion du bassin.

- La pente sacrée (PS, « *Sacral Slope* ») : Il s'agit d'un paramètre pelvien positionnel qui varie en fonction de la position du pelvis dans l'espace. La pente sacrée est définie comme étant l'angle entre le plateau sacré et l'axe de l'horizontale. Un sacrum vertical est défini par une faible valeur de pente sacrée. Un sacrum horizontal correspond à une valeur élevée de pente sacrée. La pente sacrée a une valeur moyenne d'environ 40° .

Ces paramètres radiographiques sont reliés par une relation mathématique (49); L'incidence pelvienne est la somme de la pente sacrée et de la version pelvienne :

$$IP = VP + PS$$

b) Paramètres rachidiens (53,54) (Figure 16)

- La lordose lombaire (LL, « *Lumbar lordosis* ») : La lordose lombaire est un paramètre rachidien évaluée en position debout. La lordose lombaire anatomique est définie comme étant l'angle entre la droite passant par le plateau supérieur de L1 et celle passant par le plateau de S1 (Figure 2). Sa valeur moyenne est comprise entre 30° et 80°, en fonction de la morphologie du sujet. Mécaniquement, cette valeur peut être très différente car elle dépend de la courbure présente chez le sujet : la partie proximale de la mesure ne sera pas forcément le plateau supérieur de L1 mais sera le point d'inflexion de la fin de la cyphose thoracique et le début de la lordose lombaire. L'apex de la lordose correspond au point le plus antérieur de la lordose et est en général entre L3 et L5. 70% de la lordose lombaire se situe entre L4 et S1.

- Cyphose thoracique (LL, « *Thoracic kyphosis* ») : La cyphose thoracique anatomique est définie comme l'angle entre le plateau supérieur de T1 et le plateau inférieur de T12. Sa valeur moyenne est comprise entre 20 et 40°.

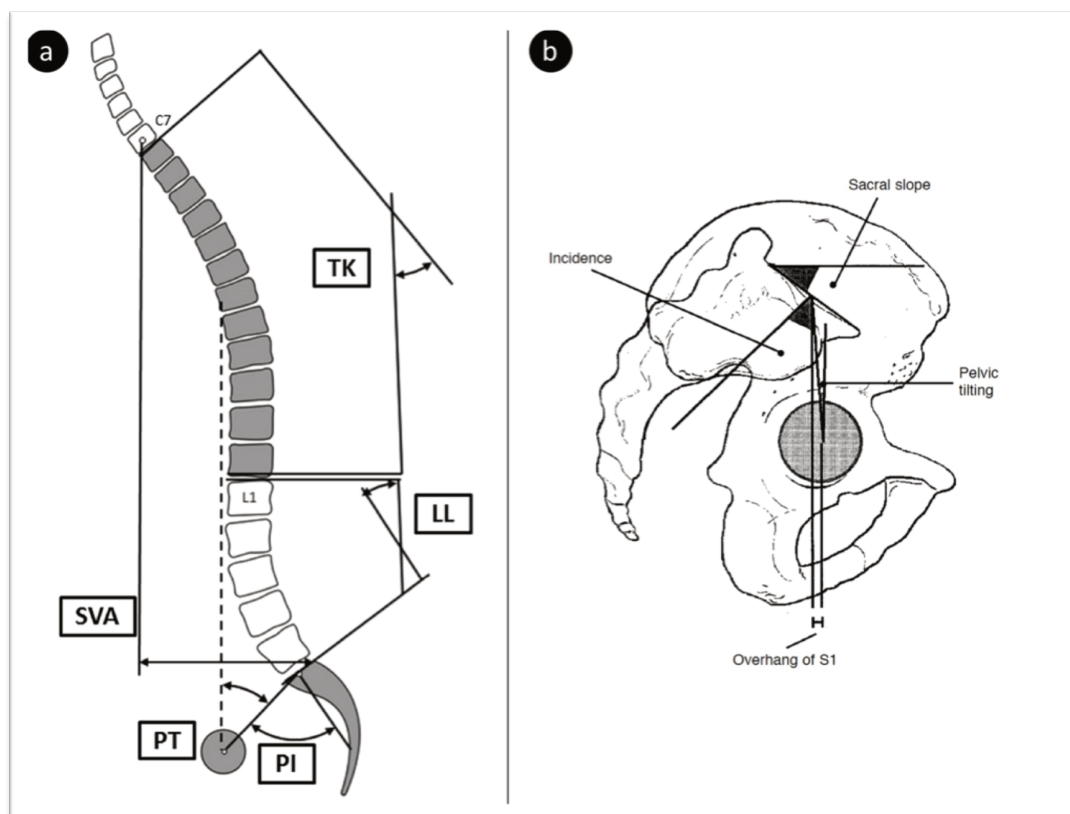
c) Analyse de l'équilibre rachidien

L'analyse de l'équilibre rachidien est effectuée sur des radiographies latérales corps entier en position debout. On utilise la « *C7 Plumb Line* », ligne verticale passant par le milieu de C7, pour définir l'alignement sagittal du sujet. Cette ligne se situe en général en arrière des têtes fémorales chez un sujet ayant un bon équilibre rachidien. Grâce à cette ligne, on va pouvoir définir la valeur de la « *Sagittal Vertical Axis* » (SVA) : distance entre la verticale passant par le centre de C7 et le bord postéro-supérieur de S1. Sa valeur est positive lorsque la *C7 Plumb Line* est en avant de la partie postérieure du sacrum et négative lorsqu'elle se situe en arrière. La valeur moyenne de SVA est en générale comprise entre -2,5 cm et + 2,5 cm. Cette valeur varie en fonction de l'âge des patients. Il a été défini dans la littérature que l'on rencontre un déséquilibre antérieur lorsque la valeur de la SVA est supérieur à +5cm (53).

Selon certains auteurs, l'utilisation de la SVA pour évaluer l'équilibre sagittal est un marqueur radiographique important et fiable de la gravité de l'atteinte chez les patients qui présentent un déséquilibre sagittal important (55,56). Plusieurs études ont déjà démontré que l'amélioration de l'équilibre sagittal, en utilisant la SVA, est un prédicteur de l'amélioration des résultats cliniques chez les patients adultes avec déformation vertébrale (57–60). D'autres paramètres tel que le ratio C7plumbline/distance sacro-fémorale (C7/SFD) ont également été

décrits comme marqueur de l'alignement sagittal global (61) (Ratio dans une population normale : $C7/SFD = -0.9 \pm 1$)

Figure 16. (A) Description des paramètres d'équilibre sagittal rachidien (62). (B) Description des paramètres pelviens morphologiques et positionnelles (49).



3.2 Différents morphotypes et Pathologies associées

Nous avons vu que les courbures sagittales doivent s'adapter à l'incidence lombaire. Selon Roussouly, la conformation de la colonne est un élément prédictif du type de pathologie dégénérative à venir. Roussouly a établi une classification du type de lordose à partir des résultats d'une étude prospective réalisée sur des radiographies de patients asymptomatiques (63). Tout type de courbures sagittales pour la colonne vertébrale existe. Roussouly suggère que chaque patient peut être classé en fonction de ses courbures. Il s'agit d'une classification établie en 4 types (Figure 17). Les types 1 et 2 présentent une incidence pelvienne faible, tandis que les types 3 et 4 ont une incidence pelvienne plus forte.

- Type 1 : La pente sacrée est inférieure à 35° , généralement associée à une incidence pelvienne faible. L'apex de la lordose lombaire est centré sur le corps vertébral de L5. L'arc inférieur de la lordose est minime. La lordose lombaire est courte et la cyphose est longue avec une prolongation sur la région thoraco-lombaire (hyperlordose basse courte avec une cyphose thoraco-lombaire). Ce type de rachis expose les sujets à une pathologie type hernie discale en rapport avec les forces de compression excessives appliqués sur le rachis (dégénérescence discale thoraco-lombaire, et rétrolisthésis dans la zone jonctionnelle).

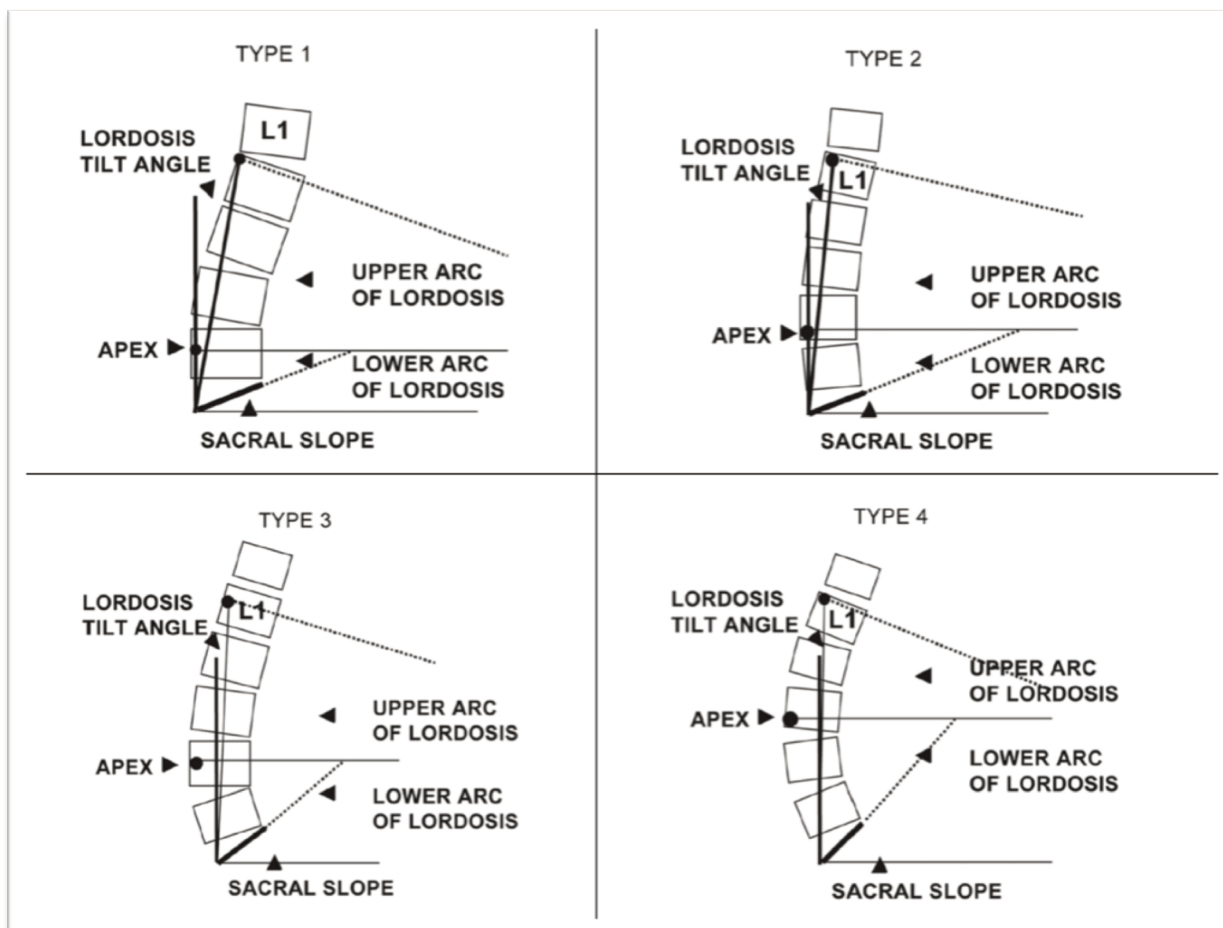
- Type 2 : La pente sacrée est inférieure à 35° . Le sommet de la lordose lombaire est situé à la base du corps vertébral de L4. L'arc inférieur de la lordose est relativement plat, proche d'une ligne droite. Il s'agit d'une colonne vertébrale plate, hypo-lordotique et hypo-cyphotique. Les pathologies rencontrées chez ces patients seraient en rapport avec une hyperpression discale (discopathies dégénératives précoces et hernies discales).

- Type 3 : La pente sacrée est comprise entre 35° et 45° . Le sommet de la lordose est au centre du corps vertébral de L4. L'arc inférieur de la lordose devient plus important. Le point d'inflexion est la jonction thoraco-lombaire. Une moyenne de 4 corps vertébraux constitue l'arc de la lordose. Il s'agit d'une colonne vertébrale régulière et harmonieuse.

- Type 4 : La pente sacrée est supérieure à 45° , ce qui est associée à une incidence élevée. Le sommet de la lordose lombaire est situé à la base du corps vertébral de L3 ou plus haut. Le nombre de vertèbres constituant la lordose est supérieur à 5. Il s'agit d'une colonne vertébrale hyper-lordosée mais harmonieuse. Le risque est plus important chez ces patients de développer un spondylolisthésis par lyse isthmique ou des pathologies facettaires, en rapport avec les forces de cisaillement appliquées.

Roussouly suggère que les patients souffrant de hernies discales symptomatiques sont plus communément classés comme étant de type 1 ou de type 2. Les patients souffrant de sténose du canal lombaire sont plus fréquemment de type 4.

Figure 17. Description des 4 types de dos au niveau de la région lombaire selon Roussouly (63).



3.3 Mécanismes de compensation d'un déséquilibre

L'alignement sagittal permet de définir l'état d'équilibre du patient dans le plan latéral. C'est la relation harmonieuse entre le pelvis et les courbures rachidiennes. Il s'agit de l'alignement sagittal statique. Le but de cet équilibre est de permettre au patient de maintenir une posture érigée verticale, économique, avec le minimum de dépenses énergétiques musculaires, permettant le maintien du regard à l'horizontale. La ligne de gravité doit se situer au-dessus des pieds (base de soutien), proche des articulations des hanches, des genoux, et des chevilles. Nous connaissons ce qui est considéré comme radiologiquement normal. Mais certaines valeurs normales ne sont pas applicables en l'état à tous les sujets. En effet, ces valeurs

peuvent varier d'un sujet à l'autre en fonction de l'âge, de la morphologie du bassin, et peuvent varier selon le sexe ainsi que l'origine ethnique (64,65).

L'apparition d'un déséquilibre antérieure entraîne des mécanismes de compensation afin de conserver une posture droite (61). Cette cascade d'évènements permettant de répondre à ce déséquilibre est l'association de phénomènes complexes tel que la diminution de la cyphose thoracique, la rétroversion du bassin, l'apparition de rétrolisthésis lombaire, la flexion des genoux.

Lorsqu'un déséquilibre sagittal se met en place, on observe une augmentation de la SVA. Le sujet doit compenser pour éviter un déplacement antérieur du centre de gravité du tronc. Il faut déplacer le centre de gravité en arrière. Le sujet va alors se mettre en rétroversion pelvienne afin de maintenir le centre de gravité du tronc à la verticale. Le bassin utilise la tête fémorale comme un centre de rotation et génère une rétroversion pour compenser (augmentation de la version pelvienne). Les mécanismes compensatoires du pelvis sont quantifiés par l'inclinaison du bassin, la version pelvienne (51,61). La VP est également corrélée aux résultats de qualité de vie des patients (QVLS) (66). La VP augmente donc chez le sujet qui présente un déséquilibre antérieur (64). Mais son augmentation est limitée et aboutie à un plateau pour les valeurs extrêmes de SVA (limitée par la réserve d'extension des hanches).

Cette capacité de la rétroversion pelvienne à participer à la compensation peut être affectée par de nombreux facteurs, notamment les caractéristiques anatomiques du bassin, une pathologie de l'articulation de la hanche ou des contractures associées (Figure 18). Les individus à faible incidence pelvienne (IP) ont les articulations des hanches qui sont naturellement dans une position avec plus d'extension. Ces patients ont par conséquent une capacité plus faible à s'adapter au déséquilibre sagittal (67).

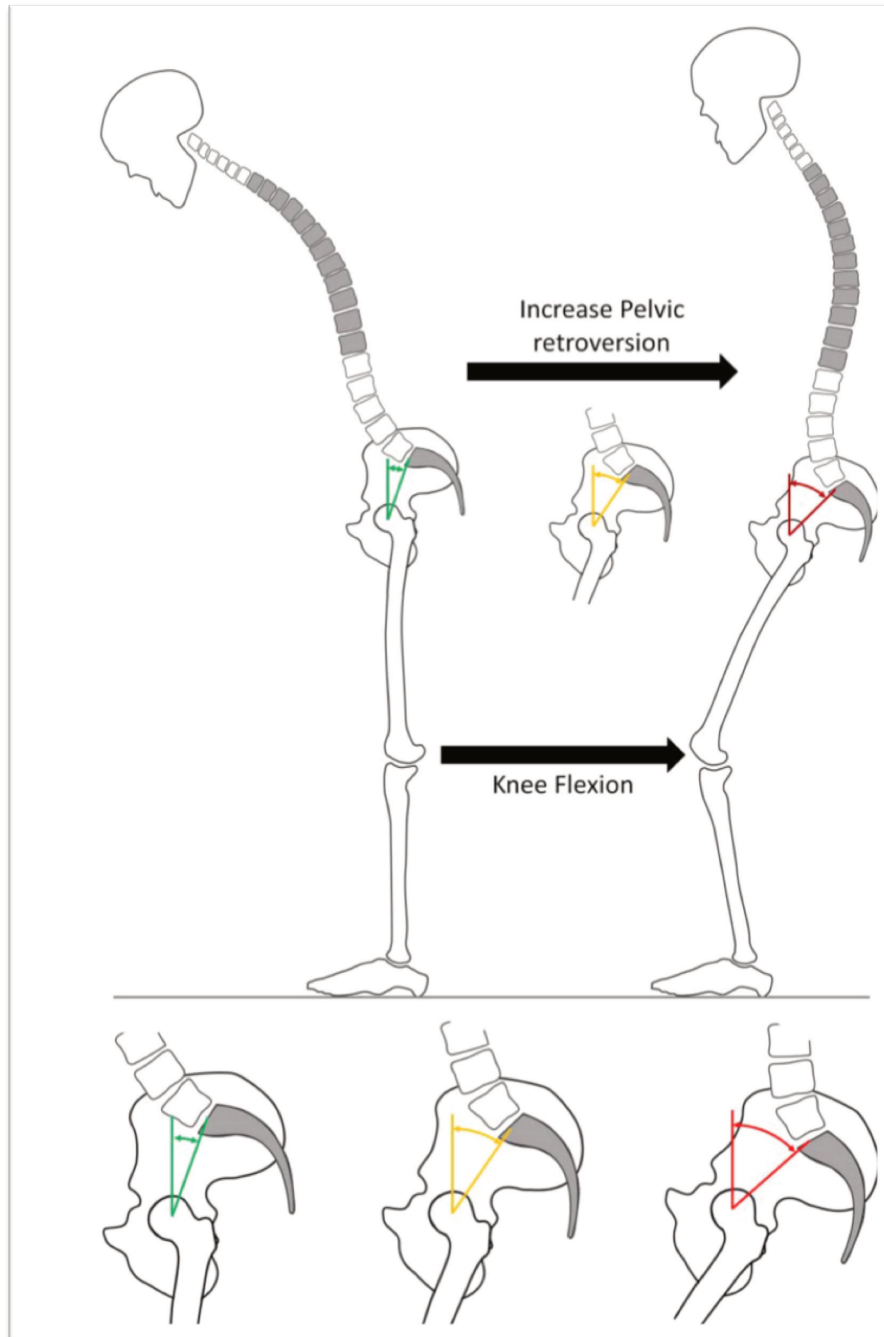
En cas d'aggravation du déséquilibre, cela entraîne un recrutement de membres inférieurs pour compensation. Des études antérieures ont confirmé le rôle compensateur des membres inférieurs : extension de la hanche, translation du bassin postérieur, flexion du genou et dorsiflexion de la cheville permettant de maintenir la ligne de gravité (61). Cette chaîne de compensation dépend de l'âge des patients, du sexe, et de l'origine ethnique (65). Les patients plus jeunes ont tendance principalement à mettre en place une hypo-cyphose thoracique comme une réponse précoce. Les patients plus âgés auront tendance à préférer les mécanismes utilisant le bassin et les membres inférieurs, avec une moins bonne capacité d'adaptation au niveau du rachis thoracique. Concernant les différences des mécanismes de compensation en fonction du sexe (62), les femmes auront une capacité d'extension des hanches ainsi qu'une VP plus élevée

par rapport aux hommes. Les hommes quant à eux vont utiliser plus de compensation avec la flexion des genoux.

Enfin, Saha et al ont décrit les dépenses énergétiques, et la consommation d'oxygène chez des patients en déséquilibre (68). Lorsqu'il existe une augmentation de l'anté-flexion du tronc chez les sujets, il y a une augmentation significative de la consommation d'oxygène. Les compensations apportées à la posture par le patient en anté-flexion, afin de maintenir sa ligne de gravité en position convenable, entraînent une augmentation de la consommation énergétique. Ces notions énergétiques rejoignent le concept de « cône d'économie » décrit par Dubousset. Ces paramètres d'équilibre sagittal ont un lien certain avec les dépenses énergétiques et avec les phénomènes douloureux lors de mise en place des mécanismes de compensation. Pour ces raisons, ils ont un impact sur la qualité de vie des patients.

En résumé, les compensations de la colonne vertébrale, du bassin et des membres inférieurs sont des changements dynamiques basés sur le concept de « cône d'économie ». Les paramètres radiographiques utilisés doivent donc pouvoir refléter la distribution du centre de gravité ainsi que les mécanismes de compensation.

Figure 18. Exemple de mécanismes de compensation par rétroversion pelvienne et flexion des genoux (69).



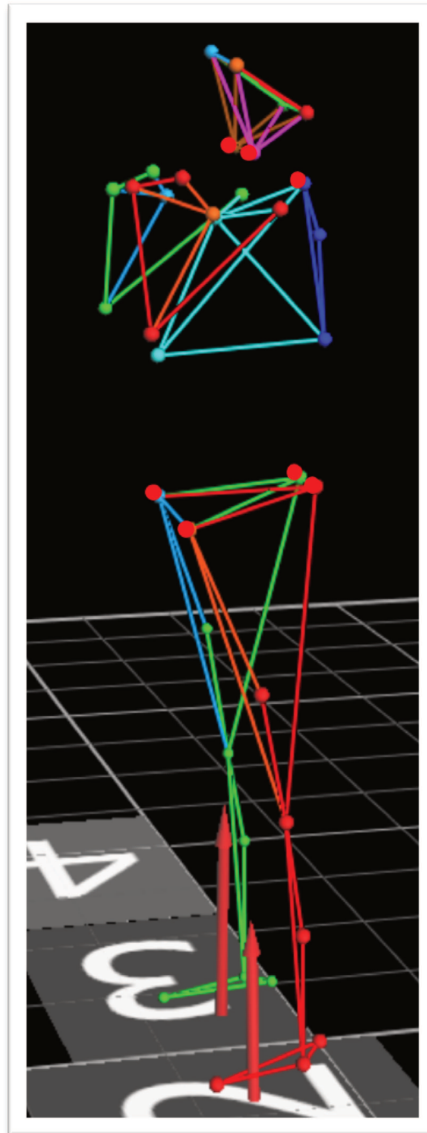
4. Analyse du mouvement : outil d'évaluation de la posture dynamique et de la locomotion

4.1 Analyse quantifiée du mouvement en trois dimensions

L'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) est un processus de mesure instrumentée en trois dimensions des incapacités locomotrices (70). L'AQM permet un enregistrement des données nécessaires au calcul des paramètres cinématiques, cinétiques et spatio-temporelles. Elle s'effectue généralement dans un laboratoire de marche avec des caméras infra-rouges réparties en hauteur dans la pièce et des marqueurs passifs posés préalablement sur des points anatomiques précis qui permettent de quantifier les mouvements des différents segments corporels. Les informations recueillies permettent d'analyser : les mouvements des centres de masse du corps ; le mouvement relatif entre les segments osseux adjacents avec une cinématique articulaire ; les forces échangées avec l'environnement ; les charges résultantes transmises à travers des sections de segments du corps ou entre des segments, etc (71) (Figure 19). Les informations sont mesurées ou estimées à l'aide de modèles mathématiques anthropomorphiques, ce qui permet d'établir une description quantitative du système locomoteur qui s'apparente à une sémiologie quantitative de la fonction locomotrice (71).

De nombreuses difficultés et biais sont présents lors d'une AQM. D'une part, le placement des marqueurs doit être effectué par du personnel possédant une expérience spécifique et appliquant des protocoles validés (70,72). De plus, pour améliorer la fiabilité des tests, les analyses sur les mêmes patients à différents temps donnés doivent être effectuées par le même examinateur. D'autre part, l'AQM génère une importante quantité de données à analyser. De ce fait les procédures de traitements de ces informations se sont également développées au fil du temps (73). En effet, les méthodes les plus anciennes passant par de simples reconstructions (en fil de fer) sont aujourd'hui remplacées par des reconstructions mathématiques anthropomorphiques représentant un squelette virtuel personnalisé. Des techniques de traitements de données par apprentissage machine laisse entrevoir de nouvelles perspectives pour l'amélioration des interprétations issues des AQM.

Figure 19. Exemple de modélisation d'un individu en position debout, position EOS.

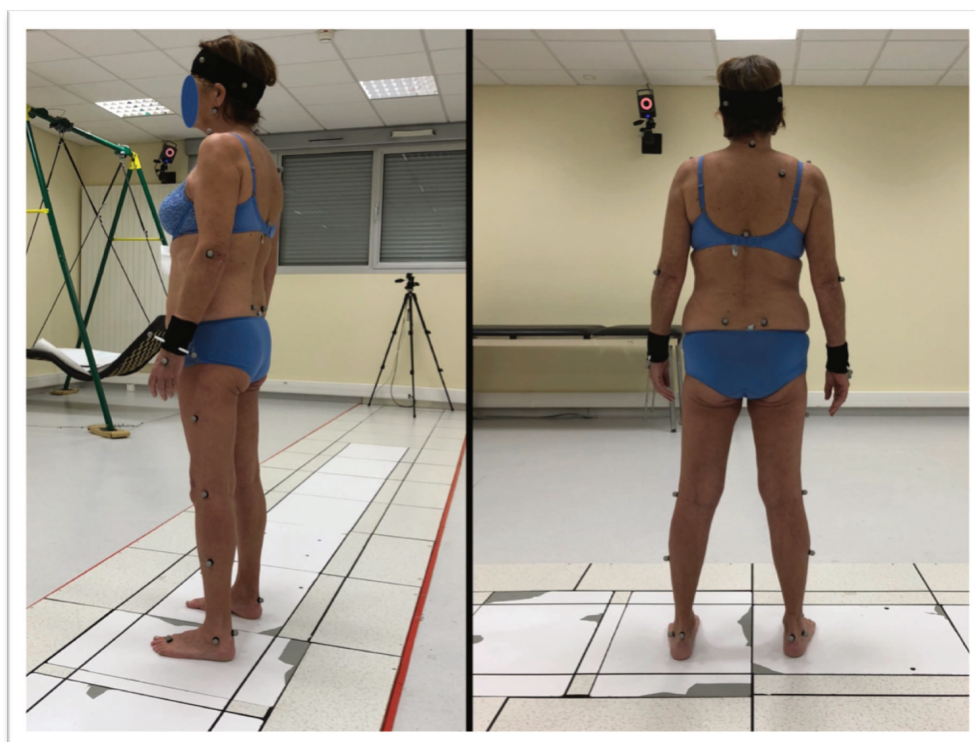


4.2 Analyse de la posture avec centre de pression

L'analyse de la posture (ou stabilométrie) mise en oeuvre sur plateforme de force évalue les déplacements du centre de pression (COP). Ces derniers définissent un certain nombre de paramètres (vitesse, surface, longueur, fréquence, amplitude, etc)(74), témoignant des capacités posturales de l'individu. Dans le laboratoire d'AQM du CHU de Dijon, l'analyse posturale est généralement effectuée préalablement à l'analyse de la locomotion. Les sujets ont alors pour consigne de maintenir leur équilibre sur la plateforme de force pendant une durée de 54s, durant laquelle les forces de réaction au sol, la position du centre de pression et les mouvements du corps sont enregistrés (Figure 20). Les sujets effectuent un essai dans diverses conditions posturales, les yeux ouverts : position standard avec les deux pieds au sol écartés de la largeur des épaules, et position pieds joints ; ainsi que position standard, les yeux fermés.

Ces analyses stabilométriques peuvent être mises en regard des notions de « cône d'économie » décrite par Dubousset et détaillées dans le paragraphe 3 de ce manuscrit.

Figure 20. Exemple d'un sujet débutant une analyse cinématique de la marche par l'analyse posturale avec les différents marqueurs passifs.



5. Problématiques de recherche

Le constat effectué dans les chapitres précédents, confirmé par la pratique clinique quotidienne, est qu'en matière de chirurgie du rachis dégénératif la décision opératoire et l'évaluation des résultats reposent essentiellement sur des critères subjectifs déclaratifs (parfois recueillis par auto-questionnaires). De plus, et peut être en conséquence, les pratiques des professionnels restent à l'heure actuelle très hétérogènes (75,76). En effet, aucun consensus n'est actuellement établi sur les procédures diagnostiques et d'analyse des résultats d'une chirurgie rachidienne. Différents outils d'évaluation des capacités fonctionnelles existent pourtant et ont déjà montré leur intérêt dans diverses pathologies touchant l'appareil locomoteur (77), en particulier rachidiennes (78,79).

Jusqu'à récemment, peu d'études se sont intéressées à l'analyse de la locomotion et de la posture chez les patients porteurs d'un canal lombaire étroit. Il existe pourtant de nombreuses anomalies de locomotion chez ces patients qui apparaissent dès le début du cycle de marche. Une des premières anomalies identifiée est bien entendu une diminution de la vitesse de marche par rapport aux sujets sains (80,81). De plus, lors de la marche, la cadence et la longueur du cycle de marche sont également plus faibles (81). Dans l'étude de Goto et al sur une petite série de 6 patients avec sténose lombaire, après la chirurgie, la cadence et la vitesse de marche s'améliorent chez les patients (82). Des modifications cinématiques ont aussi été retrouvées par Kuwahara et al (81). Les auteurs ont retrouvé que le mouvement d'extension lombaire au temps préopératoire est significativement plus faible chez les patients avec sténose lombaire (SL) par rapport aux sujets sains. De plus, les patients présentaient une posture en inclinaison antérieure durant la marche. Les auteurs concluent que ces patients présentent une anomalie posturale qui existe dès les premiers pas et cela même avant l'apparition d'une claudication éventuelle. Selon Goto et al, l'anomalie posturale du tronc (en flexion) présente au temps préopératoire n'est pas retrouvée au temps post-opératoire durant la marche (82).

Il semble ainsi intéressant d'évaluer l'intérêt que les outils d'analyse du mouvement et de la posture pourraient avoir en pratique clinique courante. Ce contexte a été à l'origine du projet SPEED (M. Grelat, investigateur principal). Avec le soutien du Dr Beurain et du Pr Casillas, j'ai eu l'opportunité de porter et de réaliser ce projet avec l'équipe du Centre d'Investigation Clinique du Centre Hospitalier Universitaire de Dijon. Ce projet (détaillé par la suite) a pour ambition d'utiliser les outils d'analyses quantifiées du mouvement pour évaluer l'apport d'une chirurgie du rachis lombaire chez des patients souffrants de canal lombaire étroit. Ce travail de thèse repose donc sur les données collectées lors de ce projet, ainsi que sur les

résultats obtenus lors d'un travail réalisé avec le Dr Madkouri sur l'équilibre sagittal. Les études présentées correspondent aux premiers résultats issus de projets ancillaires du projet SPEED.

Les travaux présentés en étude 1 et 2 critiquent les analyses effectuées préalablement à la chirurgie du rachis lors de la sténose lombaire, avec des critères statiques radiographiques, ainsi que critères subjectifs recueillis par auto-questionnaires et test de marche. Qu'elle est l'intérêt des données statiques posturales ? Quelle est la fiabilité de données subjectives, tel que le périmètre de marche utilisé fréquemment dans cette pathologie ?

Les travaux présentés en étude 3 et 4 exploitent les données de l'analyse 3D du mouvement afin de trouver des marqueurs fonctionnels qui permettront au clinicien de mieux appréhender l'impact de la maladie. Nous proposerons une modélisation de l'équilibre sagittal permettant *in fine* une quantification de l'équilibre sagittal dynamique (i.e. durant la marche). A travers une méta-analyse et une revue systématique, nous montrerons la capacité discriminante de l'analyse quantifiée du mouvement pour la quantification du mouvement du tronc et du pelvis.

Partie 2 : Partie Expérimentale

1. Partie réglementaire : mise en place du projet SPEED

SYNOPSIS

Titre de l'étude	EVALUATION QUANTITATIVE DE LA MOTRICITE AVANT ET APRES UNE CHIRURGIE DU RACHIS CHEZ LES PATIENTS ATTEINTS DE PATHOLOGIE RACHIDIENNE DEGENERATIVE (SPEED)
N°d'enregistrement	<i>NCT03194607 (Numéro Clinical Trial)</i> ID RCB : 2016-A00755-46 Approuvée le 20/05/2016 par le CPP Est I
Promoteur	<i>Centre Hospitalier Universitaire Dijon Bourgogne</i>
Investigateurs	Principal/Coordonnateur : Dr Michael GRELAT
Rationnel	Afin de réaliser une analyse globale multidimensionnelle des patients ayant un canal lombaire étroit programmé pour une chirurgie du rachis, nous avons mis en place un protocole de recherche promu par le CHU de Dijon. Ce protocole consiste en une évaluation complète, dynamique et fonctionnelle, au temps pré et post opératoire. Notre objectif est de quantifier le résultat de la chirurgie lombaire type recalibrage canalaire sans ostéosynthèse associée (pour canal lombaire étroit) sur la modification des capacités fonctionnelles des patients (évaluées par le test de marche de 6 minutes) et de relier les paramètres issus de l'analyse 3D de la marche à des paramètres cliniques et fonctionnels. Cette étude permettra d'étudier l'évolution des paramètres de motricité chez des patients présentant une pathologie rachidienne dégénérative, avant et après chirurgie du rachis. Notre analyse concerne les capacités fonctionnelles des patients, les paramètres spatio-temporels de la posture et de la locomotion, ainsi que la dynamique articulaire (mouvement des articulations du bassin, des épaules et des articulations du membre inférieur).
Objectifs de la recherche	• <u>OBJECTIF PRINCIPAL :</u> Décrire l'évolution de la vitesse libre de marche du patient (test de 6 minutes), avant et après chirurgie • <u>OBJECTIFS SECONDAIRES :</u> Décrire l'évolution, avant et après chirurgie, de : 1) la vitesse de marche rapide 2) les paramètres de motricité 3) L'équilibre sagittal statique 4) les répercussions fonctionnelles 5) la qualité de vie 6) la douleur 7) Le périmètre de marche

Critères d'évaluation de l'étude	• <u>CRITERE DE JUGEMENT PRINCIPAL</u> Vitesse libre de marche mesurée par le test de marche de 6 minutes (J-15 et M6) • <u>CRITERES DE JUGEMENT SECONDAIRES</u> 1- Vitesse de marche rapide mesurée par le test de marche de 200m, (J-15 et M6) 2- Paramètres de motricité évalués par analyse quantifiée de la marche (J-15 et M6), comportant les éléments suivants : analyse du centre de gravité, rotation inverse des ceintures, réactions au sol, symétrie du cycle de la marche, longueur du pas, flexion-extension de la hanche, équilibre sagittal dynamique 3- Equilibre sagittal statique évalué par téléradiographie du rachis en préopératoire et en post-opératoire (entre M6 et M7) 4- Répercussions fonctionnelles (J-15 et M6) évaluées par : - le test de Sorensen - le test de Shirado - l'index Oswestry - l'échelle de Québec 5- Qualité de vie (J-15 et M6) évaluée par le SF-12 6- Douleur (J-15 et M6) évaluée par EVA douleur 7- Périmètre de marche évalué par le test de marche libre (J-15 et M6)
Nombre de participants prévu	35 patients sont prévus pour la participation à cette recherche biomédicale
Sélection des sujets	- <u>CRITERES D'INCLUSION</u> Patient : - majeur - ayant donné son consentement - avec pathologie rachidienne dégénérative type sténose lombaire (canal lombaire étroit acquis arthrosique) - éligible à la chirurgie décompression par recalibrage canalaire sans ostéosynthèse associée (symptomatologie douloureuse > 3 mois, résistant au traitement médicamenteux) - capable de marcher $\geq$ 10 mètres sans aide - avec symptomatologie douloureuse rachidienne < 5 ans - <u>CRITERES DE NON INCLUSION</u> Patient : - Adulte protégé - Non affilié à un régime de sécurité sociale - Femme enceinte ou allaitante - Antécédent d'Intervention chirurgicale sur le rachis lombaire type arthrodèse postérieure ou antérieure - Antécédent d'Intervention chirurgicale sur le rachis lombaire type arthroplastie - Antécédent d'Intervention chirurgicale sur le rachis lombaire dans les 6 derniers mois - Troubles fonctionnels ou ostéo-articulaires expliqués par une pathologie non rachidienne qui peut altérer de façon significative la vitesse de marche - <u>CRITERES D'EXCLUSION</u> Patient ayant bénéficié d'une reprise chirurgicale avant M6

Évaluation des bénéfices et des risques attendus	• <u>RISQUES :</u> Les seuls risques induits par la participation à l'étude pour les patients sont un accident au cours des trajets nécessaires pour se rendre sur le lieu de la recherche et d'en revenir, et un risque de chute. Instruction sera donnée aux patients de stopper immédiatement le test s'ils ressentent un risque de chute, tout en avertissant les investigateurs présents. Pour assurer la sécurité des patients, un des membres de l'équipe se tiendra proche du patient pendant toute la durée des tests afin de prévenir tout risque de chute inopinée. Enfin, un médecin investigateur sera systématiquement présent. • <u>BENEFICES</u> Aucun bénéfice immédiat n'est attendu pour le patient. Cependant, dans le cadre de cette étude, le patient bénéficiera de tests supplémentaires non invasifs réalisés avant et après son intervention chirurgicale, permettant une évaluation plus fine de sa pathologie et de l'impact de son intervention.
Déroulement de l'étude	• <u>SCHEMA D'ETUDE :</u> étude épidémiologique observationnelle longitudinale de type avant-après • <u>DESCRIPTION CHRONOLOGIQUE DE L'ETUDE</u> 1) Visite d'inclusion (consultation de neurochirurgie) : identification des patients éligibles, information et recueil du consentement 2) Visite pour l'analyse de la marche (J-15 $\pm$ 10 jours) sur la plate-forme d'analyse du mouvement : - Analyse 3D de la locomotion et de la posture : analyse posturale (stabilométrie) et analyse de la locomotion (analyse quantifiée de la marche) - Tests fonctionnels : test de marche de 6 minutes, test de marche de 200 mètres, test de Sorensen, test de Shirado - Autoquestionnaires : Oswestry, Québec, SF-12, et EVA douleur - Recueil des données de téléradiographie du rachis 3) Chirurgie (J0) 4) Appel téléphonique à M4-M5 par un technicien d'études cliniques (TEC) : recherche d'éventuelles complications, notamment réhospitalisation ou reprise chirurgicale. En l'absence de reprise chirurgicale, le TEC rappellera au patient la date de visite de fin d'étude à M6 et sur la nécessité d'apporter les résultats de la téléradiographie réalisés en post-opératoire 5) Consultation de suivi neurochirurgicale (M6), correspondant au suivi de routine réalisé par les neurochirurgiens 6) Visite de fin d'étude sur la plate-forme d'analyse du mouvement à M6 (entre M6 et M7) réalisée suivant les mêmes modalités que la visite à J-15.
Analyse statistique	• <u>JUSTIFICATION DU NOMBRE DE PERSONNES NECESSAIRES</u> Une étude réalisée sur des patients avec un canal lombaire étroit montrait une vitesse de marche moyenne de 1,04 m/s avant chirurgie et de 1,23 m/s après chirurgie (80). Basée sur cette hypothèse, combinée à un écart-type à 35 (permettant de prendre en compte une variabilité importante), un risque alpha à 5% et une puissance à 80%, 31 patients analysables sont nécessaires pour l'étude SPEED. Afin de prendre en compte d'éventuels perdus de vue, 35 patients seront inclus.

	• TESTS UTILISES <u>Analyse principale</u> : L'évolution de la vitesse de marche au test de 6 minutes avant et après la chirurgie sera analysée par le test de Student pour séries appariées (ou test de Wilcoxon en l'absence de normalité). Cette analyse sera complétée par une régression linéaire afin de pouvoir ajuster les résultats sur les facteurs pouvant influencer la vitesse de marche <u>Analyses secondaires</u> : La vitesse de marche au test sur 200 mètres, l'indice de Québec, la durée de maintien de la posture aux tests de Sorensen et de Shirado, la qualité de vie par dimension, et le résultat de l'EVA douleur seront décrits à J-15 et à M6 sous forme de moyenne et d'écart-type (ou de médiane et intervalle inter-quartile en l'absence de normalité), et comparés avant et après la chirurgie par le test de Student pour séries appariées (ou test de Wilcoxon en l'absence de normalité). Le pourcentage d'incapacité (index d'Oswestry) sera décrit à chaque temps et comparé avant et après la chirurgie par un test du Chi-2. Toutes ces analyses seront réalisées à visé exploratoire selon le type de pathologie (canal lombaire étroit ou lombalgie discogénique). Les corrélations entre : 1) L'évolution des paramètres de motricité et les mesures cliniques 2) L'évolution des paramètres de motricité et les mesures radiologiques 3) L'évolution des paramètres cliniques et des mesures radiologiques 4) L'amélioration des paramètres de l'équilibre sagittal statique et dynamique seront étudiées par un coefficient de corrélation de Spearman.
Résultats attendus et alternative	Cette étude propose une évaluation quantitative de la motricité chez des patients présentant une pathologie rachidienne dégénérative, avant et après chirurgie. Cette étude permettra d'étudier l'évolution des paramètres de motricité chez des patients présentant une pathologie rachidienne dégénérative, avant et après chirurgie du rachis. L'originalité de cette étude repose sur la quantification de l'effet de la chirurgie sur les capacités fonctionnelles, spatio-temporelles de la locomotion, et la dynamique articulaire des patients.
Calendrier Prévisionnel	- durée de la période d'inclusion : 24 mois - durée totale de participation pour une personne se prêtant à la recherche : 8 mois - durée totale de l'étude (inclusion + suivi éventuel) : 32 mois Période d'exclusion pour la personne : ☒ non ☐ oui, Période d'exclusivité pour la personne : ☒ non ☐ oui

Ce protocole a été mis en place en 2016 avec une période d'inclusion de 2 ans. Au total 40 patients ont été inclus dans cette étude. Les derniers patients de cette étude ont été revus en mars 2019. Les données présentées dans ce manuscrit correspondent aux études ancillaires de nos résultats et n'incluent pas les résultats finaux de l'étude SPEED (Projet SPEED : ClinicalTrials.gov ; NCT03194607).

2- Contribution clinique

Au-delà de l'anamnèse et des signes cliniques conventionnels, les moyens d'évaluation préopératoire des paramètres fonctionnels et de suivi des patients reposent surtout sur des auto-questionnaires et/ou sur des échelles d'évaluation spécifiques. Ces paramètres fonctionnels possèdent des dimensions physiologiques et psychologiques qui reflètent l'état du patient à un instant donné. Ces données subjectives correspondent à des auto-estimations qui reflètent la perception par les patients de leur état. Des paramètres objectifs (quantifiés) de l'état fonctionnel seraient donc utiles, en complément de ces données subjectives, afin de permettre au clinicien de disposer d'une assistance à la décision thérapeutique.

La prise de décision chirurgicale dans la sténose lombaire repose principalement sur des critères cliniques et radiologiques. Il existe une grande variabilité dans les qualités psychométriques (en particulier sensibilité, spécificité, sensibilité au changement) des critères diagnostics cliniques et radiologiques pour évaluer un canal lombaire étroit (83). Dans un contexte où la procéduralisation judiciaire prend une place de plus en plus importante, le chirurgien se base donc essentiellement sur des données subjectives pour poser une indication chirurgicale et effectuer le suivi d'un patient.

Les données subjectives devraient à l'avenir être complétées par des paramètres objectifs centrés sur la fonction, afin d'analyser plus finement l'état de santé des patients. Dans ces données subjectives, le périmètre de marche estimé (particulièrement utilisée en pratique courante) pourrait être confronté facilement à son équivalent objectif (quantifié) par des tests de marche. Nous nous posons donc la question de l'intérêt d'un périmètre de marche estimé par le patient porteur d'un canal lombaire étroit, par rapport à la distance de marche réellement mesurée. Le périmètre de marche déclaré, les questionnaires type Oswestry, Québec, EVA douleur, les scores de qualité de vie correspondent-ils à l'incapacité physique objective ? Nous allons analyser, à travers cette première étude ancillaire, le rôle véritable de l'interrogatoire clinique pour l'orientation des patients vers la chirurgie, par rapport à la mesure réelle des capacités fonctionnelles.

Grelat M, Gouteron A, Casillas JM, Orliac B, Beaurain J, Fournel I, Laroche D. Walking Speed as an Alternative Measure of Functional Status in Patients with Lumbar Spinal Stenosis. *World Neurosurg.* Feb 2019;122: e591-97.

Communication orale en congrès :

Grelat M. Variabilité du périmètre de marche entre la consultation préopératoire et un test de marche de 6 min. Société Française de Neurochirurgie (SFNC), Grenoble (France), 30/03/2018.

Projet 1 : Analyse des paramètres fonctionnels de la marche. Place du périmètre de marche réel et de la vitesse de marche

Résumé

Objectifs : L'objectif principal était de comparer le périmètre de marche (PM) estimé et le PM réel lors d'un test de marche libre (test de marche de 6 minutes TM6) chez des patients ayant une sténose lombaire (SL). Le deuxième objectif correspond à la recherche de corrélations entre les paramètres de marche mesurés et les paramètres fonctionnels.

Matériels et Méthodes : Etude prospective monocentrique. 38 patients avec SL symptomatique (23 hommes, 15 femmes), âge moyen : 69.3 ans $\pm$ 7.9. Intervention : TM6. Résultat principal : Les patients ont d'abord été invités à estimer verbalement leur PM. Ensuite, le PM a été évalué en utilisant un TM6 à une vitesse auto-sélectionnée. En l'absence de nécessité de s'arrêter et si une distance de 500m n'était pas atteinte, le test était prolongé jusqu'à cette distance. Les scores fonctionnels spécifiques (Oswestry, Québec) ont été complétés et un questionnaire sur la qualité de vie a été rempli.

Résultats : Le PM a été estimé inférieur à 500 m chez 21/38 patients, mais seulement 7 patients ont réellement arrêté de marcher avant d'atteindre 500m. L'erreur d'estimation médiane chez ces patients était de 200 m (IQR :65-250). Plus la distance estimée était courte, plus l'erreur d'estimation était grande ($r=-0.63$, $p=0.002$). La vitesse moyenne de marche était lente. Les paramètres fonctionnels (Oswestry, Québec) étaient inversement corrélés au PM réel ($r=-0.44$ to -0.31 respectivement), ainsi qu'à la vitesse de marche mesurée ($r=-0.51$, $p\leq 0.001$ pour les 2).

Conclusion : La mesure directe de la vitesse de marche libre doit être considérée comme une évaluation fonctionnelle valide dans la pratique actuelle pour les patients atteints de SL au lieu du PM estimé. Pour faciliter la prise de décision thérapeutique, le type de test de marche le plus pertinent (durée, distance, vitesse) a besoin d'être déterminé.

Mots clés : Sténose de la colonne lombaire, test de marche de 6 minutes, périmètre de marche, vitesse de marche

Introduction

La sténose lombaire (LS) est une pathologie fréquente diagnostiquée chez 13 à 14% des patients qui consultent un spécialiste pour lombalgie (24). Sa prévalence augmente avec l'âge (25) : la SL est la principale cause de chirurgie de la colonne lombaire chez les personnes de plus de 65 ans (26). La sémilogie la plus fréquemment rencontrée est définie par la *North American Spine Society* comme un syndrome clinique variable : lombalgie et / ou douleurs dans les membres inférieurs, associée à une claudication radiculaire ou multi-radiculaire après une période variable de marche et avec un soulagement rapide de ces symptômes avec l'antéflexion (27,28). Des paresthésies dans les membres inférieurs et une faiblesse musculaire peuvent également survenir (29,30).

L'impact fonctionnel de la SL peut détériorer la qualité de vie et l'autonomie d'un patient âgé, surtout lorsqu'elle est associée à d'autres comorbidités qui sont fréquentes, et peut conduire à un isolement social et professionnel dans ses formes les plus sévères. La prise en charge chirurgicale est envisagée lorsque les traitements conservateurs sont en échec et que le patient ressent une douleur persistante associée à un handicap (28). La décision thérapeutique repose sur une combinaison de critères : histoire de la maladie, examen clinique standard, scores spécifiques évaluant la douleur et l'impact fonctionnel et imagerie diagnostique (30). Cependant, les critères de diagnostic clinique et radiologique d'une SL varient considérablement (83) et il est donc recommandé de valider les mesures de résultats fonctionnels dans la pratique clinique courante en complément des critères diagnostics susmentionnés (84). L'altération de la marche est une invalidité souvent rapportée chez les patients souffrant de lombalgie chronique (2). En conséquence, l'évaluation du périmètre de marche limité par une claudication neurogène ou rachidienne est essentielle pour le diagnostic de SL et pour les décisions en matière de traitement (85). Cependant, les écarts constatés précédemment entre le PM déclaré par le patient et la distance parcourue réelle (mesurée sur un tapis roulant) constituent une limite importante à cette pratique et peuvent entraîner une sous-estimation ou une surestimation du PM (86). Le PM doit être évalué chez les patients souffrant de lombalgie chronique avec des tests de marche physiologiquement appropriés (87), mais les modalités de ces tests ne sont pas clairement établies en termes de procédure (distance ou durée fixe) et de vitesse recommandée (auto-sélectionnée ou rapide) pour évaluer la déficience fonctionnelle (3,88,89).

L'objectif principal de cette étude était de comparer le PM estimé (distance perçue et déclarée par le patient) et le PM réel mesuré chez des patients atteints de SL avec le test de

marche de 6 minutes (TM6) à une vitesse libre. Deuxièmement, nous allons décrire les corrélations entre les paramètres de marche mesurés et les caractéristiques fonctionnelles.

Matériels et méthodes

- Population

Cette étude utilise les données préopératoires des patients inclus dans l'étude SPEED (Évaluation quantitative de la fonction motrice avant et après chirurgie pour une sténose dégénérative de la colonne lombaire). Les patients atteints de SL, référés au service de neurochirurgie de l'hôpital universitaire de Dijon en consultation entre septembre 2016 et juin 2018, ont été inclus. Le diagnostic de SL a été confirmé sur une IRM lombaire, grade C de Schizas minimum (34).

Les critères d'inclusion étaient : âge > 18 ans, SL dégénérative acquise, douleur > 3 mois, résistance aux traitements médicaux conventionnels et capacité de marcher $\geq$ 10 mètres sans aide. Nous excluons les patients ayant déjà subi une chirurgie de la colonne vertébrale, ou ayant d'autres troubles locomoteurs (troubles ostéo-articulaires, circulatoires ou neurologiques périphériques, par exemple) ce qui pourrait altérer considérablement la marche, ainsi que les personnes sous tutelle et les femmes enceintes ou allaitantes. Tous les patients ont donné leur consentement éclairé. Cette étude a été entreprise conformément aux directives des bonnes pratiques cliniques et a été approuvée par le comité d'éthique local de l'hôpital. La gestion des soins n'a pas changé pour les patients ayant participé à cette étude après l'inclusion. L'étude a été enregistrée au préalable sur le registre ClinicalTral.gov (NCT03194607).

- Données collectées

Pour chaque patient, les données suivantes ont été collectées : sexe, âge, statut professionnel (actif ou retraité), indice de masse corporelle, niveau de sténose principale, taille du canal rachidien, grade de Schiza et évaluation de l'échelle visuelle analogique pour les douleurs lombaires et radiculaires. Les scores fonctionnels spécifiques pour lombalgies ont été complétés: le score d'invalidité d'Oswestry (ODI) (32), et le score de Québec (33). Ces 2 scores vont de 0 à 100, la valeur la plus élevée exprimant la déficience la plus grave. La qualité de vie a été évaluée à l'aide du score fonctionnel SF12 comportant 12 éléments (SF12) (90).

- Mesures du PM :

La locomotion a été évaluée indépendamment avec deux procédures différentes :

1) Le PM estimé : Le PM a été estimé en mètres par le patient et collecté lors d'une consultation neurochirurgicale de routine. Le chirurgien a clairement demandé au patient: « Quelle est la distance que vous pouvez parcourir en marchant à votre allure habituelle sur un terrain plat sans vous arrêter en raison de douleurs du dos typique ou de douleurs au niveau des membres inférieurs ? » Si le patient a signalé un PM supérieur à 500 m, la distance de marche déclarée a été tronquée à 500 m. En effet, le PM au-delà de 500 mètres ne semble pas être lié de manière fiable à la SL, et le diagnostic de claudication neurogène peut ne pas être pertinent dans de tels cas (91). En outre, sur un score de 6 points utilisé pour classer le degré de gravité des patients atteints de SL analysées avant la chirurgie, la distance de 500 m correspondait au niveau le plus bas de claudication neurogène (80).

2) Le PM mesuré lors d'un TM6 à la vitesse choisie par le patient : Ce test a été réalisé sur une piste de marche intérieure plate de 50 mètres de long précédemment reconnue par le patient. Après une phase de repos de 15 minutes, on a demandé aux patients de marcher à leur vitesse de marche librement choisie. Des instructions simples et standardisées ont été utilisées pour minimiser l'influence des facteurs extrinsèques. Aucun encouragement n'a été donné pendant le test, les patients étaient informés du temps écoulé toutes les 2 minutes, par le même opérateur, qui suivait environ un mètre en arrière. Aucun traitement analgésique n'a été autorisé pendant le test. Le PM mesuré a été défini comme la distance parcourue avant que la douleur radiculaire ou lombaire habituelle provoque l'arrêt du patient avant la fin du TM6 (92,93) (les patients ont été informés qu'ils pouvaient arrêter de marcher si la douleur n'était plus supportable). Si les douleurs radiculaires ou lombaires n'empêchaient pas le patient de marcher, le test était interrompu à 6 minutes dans le cas où le patient avait atteint au moins 500 mètres. Tous patients qui n'atteignaient pas la distance de 500 mètres après les 6 minutes étaient priés de continuer à marcher jusqu'à 500 mètres (le temps d'exécution a été enregistré). Le résultat du test a été exprimé en mètres et la vitesse de marche a été calculée (m/s) de deux manières : en s'appuyant sur les résultats du TM6 (vitesse de marche de TM6) et sur les résultats du test de 500 mètres (vitesse de marche libre). Les paramètres contrôlés au cours des tests étaient une évaluation continue des échanges gazeux à l'aide d'un appareil portable (K4b2, Cosmed, Rome, Italy) et une surveillance continue de la fréquence cardiaque (T31 coded TM-Polar. Kempele,

Finland). La consommation de VO₂ et la fréquence cardiaque ont été enregistrées et extraites directement des appareils à l'aide du logiciel intégré (K4b2 v10, Cosmed, Rome, Italy).

- Analyses statistiques :

Les patients ont été classés en 2 groupes : un avec un PM potentiellement limité en raison de la SL (PM inférieur à 500 m (PM500-)), l'autre sans limitation significative du PM (PM supérieur à 500 m (PM500 +)). La différence entre le PM estimé par le patient et le PM mesuré lors du test de marche a été calculée pour chaque patient du groupe PM500-. La différence entre les deux distances est l'erreur d'estimation. La distance de marche maximale mesurée par le test de marche était de 500 mètres et la distance de marche maximale déclarée par les patients a été tronquée à 500 mètres pour les analyses. La corrélation entre les résultats des tests fonctionnels et le PM estimé, l'erreur estimée et les scores fonctionnels ont été analysés avec un coefficient de corrélation de Spearman incluant l'intervalle de confiance de 95%. Un T-test a été utilisé pour comparer les groupes PM500- et PM500 + et pour comparer l'erreur d'estimation du groupe PM500- par rapport à 0 (test unilatéral). Les variables quantitatives ont été présentées sous forme de moyenne $\pm$ écart type (DS) ou de médiane [intervalle interquartile (IQR)], selon le cas. Les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel SAS, version 9.4 (SAS Institute, Inc.). Une valeur alpha de 5% a été choisie pour déterminer la signification des paramètres.

Résultats

Trente-huit patients ont été inclus dans cette étude (23 hommes et 15 femmes), avec un âge moyen $69,3 \pm 7,9$ ans. Sept patients travaillaient toujours et 31 étaient à la retraite. L'organigramme des participants est présenté à la figure 21 et le tableau 1 présente les caractéristiques des patients. L3-L4 et L4-L5 étaient les niveaux les plus touchés. Tous les patients avaient un grade C de Schizas minimum. Les patients ont pris leurs médicaments antalgiques habituels (spécifiés dans le tableau 1) sans modification.

Figure 21. CONSORT diagramme (projet n°1).



CONSORT 2010 Flow Diagram

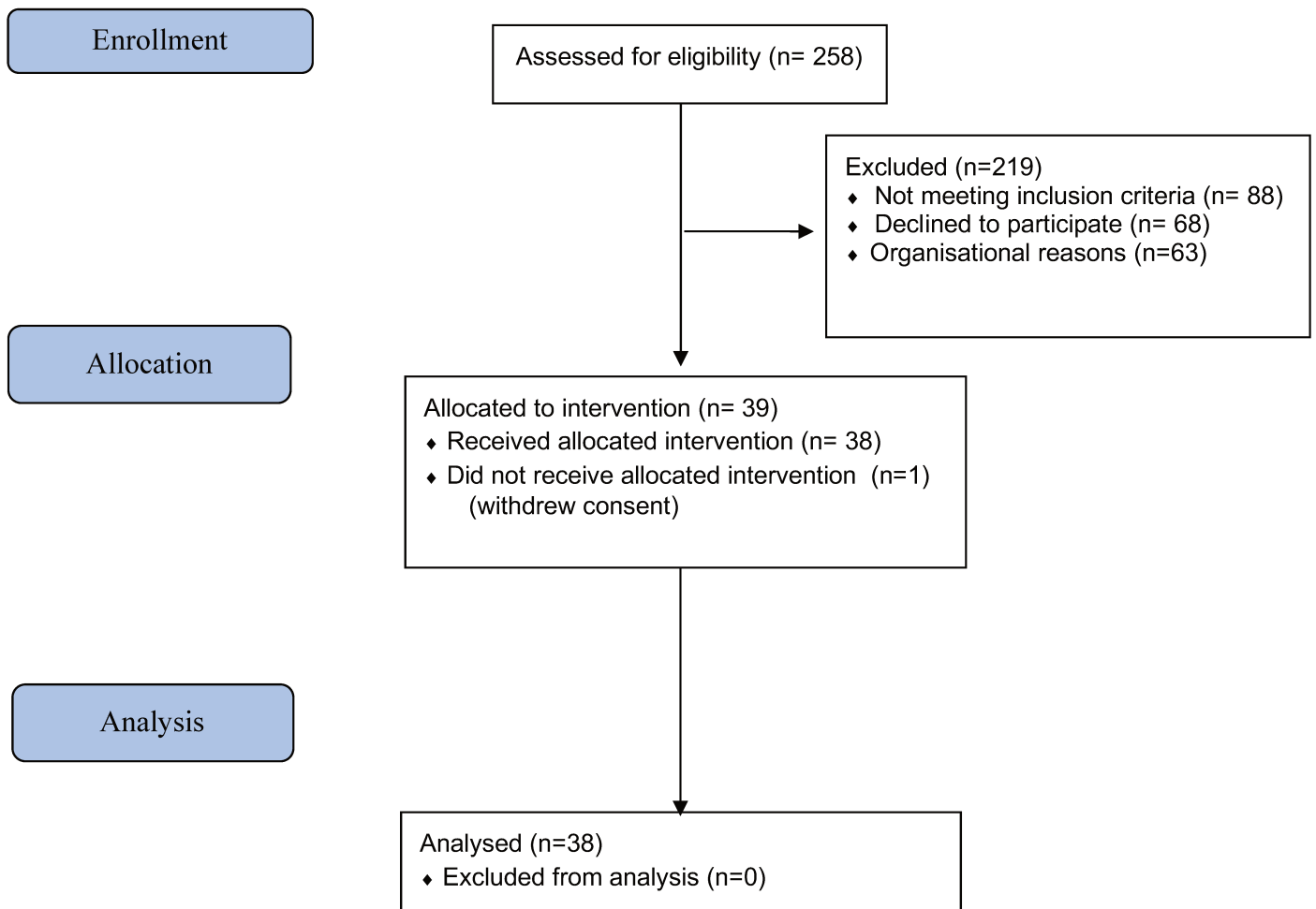


Tableau 1. Caractéristiques des patients (projet n°1).

	Moyenne $\pm$ DS	N(%)
Données Démographiques		
Moyenne age (années)	69.3 $\pm$ 7.9	
Sexe		
Femmes		15(39.5%)
Hommes		23(60.5%)
Statut Professionnel		
Actif		7(18.4%)
Retraité		31(81.6%)
Caractéristiques cliniques		
IMC (kg/m ²)	28.1 $\pm$ 3.3	
EVA Lominaire	49.0 $\pm$ 26.4	
EVA Radiculaire	53.5 $\pm$ 27.2	
Traitements de la douleur *		25 (65.8%)
Relaxant Musculaire		1 (2.6%)
Analgésique de Grade 1/2		21 (55.3%)
Morphiniques		2 (5.3%)
Corticostéroïdes		1 (2.6%)
Médicament Antiepileptique		1 (2.6%)
AINS		6 (15.8%)
Niveaux Lombaires * *		
L1-L2		25(65.8%)
L2-L3		28(73. 7%)
L3-L4		31(81.6%)
L4-L5		31(81.6%)
L5-S1		28(73. 7%)
Grade de Schizas (n=32)		
C		13(40.6%)
D		19(59.4%)
Scores SF-12		
Qualité de la santé physique	35.7 $\pm$ 4.2	
Qualité de la santé mentale	54.4 $\pm$ 5. 0	
Scores fonctionnels		
ODI	33.4 $\pm$ 14.9	
Quebec	40.9 $\pm$ 15.6	

* Un patient pouvait prendre plusieurs médicaments

**Total > 100%, plusieurs niveaux pouvaient être atteints

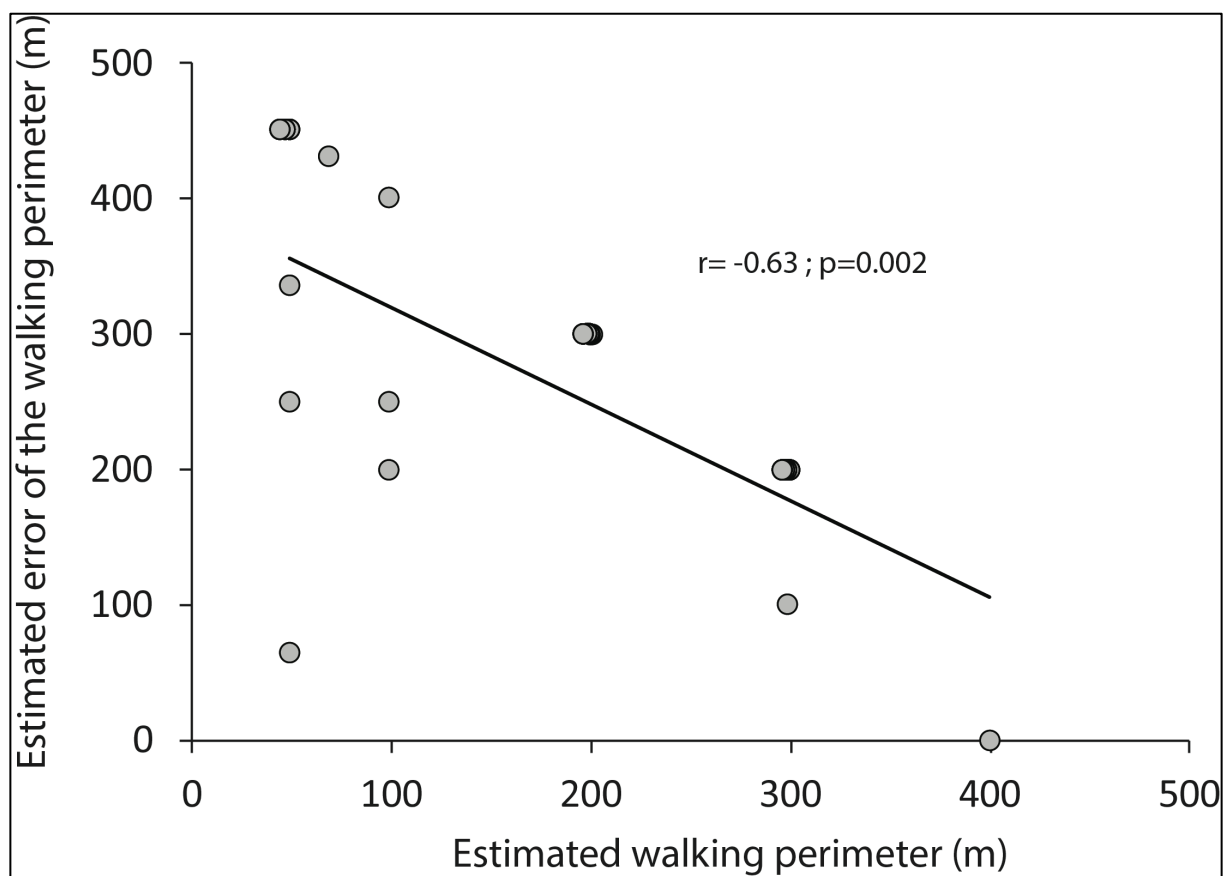
Le test TM6 était réalisable, sans limitation cardiorespiratoire, pour tous les patients. La fréquence cardiaque moyenne à la fin du test de marche était de 107 ± 15 bpm (fréquence cardiaque au repos = 80 ± 15 bpm). La VO_2 moyenne à la fin du test de marche était de 14.6 ± 2.7 ml/min/kg (VO_2 au repos = 4.4 ± 0.8 ml/min/kg).

Vingt et un des 38 patients ont estimé que leur PM était inférieur à 500 m, mais seuls 7 patients ont arrêté avant d'atteindre 500 m. Le tableau 2 présente l'estimation du PM avec l'erreur d'estimation correspondante, la vitesse de marche libre mesurée et la distance pour tous les patients et les deux sous-groupes (PM500- et PM500+). Les 21 patients du groupe PM500- ont sous-estimé de manière significative leur PM (erreur d'estimation médiane = 300[IQR:200-335]; $p < 0.001$). La vitesse de marche libre était également significativement plus faible ($p = 0,003$) dans le groupe PM500- par rapport au groupe PM500 +. Comme le montre la figure 22, plus la distance du PM estimée est courte, plus l'erreur d'estimation sur le PM est grande.

Tableau 2. Distribution de la vitesse de marche libre, du périmètre de marche estimé et mesuré, ainsi que de l'erreur d'estimation (projet n°1).

Périmètre de marche estimé	N	Vitesse de marche libre (m.s ⁻¹) Moyenne (DS)	Périmètre de marche estimé (m) Médiane [IQR]	Périmètre de marche mesuré (m) Médiane [IQR]	Erreur d'estimation (m) Médiane [IQR]
Tous les Patients	38	1.02 $\pm$ 0.21	300[100-500]	500[500-500]	82.5[0-300]
Sous les 500m	21	0.94 $\pm$ 0.23	200[50-300]	500[400-500]	300[200-335]
Plus de 500m	17	1.13 $\pm$ 0.14	>500	500	0

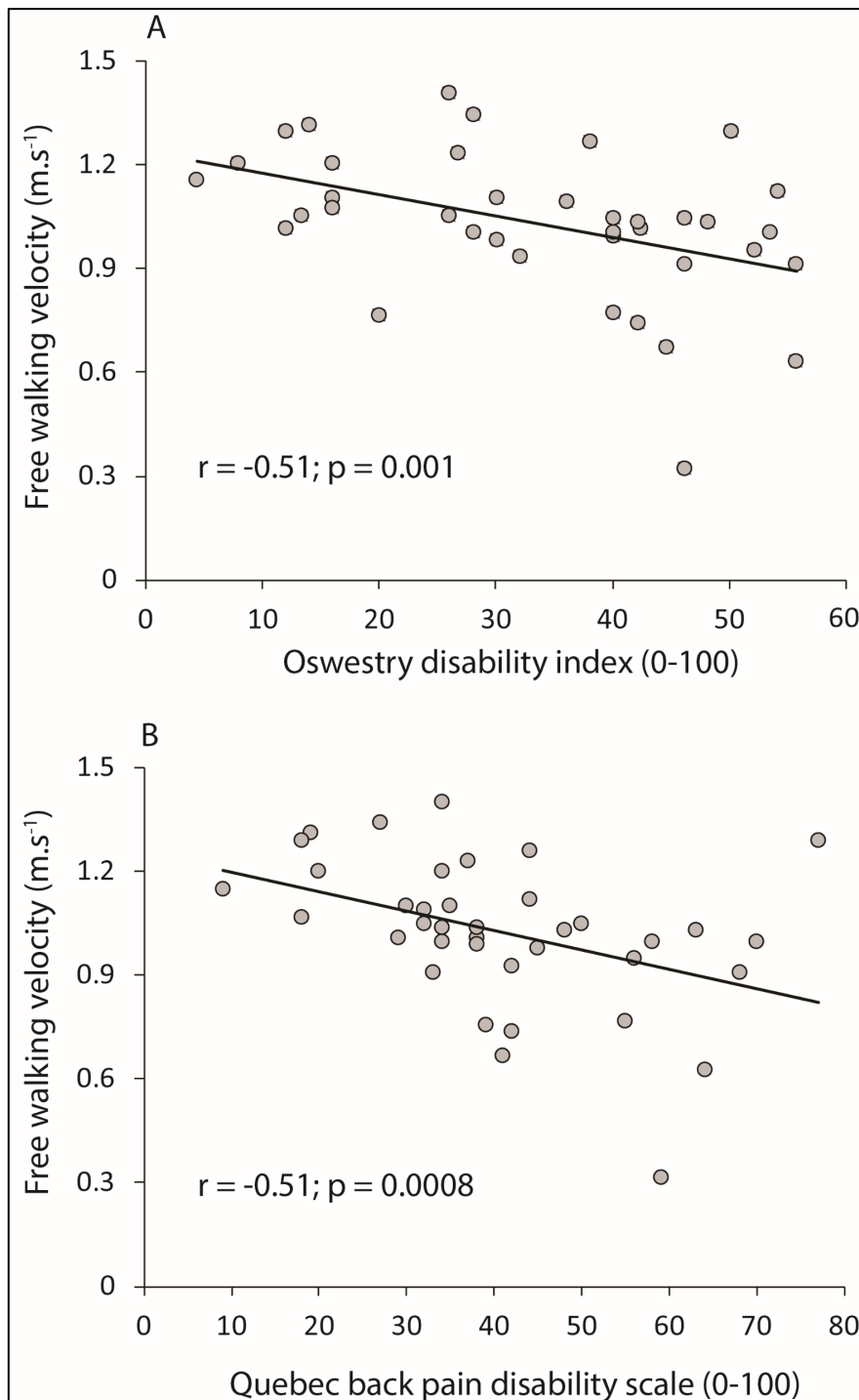
Figure 22. Relation entre les périmètres de marche estimés enregistrés lors de la consultation médicale et la valeur d'erreur avec le test de marche mesuré. Seuls les patients qui ont estimé leur périmètre de marche inférieur à 500 m lors de la consultation sont indiqués ($n = 21$). Le coefficient de corrélation de Spearman et la valeur p associée sont indiqués (projet n°1).



Les données démographiques (sexe, âge, statut professionnel), les caractéristiques cliniques (IMC, douleur lombaire et radiculaire) et les sous-scores du questionnaire SF-12 (qualité de la santé physique et mentale) n'étaient pas corrélés à la valeur du PM estimé, à celle mesurée, et également à l'erreur d'estimation. Les scores fonctionnels étaient faiblement corrélés avec le PM estimé (Score ODI: $r = -0.27$ [95%CI:-0.54;+0.05], $p = 0.10$; Score de Québec: $r = -0.29$ [95%CI:-0.56;+0.03], $p = 0.07$) et avec le PM mesuré (Score ODI: $r = -0.44$ [95%CI:-0.67;-0.14], $p = 0.005$; Score de Québec: $r = -0.31$ [95%CI:-0.57;+0.01], $p = 0.06$).

Les 7 patients qui ont arrêté le test de marche avant d'atteindre 500m ont parcouru entre 115 et 400 m (distance médiane de 350 m [IQR: 300-400]) alors que la distance de marche déclarée allait de 50 à 400 m (distance médiane de 100 m [IQR: 50 -300]). Cette donnée signifie que 50% des patients ont commis une erreur d'estimation de 200 m ou plus. Chez ces 7 patients, l'ODI variait de 40 à 56 avec une médiane de 46 [IQR: 42-52] et le score du Québec de 33 à 64 avec une médiane à 55 [IQR = 41-59]; Des relations significatives modérées ont été trouvées entre les scores fonctionnels (ODI: -0,51 [IC 95%: -0,71; -0,22], $p = 0,001$ et le score du Québec -0,51 [IC 95%: -0,71; -0,23], $p = 0,0008$) et la vitesse de marche libre mesurée chez tous les patients (Figure 23).

Figure 23. A. Relation entre le score d'Oswestry (une valeur élevée indique un déficit fonctionnel supérieur) et la vitesse de marche libre de tous les patients (n = 38). B. Relation entre l'échelle de Québec de douleur lombaire (une valeur élevée indique une déficience fonctionnelle supérieure) et la vitesse de marche libre de tous les patients (n = 38) Les coefficients de corrélation de Spearman et la valeur p associée sont indiqués.



Discussion

Cette étude confirme le décalage important entre les limitations perçues et celles réelles des capacités de marche chez les patients atteints de SL. Lorsque le PM estimé est court, le risque d'erreur d'estimation est plus important. Par conséquent, le PM estimé et le PM mesuré semblent saisir différentes dimensions de la maladie : le premier peut révéler un état émotionnel et donner une idée de la représentation de la maladie par le patient ; le second fournit des informations sur la capacité fonctionnelle réelle du patient (partiellement liée à la motivation). En outre, l'utilisation d'un test standardisé (le TM6) montre que l'arrêt de la marche dû à la douleur est en fait peu commun et ne semble pas être corrélé à d'autres caractéristiques fonctionnelles. L'évaluation directe de la vitesse de marche libre est plus pertinente que le PM car elle est corrélée à l'état fonctionnel et est plus facile à mettre en œuvre dans la pratique.

Par analogie avec les claudications artérielles de la marche, nos résultats corroborent une étude comparant la claudication vasculaire estimée et réelle chez des patients atteints de d'artériopathie oblitérante des membres inférieurs (94) : le PM estimé des patients correspondait à 66% de la distance parcourue. Inversement, 67% de 31 patients présentant des limitations locomotrices d'origines diverses surestimaient leur PM dans une autre étude (95). Une surestimation similaire a été constatée chez des patients présentant une pathologie rachidienne prise en charge en ambulatoire, qui estimaient 245 m alors que la distance réelle était de 111 m. (les motifs d'arrêt étaient indéterminés) (96). Une étude évaluant spécifiquement la claudication neurogène chez 63 patients atteints de SL a révélé de grandes variations dans les valeurs de PM estimés et PM mesurés : un tiers du groupe a pu estimer la valeur du PM avec 50 m d'erreur, et les deux tiers restants ont été répartis entre sur et sous-estimation (86). Contrairement à notre protocole, le PM a été évalué sur un tapis roulant, ce qui est moins réaliste et a tendance à sous-estimer le PM chez les patients atteints de SL par rapport à un test de marche à vitesse auto-sélectionnée confortable (97). La différence entre un test de marche conventionnel et le test sur tapis roulant a déjà été démontrée chez des patients atteints de pathologies cardiaques (98). À cet égard, les conditions d'évaluation de la locomotion semblent revêtir une importance particulière, notamment en ce qui concerne la vitesse de marche, qui devrait être aussi proche que possible de la vitesse habituelle. La vitesse de marche confortable, au rythme propre d'un individu, présente un intérêt particulier car elle représente le type de marche le plus efficace et maintient un métabolisme aérobie stable (99). La vitesse de marche est corrélée avec l'âge et le sexe (100), associée aux capacités fonctionnelles et à l'état global de la santé du sujet (101), et est également un facteur prédictif de la mortalité (102). Les

personnes souffrant de douleurs lombaires chroniques ont une diminution de la vitesse de marche confortable, notion connue depuis longtemps (88). Elle est principalement liée à la diminution de la longueur de pas chez les patients atteints de SL (103), véritable stratégie de protection contre la douleur (104), quand la personne essaie d'éviter l'augmentation de la pression épidurale observée pendant la claudication neurogène (39). Avec un effort aérobie modéré démontré par la fréquence cardiaque et la VO₂, nos patients étaient plus lents par rapport aux sujets en bonne santé du même âge (105).

Parmi les tests de marche actuels à durée fixe, le TM6 est le plus couramment utilisé pour évaluer l'impact fonctionnel de diverses maladies (106). C'est souvent le principal moyen d'analyser l'impact de diverses interventions thérapeutiques en pratique clinique. Chez des patients ayant une SL, le TM6 a été utilisé pour évaluer les patients à 2 ans après le traitement chirurgical ; aucune différence significative n'a été retrouvée concernant la distance parcourue pour la chirurgie de décompression avec fusion et la chirurgie de décompression seule (107). Cependant, les instructions concernant la vitesse de marche requise dans le TM6 sont ambiguës (108). Pour les raisons évoquées précédemment, nous avons choisi de recommander une vitesse libre, similaire aux instructions initiales du TM6, développée pour les patients souffrant d'insuffisance cardiaque chronique (109). Une limite du TM6, utilisé dans la SL, correspond au manque de données lors de marche prolongée : en rapport avec une possible claudication neurogène tardive, qui peut survenir après 6 minutes de marche. Pour cette raison, notre protocole prévoyait d'étendre le TM6 si nécessaire, jusqu'à atteindre les 500 mètres. Le seuil exact pour que les valeurs du PM différencient les formes graves et modérées de SL n'a pas encore été spécifié. Cette distance évaluée sur un tapis roulant se situe théoriquement entre 400 et 500 mètres (80,91), mais elle n'a pas été formellement établie par des études à grande échelle. Un test de marche de durée fixe différent à vitesse libre (durant 30 minutes), à vitesse confortable, a été utilisé pour évaluer le PM chez les patients atteints de SL, montrant une reproductibilité adéquate et une différence significative avec le test sur tapis roulant qui lui sous-estimait le PM (97). Dans d'autres études, le PM obtenu par le test de marche à vitesse confortable était corrélé à la distance estimée (110) et aux résultats du test sur tapis roulant (111) (pour les patients avec un PM moyen d'environ 1000m). Dans une étude récente menée sur des patients six mois après une chirurgie pour SL, le test de la marche à vitesse confortable a montré une amélioration des capacités physiques (112). Cependant, en raison de la durée prolongée de ce test (30 minutes), on pourrait rencontrer des problèmes non directement liés à la SL (par exemple fatigue, dyspnée ou troubles de la marche d'autre origine). Les qualités psychométriques d'autres tests de marche, en particulier ceux avec une « distance fixe » (test

de marche de 400 ou 500 m), devraient être étudiées à l'avenir afin d'évaluer à la fois le PM et la vitesse de marche libre chez les patients présentant une possible claudication neurogène.

Les principales limites de cette étude sont la petite taille de l'échantillon et le fait que nous n'avons pas été en mesure d'évaluer la reproductibilité du test de marche et sa réactivité au changement (bien que cela ne soit pas inclus dans nos objectifs pour cette étude). De plus, nous avons imposé une distance de marche maximum de 500 m, mais des données fiables définissant précisément la gravité de la claudication neurogène (chez des patients atteints de SL) font défaut. Cette distance choisie n'est pas nécessairement la plus appropriée. Dans notre protocole, nous n'avons pas évalué la douleur à la fin du test de marche. Une telle évaluation doit être réalisée lors d'études ultérieures afin de mieux comprendre la raison précise pour laquelle le patient arrête de marcher. Enfin, seul le test de marche à vitesse libre a été utilisé. Il est nécessaire d'évaluer de manière prospective d'autres types de test, test de marche rapide par exemple.

Conclusion

La mesure directe du PM, en particulier de la vitesse de marche, lors d'un test de marche standardisé est un outil simple et peu coûteux pour évaluer l'impact fonctionnel de la SL en plus des critères cliniques et des données d'imageries classiques. Des études supplémentaires sont nécessaires pour déterminer les contributions respectives de la distance de marche déclarée, de la vitesse de marche (libre et rapide) ainsi que du type de test de marche le plus pertinent à utiliser (confortable, durée fixe, distance fixe), afin d'optimiser la fiabilité et la réactivité au changement et, à l'avenir, de pouvoir utiliser la vitesse de marche pour faciliter la prise de décision thérapeutique.

L'étude précédente permet de mettre en exergue l'importance de la quantification objective de l'incapacité locomotrice par rapport à la perception du patient. Le lien existant entre perception de cette incapacité et sa réalisation objective serait intéressant à évaluer dans de futures études. Quoi qu'il en soit, cette mesure quantitative basée sur un test de marche simple pourrait à l'avenir influencer la prise de décision thérapeutique. Les mesures en situations semblent donc d'importance dans l'arsenal diagnostique au cours de la sténose canalaire afin de juger de l'état fonctionnel du patient. Dans les moyens disponibles lors du bilan initial, l'imagerie EOS en charge constitue un paramètre objectif. L'intérêt de ce paramètre quantifiant potentiellement à la fois l'état du patient mais aussi son évolution est à considérer. Le maintien postural en station érigée est en effet une tâche complexe à satisfaire pour les patients souffrant de canal lombaire étroit.

Afin de maintenir la station debout, l'être humain doit maintenir son centre de gravité dans le « cône d'économie » induisant une consommation d'énergie minimale (50,113) tout en simplifiant le contrôle postural. Le maintien de l'équilibre repose ainsi sur l'interaction complexe entre les différents segments rachidiens, le bassin, et les membres inférieurs, afin de minimiser l'effort/contrôle musculaire (50). Le non-respect d'une position en cohérence avec le « cône d'économie » peut entraîner à terme des douleurs et amplifier l'incapacité (55,66).

Ce « cône d'économie » peut être analysé avant chirurgie du rachis grâce à l'utilisation des paramètres de l'alignement sagittal. L'analyse de cet alignement commence dès l'inspection et se poursuit avec l'examen des radiographies, notamment EOS, qui fournit au chirurgien les paramètres spinaux-pelviens. Lorsque ces paramètres sont perturbés, le sujet met en place des mécanismes de compensation qui peuvent être délétères (114). Par conséquent, une connaissance détaillée de ces paramètres de l'alignement sagittal peut être importante pour la prise de décision d'un traitement chirurgical, mais également pour la planification opératoire.

Quels sont les modifications que l'on peut observer sur ces paramètres statiques, radiographiques, avant et après chirurgie ? Quelles sont leurs liens avec les résultats cliniques ? A travers cette analyse prospective, nous allons pouvoir analyser l'impact de ces paramètres posturaux ainsi que leurs modifications éventuelles post-chirurgicales, chez des patients ayant un canal lombaire étroit justifiant leur prise en charge dans le service de Neurochirurgie du CHU de Dijon.

Madkouri R, Brauge D, Vidon-Buthion A, Fahed E, Mourier K-L, Beaurain J, **Grelat M**. Improvement in Sagittal Balance After Decompression Surgery without Fusion in Patients with Degenerative Lumbar Stenosis: Clinical and Radiographic Results at 1 Year. World Neurosurg. juin 2018;114:e417-24.

Communication orale en congrès :

Grelat M. Analyse de l'équilibre sagittal après une chirurgie de décompression isolée dans la sténose lombaire. Société Française de Neurochirurgie (SFNC), Grenoble (France), 29/03/2018.

Projet 2 : Analyse de l'équilibre sagittal (Posture statique) chez les patients ayant un canal lombaire étroit avant et après chirurgie.

Résumé

Objectif : L'objectif de cette étude est d'évaluer les modifications de l'équilibre sagittal statique après une chirurgie de décompression sans fusion chez des patients ayant une sténose du canal lombaire symptomatique.

Matériels & méthodes : De novembre 2014 à mai 2016, 72 patients ayant bénéficié d'une chirurgie de décompression d'une sténose du canal lombaire ont été inclus de manière prospective dans cette étude mono centrique. Tous les patients ont réalisé une radiographie corps entier utilisant le système EOS (EOS Imaging, Paris, France) avant la chirurgie et à la fin de 12 mois de suivi. Les patients ont été classés en 3 groupes en fonction de la valeur préopératoire de la Sagittal Vertical Axis (SVA) ($< 50\text{mm}$; $\geq 50\text{ mm}$ et $< 100\text{mm}$; $\geq 100\text{ mm}$).

Résultats : La SVA a diminué de manière significative (SVA préopératoire : $72.3\text{ mm} \pm 43.1$; SVA post-opératoire : $48.3\text{ mm} \pm 46.8$. $p < 0.001$). La lordose lombaire a augmenté de manière significative passant de $41.9^\circ \pm 13.4$ au temps préopératoire à $46.5^\circ \pm 14.8$ au dernier recul ($p < 0.001$). Dans le groupe déséquilibre sagittal, la moyenne de la SVA post-opératoire diminue significativement en comparaison au temps préopératoire ($p = 0.004$). La chirurgie a entraîné une augmentation significative de la lordose lombaire dans les trois groupes ($p < 0.05$). Néanmoins, un certain degré de déséquilibre résiduel a persisté dans le groupe ayant un déséquilibre sagittal majeur. Dans tous les groupes, la chirurgie de décompression a entraîné une amélioration significative des scores cliniques ($p < 0.05$).

Conclusion : Notre étude a montré une amélioration de l'équilibre sagittal et de la lordose lombaire après une chirurgie de décompression sans fusion, même chez les patients présentant

une SVA supérieure à 100 mm au temps préopératoire. Cependant, un certain déséquilibre sagittal peut persister après la chirurgie chez les patients présentant un déséquilibre initial majeur ($SVA > 100$ mm). Néanmoins, après chirurgie, ces patients ont présenté un bénéfice clinique comparable à celui des autres groupes.

Mots Clés: Sténose lombaire dégénérative, équilibre sagittal, sagittal vertical axis, lordose lombaire, chirurgie de décompression

Introduction

La sténose lombaire dégénérative (SL) est la pathologie lombaire la plus fréquente rencontrée en chirurgie rachidienne chez les personnes âgées (115). Sa prévalence augmente avec le vieillissement de la population (116,117).

Traditionnellement, la chirurgie consistait en une simple décompression lombaire postérieure et les résultats attendus concernaient essentiellement les symptômes neurogènes (claudication neurogène, douleurs aux membres inférieurs et scores fonctionnels)(118–120). Cependant, la chirurgie s'est considérablement développée avec l'apparition de techniques de fusion et la recherche de l'obtention des meilleurs résultats notamment radiologique sur la statique de la colonne vertébrale (lombalgie et troubles de l'équilibre sagittal).

L'évaluation de l'équilibre sagittal est désormais prise en compte plus fréquemment pour les décisions chirurgicales. Son importance et sa corrélation avec les paramètres cliniques ont été clairement démontrées dans les chirurgies pour déformation de la colonne vertébrale (121,122). En revanche, peu d'études ont porté sur l'amélioration posturale après une chirurgie de décompression isolée (123,124).

Le but de cette étude était d'évaluer les modifications de l'état statique de la colonne vertébrale après une chirurgie de décompression postérieure sans fusion chez des patients présentant une sténose centrale du canal lombaire symptomatique.

Matériels et méthodes

- Population

De novembre 2014 à mai 2016, 72 patients ont été inclus de manière prospective dans cette étude monocentrique. Les patients ont bénéficié d'une décompression lombaire isolée par

laminotomie bilatérale. Tous les patients avaient fourni un consentement éclairé écrit. Trois chirurgiens expérimentés en chirurgie du rachis ont effectué les opérations. Les patients ont été suivis pendant 12 mois après la chirurgie. L'étude a été approuvée par le comité d'éthique local et enregistrée sur Clinicaltrials.gov (NCT03065452).

- Critères d'inclusion

Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- 1) Patients présentant une sténose lombaire centrale dégénérative symptomatique depuis plus de 3 mois avec échec des traitements conservateurs.
- 2) Patients ayant bénéficiés d'une chirurgie de décompression lombaire postérieure par laminotomie (entre 1 et 3 niveaux de décompression) sans fusion.
- 3) Suivi minimum de 12 mois.

- Critères d'exclusion

Les critères d'exclusion étaient les suivants :

- 1) Grade ≥ 1 de spondylolisthésis selon la classification de Meyerding (glissement du corps vertébral de 5 mm ou plus).
- 2) Instabilité intervertébrale (changement de l'angle intervertébral supérieur à 10 ° sur des clichés dynamiques).
- 3) Présence d'une Scoliose (angle de Cobb $> 20^\circ$).
- 4) Antécédent de chirurgie de la colonne lombaire.
- 5) Patients atteints d'une maladie du système nerveux central (maladie de Parkinson, par exemple).

- Procédure chirurgicale

Les patients inclus ont bénéficié d'une chirurgie de décompression pour une sténose principalement centrale de la colonne lombaire. Nous avons pratiqué une laminotomie bilatérale selon la technique décrite par Senegas et Roy Camille (125). Il n'y a pas eu d'ostéosynthèse ni d'arthrodèse lors de la chirurgie. Les chirurgiens n'ont pas changé leurs pratiques habituelles pour ces procédures.

- Paramètres radiographiques

Tous les patients ont réalisé une radiographie type corps entier utilisant le système EOS (EOS Imaging, Paris, France) avant la chirurgie et après 12 mois de suivi. L'imagerie a été réalisée avec des patients debout, les bras fléchis à 45 ° et les doigts sur les clavicules ou les joues pour assurer une visualisation adéquate de la colonne vertébrale (126). L'évaluation radiologique comprenait l'analyse des paramètres pelviens et vertébraux. Les paramètres spino-pelviens correspondaient à l'incidence pelvienne (IP), à la version pelvienne (VP) et à la pente sacrée (PS) (127). En ce qui concerne les paramètres sagittaux de la colonne vertébrale, la verticale passant par C7 permet de mesurer l'axe vertical sagittal (SVA : distance entre la ligne verticale passant par le centre de C7 et le coin postéro-supérieur de S1) (127). La lordose lombaire (LL) a été mesurée selon la méthode de Cobb en utilisant le plateau supérieur de L1 et le plateau de S1 (128). La cyphose thoracique (CT) a été mesurée entre le plateau supérieur de T1 et le plateau inférieur de T12. Ces données ont été analysées par un chirurgien du rachis et un radiologue.

Les patients ont été divisés en trois groupes en fonction du degré de leur déséquilibre sagittal. Pour définir l'équilibre sagittal global, nous avons utilisé les valeurs de la SVA au temps préopératoire (129,130). Le seuil de 50 mm est basé sur des études antérieures de patients souffrant de déformation du rachis (131). Le premier groupe (groupe 1) comprenait des patients présentant un équilibre sagittal considéré comme normal avec une SVA <50 mm. Dans le deuxième groupe (groupe 2), nous avons inclus des patients présentant un déséquilibre sagittal mineur avec une SVA $\geq$ 50 mm et <100 mm. Le troisième groupe (groupe 3) comprenait des patients présentant un déséquilibre sagittal majeur avec une SVA $\geq$ 100 mm. Nous avons comparé les paramètres radiographiques et les résultats cliniques de ces groupes.

- Mesures cliniques

Les données suivantes ont été recueillies pour chaque patient : âge, indice de masse corporelle (BMI), sexe, niveau opératoire, perte de sang estimée (PSE) et durée de la chirurgie. L'intensité de la douleur lombaire et radiculaire a été évaluée à l'aide d'une échelle visuelle analogique (EVA). Les répercussions fonctionnelles ont été évaluées à l'aide de l'indice de handicap d'Oswestry (ODI : « Oswestry Disability Index »). L'ODI évalue les déficiences fonctionnelles dues à des douleurs au dos et aux membres inférieurs sur une échelle de 0 à 100 (132). Les patients ont également rempli le questionnaire de claudication de Zurich (ZCQ :

« Zurich Claudication Questionnaire »), qui associe la fonction physique, la gravité des symptômes et la satisfaction du patient (133). Le ZCQ a été utilisé pour évaluer la gravité des symptômes dus à la sténose lombaire. Pour l'ODI et le ZCQ, un score élevé indique une invalidité grave. Ces données cliniques ont été analysées en fonction de la valeur de la SVA préopératoire.

- Analyses statistiques

Nous avons analysé nos données avec un test de Mann et Whitney ou avec un test de Kruskal et Wallis afin de comparer des moyennes indépendantes. Une analyse de covariance a été réalisée pour comparer les résultats des différents groupes de SVA. Une valeur $p < 0,05$ a été considérée comme statistiquement significative. Les valeurs sont exprimées en moyenne $\pm$ écart-type.

Résultats

- Population

Au total, 80 patients ont été inclus, dont 72 répondaient à nos critères d'inclusion et ont rempli le questionnaire de suivi à 12 mois. Seuls huit patients ont été exclus : deux patients avaient des enregistrements radiologiques incomplets, quatre patients ont été perdus de vue et deux patients sont décédés pour des raisons non liées à la chirurgie. Au moment de la chirurgie, l'âge moyen de nos patients était de 70,3 ans $\pm$ 9.2. Il y avait 38 hommes (52,8%) et 34 femmes (47,2%), et le BMI moyen était de 27,3 $\pm$ 3,9. Les niveaux vertébraux les plus fréquemment atteints étaient L3-L4 (37%) et L4-L5 (51%). Les données démographiques sont présentées au tableau 3.

Tableau 3. Données démographiques pour les 72 patients inclus (projet n°2).

Données Démographiques	
Nombre de Cas	72
Age Moyen	70,3 ± 9,2
Sexe (M/F)	38/34
IMC (m/kg²)	27,3 ± 3,9
Segments décompressés (nombre de cas)	
1	29
2	25
3	18
Niveaux décompressés (nombre de cas)	
L1-L2	2
L2-L3	14
L3-L4	49
L4-L5	68
Durée opératoire (min)	68,2 ± 30,6
Pertes sanguines (cc)	20,1 ± 48,2

*IMC: Indice de masse corporelle (poids en kilogrammes divisé par la taille en mètres carrés)
Les valeurs sont exprimées en moyenne ± écart type sauf indication contraire.*

- Résultats radiologiques

Les paramètres radiographiques mesurés au temps préopératoire et à 12 mois sont présentés dans le tableau 4. Le paramètre SVA a diminué de manière significative entre le temps préopératoire et le dernier recul (SVA preop: 72.3 mm ± 43.1; SVA postop: 48.3 mm ± 46.8; $p < 0.001$) (Figure 24). La lordose lombaire a augmenté de manière significative de 41,9° ± 13,4, en période préopératoire, à 46,5° ± 14,8 au dernier recul ($p < 0.001$). La cyphose thoracique a

également augmenté de manière significative (preop: 48.9 ± 10.7 ; postop: 51.5 ± 11.2 . $p = 0.0014$). Il n'y avait pas de différences significatives dans les autres paramètres radiographiques.

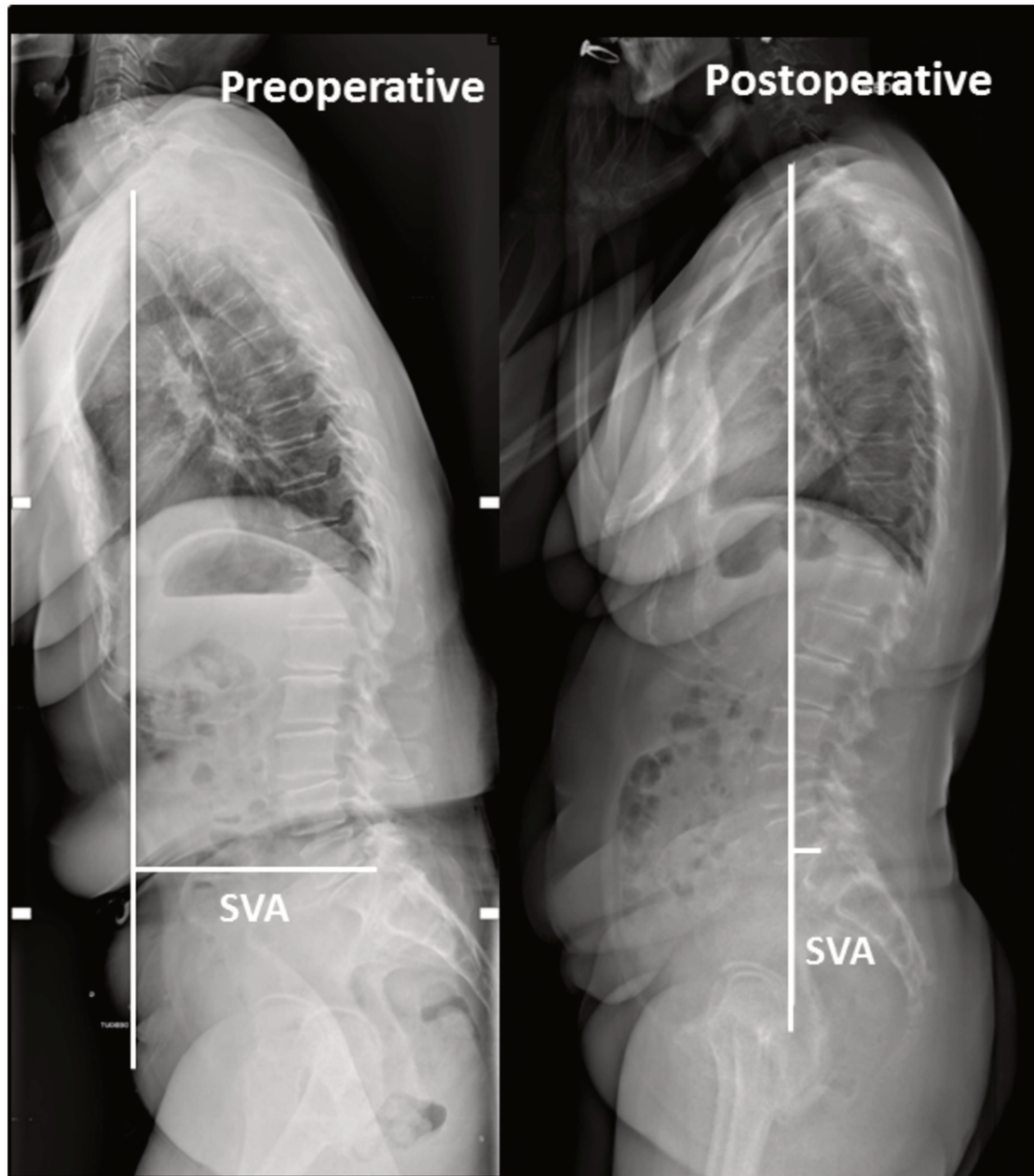
Tableau 4. Paramètres de l'équilibre sagittal aux temps préopératoires et postopératoires, résultats cliniques (suivi à un an) (projet n°2).

Paramètres radiologiques		Pre-op	Post-op (suivi à 1 an)	p
SVA (mm)		72,3 $\pm$ 43,1	48,3 $\pm$ 46,8	< 0.001*
CT (°)		48,9 $\pm$ 10,7	51,5 $\pm$ 11,2	0,0014*
LL (°)		41,9 $\pm$ 13,4	46,5 $\pm$ 14,8	< 0.001*
PS (°)		32,5 $\pm$ 11	31,915 $\pm$ 11,3	0,12
VP (°)		19,8 $\pm$ 7,2	21,2 $\pm$ 7,8	0,31
IP(°)		52,7 $\pm$ 11,8	53,4 $\pm$ 12,3	0,07
TPA (°)		21,1 $\pm$ 8,6	18,6 $\pm$ 8,6	0,004*
Paramètres cliniques		Pre-op	Post-op (suivi à 1 an)	p
ODI		49 $\pm$ 12,2	16,4 $\pm$ 11,2	< 0.001*
EVA (lombaire)		5,3 $\pm$ 1,6	2,8 $\pm$ 1,6	< 0.001*
EVA (radiculaire)		6,8 $\pm$ 1,5	1,7 $\pm$ 1,9	< 0.001*
ZCQ	Fonction Physique	3,1 $\pm$ 0,5	1,9 $\pm$ 0,6	<0.001*
	Sévérité des Symptômes	2,3 $\pm$ 0,6	1,5 $\pm$ 0,6	<0.001*
	Satisfaction du Patient	-	1,6 $\pm$ 0,4	-

* sont statistiquement significatifs

SVA, Sagittal Vertical Axis; CT, Cyphose Thoracique; LL, Lordose Lombaire; VP, Version Pelvienne; PS, Pente Sacrée; IP, Incidence Pelvienne; TPA, « T1 Pelvic Angle ».

Figure 24. Exemple d'amélioration de la SVA après décompression chirurgicale. Radiographies corps entier type EOS. Préopératoire (A) et postopératoire à un an de suivi (B). Ce patient âgé de 70 ans souffrait de claudication neurogène. La SVA s'est améliorée après la chirurgie de décompression lombaire L3-L4 et L4-L5.



- Résultats cliniques

Les résultats cliniques globaux sont présentés dans le tableau 4. L'ODI est passé de $49\% \pm 12,2$ au temps préopératoire à $16,4\% \pm 11,2$ au dernier suivi. Les résultats d'EVA pour les douleurs lombaires et radiculaires sont passées de $5,3 \pm 1,6$ et $6,8 \pm 1,5$ en préopératoire à $2,8 \pm 1,6$ et $1,7 \pm 1,9$ au dernier recul ($p < 0.001$), respectivement. Le score moyen du Questionnaire de Claudication de Zurich s'est également amélioré (fonction physique : de $3,1 \pm 0,5$ à $1,9 \pm 0,6$; gravité des symptômes : de $2,3 \pm 0,6$ à $1,5 \pm 0,6$; Satisfaction du patient: 1.6 ± 0.4 eu dernier recul). Nous avons donc constaté une amélioration clinique significative ($p < 0,05$) entre l'état préopératoire du patient et le dernier suivi pour les résultats fonctionnels (ODI, EVA et ZCQ).

- Paramètres démographiques selon la SVA

Nous avons divisé la population en trois groupes en fonction de leur SVA préopératoire, avec 23 patients (31,9%) dans le groupe équilibre sagittal considéré normal ($SVA < 50$ mm), 30 (41,7%) dans le groupe déséquilibre mineur, et 19 (26,4%) dans le groupe de déséquilibre majeur ($SVA \geq 100$ mm). En comparant les trois groupes, nous avons constaté que les patients du groupe $SVA \geq 100$ mm étaient significativement plus âgés (groupe $SVA < 50$ mm = $67.7 \text{ ans} \pm 7.6$; groupe $SVA \geq 50$ mm et < 100 mm = $70.1 \text{ ans} \pm 9.6$; groupe $SVA \geq 100$ mm = $73.9 \text{ ans} \pm 9.4$) ($p = 0.0340$). On ne retrouvait pas de différence significative entre les trois groupes en ce qui concerne leur sexe, l'indice de masse corporelle, le niveau de décompression, la perte de sang ou la durée de la chirurgie.

- Paramètres radiographiques selon la SVA après chirurgie de décompression lombaire

Les différences dans les paramètres radiographiques des trois groupes sont présentées dans le tableau 5. La SVA moyenne était de $25,4 \pm 20,3$ mm dans le groupe équilibre normal, de $76,9 \pm 14,3$ mm dans le groupe présentant un déséquilibre mineur et de $125 \pm 24,2$ mm dans le groupe de patients ayant un déséquilibre majeur ($p < 0.001$). La lordose lombaire (LL) diffère de manière significative entre les trois groupes : $46,8 \pm 8,1$ vs $41,8 \pm 13,3$ vs $35,9 \pm 16,7$ pour le patient avec un équilibre normal, déséquilibre mineur et majeur, respectivement ($p = 0.03$). Cependant, aucune différence significative n'a été constatée entre les groupes pour les valeurs de VP, IP et CT. Ces résultats indiquent que les patients présentant un déséquilibre sagittal

(SVA ≥ 50 mm) ont perdu davantage leur lordose lombaire que les patients du groupe équilibre sagittal considéré normal. Dans les groupes de patients ayant un déséquilibre mineur et majeur, la SVA postopératoire moyenne a diminué de manière significative par rapport à la SVA préopératoire ($39.3 \text{ mm} \pm 27.6$ vs $76.9 \text{ mm} \pm 14.3$ et $97.4 \text{ mm} \pm 55.7$ vs $125 \text{ mm} \pm 24.2$, respectivement, $p = 0.004$). Néanmoins, un certain degré de déséquilibre résiduel a persisté dans le groupe des patients ayant un déséquilibre majeur au temps préopératoire. Dans le groupe de patient avec un équilibre sagittal considéré normal, la chirurgie n'a pas changé la moyenne de la SVA (au temps préopératoire $25.4 \pm 20.3 \text{ mm}$ vs 24.3 ± 15.4 au temps post-opératoire, $p = 0.7$).

La chirurgie a entraîné une augmentation significative de la lordose lombaire dans les trois groupes ($50.5^\circ \pm 8.5$ vs $48.9^\circ \pm 13.8$ vs $37.8^\circ \pm 18.9$, respectivement, $p < 0.05$). La comparaison intergroupe a montré que le groupe de patient ayant un déséquilibre majeur au temps préopératoire (SVA ≥ 100 mm), qui présentait la perte de lordose la plus sévère au temps préopératoire, ont obtenu un gain en lordose lombaire moins important que les deux autres groupes après la chirurgie. Nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les groupes pour les autres paramètres sagittaux après la chirurgie.

Tableau 5. Comparaison des paramètres sagittaux entre les groupes en fonction des valeurs SVA préopératoires (projet n°2)

Paramètres radiologiques	Groupe SVA < 50 (n = 23)	Groupe SVA ≥ 50 et <100 (n = 30)	Groupe SVA ≥ 100 (n = 19)	p
SVA (mm)				
Preop	25,4 ± 20,3	76,9 ± 14,3	125 ± 24,2	p < 0,001*
Post op	24,3 ± 15,4	39,3 ± 27,6*	97,4 ± 55, 7*	0,007*
LL (°)				
Preop	46,8 ± 8,1	41,8± 13,3	35,9 ± 16,7	0,03*
Post op	50,5 ± 8,5*	48,9± 13,8*	37,8 ± 18,9*	0,0056*
PT (°)				
Preop	17,5 ± 6,4	20,4 ± 7,1	21,7 ± 7,9	0,3
Post op	17,4 ± 7,2	20,9 ± 7,2	23,4 ± 8,2	0,2
PI (°)				
Preop	52,2 ± 9,4	52,1 ± 11,9	54,2 ± 14,5	0,9
Post op	53 ± 11,2	52,8 ± 11,5	55 ± 15,0	0,9
TK (°)				
Preop	44,5 ± 9,4	51,5 ± 12,4	50,2 ± 7,5	0,08
Post op	48,1 ± 10,2	53,5± 11,3	52,5 ± 11,8	0,2

* Statistiquement significatif entre le moment pré-opératoire et le temps post-opératoire

- Paramètres cliniques selon la SVA

Pour les scores cliniques préopératoires (Figure 25), il n'y avait pas de différence significative entre les trois groupes. Dans tous les groupes, la chirurgie de décompression lombaire sans fusion a entraîné une amélioration significative des scores cliniques ($p < 0.05$).

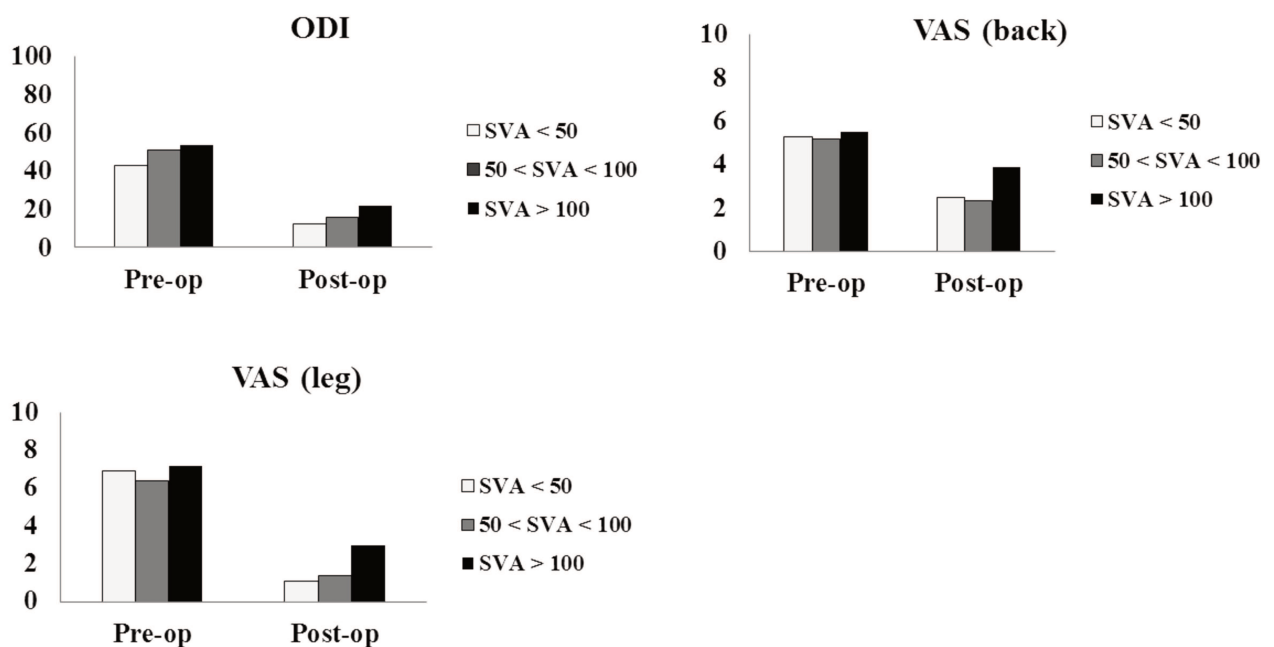
Lors de l'évaluation finale, le score d'EVA lombaire était supérieur chez les patients présentant un déséquilibre majeur (3.9 ± 1.8) par rapport à ceux ayant un déséquilibre mineur (2.32 ± 1.5) et ceux avec un équilibre sagittal préservé (2.5 ± 1.3) ($p = 0.0057$). De plus, lors de l'évaluation clinique postopératoire, le score ODI moyen avait tendance à être plus élevé dans le groupe de

patient avec déséquilibre majeur par rapport aux deux autres groupes, déséquilibre mineur et équilibré (22.4 ± 12.4 vs 15.9 ± 9.2 et 12.26 ± 11.0 , respectivement, $p = 0.09$).

La comparaison intergroupe a montré une amélioration comparable des scores d'EVA radiculaires, des scores d'Oswestry et du score obtenu au questionnaire de Claudication de Zurich. Cependant, l'EVA lombaire a montré une amélioration moins marquée dans le groupe de patient ayant un déséquilibre majeur (préop = $5,5 \pm 1.8$ vs postop = $3,8 \pm 1.8$; $p=0.05$), et l'indice de satisfaction n'était pas significativement différent entre les groupes (ZCQ satisfaction; $p= 0.322$).

Ces résultats indiquent que les patients avec un déséquilibre sagittal majeur présentent une amélioration clinique comparable à celle des autres groupes. Cependant, ils présentaient des scores d'EVA lombaires supérieurs à ceux des patients des autres groupes.

Figure 25. Scores cliniques préopératoires et postopératoires (suivi à un an) des différents groupes (projet n°2).



Discussion

Il s'agit de la première étude prospective à évaluer l'équilibre sagittal chez des patients atteints de sténose lombaire dégénérative du canal rachidien traités par décompression isolée.

Endo et al. ont montré que les patients souffrant d'une hernie discale lombaire présentaient une perte de lordose lombaire (134). De plus, la « C7/Plumb-line » de ces patients était déplacée en avant des têtes fémorales (134). Ils ont suggéré que cette posture était probablement due à des phénomènes de soulagement de la douleur et non à une déformation structurelle. Suzuki et al. ont classés les patients atteints de sténose lombaire en deux groupes: claudication neurogène (paresthésie des membres inférieurs causée par la marche ou la position debout et soulagée par le repos) et radiculopathie (douleur unilatérale aux membres inférieurs) (135). Ils ont rapporté que la valeur du paramètre radiologique SVA dans le groupe avec claudication était significativement plus élevée que dans le groupe radiculopathie. Ils ont conclu que les patients atteints de claudication neurogène avaient un déséquilibre sagittal. Ils ont également montré que la lordose lombaire était plus petite et que la rétroversion du bassin était plus importante chez les patients présentant une claudication neurogène que chez ceux atteints de radiculopathie.

Plusieurs hypothèses ont été avancées : une origine vasculaire avec une pression épidurale accrue en position debout qui diminuait en flexion (136) ou une origine mécanique provoquée par un renflement du ligamentum flavum, entraînant une saillie du disque dans le canal rachidien, réduisant ainsi son diamètre (137). On sait donc que les patients présentant une sténose lombaire ont une lordose lombaire réduite, car la posture compensatoire adoptée, pliée en avant, contribue à soulager la douleur (134,138,139). Cette position courbée (position du caddie) augmente le diamètre du canal rachidien et soulage les symptômes de la claudication neurogène (28,140–142). Cette posture correspond à un déséquilibre sagittal antérieur et à une augmentation de la valeur SVA. Cette posture soulageant la douleur peut donc être interprétée comme un déséquilibre sagittal antérieur structurel si le diagnostic se limite à une analyse radiographique sur des images EOS uniquement, sans tenir compte du contexte clinique. Le déséquilibre sagittal est défini par une SVA supérieure ou égale à 50mm. Nos résultats ont confirmé que la majorité des patients atteints de sténose lombaire dégénérative souffraient d'un déséquilibre sagittal et d'une diminution de la lordose lombaire.

Quelques études rétrospectives impliquant différentes techniques de décompression ont porté sur l'amélioration de la posture après une chirurgie de décompression isolée. Dans leur

étude, Jeonh et al. ont rapporté une amélioration de l'équilibre sagittal avec une diminution de la SVA après une procédure de laminectomie standard pour le traitement d'un canal lombaire étroit (143). Selon ces auteurs, le déséquilibre sagittal a diminué significativement à 1 an et est resté stable à 2 ans. Cependant, tous les patients présentaient une SVA inférieure à 50 mm préopératoire. Par contre, Hikata et al. ont montré que le déséquilibre sagittal ($SVA \geq 50$ mm) disparaissait et l'alignement sagittal revenait à la normale après une décompression lombaire postérieure (abord trans-épineux « *splitting approach* ») chez 52% de leurs patients (N=44, recul de 12 mois) (123). Dans cette étude, la persistance d'un déséquilibre sagittal après la chirurgie a été observée chez les patients qui présentaient une SVA supérieure ou égale à 80 mm au temps préopératoire. Fuji et al. ont rapporté que le déséquilibre sagittal ($SVA \geq 40$ mm) de leur patient s'améliorait après la chirurgie de décompression avec un retour à des valeurs normales (abord trans-épineux « *splitting approach* ») chez 43% de leurs patients (N=65). Cet auteur a déterminé que les facteurs pronostiques du déséquilibre sagittal persistant postopératoire étaient une valeur de SVA préopératoire supérieure à 69 mm et une différence PI-LL de plus de $21,5^\circ$ (124). Comme dans notre étude, le déséquilibre résiduel après la décompression était plus important chez les patients âgés de plus de 70 ans. L'effet de la chirurgie de décompression lombaire a été limité chez les patients présentant un déséquilibre sagittal préopératoire sévère. Les auteurs ont suggéré qu'une SVA préopératoire supérieur à 80 mm pouvait être un facteur prédictif de déséquilibre sagittal résiduel après une chirurgie de décompression lombaire.

Concernant les autres paramètres sagittaux, la rétroversion pelvienne (reflet de la version pelvienne) est un mécanisme qui compense le déséquilibre sagittal antérieur structurel (49,144). Un objectif de version pelvienne a même été décrite dans la littérature : $VP < 20^\circ$ dans les corrections des déformations rachidiennes (127,131,145). La VP est un élément qui est également corrélé avec les scores cliniques (146). De plus, récemment, il a été suggéré que la rétroversion du bassin serait un phénomène compensateur de soulagement de la douleur dans la sténose lombaire et pas seulement pour compenser le déséquilibre sagittal (147). La rétroversion pelvienne (VP / IP), chez les patients ayant une sténose lombaire, était plus marquée que chez les patients sans sténose malgré un déséquilibre sagittal préopératoire équivalent ($p = 0.019$) (147). Pour la VP, notre étude n'a révélé aucune différence significative entre les groupes $SVA < 50$ mm, $SVA > 50$ mm et les groupes $SVA \geq 100$ mm avant la chirurgie et au dernier recul. Cependant, les deux groupes avec une $SVA > 50$ mm dans notre étude avaient une VP moyenne supérieure à 20° et une SVA positive, ce qui pourrait probablement expliquer l'absence de différence entre nos groupes.

Le déséquilibre sagittal est associé à une mauvaise qualité de vie et constitue une source majeure de lombalgies dans les cas de malformation de la colonne vertébrale (55). C'est un facteur de risque d'échec mécanique et de mauvais résultats après une chirurgie corrective rachidienne (148,149). Il est donc essentiel de prendre en compte la SVA lors de la planification de la chirurgie (66,131,148). Hikata et al. ont montré que la valeur du paramètre SVA préopératoire n'avait aucun impact sur les résultats de la chirurgie, mais que le déséquilibre sagittal postopératoire était associé à des douleurs lombaires plus sévères et à une qualité de vie inférieure (123,150). Fuji et al. n'ont trouvé aucune corrélation significative entre les paramètres sagittaux et les résultats cliniques préopératoires et postopératoires. Ils ont ajouté que chez 46 patients présentant un déséquilibre postopératoire, 25 (54%) étaient satisfaits du résultat (ZCS satisfaction ≤ 2 est défini comme bon) et 19 de ces 25 patients présentaient des scores de fonction physique et de gravité des symptômes inférieurs à 2. Ces éléments indiquent un bon résultat clinique (124). De même, Bayerl et al. ont décrit une amélioration clinique comparable (douleur, distance de marche et handicap) dans les trois groupes (équilibre sagittal normal, déséquilibre mineur, déséquilibre majeur). Dans tous les groupes, environ 2/3 des patients étaient satisfaits des résultats de l'intervention chirurgicale et présentaient de bons résultats postopératoires (151). En conclusion, de tels résultats contradictoires nécessitent des études supplémentaires et la relation entre les résultats cliniques et les paramètres sagittaux doit être étudiée dans des cohortes beaucoup plus vastes.

Dans cette étude, le déséquilibre sagittal a été amélioré après la chirurgie de décompression, ce qui suggère que la posture préopératoire partiellement inclinée vers l'avant était réversible et soulageait donc la douleur. En effet, les patients avec un déséquilibre sagittal mineur et majeur ont montré une amélioration de la SVA après la chirurgie. Cependant, les patients présentant une SVA > 100 mm ont présenté un déséquilibre résiduel au temps postopératoire. Par conséquent, chez ces patients, une partie du déséquilibre préopératoire était structurelle. Le déséquilibre sagittal antérieur est principalement dû à la perte de lordose lombaire. Cette perte de lordose peut s'expliquer par deux mécanismes : l'un adaptatif et soulageant la douleur, qui peut être amélioré par une chirurgie de décompression isolée et l'autre lié au vieillissement de la colonne vertébrale (discopathie dégénérative et atrophie musculaire) et qui ne peut être amélioré par la chirurgie de décompression seule (152,153). Nous n'avons trouvé aucun critère prédictif permettant de différencier ces deux mécanismes. Comme indiqué dans nos résultats, le groupe de patients ayant un déséquilibre sagittal majeur (SVA ≥ 100 mm) était significativement plus âgé, ce qui renforce notre hypothèse. Il est possible que le critère actuel pour définir le déséquilibre sagittal ne puisse pas être appliqué à certains patients âgés,

car la SVA augmente normalement avec l'âge (154). Lafage et al. ont également montré que l'équilibre sagittal variait avec l'âge et que les objectifs d'équilibre sagittal devaient prendre en compte l'âge. Bien que des valeurs normales d'équilibre sagittal chez des individus en bonne santé aient été rapportées (147), tous les patients ne répondent pas forcément à ces critères, en particulier si le patient est âgé et présente des comorbidités (64).

Dans un contexte où l'équilibre sagittal a une importance croissante dans la prise de décision chirurgicale, nous pensons qu'il est important de conseiller la prudence dans l'interprétation des paramètres sagittaux. L'analyse du déséquilibre sagittal doit être tempérée et les règles résultant d'une chirurgie de déformation ne sont pas nécessairement applicables. Aucune donnée disponible ne permet d'extrapoler les résultats de la chirurgie de déformation aux patients atteints de sténose lombaire. De plus, il est important de souligner que cette population est principalement composée de patients âgés et que le traitement du déséquilibre sagittal par fusion postérieur augmente le risque de complications, y compris d'échec de l'instrumentation, allonge également les séjours à l'hôpital et augmente la perte sanguine pendant l'intervention chirurgicale (155,156).

L'une des principales limites de notre étude est la taille relativement petite de l'échantillon. Les futures études nécessiteront une cohorte plus importante suivie sur une période plus longue afin d'étudier les effets de la chirurgie sur l'équilibre sagittal au fil du temps, afin de fournir une meilleure analyse des mécanismes compensatoires liés à la sténose lombaire dégénérative et d'identifier les prédicteurs d'un déséquilibre sagittal post-opératoire.

Conclusion

Notre étude a montré une amélioration de l'équilibre sagittal et de la lordose lombaire après une chirurgie de décompression lombaire postérieure sans fusion, même chez les patients présentant une SVA supérieure à 100 mm au temps préopératoire. Ces modifications ont été associées à une diminution de la douleur. Cependant, un certain déséquilibre sagittal peut persister après la chirurgie chez les patients présentant un déséquilibre sagittal initial majeur (SVA > 100 mm). Néanmoins, après la chirurgie, ces patients ont présenté des améliorations comparables en matière de bénéfice clinique que ceux rapporté dans les autres groupes.

Nous suggérons que les troubles posturaux liés à la sténose lombaire pourraient être dus à deux mécanismes : l'un est une réponse adaptative pour entraîner un soulagement de la douleur, qui peut donc être améliorée par une chirurgie de décompression isolée, l'autre probablement structurel et lié au vieillissement de la colonne vertébrale.

3. Contribution Technique

L'étude précédente a mis en exergue l'importance de l'analyse de l'équilibre sagittal statique pour l'évaluation des patients en chirurgie rachidienne. Cet alignement est évalué fréquemment en suivant la « C7 *plumb-line* » permettant de définir la « *sagittal vertical axis* » (SVA). Actuellement, le gold standard de cette mesure correspond à l'examen EOS (154,157), comme vue dans l'étude précédente. Cette mesure radiographique a été corrélée à divers paramètres fonctionnels, en particulier dans les déformations vertébrales (57,58,66,157). Au-delà de son impact au cours des troubles statiques rachidiens, l'équilibre sagittal joue un rôle important dans l'évaluation de l'équilibre et la posture des patients (158). L'analyse de cet alignement est fréquemment utilisée dans la planification préopératoire et le suivi des patients avec sténose lombaire (26,159). Pour l'instant, à notre connaissance aucune proposition de définition d'équilibre sagittal dynamique n'a été proposée pour la sténose lombaire.

Est-il possible d'analyser l'alignement sagittal des patients avec les outils d'analyse du mouvement y compris les plateformes de force ? Cette partie correspond à la mise en place d'une analyse 3D de la posture afin d'enrichir le panel d'exploration de l'équilibre sagittal du rachis.

Communication affichée en congrès (e-Poster) :

Grelat M. Is the assessment of the Sagittal Vertical Axis in patients with lumbar spinal stenosis possible using Motion Analysis System? North American Spine Society (NASS), Los-Angeles (USA), Septembre 2018.

Grelat M, Gueugnon M, Ksiazek E, Fournel I, Guinot AS, Beaurain J, Gouteron A, Laroche D. Evaluation of sagittal vertical axis with postural and 3D motion analyses in lumbar spinal stenosis. In review, Plos One.

Projet 3 : Analyse de la posture à travers l'équilibre sagittal dynamique.

Objectif. Le but de cette étude était d'évaluer la capacité de l'analyse 3D et / ou de l'analyse posturale dans l'estimation de la « Sagittal Vertical Axis » (SVA) chez les patients atteints de sténose rachidienne lombaire (SL).

Introduction. L'équilibre sagittal, généralement altéré par la SL, est régulièrement mesuré par la SVA avec une radiographie de type EOS. Bien que l'utilisation de l'analyse 3D et de l'analyse posturale ait également été associée à une altération de l'équilibre sagittal, aucune étude n'a évalué ces relations dans la population SL.

Méthodes. Il s'agit d'une étude prospective. Les patients avec SL inclus dans cette étude ont bénéficié d'une radiographie EOS pour quantifier la SVA, puis ont réalisé une analyse 3D. Ils ont effectué cette tâche posturale dans la même position que pendant l'examen EOS. La distance horizontale orthogonale entre la 7^{ème} vertèbre cervicale et le milieu des épines iliaques postérieures supérieures (C7_PSI) a été extraite de l'analyse de mouvement 3D. Des paramètres de centre de pression (CoP) ont également été calculés. Trois régressions linéaires multiples « stepwise » ont ensuite été effectuées pour qualifier la SVA radiographique en fonction de l'âge, de l'IMC, de la C7_PSI et/ou des variables posturales.

Résultats. 37 patients ont rempli les critères d'inclusion. Dans le premier modèle, une relation significative a été trouvée entre SVA et C7_PSI, l'amplitude médio-latérale des déplacements de la CoP et l'âge, montrant que 69% de la variance de la SVA radiographique était expliquée par ces variables ($p < 0.0001$, R^2 ajusté = 0.69). Alors que le modèle incluant uniquement les paramètres posturaux ne révélait pas de relations significatives, le modèle incluant uniquement les paramètres 3D montrait des relations significatives entre SVA et C7_PSI et l'âge ($p < 0.0001$, R^2 ajusté = 0.65).

Conclusion. Les paramètres 3D avec ou sans paramètres posturaux pourraient estimer la SVA calculée à partir de la radiographie EOS chez des patients atteints de LSS. Cela suggère donc que l'analyse 3D pourrait être utilisée lors de tâches dynamiques telles que la marche pour quantifier la SVA dans la population SL.

Mots clés : Sténose rachidienne lombaire, alignement sagittal, analyse posturale, équilibre sagittal dynamique, sagittal vertical axis, analyse de mouvement 3D, équilibre sagittal, Rachis, Biomécanique

Introduction

La sténose lombaire (SL) est l'une des pathologies de la colonne vertébrale les plus courantes, entravant la marche, l'équilibre sagittal et l'autonomie des patients (160). La douleur est le principal symptôme rapporté par les patients et est principalement due à une compression du fourreau dural ou des racines nerveuses dans la région lombaire. La posture de flexion en avant (39) est l'une des adaptations les plus communes du patient pour compenser la douleur. En conséquence, l'équilibre sagittal (c'est-à-dire l'alignement sagittal de la colonne vertébrale) est altéré.

L'équilibre sagittal est mesuré en pratique courante par la « *Sagittal Vertical Axis* » (SVA) par exemple mesuré avec une radiographie corps entier faible dose bi-planaire type EOS® (154,157). La SVA est habituellement étudiée en lien avec un contexte clinique car il a été démontré une corrélation avec divers paramètres fonctionnels (57,58) et est en outre un indicateur important des résultats après la chirurgie SL (123,161). Plus récemment, certains auteurs ont essayé de quantifier la SVA par une analyse de mouvement 3D chez des patients atteints de scoliose (79) ou présentant une maladie de Parkinson (162). Sasaki et ses collègues ont récemment observé de bonnes corrélations entre une SVA radiographique et une SVA estimée à l'aide d'une analyse de mouvement 3D lors d'une tâche posturale chez des femmes âgées présentant une rétroversion pelvienne (163).

De plus, l'analyse 3D du mouvement postural peut être associée à une tâche posturale visant à évaluer l'équilibre. L'équilibre est mesuré à travers plusieurs variables analysant les déplacements des centres de pression (164,165). Récemment, Truszczyńska et al. ont montré que les paramètres des centres de pression (CoP) étaient suffisants pour distinguer les patients avec SL des sujets asymptomatiques (166). En effet, les patients atteints de SL présentaient une plus grande surface, longueur et vitesse des déplacements de CoP, mettant en évidence une altération de l'équilibre postural des patients. L'analyse posturale est non seulement prometteuse pour quantifier l'instabilité posturale, mais elle a également été corrélée avec une SVA radiographique chez une population âgée (167), suggérant que les paramètres des CoP pourraient également être appropriés pour estimer une SVA radiographique.

Tous ces résultats suggèrent que l'analyse du mouvement 3D ainsi que l'analyse posturale pourraient être utiles pour estimer la SVA. L'objectif de cette étude est donc d'évaluer la capacité de l'analyse posturale, basée sur l'analyse du mouvement en 3D et/ou sur les CoP, à estimer la « *Sagittal Vertical Axis* » évaluée par les radiographies EOS® chez des patients atteints de SL.

Matériels et méthodes

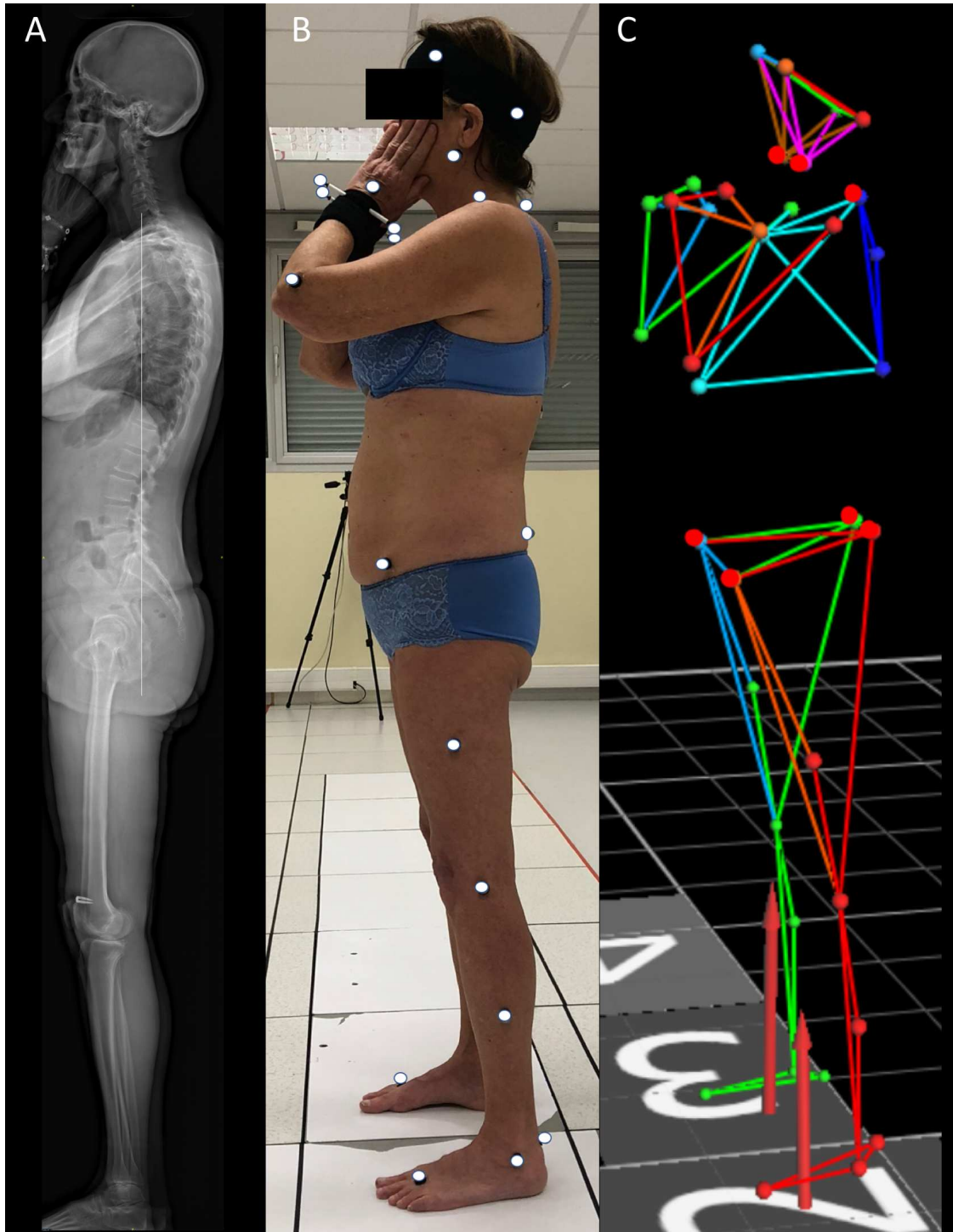
- Population

Les données proviennent de l'étude SPEED ("Évaluation quantitative de la fonction motrice avant et après chirurgie pour une sténose dégénérative de la colonne lombaire" NCT03194607). L'étude SPEED a inclus de manière prospective des patients atteints de SL référés au service de neurochirurgie de l'hôpital universitaire de Dijon en Bourgogne de septembre 2016 à août 2018. Les critères d'inclusion étaient les suivants: homme ou femme âgé de plus de 18 ans, avec SL acquise présentant des critères cliniques et d'imagerie (le diagnostic a été confirmé en IRM lombaire avec au minimum un grade C de Schizas)(34,83), avec claudication neurogène, éligible à la chirurgie (douleur supérieure à 3 mois, résistante aux traitements médicaux), pour qui le neurochirurgien a programmé une décompression chirurgicale sans ostéosynthèse et capable de marcher plus de 10 mètres sans aide. Les patients présentant un antécédent de chirurgie du rachis ou des troubles locomoteurs dus à d'autres causes ont été exclus. Les patients sous tutelle légale ainsi que les femmes enceintes ou allaitantes ont été exclus. Pour la présente étude, le délai entre l'examen EOS et les analyses de mouvements posturaux et 3D devait être inférieur à 1 mois. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique locale et était conforme aux directives des bonnes pratiques cliniques. Tous les patients ont donné leur consentement écrit pour participer à cette étude.

- Procédure

Un examen médical a été réalisé lors d'une consultation de neurochirurgie et une vérification des critères d'inclusion et d'exclusion ont été effectués. L'invalidité due à la SL a été quantifiée à l'aide du score de handicap d'Oswestry (32). Les patients ont ensuite été invités à passer un examen radiographique EOS®. Cet examen a été utilisé pour évaluer la SVA par un neurochirurgien expérimenté. Au cours du mois suivant, les patients ont également été adressés à la Plateforme d'Investigation Technologique de l'Hôpital Universitaire de Dijon pour les analyses de mouvements 3D et analyses posturales. Les patients sont placés dans la même position que lors de la radiographie EOS® (Figure 26) (168,169) pendant 52,6 secondes (165). En bref, les pieds étaient espacés comme les épaules, les mains sur les joues et les patients regardaient un point statique à 3 m devant eux. On leur a demandé de : « rester dans la position actuelle, éviter les mouvements parasites des bras et des jambes et regarder un point situé devant vous, sans parler ». Pour quantifier le balancement du corps, cinq marqueurs passifs ont été directement attachés sur les patients : un sur la septième vertèbre cervicale, un sur chaque épine iliaque antéro-supérieure et un sur chaque épine iliaque postéro-supérieure (Figure 26).

Figure 26. Exemple d'un patient de notre série: (A) radiographie EOS®, vue latérale; (B) Test postural avec des marqueurs passifs dans la même position que la radiographie EOS; (C) Modélisation 3D du patient avec les marqueurs passifs (projet n°3).



La position 3D des marqueurs a été enregistrée à l'aide de huit caméras optoélectroniques fonctionnant à une fréquence d'échantillonnage de 100Hz (Vicon System®, Oxford, Royaume-Uni) et d'un plateau de force intégrée synchronisée (1000Hz, AMTI, USA) enregistrant la position des centres de pression (CoP).

- Données mesurées :

SVA radiologique :

La SVA était définie comme la distance entre le coin postéro supérieur du plateau de S1 et la ligne verticale passant par la vertèbre C7 (154,157).

Données 3D :

À partir de la position des marqueurs passifs, nous avons calculé en utilisant un processus similaire à la radiographie, la distance sagittale «C7_PSI» à l'aide de Matlab® (Mathworks, Natick, MA, États-Unis) et des outils biomécaniques (170). Par conséquent, «C7_PSI» était défini comme la distance horizontale entre la ligne verticale passant par les marqueurs attachés sur la 7ème vertèbre cervicale et le milieu des épines iliaques postéro-supérieures.

Données Posturales :

Selon les recommandations (171,172), nous avons extrait et calculé les paramètres quantitatifs de CoP suivants à l'aide de Matlab® :

Indicateurs de longueur: longueur du trajet du centre de pression (L, mm), amplitudes antéro-postérieures et médio-latérales (amplitude AP/ML, mm), asymétrie de la position des CoP dans le plan antéro-postérieur (MeanAP; pourcentage de la distance des orteils aux talons, 0 si la position est sur les talons) et dans le plan médio-latéral (MeanML; pourcentage entre la distance des malléoles externes, 0 si la position est au centre, positif vers la droite), moyenne et écart type de la vitesse des CoP (VMEAN, mm.s-1 et VSD, mm.s-1, respectivement).

Indicateurs de surface : surface de l'ellipse englobant 95% des échantillons de CoP (CoPAREA, mm²). Le carré moyen des oscillations antéro-postérieure et médio-latérale (respectivement RMSAP et RMSML) a été calculé comme suit :

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N X_n^2}$$

Avec X_n étant le nième point des déplacements du centre de l'axe de pression et N le nombre d'échantillons dans l'analyse.

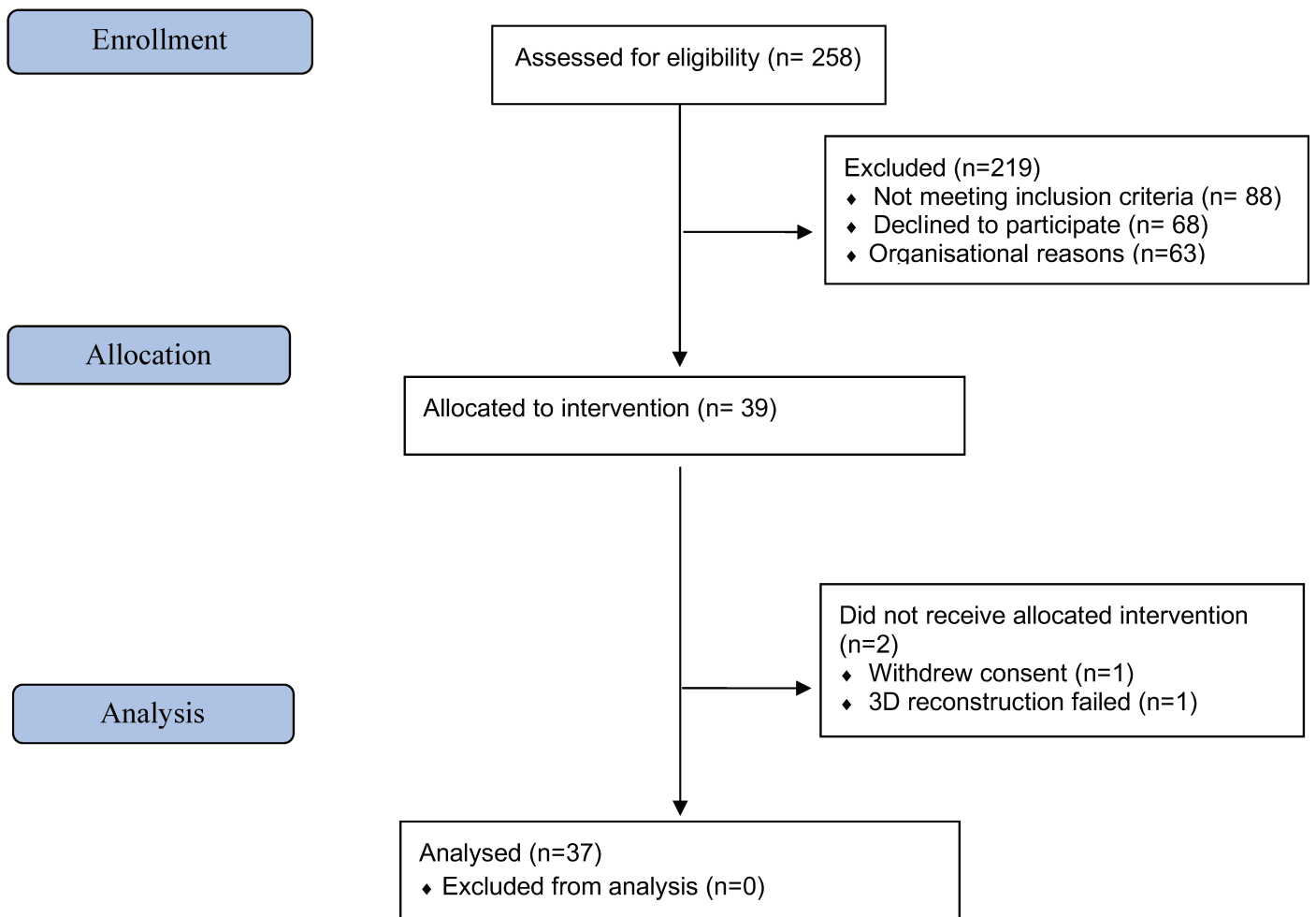
- Analyses statistiques

L'analyse des données a été réalisée avec le logiciel statistique SAS (version 9.4, SAS institute, Cary, NC). La distribution des données radiologiques, 3D et posturales extraites a été décrite en utilisant les moyennes $\pm$ écart type. Nous avons appliqué une analyse de régression « stepwise » pour identifier les variables les plus pertinentes associées à la SVA radiographique parmi les résultats 3D et posturaux répertoriés avant, l'âge et l'indice de masse corporelle (IMC). En effet, il est bien admis dans la littérature que l'âge et l'IMC peuvent influencer la posture debout et le placement des marqueurs (173–175). Trois régressions “stepwise” ont été effectuées : le modèle 1 a testé les mesures 3D et posturales, le modèle 2 uniquement les mesures 3D et le modèle 3 uniquement les paramètres posturaux. L'âge et l'IMC ont été testés dans les trois modèles. Le critère d'entrée des trois procédures stepwise a été fixé à 0,20 et le critère de suspension à 0,10. La procédure s'est arrêtée lorsqu'aucune autre variable n'a satisfait aux critères précédents. Afin de valider le modèle final, la colinéarité entre les variables et l'homogénéité des résidus ont été vérifiées, respectivement, par le calcul du facteur VIF (Variance Inflation Factor) et la lecture du graphique des résidus par rapport aux valeurs prédites. Les estimations des paramètres, l'intervalle de confiance à 95% et le R^2 partiel sont fournis. Seuls les résultats des modèles finaux sont affichés.

Résultats

37 patients ont finalement été inclus dans cette analyse (Figure 27). L'âge moyen était de $68,8 \pm 8,7$ ans (59,5% d'hommes) et l'IMC moyen était de $28,1 \pm 3,4$ kg.m⁻². Le score d'invalidité d'Oswestry était de $34\% \pm 14,6$, suggérant un impact modéré de leurs symptômes. Le niveau le plus atteint était L4-L5. Les caractéristiques des données radiologiques, 3D et posturales extraites ont été détaillées dans le tableau 6.

Figure 27. Consort diagramme (projet n°3)



Le premier modèle combine des paramètres 3D et posturaux. Dans ce modèle, on retrouve un effet significatif de la valeur C7_PSI, de l'amplitude médio-latérale des déplacements des CoP et de l'âge sur la SVA radiologique ($F=27.6$, $p<0.0001$, R^2 ajusté =0.69). Ces trois variables expliquent 69% (R^2 ajusté) de la variance de la SVA radiologique, mais pas de manière égale. En effet, la mesure posturale (amplitude médio-latérale des CoP) avait un R^2 partiel égal à 1% alors que celui de la valeur C7_PSI et de l'âge étaient respectivement de 56% et 15%. Ensuite, 69% de la variance de la mesure radiologique de la SVA a été expliquée par des mesures 3D et posturales. La combinaison de la mesure C7_PSI et de l'amplitude médio-latérale des déplacements des CoP permet une bonne estimation de la mesure radiographique de la SVA.

Le modèle 2 a révélé un effet significatif de C7_PSI et de l'âge sur la SVA radiographique ($F=34.8$, $p<0.0001$, R^2 ajusté =0.65).

Aucune relation significative entre la SVA radiographique et les paramètres posturaux n'a été trouvée (modèle 3).

Les résultats des trois modèles sont disponibles dans le tableau 7 et la figure 28.

Tableau 6. Données radiologiques, posturales et d'analyse du mouvement 3D de la cohorte (projet n°3).

DONNEES RADIOLOGIQUES	MOYENNE $\pm$ SD
<i>Incidence Pelvienne ($^{\circ}$)</i>	53.1 $\pm$ 10.1
<i>Pente Sacrée ($^{\circ}$)</i>	32.5 $\pm$ 8.6
<i>Version Pelvienne ($^{\circ}$)</i>	20.7 $\pm$ 7.6
<i>Lordose Lombaire ($^{\circ}$)</i>	45 $\pm$ 13.1
<i>Cyphose Thoracique ($^{\circ}$)</i>	49.5 $\pm$ 10.5
<i>SVA (mm)</i>	44.4 $\pm$ 40.1
DONNEES 3D & POSTURALE	
<i>C7_PSI (mm)</i>	50.2 $\pm$ 42.5
<i>L (mm)</i>	952.3 $\pm$ 462.6
<i>Amplitude AP (mm)</i>	14.8 $\pm$ 9.3
<i>Amplitude ML (mm)</i>	16.5 $\pm$ 10.3
<i>Mean_{AP} (%)</i>	0.6 $\pm$ 0.1
<i>Mean_{ML} (%)</i>	0 $\pm$ 0.1
<i>V_{MEAN} (mm.s⁻¹)</i>	17.2 $\pm$ 8.2
<i>V_{SD} (mm.s⁻¹)</i>	11.1 $\pm$ 5.5
<i>CoP_{AREA} (mm²)</i>	227.1 $\pm$ 204.1
<i>RMS_{AP}</i>	111.6 $\pm$ 14.9
<i>RMS_{ML}</i>	33.5 $\pm$ 10.5

Tableau 7. Résultats des modèles de régression après « Stepwise » avec sélection sur l'âge, l'IMC, les paramètres 3D et/ou les paramètres posturaux (projet n°3).

Variable	β	95% CI	R ² ajusté	P-value	VIF
Model 1^a					
Intercept	-106,08	-167,56 ; -44,6		0,0013	
C7_PSI	0,65	0,46 ; 0,85	0,56	<,0001	1,17
ML amplitude	-0,89	-1,70 ; -0,08	0,01	0,0332	1,21
Age	1,92	0,97 ; 2,87	0,15	0,0002	1,19
Model 2^b					
Intercept	-98,68	-16,15 ; -34,21		0,0038	
C7_PSI	0.60	0.41 ; 0.80	0.56	<.0001	1.10
Age	1.64	0.68 ; 2.61	0.11	0.0015	1.10
Model 3^c					
Intercept	-129,35	-220,88 ; -37,82		0,0069	
Age	2,53	1,21 ; 3,85		0,0004	

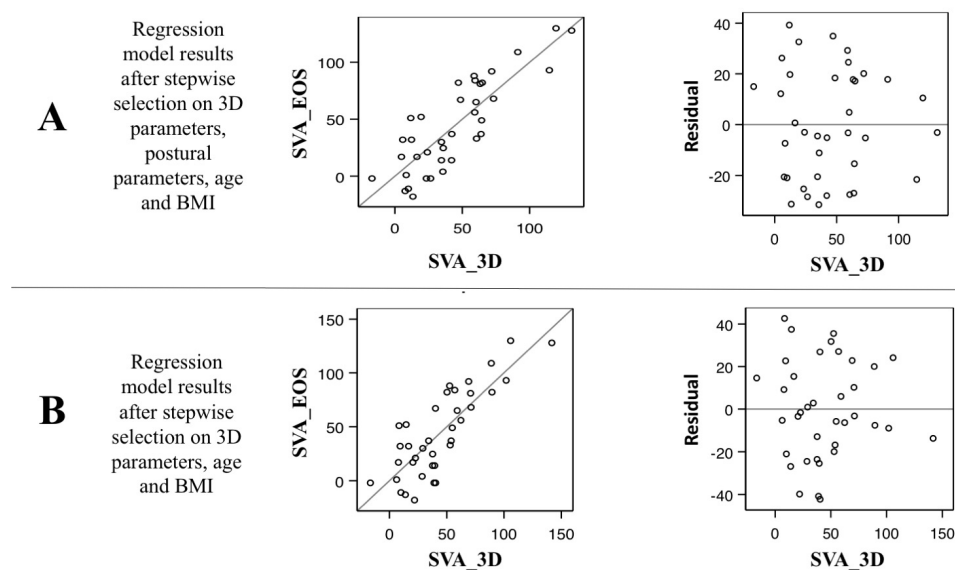
^a Model 1= âge, IMC, Paramètres 3D et posturaux inclus dans l'analyse de régression; p-value global: <0.0001; R² ajusté =0.69

^b Model 2= âge, IMC, Paramètres 3D inclus dans l'analyse de régression; p-value global:<0.0001, R² ajusté =0.65

^c Model 3= âge, IMC, Paramètres posturaux inclus dans l'analyse de régression; p-value global : 0.0004, R² ajusté =0.28

95% CI: Intervalle de confiance de 95%

VIF: Variance Inflation Factor

Figure 28. A: Résultats du modèle de régression après sélection des paramètres 3D associés aux paramètres posturaux, et à l'âge (rapport des résidus présentés) B: Résultats du modèle de régression après sélection des paramètres 3D et de l'âge (rapport des résidus présentés).

Discussion

La présente étude visait à évaluer les relations entre le paramètre radiographique « Sagittal Vertical Axis » et les analyses 3D/posturales chez les patients atteints de sténose lombaire. À notre connaissance, il s'agit de la première étude montrant que les paramètres de mouvement 3D, avec ou sans les paramètres posturaux, pourraient estimer correctement la SVA calculée sur l'imagerie.

Nous avons trouvé une forte relation entre l'estimation 3D de la SVA et la SVA radiographique dans la population SL. Nos résultats sont cohérents avec les études précédentes qui ont montré une forte corrélation entre ces deux paramètres ($r > 0.80$; (162,163)). Bien que les populations et les méthodologies soient différentes entre ces articles (patients atteints de camptocormie ou femmes âgées présentant une rétroversion pelvienne), notre étude confirme cette relation et étend ces résultats en supposant qu'une estimation 3D de la SVA sur la distance C7_PSI pourrait prédire la SVA radiographique dans une population de SL. Cependant, une autre étude n'a pas permis d'observer de corrélation entre une mesure SVA 3D et la SVA radiographique chez des patients atteints de scoliose (176).

Cette étude de Lenke rapporte des valeurs chez des patients atteints de scoliose. Contrairement aux études réalisées dans d'autres populations (162,163) et dans notre étude, la valeur de la SVA des patients atteints de scoliose était négative ($-35 \text{ mm} \pm 3,8$), ce qui indique que la « C7 Plumb-line » passe en arrière du sacrum chez ces patients (177). Par conséquent, on pourrait émettre l'hypothèse que la scoliose pourrait avoir d'autres mécanismes pour compenser leur posture, qui peuvent influencer également les mesures de CoP. On peut dès lors imaginer qu'une telle relation entre l'estimation 3D de la SVA et la SVA radiographique pourrait être spécifique à la population avec une posture inclinée vers l'avant telle que la SL, la camptocormie ou chez des patients âgés. En outre, la radiographie EOS corps entier est la méthode de référence pour l'évaluation de la SVA et sa procédure impose une position standard (c'est-à-dire les mains sur les joues) qui influence la SVA (169). Nous avons donc réalisé dans notre étude, à la différence des autres études cités précédemment, la position posturale demandée lors de l'examen EOS reproduit lors de la tâche posturale 3D d'estimation de la SVA.

Dans la présente étude, l'impact des paramètres posturaux n'a été observé que lorsqu'ils étaient couplés à des paramètres 3D. En effet, alors que les paramètres des CoP seuls ne pouvaient pas prédire à eux seuls la SVA radiographique, ils amélioraient la force du modèle lorsqu'ils étaient combinés avec la valeur C7_PSI obtenu à partir de l'analyse 3D. Plus précisément, l'amplitude médio-latérale des déplacements des CoP au cours de la tâche posturale, en combinaison avec la distance C7_PSI et l'âge, était associée négativement à la SVA radiographique. En d'autres termes, plus le patient adopte une posture de flexion antérieure en position debout (illustré par une valeur importante de la SVA radiographique), plus le patient réduit ses déplacements dans la dimension médio-latérale. Ce résultat est cohérent avec une étude antérieure de Truszczyńska et al. (166) chez les patients LSS. Cependant, dans notre étude, cette relation n'est pas assez forte pour pouvoir estimer à elle seule la SVA radiographique. De plus, l'impact relatif de l'amplitude médio-latérale des déplacements des CoP étant faible comparé à celui de la distance C7_PSI, il est évident que la seule utilisation des paramètres 3D est suffisamment puissante pour estimer la SVA radiographique.

Cependant, notre étude a quelques limites. L'analyse posturale s'est concentrée sur les paramètres de base du déplacement des CoP. Il est possible que d'autres oscillateurs de fréquence soient intéressants à calculer et nécessitent d'autres études ultérieures.

En effet, les mécanismes d'adaptation impliquant les membres inférieurs qui pourraient compenser une SVA élevée ou négative doivent être évalués avec un ensemble complet de marqueurs et doivent être analysés dans les futures études.

De plus, en raison de la petite taille de l'échantillon de notre étude, nous avons uniquement proposé une validation interne de notre modèle. Pour être utilisée en pratique clinique, une future étape de validation externe sera nécessaire pour évaluer la robustesse de notre modèle avec un autre groupe de patients atteints de SL.

Enfin, le modèle de régression n'intègre pas l'IMC dans sa construction. Ce résultat était surprenant car il est bien connu que l'IMC peut influencer sur le positionnement des marqueurs passifs lors de l'analyse de mouvement (173,174,178), en particulier avec une population surpondérée. Cependant, dans cette étude, l'IMC de notre échantillon de patients SL était normal, ce qui pourrait expliquer l'absence de l'impact de l'IMC dans ce modèle. Dans les études futures, l'intégration de l'IMC doit cependant être prise en compte pour l'estimation de la SVA, en particulier dans le cas de patients en situation de surpoids.

En conclusion, nos résultats ont montré que la SVA radiographique peut être estimée avec une analyse de mouvement 3D chez des patients ayant une SL. Cette analyse pourrait être utilisée dans d'autres situations que la posture. Bien que ces résultats doivent être confirmés par une validation externe sur une cohorte plus importante, nous suggérons que l'estimation de la SVA avec la distance C7_PSI soit un résultat d'intérêt pour mesurer la SVA lors de tâches statiques et dynamiques. De plus, cette estimation pourrait être utilisée lors de l'analyse de la marche et nous pensons qu'un tel type d'analyse permettrait de mieux caractériser les déficiences des patients pendant la marche. Certains auteurs ont suggéré que les patients atteints de SL développent un mécanisme de compensation, avec antéflexion du tronc, pendant la marche (28,81,161) qui pourrait influencer la SVA. Dans ce contexte, l'estimation de la SVA pendant la marche doit être évaluée et prise en compte en tant que résultat dynamique quantitatif après une chirurgie de SL.

Cette étude met en évidence l'intérêt de l'analyse du mouvement pour la modélisation de l'équilibre sagittal statique. Cette analyse a été réalisée sur les paramètres radiographiques et d'analyse posturale. Notre objectif est de poursuivre avec l'analyse de ces mécanismes de manière dynamique, fonctionnelle en particulier avec l'analyse 3D de la locomotion.

De nombreux auteurs ont utilisé cette technique pour les pathologies rachidienne. Un paramètre a particulièrement retenu notre attention car il possède un corrélat clinique important, il s'agit de la coordination tronc/pelvis lors de la marche. Cette mesure permet de quantifier les rotations des ceintures pelviennes et scapulaires ainsi que leur interaction. En d'autres termes il permet de quantifier si les patients marchent en bloc, de façon rigide, tronc et pelvis coordonné (i.e. en phase) ou en coordination opposée (i.e en anti-phase). Cette coordination a un impact direct sur l'efficacité bioénergétique de la locomotion. Une marche en phase, par exemple, va restreindre les possibilités d'utilisation des mécanismes de raideur et compliance musculaire augmentant *de facto* la consommation énergétique ou réduisant le périmètre de marche des patients en induisant de la fatigue.

Avant de proposer ce paramètre de coordination des ceintures scapulaires et pelviennes en routine clinique, nous avons donc cherché à obtenir un état de l'art complet sur ce sujet à travers une méta-analyse et une revue systématique de la littérature.

Gueugnon M*, Grelat M* , Laroche D, Beaurain J, Casillas J-M, Bourredjem A, Fournel I. Trunk-pelvis coordination during walking in low back pain: a systematic review and a meta-analysis. Soumis à la revue Neurosurgery le 12/07/2019.

Projet 4: Méta-analyse sur l'altération des capacités dynamiques et spatiales des patients lombalgiques à la marche : Coordination des ceintures à la marche.

Introduction

La lombalgie non spécifique chronique (LBP) constitue un problème croissant et majeur de santé publique (179,180). La lombalgie a un impact important sur les individus, incluant la douleur, des restrictions d'activités, le retrait social. Il modifie directement le contrôle moteur et diminue les capacités fonctionnelles et la qualité de vie des patients (181). En particulier, la lombalgie entraîne des modifications locomotrices liées aux stratégies d'évitement de la douleur et directement corrélées à une altération fonctionnelle (182). En effet, les individus atteints de lombalgie marchent plus lentement que les individus sans douleur (88,183), et présentent une longueur de pas réduite et asymétrique menant à des perturbations de l'équilibre (184), une proprioception inférieure (185), une altération des forces de réaction au sol (186) et une réduction des rotations opposées des ceintures scapulaire et pelvienne au cours de la marche (187). De plus, les limitations des mouvements du rachis thoracique et lombaire induites par la douleur peuvent interférer avec la coordination générale et plus particulièrement avec la coordination tronc/pelvis dans la lombalgie pendant la marche (188).

Au cours d'une locomotion normale, la coordination globale des mouvements corporels est cruciale et est connue pour réduire le coût énergétique afin de marcher le plus efficacement possible (189). Plus précisément, la coordination entre les rotations du tronc et du bassin est importante pour maintenir l'équilibre dynamique et gérer les perturbations environnementales de la démarche (190,191). Dans ce contexte, la coordination des rotations du tronc et du bassin dans le plan transverse évolue en fonction de la modification de la vitesse chez le sujet sain. En effet, la coordination est plus ou moins en phase (les rotations du bassin et du tronc dans le même sens ont lieu en même temps) pour une vitesse de marche faible ou confortable et davantage en régime antiphase (les rotations du bassin et du tronc s'effectue dans un sens opposé en même temps) lorsque la vitesse de marche augmentait (192).

Bien que des divergences aient été observées entre les études, la coordination tronc/pelvis chez les patients atteints de lombalgie est altérée et semble présenter un schéma de phase plus cohérent que les témoins sains (193–195) suggérant que la coordination tronc-bassin pourrait être un résultat prometteur pour le suivi des patients. Cependant, l'investigation de la

coordination tronc/pelvis chez le lombalgique comparée à des sujets sains n'a pas été spécifiquement évaluée de manière systématique. Le but de cette revue systématique et de cette méta-analyse était de résumer et d'analyser les données sur la coordination tronc/pelvis dans la lombalgie adulte par rapport aux patients témoins dans l'analyse de la marche en 3D au cours de la marche. Plus précisément, nous avons cherché à savoir si la coordination tronc/pelvis au cours de la marche, enregistrée avec le système d'analyse de marche 3D, pourrait être un résultat quantifié pour les capacités fonctionnelles des patients souffrant de lombalgie.

Matériels et méthodes

Sélection des études

Cette revue systématique a été réalisée conformément aux directives PRISMA (« *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses* ») (196) et a été enregistrée auprès de PROSPERO (base internationale de données de revues systématiques enregistrées de manière prospective dans le domaine de la santé et de la protection sociale), numéro CRD42017077463.

Jusqu'en octobre 2018, une vaste recherche documentaire informatisée et sans restriction a été effectuée à l'aide des bases de données suivantes : MEDLINE, COCHRANE LIBRARY, WEB OF SCIENCE CORE COLLECTION, EBSCO afin d'identifier les études publiées depuis la création de chaque base de données. Les mots-clés suivants ont été utilisés avec les combinaisons suivantes : « Low back pain, gait, walking, pelvis, lumbar, thorax, trunk, shoulder, coordination » et le MESH suivant : (((((pelvis or pelvic) AND shoulder) OR trunk OR thorax OR lumbar OR Lumbopelvic) AND coordination AND (gait OR walking OR kinematic) AND low AND back AND pain). Toutes les études comparant des patients atteints de lombalgie avec des sujets sains sans antécédent de lombalgie, avec une analyse 3D pour la quantification de la coordination pelvienne du tronc au cours de la marche, en laboratoire de marche ou sur tapis roulant, à vitesse confortable ou vitesse multiple, étaient éligibles. L'étude était incluse lorsque l'étiologie des lombalgies chroniques étaient attribuée à un trouble dégénératif tel qu'une maladie discale ou de l'arthrose, mais pas à une pathologie spécifique (par exemple infection, tumeur, ostéoporose, maladie inflammatoire, etc.). Les autres critères d'exclusion étaient les suivants : population jeune (<18 ans) ou âgée (> 80 ans), atteinte de maladies neurologiques ou musculo-squelettiques, grossesse, troubles psychiatriques, lombalgies traumatiques ou tumorales.

Extraction de données et résultats

Deux lecteurs ont indépendamment sélectionné des articles pouvant être inclus sur le site *Covidence* (MGr et DL). Les désaccords ont été réglés par discussion avec un troisième lecteur critique (MGu) qui n'était pas au courant des raisons des divergences. Un formulaire standard a été utilisé pour évaluer l'éligibilité de chaque étude sur la base de l'article complet. Les articles ont été sélectionnés indépendamment par deux chercheurs (MGr et MGu) parmi les articles éligibles évalués par les pairs. Les divergences rencontrées après extraction des données ont été résolues par un troisième chercheur (DL). L'objectif, la population d'étude, la conception de l'étude, les critères d'inclusion / exclusion, les données de la coordination et les mesures de résultats ont été extraits de la version intégrale des articles. Le critère de jugement principal était la coordination tronc-bassin dans le plan transversal au cours de la marche. Afin de présenter des résultats pertinents et représentatifs dans la méta-analyse, seules les études utilisant la méthode des phases relatives de Fourier pour calculer la coordination tronc/pelvis évaluée par la relation de phase entre les segments du tronc et du pelvis ont été maintenues dans l'analyse quantitative. La deuxième méthode principale (méthode de codage vectoriel) ne décrit pas les mouvements du bassin liés aux mouvements du tronc, mais l'angle de ces mouvements (illustrés par un vecteur) par rapport à une droite horizontale (197). Par conséquent, il n'est pas pertinent de rassembler des données à partir de ces deux méthodes différentes. Enfin, pour les articles dans lesquels les données n'étaient pas claires ou non déclarées, nous avons tenté de contacter leurs auteurs correspondants. En cas de non-réponse, les données ont été exclues de la méta-analyse. De plus, lorsque le même échantillon a été utilisé dans deux études différentes, il a été inclus une fois dans l'analyse.

Evaluation de la qualité méthodologique de l'étude méthodologique

L'évaluation de la qualité méthodologique de chaque étude incluse a été réalisée à l'aide des items de Crombie, plus adaptés aux études transversales et observationnelles (198). Cette méthodologie s'appuie sur 7 items. Chaque élément affecté à 0, 0,5 ou 1 point. Plus le score global est élevé, plus la méthodologie de l'étude est de qualité.

Analyse des données

Dans une synthèse qualitative, la description narrative des données a été réalisée à l'aide de résumés textuels ou de tableaux. Lorsque les résultats ont été rapportés en termes de différences de moyenne avec écart type, une analyse quantitative a ensuite été réalisée à l'aide du logiciel R du « metafor package »(199). La différence de moyenne brute de la lombalgie et son

intervalle de confiance (IC) à 95% ont été utilisés comme statistiques récapitulatives. Un modèle à effets aléatoires a été utilisé, prenant en compte l'hétérogénéité potentielle des résultats et fournissant une inférence inconditionnelle sur le résultat moyen dans l'ensemble de la population des études potentielles à partir desquelles les études sont incluses dans l'analyse quantitative. Le paramètre d'hétérogénéité a été estimé à l'aide de la méthode du maximum de vraisemblance restreint (REML)(200). Le résultat moyen a ensuite été estimé via la différence moyenne pondérée (DMP) avec IC à 95% en utilisant la méthode de la variance inverse pour les modèles à effets aléatoires. Une vue d'ensemble graphique des résultats a été présentée par un « forest plot » examinant la différence de coordination du bassin et du tronc entre les patients lombalgiques et les contrôles (201). La présence de biais de publication a été explorée graphiquement en utilisant un graphique en entonnoir de précision (« funnel plot ») (1 / erreur type) en fonction de la taille de l'effet de l'étude (différence moyenne). Un « funnel plot » asymétrique indique un biais de publication.

Résultats

Sélection des études

Sur 235 citations uniques, 214 ont été exclues lors de la sélection initiale. 21 études remplissaient les critères d'inclusion et ont été récupérées pour une évaluation critique complète. 10 études ont ensuite été exclues après la révision du texte intégral. Les principales raisons de l'exclusion étaient l'absence de patients souffrant de lombalgie. Au total, 11 articles ont été inclus dans l'analyse qualitative, mais 8 ont été exclus de l'analyse quantitative. Les principales raisons de l'exclusion étaient l'absence de données brutes ou la non-utilisation de la méthode de Fourier pour calculer la coordination tronc/pelvis. Les trois études restantes ont toutes rapporté une coordination tronc/pelvis calculée par la méthode de Fourier (moyenne et écart-type) et ont donc été incluses dans l'analyse quantitative (Figure 29).

Etudes et caractéristiques des patients

Les 11 études transversales ont rassemblé 247 participants: 135 avec lombalgies et 112 témoins (193–195,202–209). Le groupe de patients comprenait 59% de femmes alors que le groupe de contrôle comprenait 52% de femmes. Le nombre de participants variait de 6 à 39 pour la lombalgie et de 6 à 19 pour les témoins selon les études. Les études ont été menées en Hollande (n = 5), en Amérique du Nord (n = 4), une en Australie et une en Chine. L'âge moyen était de 37 ans pour la lombalgie et de 36,8 ans pour les témoins (allant de 30 à 45 ans et de 29 à 44 ans respectivement). L'indice de masse corporelle (IMC) était le plus souvent non rapporté (voir

tableau 8). Tous les patients présentaient un niveau modéré de lombalgie. Parmi les études rapportant la durée de la douleur, la durée minimale était de 3 mois. Dans 5 études, les auteurs ont indiqué que les patients n'avaient pas subi de chirurgie du dos antérieure (les 6 autres études ne l'ont pas mentionné).

Selon les items de Crombie, la qualité de ces études était de bonne à modérée (médiane = 4,5 / 7 avec une fourchette de 2,5 à 5,5; tableau 9). La coordination tronc/pelvis au cours de la marche a été principalement évaluée sur un tapis roulant (8 études sur 11) avec une plage de vitesses de marche allant de 0,6 à 13,7 km/h. 7 études ont évalué la coordination tronc/pelvis dans le plan transversal à travers la phase relative de Fourier, 3 autres avec la méthode de codage vectoriel et une autre avec estimation de la coordination en utilisant la corrélation croisée et la cohérence pondérée.

Sur ces 11 études, 7 ont mis en évidence des différences de coordination tronc/pelvis dans le plan transversal entre patients LBP et témoins et ont signalé une coordination plus en phase pour les patients LBP pendant la marche (193,194,202–204,207,209).

Méta-analyse

Sur les 11 études incluses dans notre revue de littérature, seules 3 ont fourni des données adéquates à inclure dans la méta-analyse (202,204,205). Selon l'article de Crombie, le score moyen était de 5/7. 43 patients atteints de lombalgie (23 femmes) et 40 témoins en bonne santé (18 femmes) ont finalement été inclus dans le calcul de la différence moyenne de coordination tronc/pelvis. Le groupe LBP et le groupe témoin comprenaient respectivement 53 et 45% de femmes. L'âge moyen variait de 40,1 ans pour les patients souffrant de lombalgie et de 37,6 ans pour le groupe témoin. Deux études ont été menées en Hollande par la même équipe et l'autre en Chine. Comme on sait que la longueur de la foulée est plus basse chez les Asiatiques que chez les Européens (210), nous avons décidé de choisir l'état de la démarche dans lequel Huang et ses collaborateurs (202) ont demandé à leurs participants de marcher avec plus grandes marches. De plus, comme on sait que la vitesse de la marche influence la coordination tronc/pelvis (192), nous avons sélectionné une vitesse commune dans les trois études afin de rassembler des données et de les comparer. En outre, une seule étude a évalué la coordination tronc/pelvis à une seule vitesse de marche (vitesse de marche spontanée 4 km.h-1; (205)). Pour cette raison, nous avons sélectionné la vitesse de marche la plus proche dans les deux autres études afin de comparer les données (tableau 10). Par conséquent, la vitesse de marche moyenne calculée était de 3,8 km / h pour les patients LBP et de 4 km/h pour le groupe témoin. La différence moyenne globale de coordination tronc-pelvis entre les patients LBP et les sujets

sains était de 22,25 (IC à 95% [5,68; 38,82], $p = 0,009$; Figure 30) et a révélé une différence significative montrant que les patients LBP présentaient une coordination pelvis-tronc plus en phase par rapport aux sujets sains pendant la marche. Le tracé en entonnoir pour la différence entre la coordination tronc/pelvis des patients LBP et des sujets sains a été analysé (Figure 31) et n'a pas montré d'asymétrie évidente. Néanmoins, étant donné le petit nombre d'études ($n = 3$), le tracé en entonnoir peut ne pas être en mesure de détecter un biais de publication.

Discussion

Le but de cette revue était de donner un aperçu des différences de coordination du bassin et du tronc dans le plan transversal au cours de la marche entre les personnes avec et sans douleur lombaire non spécifique. Nous avons précisément cherché à savoir si la coordination tronc/pelvis au cours de la marche, enregistrée avec le système d'analyse de marche 3D, pourrait être un résultat quantifié pour les capacités fonctionnelles des patients souffrant de lombalgie. En ce qui concerne notre analyse qualitative, nous confirmons donc que les patients LBP présentent une coordination tronc/pelvis différente dans le plan transverse au cours de la marche, malgré la différence de méthodologie et de tâche utilisées dans ces études. De plus, même si notre méta-analyse n'a pas été menée sur un grand nombre d'études, elle confirme et révèle cette différence significative en montrant une coordination plus en phase pour les patients LBP par rapport aux sujets en bonne santé pendant la marche.

En résumant les résultats des études sélectionnées sur la coordination tronc/pelvis, nous confirmons les résultats antérieurs indiquant des déficiences motrices chez les patients lombalgiques pendant la posture, les mouvements ainsi que la marche (181,211). Notre méta-analyse confirme l'effet délétère de la lombalgie sur la coordination tronc-pelvis. En effet, si cette coordination est souple chez le sujet sain pour adapter les mouvements en fonction des contraintes environnementales (vitesse de marche ou lors de virages), les mouvements articulaires tronc-pelvis sont plus restreints et la coordination plus rigide chez les patients LBP. Plusieurs auteurs ont suggéré que l'activation musculaire dans la lombalgie était modifiée, entraînant une modification des résultats moteurs (212,213). Hodges & Tucker et al (214) ont proposé une relation de cause à effet entre l'activité neuromusculaire et les résultats moteurs afin de créer des mécanismes de protection tels que le comportement de «garde» ou de «raidissement». Par exemple, les individus atteints de lombalgie montrent une activité musculaire du tronc supérieure à celle des témoins (181,215). Ces muscles sont davantage activés pour stabiliser et immobiliser la colonne vertébrale, ainsi que pour réduire la douleur liée aux mouvements du tronc, du bassin et des lombaires. Par conséquent, les modifications de

la coordination tronc-pelvis, rencontrées chez les patients LBP, peuvent illustrer ces adaptations neuromusculaires et rigidifier le tronc et le pelvis en un seul bloc pour garantir un comportement de protection et réduire ainsi les douleurs lombaires.

En outre, alors que l'analyse quantitative ne comprenait que trois études, nos résultats sont assez robustes, car des résultats similaires sont observés dans des analyses supplémentaires incluant d'autres conditions de la marche (vitesse de la marche dans les articles sélectionnés), ce qui suggère que la coordination tronc-pelvis au cours de la marche pourrait être un résultat quantitatif pertinent en matière de lombalgie. Cliniquement, la coordination tronc/pelvis pourrait être un résultat intéressant pour les suivis des patients. En effet, si elle est liée aux adaptations neuromusculaires et à la douleur, on peut supposer que la coordination serait améliorée et serait également un témoin de la récupération après un programme de rééducation par exemple. Cette dernière inclut généralement les soins multimodaux avec thérapie physique (216) qui pourraient avoir une incidence sur cette coordination. L'évaluation de la coordination tronc/pelvis pourrait donc être pertinente pour aider les cliniciens à quantifier les troubles du mouvement et ainsi, l'effet de ce type de programme de réadaptation.

De plus, notre revue met en évidence les limites des études. Premièrement, la lombalgie englobait un large spectre de maladies et toutes les études ne mentionnaient pas et n'utilisaient pas les mêmes critères pour déterminer la lombalgie. Cela pourrait induire donc une comparaison de patients ayant différentes causes et différentes symptomatologies. Deuxièmement, la méthodologie utilisée pour obtenir les données dans les études sélectionnées est également différente. La majorité des études ont utilisé des marqueurs passifs et réfléchissants sur le tronc et le bassin pour obtenir les données des mouvements et donc leur coordination. Cependant, la position de ces marqueurs peut différer en fonction du jeu de marqueurs utilisés, ce qui entraîne des différences dans les données brutes obtenues. En outre, la tâche elle-même pourrait constituer une limitation de cette revue systématique. Dans la majorité des études sélectionnées dans cet article, la tâche était de marcher tout droit, mais deux études ont également étudié en plus la coordination au cours d'une série de virages. Bien que ces deux tâches soient incluses pendant la marche, marcher avec un virage entraîne différentes modifications du contrôle moteur par rapport au contrôle moteur lors de la marche en ligne droite. Plus précisément, il nécessite une plus grande vitesse angulaire transversale des mouvements du tronc et du bassin et plus généralement une modulation plus rapide et complexe de la coordination tronc-bassin (217,218). Il pourrait donc induire d'autres compensations qui ne pourraient pas être révélées ou trop peu importantes pour être significatives, avec une coordination tronc/pelvis. Enfin, comme mentionné précédemment, le calcul de la coordination

pourrait également être une limitation. En effet, deux méthodes principales ont été utilisées dans les études sélectionnées : la méthode de phase relative de Fourier et la méthode de codage par vecteur. Bien que ces deux méthodes aient évalué la coordination en termes de décalage d'angle, leurs comparaisons ne sont pas pertinentes car elles n'expriment pas la même chose (197) et leur interprétation conjointe semble délicate.

En conclusion, les individus avec et sans LBP non spécifique se différencient par l'organisation spatio-temporelle des mouvements du tronc et du pelvis pendant la marche. La coordination entre ces mouvements est plus rigide en présence de lombalgie et refléterait les adaptations neuromusculaires nécessaires pour adopter un comportement de protection sans douleur pendant la marche. Même si ce paramètre est un résultat intéressant pour étudier l'effet de la lombalgie sur le contrôle moteur, d'autres études doivent être menées pour déterminer la validité de cette mesure et pour déterminer si la coordination tronc/pelvis serait rétablie et pourrait être un témoin de récupération après un programme de réhabilitation.

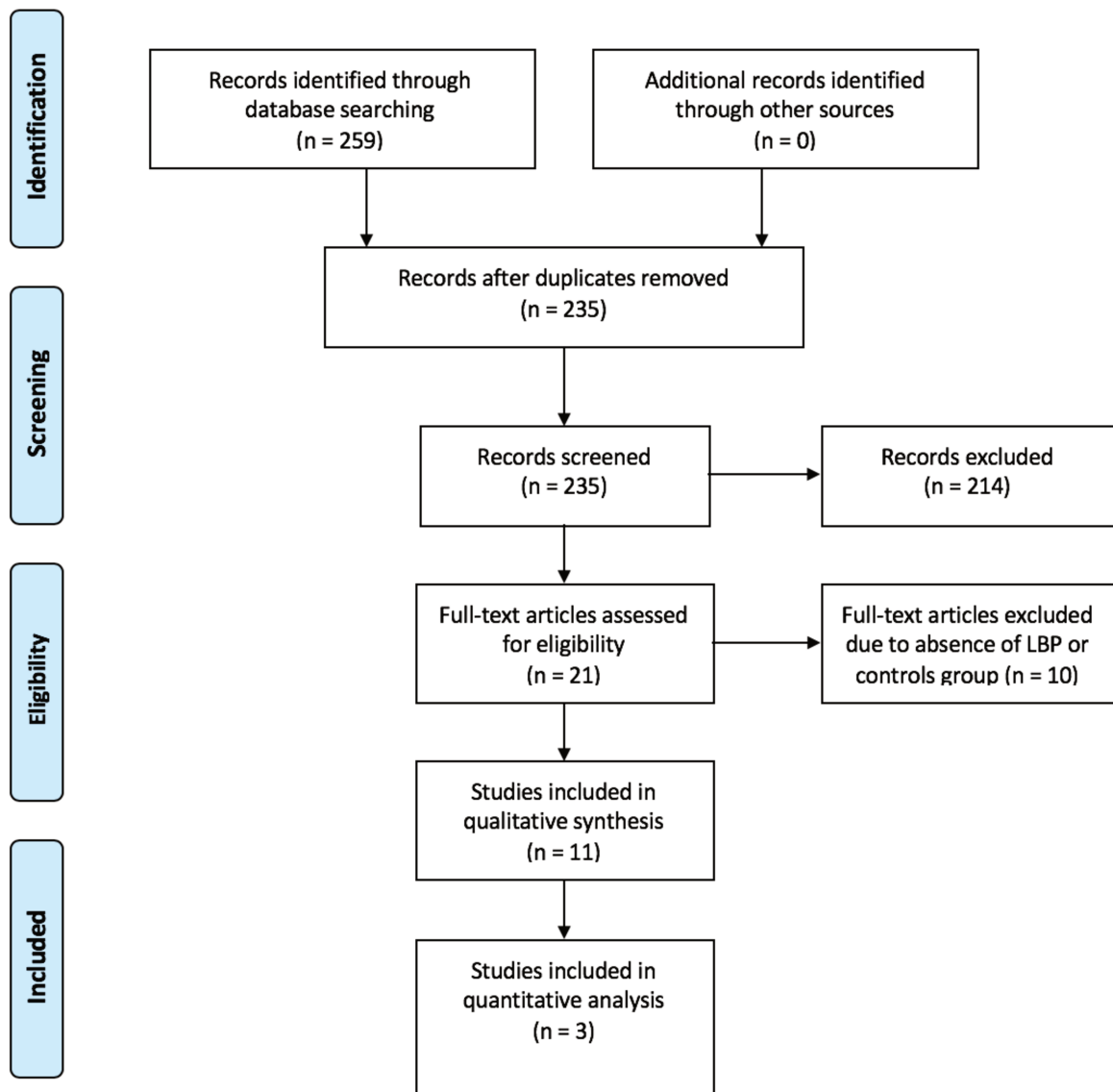
Figure 29. Représentation schématique de la revue, organigramme PRISMA (projet n°4)

Figure 30. Forest Plot examinant la différence de coordination du bassin et du tronc entre les patients lombalgiques et les contrôles, dans les articles inclus dans la méta-analyse (projet n°4).

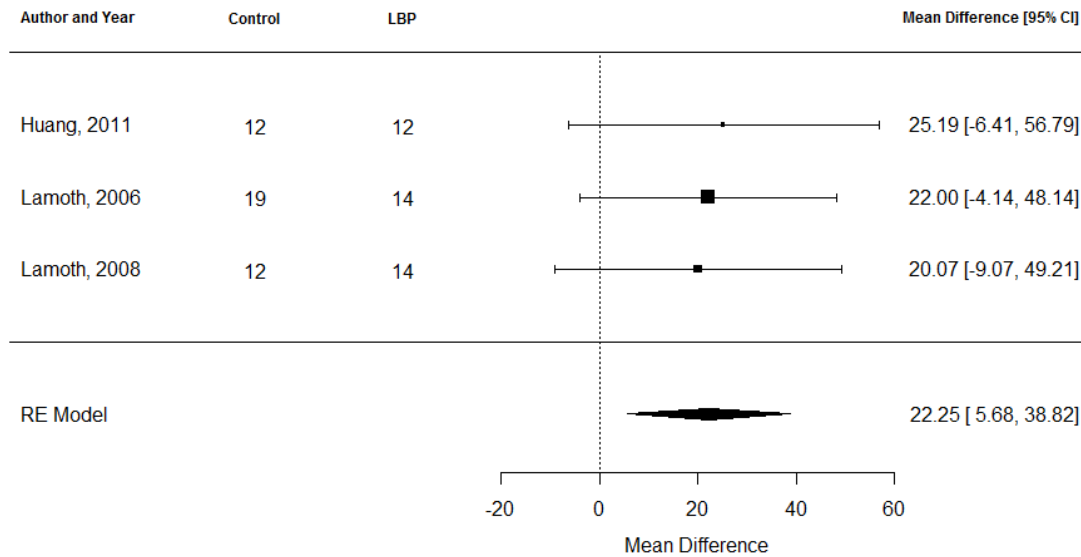


Figure 31. Funnel Plot (tracé en entonnoir) pour la différence entre la coordination tronc/pelvis des patients LBP et des sujets sains dans les articles inclus dans la méta-analyse (projet n°4).

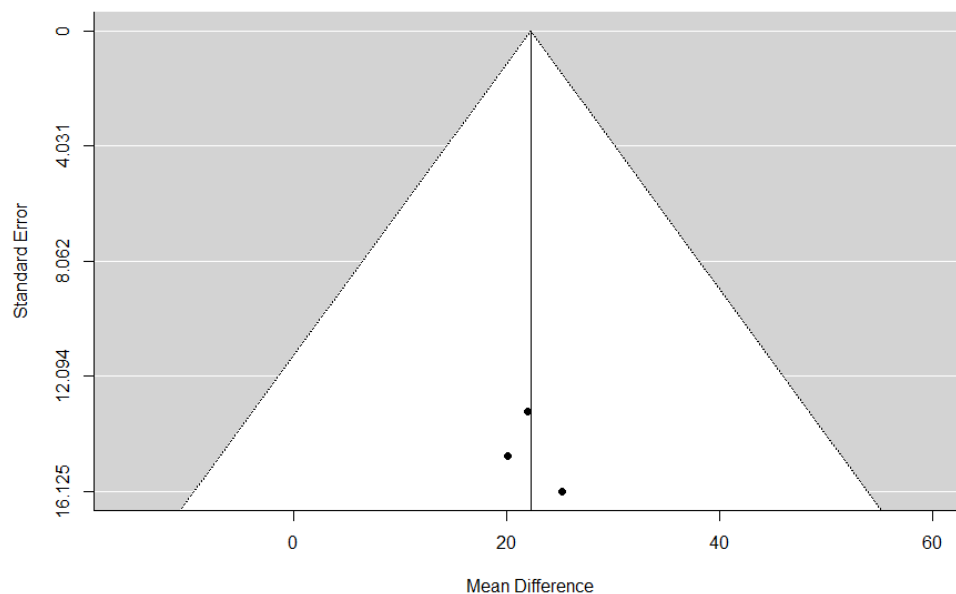


Tableau 8. Caractéristiques des échantillons (projet n°4). LBP = Patient Lombalgique Chronique / HS = Sujet Sain

¹ Les deux études comprenaient le même échantillon. Nous n'avons donc inclus qu'une seule taille d'échantillon dans notre examen. (Lamoth et al., 2006b).

^{2/3} Les deux études comprenaient le même échantillon. Nous n'avons donc inclus qu'une seule taille d'échantillon dans notre examen..

Study	Country	Sample size (F/M)		Age (years)		BMI (kg.m ⁻²)	
		LBP	HS	LBP	HS	LBP	HS
Selles et al., 2001	Holland	6 (4/2)	6 (2/4)	30 ± ND	31 ± ND	ND	ND
Lamoth et al., 2002b	Holland	39 (27/12)	19 (9/10)	38 ± ND	41 ± ND	ND	ND
Lamoth et al., 2006a ¹	Holland	12 (7/5)	12 (5/7)	36.8 ± 10.9	30 ± 8.1	ND	ND
Lamoth et al., 2006b ¹	Holland	19 (11/8)	14 (5/9)	38 ± ND	31 ± ND	ND	ND
Lamoth et al., 2008	Holland	12 (6/6)	14 (7/7)	45 ± 9.2	44 ± 7.4	ND	ND
Huang et al., 2011	China	12 (6/6)	12 (6/6)	37.4 ± 4.2	37.8 ± 4.2	22.6 ± 3.5	23.3 ± 3.6
Seay et al., 2011a ²	USA	14 (6/8)	14 (8/6)	35.7 ± 10.9	29.9 ± 8.45	ND	ND
Seay et al., 2011b ²	USA	14 (6/8)	14 (8/6)	35.7 ± 10.9	29.9 ± 8.45	ND	ND
Crosbie et al., 2013	Australia	19 (12/7)	19 (13/6)	34 ± 13.3	28.6 ± 5.4	24.5 ± 3.6	23 ± 2.4
Smith & Kulig, 2016 ³	USA	14 (8/6)	14 (8/6)	26.5 ± 4.75	24.5 ± 1.75	ND	ND
Smith et al., 2017 ³	USA	14 (8/6)	14 (8/6)	26.5 ± 4.75	24.5 ± 1.75	ND	ND
<i>Mean</i>		<i>135 (80/55)</i>	<i>112 (58/54)</i>	<i>37 ± 4</i>	<i>36.8 ± 5.8</i>	<i>ND</i>	<i>ND</i>

Tableau 9. Résumé des résultats et conclusion (projet n°4).

Study	Crombie score	Gait conditions	Method	Results of trunk-pelvis coordination in the transverse plane
Selles et al., 2001	2.5/7	Walking on treadmill 13 incremental speeds (from 0.6 to 5.4 km.h ⁻¹)	Fourier Relative Phase	4 of the 6 LBP patients did not establish an out-of-phase coordination pattern at higher walking speeds contrary to HS.
Lamoth et al., 2002b	5/7	Walking on treadmill 6 incremental speeds (from 1.4 to 5.4 km.h ⁻¹)	Fourier Relative Phase	Compared to HS, LBP patients exhibited a more in-phase trunk-pelvis coordination for gait speed superior to 3.8 km.h ⁻¹ .
Lamoth et al., 2006a	4.5/7	Walking on treadmill 6 different speeds (6.2, 1.4, 3.8, 5.4, 2.2 and 4.6 km.h ⁻¹)	Fourier Relative Phase	Compared to HS, LBP patients exhibited a reduced modification of trunk-pelvis coordination with changes of gait speed.
Lamoth et al., 2006b	5.5/7	Walking on treadmill Self-selected and incremental speeds (from 1.4 to 7km.h ⁻¹)	Fourier Relative Phase	Compared to HS, LBP patients exhibited a more in-phase trunk-pelvis coordination at comfortable walking speed. The mean of relative phase increased with increasing walking speed in controls as in LBP.
Lamoth et al., 2008	5/7	Dual task (walk and Stroop task) on treadmill Self-selected speed	Fourier Relative Phase	Across conditions, no significant differences between LBP and controls group in the mean relative phase between pelvis and thorax were found.
Huang et al., 2011	4.5/7	Walking on treadmill 4 speeds (1, 2.5, 4, 5.5 km.h ⁻¹) 3 steps (small, normal, big)	Fourier Relative Phase	LBP patients walked with a lower relative phase between pelvis and thorax rotations, especially with big step and with increasing gait speed.
Seay et al., 2011a	4.5/7	Walking and running on treadmill Incremental speeds (from 2.9 to 13.7 km.h ⁻¹)	Vector coding method	No significant differences were observed between LBP and HS during walking.
Seay et al., 2011b	4.5/7	Walking and running on treadmill Incremental speeds (from 2.9 to 13.7 km.h ⁻¹)	Continuous Relative Phase	No significant differences were observed between LBP and HS during walking.
Crosbie et al., 2013	4.5/7	Walking on walkway Preferred and fast speed (4.2 and 4.4 // 6.1 and 6.7)	Cross-correlation	The phase lag between lower thoracic and lumbar is lower in recurrent LBP compared to healthy controls when they walked a preferred speed. Whereas this phase lag decreased when controls walked at a faster speed, there is no modification in recurrent LBP.
Smith & Kulig, 2016	5.5/7	Walking turns on walkway 1 speed (5.4 km.h ⁻¹)	Vector coding method	Trunk-pelvis coordination is significantly different between LBP and HS during the swing phase of walking turn.
Smith & Kulig, 2017	5.5/7	Dual task (walking turns and 2-back task) on walkway 1 speed (5.4 km.h ⁻¹)	Vector coding method	No significant differences were observed between LBP and HS during walking (with or without dual task).

Tableau 10. Résultats des études incluses dans l'analyse quantitative (projet n°4).

	Gait speed (Mean)	Trunk-Pelvis Coordination (Mean $\pm$ SD)	
		LBP	HS
Lamoth et al. 2006b	3.8 km.h ⁻¹	73° $\pm$ 39	95° $\pm$ 37
Lamoth et al., 2008	<i>LBP</i> : 3.7 km.h ⁻¹ <i>HS</i> : 4.3 km.h ⁻¹	85.05° $\pm$ 28.23	105.12° $\pm$ 46.53
Huang et al., 2011	4 km.h ⁻¹	80.39° $\pm$ 27.71	105.58° $\pm$ 48.5

Discussion et Synthèse

L'accès en pratique clinique à des données quantitatives pour l'évaluation des patients fait partie des préoccupations actuelles dans un contexte sociétal sanitaire où nous devons de plus en plus souvent étayer, proposer des recommandations et obtenir des consensus sur la prise en charge des pathologies. Dans le domaine de la chirurgie rachidienne, il existe à l'évidence des éléments qui peuvent être améliorés, notamment concernant la mesure des capacités fonctionnelles des patients rachialgiques, mais aussi l'évaluation de leur locomotion et posture à l'aide d'outils technologiques non invasifs. L'analyse quantifiée de la locomotion, via des plateformes spécialisées et des personnels (ingénieurs) spécifiques, en est un exemple. Elle permet de fournir des mesures objectives, et de décrire une sémiologie fonctionnelle quantifiée pouvant représenter à terme une assistance à la décision thérapeutique. En complément à la dimension clinique, ces techniques pourraient améliorer l'évaluation et la compréhension de la physiopathologie des pathologies rachidiennes, à la fois sur la locomotion et la posture.

Sur le plan clinique, les répercussions fonctionnelles de la pathologie rachidienne souvent décisives pour une décision chirurgicale, sont recueillies en générale à partir d'auto-questionnaires (estimation personnelle). Ces paramètres déclaratifs reflètent l'état physiologique perçu, mais avec une dimension psychologique qui peut être significative et ne doit pas être occultée. Ces paramètres recueillis peuvent par leur subjectivité ne pas correspondre à la situation somatique réelle du patient et générer ainsi des orientations thérapeutiques inappropriées. Les patients peuvent fournir involontairement (ou parfois volontairement, à la recherche de bénéfices indirects) des informations erronées sur leur situation, avec amplification de leur incapacité douloureuse. Nous avons vu, dans le projet n°1, que les patients, pris en charge pour une chirurgie de canal lombaire étroit, ne réussissent pas à estimer de manière fiable les distances qu'ils peuvent parcourir sans arrêt imposé par la lombalgie ou la claudication radiculaire (219). Dans cette pathologie pour laquelle le périmètre de marche fait partie prioritairement du faisceau d'arguments qui permet de poser une indication chirurgicale, il apparaît nécessaire de développer des évaluations fonctionnelles objectives, en pratique courante, afin d'obtenir des données complémentaires quantifiées sur la locomotion. La mesure effective du périmètre de marche, et de façon encore plus contributive de la vitesse de marche, lors d'un test de marche standardisé est un outil simple et peu coûteux permettant d'évaluer l'impact fonctionnel de la SL en complément des critères cliniques

conventionnels et des données d'imageries. En effet, la vitesse spontanée de marche est un critère robuste pour mesurer l'état fonctionnel du patient, qui n'est pourtant pas pris en compte actuellement en pratique courante. Ainsi, les arguments sont suffisants pour qu'un test de marche à vitesse confortable puisse être utilisé dans la pratique clinique de routine pour l'évaluation des patients rachialgiques chroniques. Dans cette perspective, une modification des pratiques serait assurément nécessaire car le temps requis pour la réalisation de tels tests est difficilement conjugable avec les contraintes pratiques d'une consultation clinique. Les plateformes technologiques d'évaluation semblent adaptées pour répondre à cette demande, notamment grâce au personnel dédié pouvant à la fois réaliser les tests et en faire une interprétation pour le clinicien. Ce mode de fonctionnement est finalement assez proche de l'imagerie, réalisée avec des outils technologiques spécifiques et du personnel qualifié.

Les analyses radiologiques désormais largement accessibles apportent des informations déterminantes pour le diagnostic positif et différentiel : localisation, nature et gravité des lésions... L'analyse en charge de type EOS fournit des informations statiques, procurant divers paramètres de l'alignement sagittal. Ces paramètres importants sont de plus en plus reconnus comme des facteurs d'évaluation de l'état fonctionnel initial et de l'impact du traitement en chirurgie rachidienne (161). Le paramètre radiologique statique SVA en fait partie et joue un rôle central. Associé aux paramètres fonctionnels, ils donnent des informations sur l'état structural du patient, permettant une évaluation plus globale de la maladie vertébrale. Nous avons vu, dans le projet n°2, que ce paramètre de l'alignement sagittal permet l'évaluation des troubles posturaux aux temps préopératoire et post-opératoire, chez des patients pris en charge pour sténose lombaire. Nous retrouvons une amélioration significative de l'alignement sagittal après une chirurgie de décompression lombaire postérieure sans fusion, associée à une diminution de la douleur. Certains patients conservent cependant un déséquilibre antérieur et des travaux supplémentaires, notamment évaluant les compensations associées au niveau des membres inférieurs, devront être effectués afin de mieux comprendre les différences entre les mauvais et bons répondants au traitement chirurgical. Ces troubles posturaux rencontrés chez des patients avec sténose lombaire reflètent certainement une réponse adaptative induisant une réduction de la douleur. L'origine de cette douleur pouvant être soit structurelle (propre constitutionnellement au patient), soit liée au processus de vieillissement (dégénératif) de la colonne vertébrale.

Cependant, cette mesure de la SVA reste statique et ne traduit donc certainement pas complètement les contraintes dynamiques auxquelles est soumis le patient dans la vie quotidienne, en situation écologique. C'est pourquoi il apparaît intéressant de développer de

nouvelles méthodes permettant de mesurer cet équilibre sagittal dans des conditions dynamiques, reflétant mieux les situations de la vie courante. Le projet n°3 a permis de montrer qu'il était possible de quantifier un alignement sagittal grâce à l'analyse quantifiée du mouvement avec une très bonne modélisation du paramètre radiologique SVA. L'objectif sera à l'avenir d'utiliser cette modélisation en mouvement durant des activités plus ou moins complexes, en commençant par l'analyse de la locomotion. Ainsi, lors de l'analyse de la marche, une évaluation de cet alignement sagittal dynamique permettrait de mieux caractériser le déséquilibre sagittal qui est variable d'un patient à l'autre. Les phénomènes de compensation de ce déséquilibre, développés spécifiquement au cours de la marche, pourraient être analysés en détails et en particulier, les modifications de la cinématique articulaire des membres inférieurs. La littérature à ce sujet est encore peu fournie même si ce thème semble d'actualité. On peut citer l'article récent (*case report*), publié par Miura et al (220). Son équipe a fait état d'une analyse de l'équilibre sagittal dynamique chez un patient, en permettant de détecter un dos plat post-opératoire (aggravation de la SVA post-opératoire en analyse 3D). Les auteurs concluent que l'analyse de la marche en 3D permet une évaluation précise de l'alignement rachidien dynamique pré et postopératoire et objective des modifications de cet alignement chez un patient atteint d'un syndrome iatrogène. Il est cependant nécessaire d'étendre ces études et ces analyses sur ce sujet afin de valider les marqueurs de l'équilibre sagittal dans des conditions dynamiques précises, dans différentes pathologies. Dans cette perspective, l'analyse biomécanique de mouvement en 3D semble être un outil d'analyse prometteur.

Notre analyse de la littérature a permis de mettre en évidence un paramètre simple permettant de juger de l'impact de la pathologie vertébrale sur les mouvements du rachis : modification de la coordination des mouvements de la ceinture scapulaire et pelvienne. Toutefois, l'utilisation de l'analyse quantifiée du mouvement permet d'obtenir de très nombreux paramètres qui peuvent être d'interprétation difficile pour les cliniciens. Si pour une évaluation individuelle une analyse du mouvement complète et détaillée est nécessaire pour appréhender l'ensemble des mécanismes biomécaniques, nous pouvons nous interroger sur la pertinence des scores composites. Ces derniers sont pour le moment majoritairement utilisés pour les pathologies du membre inférieur, l'incorporation de données de mouvement du dos semble donc être une alternative intéressante. Il est donc nécessaire de définir les paramètres qui seront utilisés pour l'évaluation de nos patients en pathologie rachidienne dans notre pratique quotidienne. Dans le projet n°4, nous nous sommes intéressés au paramètre coordination tronc/pelvis lors de la marche. A travers cette méta-analyse, nous avons pu souligner l'importance de ce paramètre, justifiant de le prendre en compte au cours d'une

analyse quantifiée du mouvement. Les patients rachialgiques présentent donc une limitation (raideur) de la coordination tronc/pelvis reflétant probablement des mécanismes de compensation à la douleur. Ce paramètre pourrait donc être étudié avant et après chirurgie afin de vérifier si la coordination tronc/pelvis se rétablit. La méta-analyse effectuée dans le projet n°4 suggère un caractère prometteur pour ce marqueur mais la faible puissance statistique implique la réalisation de futures études afin de déterminer l'intérêt de ce paramètre dans différentes pathologies rachidiennes, mais également en fonction du temps pré ou post thérapeutique. Il serait de plus intéressant d'observer l'impact de ce paramètre dans un score composite, permettant à la fois de juger de la coordination du tronc, en l'associant aux éventuels mécanismes de compensation au niveau des membres inférieurs.

Conclusion générale et perspectives

L'utilisation pratique de la mesure de l'alignement sagittal dynamique nécessitera la mise en place de référentiels qui pour l'instant n'existent pas. Ces outils permettraient d'assister le chirurgien dans la planification de l'intervention, et d'en mesurer l'impact sur les capacités fonctionnelles (motricité générale, mobilité de chaque segment...). Ces données pourraient être prises en compte à la fois pour les décisions thérapeutiques et les corrections chirurgicales envisagées. Cela permettrait d'obtenir une meilleure planification préopératoire des résultats fonctionnels attendus. Il sera important de définir au préalable les éventuelles corrélations entre ces données fonctionnelles, les données cliniques conventionnelles et l'imagerie afin de déterminer au mieux leur intérêt et donner des outils pratiques hiérarchisés pour le clinicien. Le développement de ces outils à travers en particulier l'équilibre sagittal dynamique pourrait, comme nous l'avons vu précédemment, permettre une transition entre les données statiques et dynamiques. Ces données permettraient d'avoir un suivi précis, non invasif, non irradiant des patients afin d'ajuster la prise en charge en fonction de l'évolution.

De plus, la quantification des capacités fonctionnels par des tests validés permettrait d'enrichir l'évaluation des patients porteurs d'incapacités chroniques rachidiennes. Cette mesure peut en particulier passer par des tests de marche standardisés, aisés à mettre en œuvre, tel que le test de marche de 6 minutes. Un tel test apporte des informations quantifiées permettant d'évaluer l'incapacité douloureuse en termes de gravité et d'évolution post-thérapeutique, notamment à travers un paramètre fonctionnel qui apparaît important, la vitesse libre de marche. Cette analyse fonctionnelle pourra très certainement être complétée grâce à l'utilisation d'objets connectés en apportant des informations sur les activités dans la vie quotidienne (actimétrie).

L'ensemble des technologies mesurant le mouvement et les possibilités de traitement des données numériques évoluent rapidement avec le progrès technologique via des techniques computationnelles dédiées. Il est probable que l'Analyse Quantifiée de la Marche dans un avenir plus ou moins proche se déroulera dans un contexte simplifié, écologique, plus facilement accessible au clinicien, via par exemple des données accélérométriques et inertielles, de l'analyse de formes ou encore l'actimétrie dans la vie réelle du patient. Un projet en ce sens, auquel je participe, utilisant les données actimétriques recueillies chez des patients rachialgiques chroniques va très prochainement débiter sur la Plateforme d'Investigation Technologique du CHU de Dijon.

Nous allons poursuivre l'exploitation du projet SPEED pour lequel l'ensemble des données est aujourd'hui exploitable. De nouvelles pistes, notamment sur des critères pronostiques sont à évaluer. De plus, nous souhaitons, grâce à l'analyse 3D, rapporter les données cinématiques de nos patients et notamment la coordination tronc/pelvis et les mécanismes de compensation associés. L'ensemble de ces analyses permettrait de mesurer de manière objective la récupération fonctionnelle grâce à la chirurgie mais aussi de déterminer des critères pronostiques d'évolution.

Références

1. Shamji MF, Mroz T, Hsu W, Chutkan N. Management of Degenerative Lumbar Spinal Stenosis in the Elderly. *Neurosurgery*. oct 2015;77 Suppl 4:S68-74.
2. Toosizadeh N, Yen TC, Howe C, Dohm M, Mohler J, Najafi B. Gait behaviors as an objective surgical outcome in low back disorders: A systematic review. *Clin Biomech Bristol Avon*. juill 2015;30(6):528-36.
3. Al-Obaidi SM, Al-Zoabi B, Al-Shuwaie N, Al-Zaabie N, Nelson RM. The influence of pain and pain-related fear and disability beliefs on walking velocity in chronic low back pain. *Int J Rehabil Res Int Z Rehabil Rev Int Rech Readaptation*. juin 2003;26(2):101-8.
4. Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Sværre H, Svensson P. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain*. févr 1996;64(2):231-40.
5. Kramers-de Quervain IA, Müller R, Stacoff A, Grob D, Stüssi E. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. août 2004;13(5):449-56.
6. Elbaz A, Mor A, Segal G, Debi R, Shazar N, Herman A. Novel classification of knee osteoarthritis severity based on spatiotemporal gait analysis. *Osteoarthritis Cartilage*. mars 2014;22(3):457-63.
7. Laroche D, Morisset C, Fortunet C, Gremeaux V, Maillefert J-F, Ornetti P. Biomechanical effectiveness of a distraction-rotation knee brace in medial knee osteoarthritis: preliminary results. *The Knee*. juin 2014;21(3):710-6.
8. Collado-Vázquez S, Carrillo JM. Balzac and human gait analysis. *Neurol Barc Spain*. mai 2015;30(4):240-6.
9. Marey É-J (1830-1904) A du texte. La chronophotographie / par J. Marey,... [Internet]. 1899 [cité 26 juin 2019]. Disponible sur: <https://gallica.bnf.fr/ark:/12148/bpt6k54144908>
10. Perry BSJ. By Jacquelin Perry - Gait Analysis: Normal and Pathological Function: 1st (first) Edition. 2222nd edition. SLACK, Incorporated; 1993.
11. Middleton A, Fritz SL, Lusardi M. Walking speed: the functional vital sign. *J Aging Phys Act*. avr 2015;23(2):314-22.
12. Jordan K, Challis JH, Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture*. juin 2007;26(1):128-34.
13. Ralston HJ. Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Int Z Angew Physiol*. 1958;17(4):277-83.
14. Teresa Zielinska. Postural balance using a disturbance rejection method. *Conf 2017 11th Int Workshop Robot Motion Control RoMoCo*. juill 2017;
15. Kamina P, Martinet C. Anatomie clinique : Tome 2, Tête, cou, dos. Maloine. 2013.
16. Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM, Duparc F, Duparc J, Coquerel-Béghin D. Gray's Anatomie pour les étudiants. Elsevier Masson; 2010.
17. Sobotta J, Putz R, Putz R, Dhem A. Atlas d'anatomie humaine. Tome 2. Éd. médicales internationales; 2010.
18. Inufusa A, An HS, Lim TH, Hasegawa T, Houghton VM, Nowicki BH. Anatomic changes of the spinal canal and intervertebral foramen associated with flexion-extension movement. *Spine*. 1 nov 1996;21(21):2412-20.
19. Manelfe C, Demondion X, Cognard C, Sans N, Francke J. [The lumbar epidural space. Radio-anatomical study]. *J Radiol*. juin 2000;81(6 Suppl):748-58.
20. Schellinger D, Manz HJ, Vidic B, Patronas NJ, Deveikis JP, Muraki AS, et al. Disk fragment migration. *Radiology*. juin 1990;175(3):831-6.

21. Olszewski AD, Yaszemski MJ, White AA. The anatomy of the human lumbar ligamentum flavum. New observations and their surgical importance. *Spine*. 15 oct 1996;21(20):2307-12.
22. Demondion X, Manelfe C, Prère J, Francke JP. [Lumbar lateral recess and intervertebral foramen. Radio-anatomical study]. *J Radiol*. juin 2000;81(6 Suppl):746-7.
23. Vital JM. Le foramen intervertébral lombaire. *Rachis*. 2002;
24. Hart LG, Deyo RA, Cherkin DC. Physician office visits for low back pain. Frequency, clinical evaluation, and treatment patterns from a U.S. national survey. *Spine*. 1 janv 1995;20(1):11-9.
25. Martinelli TA, Wiesel SW. Epidemiology of spinal stenosis. *Instr Course Lect*. 1992;41:179-81.
26. Deyo RA, Gray DT, Kreuter W, Mirza S, Martin BI. United States trends in lumbar fusion surgery for degenerative conditions. *Spine*. 15 juin 2005;30(12):1441-5; discussion 1446-1447.
27. Kreiner DS, Shaffer WO, Baisden JL, Gilbert TJ, Summers JT, Toton JF, et al. An evidence-based clinical guideline for the diagnosis and treatment of degenerative lumbar spinal stenosis (update). *Spine J Off J North Am Spine Soc*. juill 2013;13(7):734-43.
28. Lurie J, Tomkins-Lane C. Management of lumbar spinal stenosis. *BMJ*. 4 janv 2016;352:h6234.
29. Verbiest H. A radicular syndrome from developmental narrowing of the lumbar vertebral canal. *J Bone Joint Surg Br*. mai 1954;36-B(2):230-7.
30. de Graaf I, Prak A, Bierma-Zeinstra S, Thomas S, Peul W, Koes B. Diagnosis of lumbar spinal stenosis: a systematic review of the accuracy of diagnostic tests. *Spine*. 1 mai 2006;31(10):1168-76.
31. Katz JN, Lipson SJ, Brick GW, Grobler LJ, Weinstein JN, Fossel AH, et al. Clinical correlates of patient satisfaction after laminectomy for degenerative lumbar spinal stenosis. *Spine*. 15 mai 1995;20(10):1155-60.
32. Fairbank JC, Couper J, Davies JB, O'Brien JP. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy*. août 1980;66(8):271-3.
33. Kopec JA, Esdaile JM, Abrahamowicz M, Abenhaim L, Wood-Dauphinee S, Lamping DL, et al. The Quebec Back Pain Disability Scale. Measurement properties. *Spine*. 1 févr 1995;20(3):341-52.
34. 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*. 1 oct 2010;35(21):1919-24.
35. Anderson DG, Vaccaro AR. *Decision Making in Spinal Care*. 1^{re} éd. Thieme; 2011. 528 p.
36. Olmarker K, Rydevik B, Holm S. Edema formation in spinal nerve roots induced by experimental, graded compression. An experimental study on the pig cauda equina with special reference to differences in effects between rapid and slow onset of compression. *Spine*. juin 1989;14(6):569-73.
37. Delamarter RB, Bohlman HH, Dodge LD, Biro C. Experimental lumbar spinal stenosis. Analysis of the cortical evoked potentials, microvasculature, and histopathology. *J Bone Joint Surg Am*. janv 1990;72(1):110-20.
38. Yoshizawa H, Kobayashi S, Morita T. Chronic nerve root compression. Pathophysiologic mechanism of nerve root dysfunction. *Spine*. 15 févr 1995;20(4):397-407.
39. Takahashi K, Kagechika K, Takino T, Matsui T, Miyazaki T, Shima I. Changes in epidural pressure during walking in patients with lumbar spinal stenosis. *Spine*. 15 déc 1995;20(24):2746-9.
40. Morishita Y, Hida S, Naito M, Arimizu J, Takamori Y. Neurogenic intermittent

- claudication in lumbar spinal canal stenosis: the clinical relationship between the local pressure of the intervertebral foramen and the clinical findings in lumbar spinal canal stenosis. *J Spinal Disord Tech.* avr 2009;22(2):130-4.
41. Baker AR, Collins TA, Porter RW, Kidd C. Laser Doppler study of porcine cauda equina blood flow. The effect of electrical stimulation of the rootlets during single and double site, low pressure compression of the cauda equina. *Spine.* 15 mars 1995;20(6):660-4.
 42. Kobayashi S, Yoshizawa H, Nakai S. Experimental study on the dynamics of lumbosacral nerve root circulation. *Spine.* 1 févr 2000;25(3):298-305.
 43. Ikawa M, Atsuta Y, Tsunekawa H. Ectopic firing due to artificial venous stasis in rat lumbar spinal canal stenosis model: a possible pathogenesis of neurogenic intermittent claudication. *Spine.* 1 nov 2005;30(21):2393-7.
 44. Kobayashi S, Suzuki Y, Meir A, Al-Khudairi N, Nakane T, Hayakawa K. Circulatory dynamics of the cauda equina in lumbar canal stenosis using dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *Spine J Off J North Am Spine Soc.* 1 oct 2015;15(10):2132-41.
 45. Kobayashi S. Pathophysiology, diagnosis and treatment of intermittent claudication in patients with lumbar canal stenosis. *World J Orthop.* 18 avr 2014;5(2):134-45.
 46. Guigui P. Traitement chirurgical des sténoses du canal lombaire. *EMC - Techniques chirurgicales - Orthopédie-Traumatologie.* 2006;
 47. Lin PM. Internal decompression for multiple levels of lumbar spinal stenosis: a technical note. *Neurosurgery.* oct 1982;11(4):546-9.
 48. Bowen G, Gonzales J, Iwanaga J, Fisahn C, Loukas M, Oskouian RJ, et al. Leonardo da Vinci (1452-1519) and his depictions of the human spine. *Childs Nerv Syst ChNS Off J Int Soc Pediatr Neurosurg.* déc 2017;33(12):2067-70.
 49. Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* 1998;7(2):99-103.
 50. Dubousset J. Reflections of an orthopaedic surgeon on patient care and research into the condition of scoliosis. *J Pediatr Orthop.* févr 2011;31(1 Suppl):S1-8.
 51. Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng.* 1992;20(4):451-62.
 52. Boulay C, Tardieu C, Hecquet J, Benaim C, Mouilleseaux B, Marty C, et al. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *Eur Spine J.* avr 2006;15(4):415-22.
 53. Jackson RP, Hales C. Congruent spinopelvic alignment on standing lateral radiographs of adult volunteers. *Spine.* 1 nov 2000;25(21):2808-15.
 54. 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.* févr 2005;87(2):260-7.
 55. Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F. The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine.* 15 sept 2005;30(18):2024-9.
 56. Shin JK, Lee JS, Goh TS, Son SM. Correlation between clinical outcome and spinopelvic parameters in ankylosing spondylitis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* janv 2014;23(1):242-7.
 57. Schwab FJ, Smith VA, Biseri M, Gamez L, Farcy J-PC, Pagala M. Adult scoliosis: a quantitative radiographic and clinical analysis. *Spine.* 15 févr 2002;27(4):387-92.
 58. Glassman SD, Berven S, Bridwell K, Horton W, Dimar JR. Correlation of radiographic parameters and clinical symptoms in adult scoliosis. *Spine.* 15 mars 2005;30(6):682-8.
 59. Mac-Thiong J-M, Transfeldt EE, Mehbod AA, Perra JH, Denis F, Garvey TA, et al.

- Can c7 plumbline and gravity line predict health related quality of life in adult scoliosis? *Spine*. 1 juill 2009;34(15):E519-527.
60. Daubs MD, Lenke LG, Bridwell KH, Kim YJ, Hung M, Cheh G, et al. Does correction of preoperative coronal imbalance make a difference in outcomes of adult patients with deformity? *Spine*. 15 mars 2013;38(6):476-83.
 61. Barrey C, Roussouly P, Le Huec J-C, D'Acunzi G, Perrin G. Compensatory mechanisms contributing to keep the sagittal balance of the spine. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. nov 2013;22 Suppl 6:S834-841.
 62. Vira S, Diebo BG, Spiegel MA, Liabaud B, Henry JK, Oren JH, et al. Is There a Gender-Specific Full Body Sagittal Profile for Different Spinopelvic Relationships? A Study on Propensity-Matched Cohorts. *Spine Deform*. mars 2016;4(2):104-11.
 63. 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* Febr 1 2005. 2005;30(3):346-53.
 64. Lafage R, Schwab F, Challier V, Henry JK, Gum J, Smith J, et al. Defining Spino-Pelvic Alignment Thresholds: Should Operative Goals in Adult Spinal Deformity Surgery Account for Age? *Spine*. janv 2016;41(1):62-8.
 65. Diebo BG, Gammal I, Ha Y, Yoon SH, Chang JW, Kim B, et al. Role of Ethnicity in Alignment Compensation: Propensity Matched Analysis of Differential Compensatory Mechanism Recruitment Patterns for Sagittal Malalignment in 288 ASD Patients From Japan, Korea, and United States. *Spine*. 15 févr 2017;42(4):E234-40.
 66. 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*. 1 août 2009;34(17):E599-606.
 67. Lazenec JY, Riwan A, Gravez F, Rousseau MA, Mora N, Gorin M, et al. Hip spine relationships: application to total hip arthroplasty. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 2007;17 Suppl 5:S91-104.
 68. Saha D, Gard S, Fatone S, Ondra S. The effect of trunk-flexed postures on balance and metabolic energy expenditure during standing. *Spine*. 1 juill 2007;32(15):1605-11.
 69. Lafage R, Line BG, Gupta S, Liabaud B, Schwab F, Smith JS, et al. Orientation of the Upper-most Instrumented Segment Influences Proximal Junctional Disease Following Adult Spinal Deformity Surgery. *Spine*. 15 oct 2017;42(20):1570-7.
 70. Benedetti MG, Beghi E, De Tanti A, Cappozzo A, Basaglia N, Cutti AG, et al. SIAMOC position paper on gait analysis in clinical practice: General requirements, methods and appropriateness. Results of an Italian consensus conference. *Gait Posture*. 2017;58:252-60.
 71. Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture*. févr 2005;21(2):186-96.
 72. Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait Posture*. févr 2005;21(2):197-211.
 73. Phinyomark A, Petri G, Ibáñez-Marcelo E, Osis ST, Ferber R. Analysis of Big Data in Gait Biomechanics: Current Trends and Future Directions. *J Med Biol Eng*. 2018;38(2):244-60.
 74. Camomilla V, Cereatti A, Cutti AG, Fantozzi S, Stagni R, Vannozzi G. Methodological factors affecting joint moments estimation in clinical gait analysis: a systematic review. *Biomed Eng Online*. 18 août 2017;16(1):106.
 75. Ogink PT, van Wulfften Palthe O, Teunis T, Bono CM, Harris MB, Schwab JH, et al. Practice Variation Among Surgeons Treating Lumbar Spinal Stenosis in a Single Institution. *Spine*. 1 avr 2019;44(7):510-6.

76. Debono B, Lonjon G, Galovich LA, Kerever S, Guiot B, Eicker S-O, et al. Indication Variability in Degenerative Lumbar Spine Surgery: A Four-nation Survey. *Spine*. 01 2018;43(3):185-92.
77. Ornetti P, Laroche D, Morisset C, Beis JN, Tavernier C, Maillefert J-F. Three-dimensional kinematics of the lower limbs in hip osteoarthritis during walking. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2011;24(4):201-8.
78. Pesenti S, Blondel B, Peltier E, Viehweger E, Pomero V, Authier G, et al. Spinal alignment evolution with age: A prospective gait analysis study. *World J Orthop*. 18 mars 2017;8(3):256-63.
79. Shiba Y, Taneichi H, Inami S, Moridaira H, Takeuchi D, Nohara Y. Dynamic global sagittal alignment evaluated by three-dimensional gait analysis in patients with degenerative lumbar kyphoscoliosis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. août 2016;25(8):2572-9.
80. Suda Y, Saitou M, Shibasaki K, Yamazaki N, Chiba K, Toyama Y. Gait analysis of patients with neurogenic intermittent claudication. *Spine*. 15 nov 2002;27(22):2509-13.
81. Kuwahara W, Deie M, Fujita N, Tanaka N, Nakanishi K, Sunagawa T, et al. Characteristics of thoracic and lumbar movements during gait in lumbar spinal stenosis patients before and after decompression surgery. *Clin Biomech Bristol Avon*. déc 2016;40:45-51.
82. Goto T, Sakai T, Enishi T, Sato N, Komatsu K, Sairyo K, et al. Changes of posture and muscle activities in the trunk and legs during walking in patients with lumbar spinal stenosis after decompression surgery. A preliminary report. *Gait Posture*. 6 oct 2016;51:149-52.
83. Genevay S, Atlas SJ, Katz JN. Variation in eligibility criteria from studies of radiculopathy due to a herniated disc and of neurogenic claudication due to lumbar spinal stenosis: a structured literature review. *Spine*. 1 avr 2010;35(7):803-11.
84. Chiarotto A, Deyo RA, Terwee CB, Boers M, Buchbinder R, Corbin TP, et al. Core outcome domains for clinical trials in non-specific low back pain. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. juin 2015;24(6):1127-42.
85. Katz JN, Harris MB. Clinical practice. Lumbar spinal stenosis. *N Engl J Med*. 21 févr 2008;358(8):818-25.
86. Zeifang F, Schiltenswolf M, Abel R, Moradi B. Gait analysis does not correlate with clinical and MR imaging parameters in patients with symptomatic lumbar spinal stenosis. *BMC Musculoskelet Disord*. 20 juin 2008;9:89.
87. Shnayderman I, Katz-Leurer M. An aerobic walking programme versus muscle strengthening programme for chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. mars 2013;27(3):207-14.
88. Keefe FJ, Hill RW. An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients. *Pain*. févr 1985;21(2):153-61.
89. Harding VR, Williams AC, Richardson PH, Nicholas MK, Jackson JL, Richardson IH, et al. The development of a battery of measures for assessing physical functioning of chronic pain patients. *Pain*. sept 1994;58(3):367-75.
90. Ware J, Kosinski M, Keller SD. A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care*. mars 1996;34(3):220-33.
91. Barz T, Melloh M, Staub L, Roeder C, Lange J, Smiszek F-G, et al. The diagnostic value of a treadmill test in predicting lumbar spinal stenosis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. mai 2008;17(5):686-90.
92. ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories. ATS statement: guidelines for the six-minute walk test. *Am J Respir Crit Care Med*. 1 juill 2002;166(1):111-7.

93. Harada ND, Chiu V, Stewart AL. Mobility-related function in older adults: assessment with a 6-minute walk test. *Arch Phys Med Rehabil.* juill 1999;80(7):837-41.
94. Watson CJ, Collin J. Estimates of distance by claudicants and vascular surgeons are inherently unreliable. *Eur J Vasc Endovasc Surg Off J Eur Soc Vasc Surg.* nov 1998;16(5):429-30.
95. Giantomaso T, Makowsky L, Ashworth NL, Sankaran R. The validity of patient and physician estimates of walking distance. *Clin Rehabil.* juill 2003;17(4):394-401.
96. Okoro T, Qureshi A, Sell B, Sell P. The accuracy of assessment of walking distance in the elective spinal outpatients setting. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* févr 2010;19(2):279-82.
97. Tomkins CC, Battié MC, Rogers T, Jiang H, Petersen S. A criterion measure of walking capacity in lumbar spinal stenosis and its comparison with a treadmill protocol. *Spine.* 15 oct 2009;34(22):2444-9.
98. Lenssen AF, Wijnen LCAM, Vankan DG, Van Eck BH, Berghmans DP, Roos GM. Six-minute walking test done in a hallway or on a treadmill: how close do the two methods agree? *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil Off J Eur Soc Cardiol Work Groups Epidemiol Prev Card Rehabil Exerc Physiol.* déc 2010;17(6):713-7.
99. Bard G, Ralston HJ. Measurement of energy expenditure during ambulation, with special reference to evaluation of assistive devices. *Arch Phys Med Rehabil.* oct 1959;40:415-20.
100. Fritz S, Lusardi M. White paper: « walking speed: the sixth vital sign ». *J Geriatr Phys Ther* 2001. 2009;32(2):46-9.
101. Purser JL, Weinberger M, Cohen HJ, Pieper CF, Morey MC, Li T, et al. Walking speed predicts health status and hospital costs for frail elderly male veterans. *J Rehabil Res Dev.* août 2005;42(4):535-46.
102. Studenski S, Perera S, Patel K, Rosano C, Faulkner K, Inzitari M, et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA.* 5 janv 2011;305(1):50-8.
103. Conrad BP, Shokat MS, Abbasi AZ, Vincent HK, Seay A, Kennedy DJ. Associations of self-report measures with gait, range of motion and proprioception in patients with lumbar spinal stenosis. *Gait Posture.* sept 2013;38(4):987-92.
104. Henchoz Y, Soldini N, Peyrot N, Malatesta D. Energetics and mechanics of walking in patients with chronic low back pain and healthy matched controls. *Eur J Appl Physiol.* 2015;115(11):2433-2443.
105. Shumway-Cook A, Guralnik JM, Phillips CL, Coppin AK, Ciol MA, Bandinelli S, et al. Age-associated declines in complex walking task performance: the Walking InCHIANTI toolkit. *J Am Geriatr Soc.* janv 2007;55(1):58-65.
106. Solway S, Brooks D, Lacasse Y, Thomas S. A qualitative systematic overview of the measurement properties of functional walk tests used in the cardiorespiratory domain. *Chest.* janv 2001;119(1):256-70.
107. Försth P, Ólafsson G, Carlsson T, Frost A, Borgström F, Fritzell P, et al. A Randomized, Controlled Trial of Fusion Surgery for Lumbar Spinal Stenosis. *N Engl J Med.* 14 avr 2016;374(15):1413-23.
108. Casillas J-M, Hannequin A, Besson D, Benaïm S, Krawcow C, Laurent Y, et al. Walking tests during the exercise training: specific use for the cardiac rehabilitation. *Ann Phys Rehabil Med.* oct 2013;56(7-8):561-575.
109. Guyatt GH, Sullivan MJ, Thompson PJ, Fallen EL, Pugsley SO, Taylor DW, et al. The 6-minute walk: a new measure of exercise capacity in patients with chronic heart failure. *Can Med Assoc J.* 15 avr 1985;132(8):919-23.
110. Tomkins-Lane CC, Battié MC. Validity and reproducibility of self-report measures of walking capacity in lumbar spinal stenosis. *Spine.* 1 nov 2010;35(23):2097-102.

111. Rainville J, Childs LA, Peña EB, Suri P, Limke JC, Jouve C, et al. Quantification of walking ability in subjects with neurogenic claudication from lumbar spinal stenosis--a comparative study. *Spine J Off J North Am Spine Soc.* févr 2012;12(2):101-9.
112. Smuck M, Muaremi A, Zheng P, Norden J, Sinha A, Hu R, et al. Objective measurement of function following lumbar spinal stenosis decompression reveals improved functional capacity with stagnant real-life physical activity. *Spine J Off J North Am Spine Soc.* 2018;18(1):15-21.
113. 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.* sept 2011;20(Suppl 5):558-63.
114. Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. 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.* sept 2011;20 Suppl 5:609-18.
115. Kim CH, Chung CK, Park CS, Choi B, Hahn S, Kim MJ, et al. Reoperation rate after surgery for lumbar spinal stenosis without spondylolisthesis: a nationwide cohort study. *Spine J Off J North Am Spine Soc.* oct 2013;13(10):1230-7.
116. Deyo RA. Treatment of lumbar spinal stenosis: a balancing act. *Spine J Off J North Am Spine Soc.* juill 2010;10(7):625-7.
117. Gunzburg R, Szpalski M. The conservative surgical treatment of lumbar spinal stenosis in the elderly. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* oct 2003;12 Suppl 2:S176-180.
118. Amundsen T, Weber H, Nordal HJ, Magnaes B, Abdelnoor M, Lilleås F. Lumbar spinal stenosis: conservative or surgical management?: A prospective 10-year study. *Spine.* 1 juin 2000;25(11):1424-35; discussion 1435-1436.
119. Malmivaara A, Slätis P, Heliövaara M, Sainio P, Kinnunen H, Kankare J, et al. Surgical or nonoperative treatment for lumbar spinal stenosis? A randomized controlled trial. *Spine.* 1 janv 2007;32(1):1-8.
120. Weinstein JN, Lurie JD, Tosteson TD, Zhao W, Blood EA, Tosteson ANA, et al. 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.* juin 2009;91(6):1295-304.
121. Bridwell KH, Glassman S, Horton W, Shaffrey C, Schwab F, Zebala LP, et al. Does treatment (nonoperative and operative) improve the two-year quality of life in patients with adult symptomatic lumbar scoliosis: a prospective multicenter evidence-based medicine study. *Spine.* 15 sept 2009;34(20):2171-8.
122. Smith JS, Shaffrey CI, Berven S, Glassman S, Hamill C, Horton W, et al. Operative versus nonoperative treatment of leg pain in adults with scoliosis: a retrospective review of a prospective multicenter database with two-year follow-up. *Spine.* 15 juill 2009;34(16):1693-8.
123. Hikata T, Watanabe K, Fujita N, Iwanami A, Hosogane N, Ishii K, et al. Impact of sagittal spinopelvic alignment on clinical outcomes after decompression surgery for lumbar spinal canal stenosis without coronal imbalance. *J Neurosurg Spine.* oct 2015;23(4):451-8.
124. Fujii K, Kawamura N, Ikegami M, Niitsuma G, Kunogi J. Radiological improvements in global sagittal alignment after lumbar decompression without fusion. *Spine.* 15 mai 2015;40(10):703-9.
125. Senegas J, Etchevers JP, Vital JM, Baulny D, Grenier F. [Recalibration of the lumbar canal, an alternative to laminectomy in the treatment of lumbar canal stenosis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1988;74(1):15-22.
126. Horton WC, Brown CW, Bridwell KH, Glassman SD, Suk S-I, Cha CW. Is there an optimal patient stance for obtaining a lateral 36" radiograph? A critical comparison of three techniques. *Spine.* 15 févr 2005;30(4):427-33.

127. Ames CP, Smith JS, Scheer JK, Bess S, Bederman SS, Deviren V, et al. Impact of spinopelvic alignment on decision making in deformity surgery in adults: A review. *J Neurosurg Spine*. juin 2012;16(6):547-64.
128. Cobb JL, Cobb JR, Cobb JR, Cobb J, Cobb J. Outline for the study of scoliosis. 1 janv 1948 [cité 9 juill 2019]; Disponible sur: <https://www.scienceopen.com/document?vid=76a12f1e-c7ef-4cc2-8aec-0904b520cd98>
129. Schwab FJ, Blondel B, Bess S, Hostin R, Shaffrey CI, Smith JS, et al. Radiographical spinopelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity: a prospective multicenter analysis. *Spine*. 1 juin 2013;38(13):E803-812.
130. Rose PS, Bridwell KH, Lenke LG, Cronen GA, Mulconrey DS, Buchowski JM, et al. Role of pelvic incidence, thoracic kyphosis, and patient factors on sagittal plane correction following pedicle subtraction osteotomy. *Spine*. 15 avr 2009;34(8):785-91.
131. Schwab F, Patel A, Ungar B, Farcy J-P, Lafage V. Adult spinal deformity-postoperative standing imbalance: how much can you tolerate? An overview of key parameters in assessing alignment and planning corrective surgery. *Spine*. 1 déc 2010;35(25):2224-31.
132. 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*. janv 2015;39(1):87-95.
133. Stucki G, Daltroy L, Liang MH, Lipson SJ, Fossel AH, Katz JN. Measurement properties of a self-administered outcome measure in lumbar spinal stenosis. *Spine*. 1 avr 1996;21(7):796-803.
134. Endo K, Suzuki H, Tanaka H, Kang Y, Yamamoto K. Sagittal spinal alignment in patients with lumbar disc herniation. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. mars 2010;19(3):435-8.
135. Suzuki H, Endo K, Kobayashi H, Tanaka H, Yamamoto K. Total sagittal spinal alignment in patients with lumbar canal stenosis accompanied by intermittent claudication. *Spine*. 20 avr 2010;35(9):E344-346.
136. Takahashi K, Miyazaki T, Takino T, Matsui T, Tomita K. Epidural pressure measurements. Relationship between epidural pressure and posture in patients with lumbar spinal stenosis. *Spine*. 15 mars 1995;20(6):650-3.
137. Okuda T, Fujimoto Y, Tanaka N, Ishida O, Baba I, Ochi M. Morphological changes of the ligamentum flavum as a cause of nerve root compression. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. avr 2005;14(3):277-86.
138. Enomoto M, Ukegawa D, Sakaki K, Tomizawa S, Arai Y, Kawabata S, et al. Increase in paravertebral muscle activity in lumbar kyphosis patients by surface electromyography compared with lumbar spinal canal stenosis patients and healthy volunteers. *J Spinal Disord Tech*. août 2012;25(6):E167-173.
139. Miyakoshi N, Hongo M, Kasukawa Y, Ishikawa Y, Shimada Y. Prevalence, Spinal Alignment, and Mobility of Lumbar Spinal Stenosis with or without Chronic Low Back Pain: A Community-Dwelling Study. *Pain Res Treat*. 2011;2011:340629.
140. Magnaes B. Clinical recording of pressure on the spinal cord and cauda equina. Part 2: position changes in pressure on the cauda equina in central lumbar spinal stenosis. *J Neurosurg*. juill 1982;57(1):57-63.
141. Schönström N, Hansson T. Pressure changes following constriction of the cauda equina. An experimental study in situ. *Spine*. avr 1988;13(4):385-8.
142. Schönström N, Lindahl S, Willén J, Hansson T. Dynamic changes in the dimensions of the lumbar spinal canal: an experimental study in vitro. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. 1989;7(1):115-21.
143. Jeon C-H, Lee H-D, Lee Y-S, Seo H-S, Chung N-S. Change in sagittal profiles after

- decompressive laminectomy in patients with lumbar spinal canal stenosis: a 2-year preliminary report. *Spine*. 1 mars 2015;40(5):E279-285.
144. Barrey C, Jund J, Perrin G, Roussouly P. Spinopelvic alignment of patients with degenerative spondylolisthesis. *Neurosurgery*. nov 2007;61(5):981-6; discussion 986.
 145. Mehta VA, Amin A, Omeis I, Gokaslan ZL, Gottfried ON. Implications of spinopelvic alignment for the spine surgeon. *Neurosurgery*. mars 2012;70(3):707-21.
 146. Kim MK, Lee S-H, Kim E-S, Eoh W, Chung S-S, Lee C-S. The impact of sagittal balance on clinical results after posterior interbody fusion for patients with degenerative spondylolisthesis: a pilot study. *BMC Musculoskelet Disord*. 5 avr 2011;12:69.
 147. Pourtaheri S, Sharma A, Savage J, Kalfas I, Mroz TE, Benzel E, et al. Pelvic retroversion: a compensatory mechanism for lumbar stenosis. *J Neurosurg Spine*. août 2017;27(2):137-44.
 148. Kim YJ, Bridwell KH, Lenke LG, Rhim S, Cheh G. An analysis of sagittal spinal alignment following long adult lumbar instrumentation and fusion to L5 or S1: can we predict ideal lumbar lordosis? *Spine*. 15 sept 2006;31(20):2343-52.
 149. Korovessis P, Dimas A, Iliopoulos P, Lambiris E. Correlative analysis of lateral vertebral radiographic variables and medical outcomes study short-form health survey: a comparative study in asymptomatic volunteers versus patients with low back pain. *J Spinal Disord Tech*. oct 2002;15(5):384-90.
 150. Dohzono S, Toyoda H, Matsumoto T, Suzuki A, Terai H, Nakamura H. The influence of preoperative spinal sagittal balance on clinical outcomes after microendoscopic laminotomy in patients with lumbar spinal canal stenosis. *J Neurosurg Spine*. juill 2015;23(1):49-54.
 151. Bayerl SH, Pöhlmann F, Finger T, Onken J, Franke J, Czabanka M, et al. The Sagittal Balance Does not Influence the 1 Year Clinical Outcome of Patients With Lumbar Spinal Stenosis Without Obvious Instability After Microsurgical Decompression. *Spine*. 1 juill 2015;40(13):1014-21.
 152. Yaşar B, Simşek S, Er U, Yiğitkanlı K, Ekşioğlu E, Altuğ T, et al. Functional and clinical evaluation for the surgical treatment of degenerative stenosis of the lumbar spinal canal. *J Neurosurg Spine*. sept 2009;11(3):347-52.
 153. Kobayashi T, Atsuta Y, Matsuno T, Takeda N. A longitudinal study of congruent sagittal spinal alignment in an adult cohort. *Spine*. 15 mars 2004;29(6):671-6.
 154. 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*. 15 juin 1995;20(12):1351-8.
 155. Mirza SK, Deyo RA, Heagerty PJ, Konodi MA, Lee LA, Turner JA, et al. Development of an index to characterize the « invasiveness » of spine surgery: validation by comparison to blood loss and operative time. *Spine*. 15 nov 2008;33(24):2651-61; discussion 2662.
 156. Campbell PG, Yadla S, Malone J, Maltenfort MG, Harrop JS, Sharan AD, et al. Complications related to instrumentation in spine surgery: a prospective analysis. *Neurosurg Focus*. oct 2011;31(4):E10.
 157. Jackson RP, McManus AC. Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. A prospective controlled clinical study. *Spine*. 15 juill 1994;19(14):1611-8.
 158. Le Huec JC, Charosky S, Barrey C, Rigal J, Aunoble S. Sagittal imbalance cascade for simple degenerative spine and consequences: algorithm of decision for appropriate treatment. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. sept 2011;20 Suppl 5:699-703.
 159. Lazennec JY, Folinais D, Bendaya S, Rousseau MA, Pour AE. The global alignment

- in patients with lumbar spinal stenosis: our experience using the EOS full-body images. *Eur J Orthop Surg Traumatol Orthop Traumatol.* oct 2016;26(7):713-24.
160. Sasaki K, Senda M, Katayama Y, Ota H, Matsuyama Y. Characteristics of Postural Sway during Quiet Standing Before and After the Occurrence of Neurogenic Intermittent Claudication in Female Patients with Degenerative Lumbar Spinal Canal Stenosis. *J Phys Ther Sci.* juin 2013;25(6):675-8.
161. Madkouri R, Brauge D, Vidon-Buthion A, Fahed E, Mourier K-L, Beaurain J, et al. Improvement in Sagittal Balance After Decompression Surgery without Fusion in Patients with Degenerative Lumbar Stenosis: Clinical and Radiographic Results at 1 Year. *World Neurosurg.* juin 2018;114:e417-24.
162. de Sèze MP, Guillaud E, Slugacz L, Cazalets JR. An examination of camptocormia assessment by dynamic quantification of sagittal posture. *J Rehabil Med.* janv 2015;47(1):72-9.
163. Sasaki K, Hongo M, Miyakoshi N, Matsunaga T, Yamada S, Kijima H, et al. Evaluation of Sagittal Spine-Pelvis-Lower Limb Alignment in Elderly Women with Pelvic Retroversion while Standing and Walking Using a Three-Dimensional Musculoskeletal Model. *Asian Spine J.* août 2017;11(4):562-9.
164. Palmieri R, Inseggoll C, Stone M, Krause A. Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *J Sport Rehabil.* 2002;11(1):51-66.
165. Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization: basic definitions--acquisition interval--sampling frequency. *Gait Posture.* févr 2013;37(2):290-2.
166. Truszczyńska A, Drzał-Grabiec J, Trzaskoma Z, Rapała K, Tarnowski A, Górniak K. A comparative analysis of static balance between patients with lumbar spinal canal stenosis and asymptomatic participants. *J Manipulative Physiol Ther.* déc 2014;37(9):696-701.
167. 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 Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* juin 2013;22(6):1346-53.
168. Hey HWD, Teo AQA, Tan K-A, Ng LWN, Lau L-L, Liu K-PG, et al. How the spine differs in standing and in sitting-important considerations for correction of spinal deformity. *Spine J Off J North Am Spine Soc.* 2017;17(6):799-806.
169. Kaneko K, Aota Y, Sekiya T, Yamada K, Saito T. Validation study of arm positions for evaluation of global spinal balance in EOS imaging. *Eur J Orthop Surg Traumatol Orthop Traumatol.* oct 2016;26(7):725-33.
170. Barre A, Armand S. Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Comput Methods Programs Biomed.* avr 2014;114(1):80-87.
171. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng.* sept 1996;43(9):956-66.
172. Lafond D, Corriveau H, Hébert R, Prince F. Intrasection reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Arch Phys Med Rehabil.* juin 2004;85(6):896-901.
173. Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture.* févr 2005;21(2):226-37.
174. Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture.* févr 2005;21(2):212-25.
175. Bautmans I, Jansen B, Van Keymolen B, Mets T. Reliability and clinical correlates of

- 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture*. mars 2011;33(3):366-72.
176. Lenke LG, Engelsberg JR, Ross SA, Reitenbach A, Blanke K, Bridwell KH. Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 15 juill 2001;26(14):E330-337.
177. Vedantam R, Lenke LG, Keeney JA, Bridwell KH. Comparison of standing sagittal spinal alignment in asymptomatic adolescents and adults. *Spine*. 15 janv 1998;23(2):211-5.
178. Horsak B, Schwab C, Clemens C, Baca A, Greber-Platzer S, Kreissl A, et al. Is the reliability of 3D kinematics of young obese participants dependent on the hip joint center localization method used? *Gait Posture*. 2018;59:65-70.
179. Andersson GB. Epidemiology of low back pain. *Acta Orthop Scand Suppl*. juin 1998;281:28-31.
180. Hoy D, Brooks P, Blyth F, Buchbinder R. The Epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. déc 2010;24(6):769-81.
181. Koch C, Hänsel F. Chronic Non-specific Low Back Pain and Motor Control During Gait. *Front Psychol*. 2018;9:2236.
182. Vincent HK, Seay AN, Montero C, Conrad BP, Hurley RW, Vincent KR. Functional pain severity and mobility in overweight older men and women with chronic low-back pain--part I. *Am J Phys Med Rehabil*. mai 2013;92(5):430-8.
183. Spenkelink CD, Hutten MMR, Hermens HJ, Greitemann BOL. Assessment of activities of daily living with an ambulatory monitoring system: a comparative study in patients with chronic low back pain and nonsymptomatic controls. *Clin Rehabil*. févr 2002;16(1):16-26.
184. Khodadadeh S, Eisenstein SM. Gait analysis of patients with low back pain before and after surgery. *Spine*. 1 sept 1993;18(11):1451-5.
185. Sung W, Abraham M, Plastaras C, Silfies SP. Trunk motor control deficits in acute and subacute low back pain are not associated with pain or fear of movement. *Spine J Off J North Am Spine Soc*. 1 août 2015;15(8):1772-82.
186. Simmonds MJ, Lee CE, Etnyre BR, Morris GS. The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. *Pain Res Treat*. 2012;2012:214980.
187. van den Hoorn W, Bruijn SM, Meijer OG, Hodges PW, van Dieen JH. Mechanical coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in people with low back pain. *J Biomech*. 2012;45(2):342-347.
188. Latimer J, Lee M, Adams R, Moran CM. An investigation of the relationship between low back pain and lumbar posteroanterior stiffness. *J Manipulative Physiol Ther*. déc 1996;19(9):587-91.
189. Bianchi L, Angelini D, Orani GP, Lacquaniti F. Kinematic coordination in human gait: relation to mechanical energy cost. *J Neurophysiol*. avr 1998;79(4):2155-70.
190. Stokes VP, Andersson C, Forssberg H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J Biomech*. 1989;22(1):43-50.
191. White SG, McNair PJ. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clin Biomech Bristol Avon*. mars 2002;17(3):177-84.
192. Lamothe CJC, Beek PJ, Meijer OG. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait Posture*. oct 2002;16(2):101-14.
193. Lamothe CJC, Meijer OG, Wuisman PIJM, van Dieen JH, Levin MF, Beek PJ. Pelvis-Thorax Coordination in the Transverse Plane During Walking in Persons With Nonspecific Low Back Pain. *Spine*. 2002;27(4):E92-E99.
194. Crosbie J, Negrao Filho R de F, Nascimento DP, Ferreira P. Coordination of Spinal

- Motion in the Transverse and Frontal Planes During Walking in People With and Without Recurrent Low Back Pain. *Spine*. 2013;38(5):E286–E292.
195. Seay JF, Van Emmerik REA, Hamill J. Influence of Low Back Pain Status on Pelvis-Trunk Coordination During Walking and Running. *Spine*. 2011;36(16):E1070–E1079.
196. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, Mulrow C, Gøtzsche PC, Ioannidis JPA, et al. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration. *PLoS Med*. 21 juill 2009;6(7):e1000100.
197. Wheat. Measuring Coordination and Variability in Coordination. In 2006.
198. Zeng X, Zhang Y, Kwong JSW, Zhang C, Li S, Sun F, et al. The methodological quality assessment tools for preclinical and clinical studies, systematic review and meta-analysis, and clinical practice guideline: a systematic review. *J Evid-Based Med*. févr 2015;8(1):2-10.
199. Viechtbauer W. Conducting Meta-Analyses in R with the metafor Package. *J Stat Softw*. 5 août 2010;36(1):1-48.
200. Viechtbauer W. Bias and Efficiency of Meta-Analytic Variance Estimators in the Random-Effects Model. *J Educ Behav Stat*. 1 sept 2005;30(3):261-93.
201. Lewis S, Clarke M. Forest plots: trying to see the wood and the trees. *BMJ*. 16 juin 2001;322(7300):1479-80.
202. Huang YP, Bruijn SM, Lin JH, Meijer OG, Wu WH, Abbasi-Bafghi H, et al. Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. *Eur Spine J*. 2011;20(3):491–499.
203. Lamothe CJC, Daffertshofer A, Meijer OG, Beek PJ. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait Posture*. 2006;23(2):230–239.
204. Lamothe CJC, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman P, Beek PJ. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur Spine J*. 2006;15(1):23–40.
205. Lamothe CJC, Stins JF, Pont M, Kerckhoff F, Beek PJ. Effects of attention on the control of locomotion in individuals with chronic low back pain. *J Neuroengineering Rehabil* [Internet]. 2008;5. Disponible sur: <Go to ISI>://WOS:000256366000001
206. Seay JF, Van Emmerik REA, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clin Biomech*. 2011;26(6):572–578.
207. Selles RW, Wagenaar RC, Smith TH, Wuisman P. Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. *Clin Biomech*. 2001;16(3):175–181.
208. Smith JA, Gordon J, Kulig K. The influence of divided attention on walking turns: Effects on gait control in young adults with and without a history of low back pain. *Gait Posture*. 2017;58:498-503.
209. Smith JA, Kulig K. Trunk-pelvis coordination during turning: A cross sectional study of young adults with and without a history of low back pain. *Clin Biomech*. 2016;36:58–64.
210. Ryu T, Soon Choi H, Choi H, Chung MK. A comparison of gait characteristics between Korean and Western people for establishing Korean gait reference data. *Int J Ind Ergon*. 1 déc 2006;36(12):1023-30.
211. Laird RA, Gilbert J, Kent P, Keating JL. Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 10 juill 2014;15:229.
212. Ahern DK, Hannon DJ, Goreczny AJ, Follick MJ, Parziale JR. Correlation of chronic low-back pain behavior and muscle function examination of the flexion-relaxation response. *Spine*. févr 1990;15(2):92-5.

213. Marras WS, Wongsam PE. Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Arch Phys Med Rehabil.* avr 1986;67(4):213-7.
214. Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain.* mars 2011;152(3 Suppl):S90-98.
215. Ghamkhar L, Kahlaee AH. Trunk Muscles Activation Pattern During Walking in Subjects With and Without Chronic Low Back Pain: A Systematic Review. *Pm&R.* 2015;7(5):519–526.
216. Airaksinen O, Brox JI, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klaber-Moffett J, Kovacs F, et al. Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* mars 2006;15 Suppl 2:S192-300.
217. Feipel V, De Mesmaeker T, Klein P, Rooze M. Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* févr 2001;10(1):16-22.
218. Taylor MJD, Dabnichki P, Strike SC. A three-dimensional biomechanical comparison between turning strategies during the stance phase of walking. *Hum Mov Sci.* août 2005;24(4):558-73.
219. Grelat M, Gouteron A, Casillas J-M, Orliac B, Beaurain J, Fournel I, et al. Walking Speed as an Alternative Measure of Functional Status in Patients with Lumbar Spinal Stenosis. *World Neurosurg.* févr 2019;122:e591-7.
220. Miura K, Koda M, Kadone H, Abe T, Kumagai H, Nagashima K, et al. Successful detection of postoperative improvement of dynamic sagittal balance with a newly developed three-dimensional gait motion analysis system in a patient with iatrogenic flatback syndrome: A case report. *J Clin Neurosci Off J Neurosurg Soc Australas.* juill 2018;53:241-3.

Annexes

ORIGINAL ARTICLE



Walking Speed as an Alternative Measure of Functional Status in Patients with Lumbar Spinal Stenosis

Michael Grelat^{1,2}, Anaïs Gouteron³, Jean-Marie Casillas^{2,3}, Baptiste Orliac³, Jacques Beaurain¹, Isabelle Fournel⁴, Davy Laroche^{2,3}

■ **OBJECTIVE:** The main objective was to compare estimated walking perimeter (WP) and actual WP during a free walking test (6-minute walk test [6MWT]) in patients with lumbar spinal stenosis (LSS). The second objective was to describe the correlation between measured gait parameters and functional parameters.

■ **METHODS:** This was a single-center prospective study including 38 patients with symptomatic LSS (23 men, 15 women; mean age, 69.3 ± 7.9 years). The intervention was the 6MWT. For the main outcome measure, patients were first asked to verbally estimate their WP. Then, WP was evaluated using a 6MWT at a self-selected speed. In the absence of need to stop, and if a distance of 500 m was not reached, the test was extended to this distance. Specific functional scores (Oswestry Disability Index and Quebec Back Pain Disability Scale) were recorded, and a quality of life questionnaire was completed.

■ **RESULTS:** WP was estimated to be less than 500 m in 21 of 38 patients, but only 7 patients actually stopped walking before reaching 500 m. The median estimate error in these patients was 200 m (interquartile range, 65–250). The shorter the estimated distance was, the greater the estimation error ($r = -0.63$, $P = 0.002$). The average walking speed was slow. Functional parameters (Oswestry Disability Index and Quebec Back Pain Disability Scale) were weakly and inversely correlated with real WP ($r = -0.44$ and $r = -0.31$,

respectively) and moderately inversely correlated with measured walking speed ($r = -0.51$, $P \leq 0.001$ for both).

■ **CONCLUSIONS:** Direct measurement of free walking speed should be considered as a valid functional assessment in current practice for patients with LSS instead of estimated WP. To assist therapeutic decision-making, the most relevant type of walking test (duration, distance, velocity) needs to be determined.

INTRODUCTION

Lumbar spinal stenosis (LSS) is a common disorder which is diagnosed in 13%–14% of patients who consult a specialist for low back pain.¹ Its prevalence increases with aging²: LSS is the leading reason for lumbar spine surgery in people over 65 years of age.³ Its most frequent semiology is defined by the North American Spine Society as a variable clinical syndrome with back and/or leg pain associated with radicular or multiradicular claudication after a variable period of walking and quick relief with anteflexion.^{4,5} Paresthesia of the lower limbs and muscle weakness can also occur.^{6,7}

The functional impact of LSS can deteriorate the quality of life and autonomy of an elderly patient, especially when combined with other frequent comorbidities, and can lead to social and professional isolation in its most severe forms. Surgical management is considered when conservative treatments are not adequate

Key words

- 6-Minute walk test
- Lumbar spinal stenosis
- Walking perimeter
- Walking speed

Abbreviations and Acronyms

- 6MWT: 6-Minute walk test
- CI: Confidence interval
- IQR: Interquartile range
- LSS: Lumbar spinal stenosis
- ODI: Oswestry Disability Index
- Vo2: Oxygen uptake
- WP: Walking perimeter

WP500-: WP less than 500 m

WP500+: WP greater than 500 m

From the ¹Neurosurgery Department and ²CIC INSERM 1432, Technological Investigation Platform, University Hospital of Dijon, Dijon; ³INSERM UMR 1093, Cognition, Action and Sensorimotor Plasticity, University of Burgundy Franche-Comté, Dijon; and ⁴INSERM CIC 1432, Clinical Epidemiology Unit, Dijon University Hospital, Dijon, France

To whom correspondence should be addressed: Michael Grelat, M.D.
[E-mail: michael.grelat@gmail.com]

Citation: World Neurosurg. (2019) 122:e591–e597.
<https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.10.109>

Journal homepage: www.journals.elsevier.com/world-neurosurgery

Available online: www.sciencedirect.com

1878-8750/\$ - see front matter © 2018 Elsevier Inc. All rights reserved.

and the patient experiences persistent pain and disability.⁵ The therapeutic decision is based on a combination of criteria: disease history, standard clinical examination, specific scores assessing pain and functional impact, and diagnostic imaging.⁷ However, the clinical and radiologic diagnostic criteria of LSS vary considerably.⁸ It is therefore recommended that functional outcome measures be validated in routine clinical practice as a complement to the aforementioned diagnostic criteria.⁹

In terms of functional status, impaired walking tolerance is the disability most often reported in patients with chronic low back pain.¹⁰ Consequently, assessing walking perimeter (WP) limited by neurogenic or spinal claudication is essential for the diagnosis of LSS and decisions regarding treatment.¹¹ However, previously noted discrepancies between patient-reported WP and the actual covered distance (measured on a treadmill) are a significant limitation to this practice and can lead to under- or overestimation of WP.¹² WP should be assessed in patients with chronic low back pain with physiologically appropriate walking tests (more so than on a treadmill),¹³ but the modalities of these tests are not clearly established in terms of procedure (fixed distance or fixed duration) and recommended speed (self-selected or brisk) to evaluate functional impairment.¹⁴⁻¹⁶

The main objective of this study was to compare estimated WP (perceived distance declared by the patient) with real WP measured in patients with LSS on the 6-minute walk test (6MWT) at a free velocity. Second, we tried to describe the correlation between measured gait parameters for assessing level of disability among those most easily accessible in the walk test (i.e., WP, walking speed) and functional features.

MATERIALS AND METHODS

Participants

This study uses the preoperative data of patients included in the SPEED study (quantitative evaluation of motor function before and after surgery for degenerative LSS). Patients with LSS referred to the neurosurgery department of a university hospital (Dijon, France) for consultation between September 2016 and June 2018 were recruited. Diagnosis of LSS was confirmed on lumbar magnetic resonance imaging with a minimum of Schizas grade C.¹⁷

The inclusion criteria were patients older than 18 years of age, of either sex, with acquired degenerative LSS, with pain for more than 3 months, with resistance to conventional medical treatment, and with the ability to walk 10 m or more without help. We excluded patients with previous spine surgery, patients with other locomotor disorders (e.g., osteoarticular, peripheral circulatory, neurologic disorders) which could significantly alter gait, individuals under stewardship or legal guardianship, and pregnant or breastfeeding women. All patients provided informed consent. This study was undertaken in accordance with Good Clinical Practice Guidelines and was approved by the local hospital ethics committee. There was no change in care management for patients who participated in this study after inclusion. It was recorded on [ClinicalTrials.gov](https://clinicaltrials.gov/ct2/show/study/NCT03194607) (NCT03194607).

Collected Data

For each patient, the following data were collected: sex, age, professional status (in activity or pensioner), body mass index,

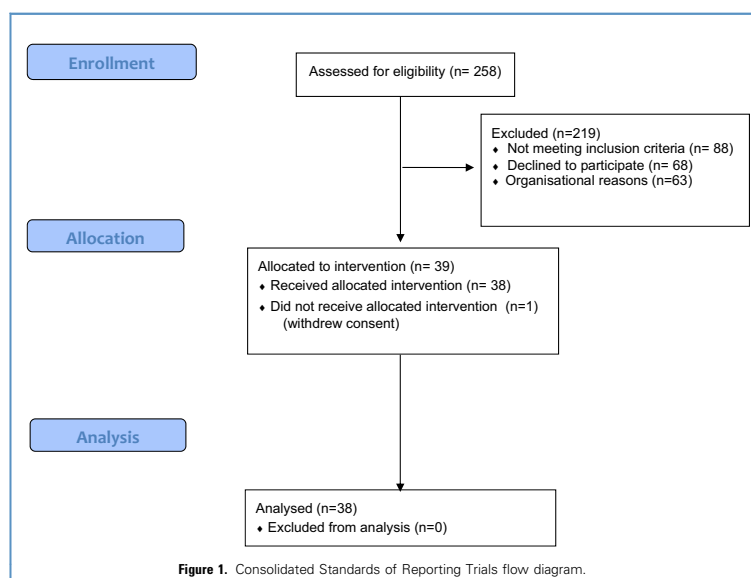


Figure 1. Consolidated Standards of Reporting Trials flow diagram.

main stenosis level, spinal canal size, Schizas grading, and visual analog scale score for back and radicular pain. Specific chronic low back pain functional scores were completed for the Oswestry Disability Index (ODI)¹⁸ and the Quebec Back Pain Disability Scale.¹⁹ These 2 scores range from 0 to 100, with the highest value expressing the most severe impairment. Quality of life was assessed with the 12-Item Short-Form Health Survey functional score.²⁰

WP Measures

Locomotion was evaluated independently with 2 different procedures.

Estimated WP. WP was estimated in meters by the patient and collected during routine neurosurgical consultation. The surgeon clearly asked the patient in the usual manner: How far can you walk at your usual pace on flat ground without stopping because of your typical back pain or pain radiating to your lower limbs? If the patient reported a WP greater than 500 m, the declared walking distance was truncated to 500 m. Indeed, WP beyond 500 meters does not seem to be reliably related to LSS, and the diagnosis of neurogenic or spinal claudication may not be pertinent in such cases.²¹ Furthermore, in a 6-point score used to classify the degree of severity of patients with LSS analyzed before surgery, 500 m corresponded to the lowest level of neurogenic claudication.²²

Measured WP Applying the 6MWT at Self-Selected Speed. This test was conducted on a flat 50-m-long indoor walking track previously recognized by the patient. After a 15-minute rest phase, patients were instructed to walk at their chosen walking speed. Simple and standardized instructions were used to minimize the influence of extrinsic factors. No encouragement was given during the test, but patients were told the elapsed time every 2 minutes by the same trained operator who was following approximately 1 m behind. No analgesic treatment was allowed during the test. The measured Walking perimeter was defined as the walking distance which the usual pain makes the patient stop during the 6MWT^{23,24} (patients were informed that they could stop walking if pain was not sustainable). If radicular or back pain did not stop the patient from walking, the test was stopped at 6 minutes if the patient had reached at least 500 m. Any patient who did not reach 500 m after 6 minutes was asked to continue walking until 500 m (time to completion was recorded). The test result was expressed in meters, and walking speed was calculated (m/s) both during the 6MWT (6MWT walking speed) and 500 m test (free walking velocity). The parameters monitored during the tests were continuous assessment of breath-by-breath gas exchange using a portable device (K4b2 [COSMED, Rome, Italy]) and continuous heart rate monitoring (T31 Coded Transmitter [Polar Electro Oy, Kempele, Finland]). Oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) and heart rate were directly computed and extracted from the devices with the incorporated software (K4b2 v10 [COSMED]).

Statistical Analysis

The patients were classified into 2 groups: one with potentially limited WP because of LSS (WP less than 500 m [WP₅₀₀₋]) and the other without significantly limited WP (WP greater than 500 m

Table 1. Characteristics of Patients

Demographic Data	Mean $\pm$ SD	Number of Patients (%)
Mean age (years)	69.3 $\pm$ 7.9	
Sex		
Women		15 (39.5)
Men		23 (60.5)
Professional status		
Active		7 (18.4)
Retired		31 (81.6)
Clinical features		
BMI (kg/m ²)	28.1 $\pm$ 3.3	
Lumbar VAS	49.0 $\pm$ 26.4	
Radicular VAS	53.5 $\pm$ 27.2	
Pain treatments*		25 (65.8)
Muscle relaxant		1 (2.6)
Grade 1/2 analgesic		21 (55.3)
Opioids		2 (5.3)
Corticosteroids		1 (2.6)
Antiepileptic drug		1 (2.6)
NSAIDs		6 (15.8)
Lumbar level†		
L1-2		25 (65.8)
L2-3		28 (73.7)
L3-4		31 (81.6)
L4-5		31 (81.6)
L5-S1		28 (73.7)
Schizas grade (n = 32)		
C		13 (40.6)
D		19 (59.4)
SF-12 scores		
Quality of physical health	35.7 $\pm$ 4.2	
Quality of mental health	54.4 $\pm$ 5.0	
Functional scores		
ODI	33.4 $\pm$ 14.9	
Quebec	40.9 $\pm$ 15.6	

BMI, body mass index; VAS, visual analog scale; NSAID, nonsteroidal anti-inflammatory drug; SF-12, 12-Item Short-Form Health Survey; ODI, Oswestry Disability Index; Quebec, Quebec Back Pain Disability Scale.

*Patients could take several medications.

†Total is more than 100% because several levels might have been reached.

[WP₅₀₀₊]). The difference between the WP estimated by the patient and the WP measured during the walk test was calculated for each patient of the WP₅₀₀₋ group. The difference between the 2 distances is the estimation error. The maximum walking distance measured by

Table 2. Distribution of Free Walking Velocity, Estimated Walking Perimeter, and Error of Estimation

Estimated Walking Perimeter	Number of Patients	Free Walking Velocity (m.s ⁻¹)	Estimated Walking Perimeter (m)	Measured Walking Perimeter (m)	Estimation Error (m)
All	38	1.02 ± 0.21	300 (100–500)	500 (500–500)	82.5 (0–300)
Under 500 m	21	0.94 ± 0.23	200 (50–300)	500 (400–500)	300 (200–335)
Over 500 m	17	1.13 ± 0.14	>500	500	0

Values are mean ± SD, median (interquartile range), or as otherwise indicated.

the walk test was 500 m, and the maximum walking distance declared by the patients was then truncated to 500 m for the analyses. The correlation between the functional test results (i.e., ODI, Quebec Back Pain Disability Scale) and estimated WP, estimated error, and functional scores was estimated with a Spearman correlation coefficient including the 95% confidence interval (CI). A *t* test was used to compare the WP500- and WP500+ groups and to compare the estimation error of WP500- against 0 (unilateral test). Quantitative variables were presented as mean ± SD or as median (interquartile range [IQR]) as appropriate. Statistical analyses were done with SAS software, version 9.4 (SAS Institute Inc., Cary, North Carolina, USA). An alpha value of 5% was chosen to determine the significance of the parameters.

RESULTS

Thirty-eight patients were included in this study (23 men and 15 women; mean age, 69.3 ± 7.9 years). Seven patients were still working and 31 were retired. The flow diagram of the participants can be found in Figure 1, and Table 1 presents patient characteristics. L3-4 and L4-5 were the most affected parts of the spine. All patients had a minimum Schizas grade of C. The patients maintained their usual analgesic medications (specified in Table 1), without modification for at least 3 months.

The 6MWT was feasible, without cardiorespiratory limitation, for all the patients. The average heart rate at the end of the walk test was 107 ± 15 beats per minute (heart rate at rest, 80 ± 15 beats per minute). The mean $\dot{V}O_2$ at the end of the walk test was 14.6 ± 2.7 mL/min/kg ($\dot{V}O_2$ at rest, 4.4 ± 0.8 mL/min/kg).

Twenty-one of the 38 patients estimated their WP to be lower than 500 m, but only 7 patients stopped before reaching 500 m during the walk tests. Table 2 shows the estimated WP with the corresponding estimation error, the measured free walking speed, and the distance for all patients and the 2 subgroups (WP500- and WP500+). The 21 patients of the WP500- group significantly underestimated their WP (median estimation error, 300; IQR, 200–335; *P* < 0.001). Free walking velocity was also significantly lower (*P* = 0.003) in the WP500- group compared with WP500+ group. As shown in Figure 2, the shorter the estimated distance was, the greater the error.

Demographics (sex, age, and professional status), clinical characteristics (body mass index and lumbar and radicular pain), and 12-Item Short-Form Health Survey subscores (quality of physical and mental health) were not associated with the estimated WP or the measured WP, nor with the error estimation. Functional scores were weakly correlated with estimated WP (ODI: *r* = -0.27; 95%

CI, -0.54 to 0.05; *P* = 0.10; Quebec Back Pain Disability Scale: *r* = -0.29; 95% CI, -0.56 to 0.03; *P* = 0.07) and with measured WP (ODI: *r* = -0.44; 95% CI, -0.67 to -0.14; *P* = 0.005; Quebec Back Pain Disability Scale: *r* = -0.31; 95% CI, -0.57 to 0.01; *P* = 0.06).

The 7 patients who stopped the walk test before reaching 500 m walked a distance ranging from 115 to 400 m with a median distance of 350 m (IQR, 300–400), whereas the declared walking distance ranged from 50 to 400 m with a median distance of 100 m (IQR, 50–300), which means that 50% of patients made an estimation error of 200 m or more. In these 7 patients, ODI scores ranged from 40 to 56 with a median of 46 (IQR, 42–52), and Quebec Back Pain Disability Scale scores ranged from 33 to 64 with a median at 55 (IQR, 41–59). Moderate significant relationships were found between the functional scores (ODI: -0.51; 95% CI, -0.71 to -0.22; *P* = 0.001; Quebec Back Pain Disability Scale: -0.51; 95% CI, -0.71 to -0.23; *P* = 0.0008) and the measured free walking speed in all the patients (Figure 3).

DISCUSSION

This study confirms the significant discrepancy between perceived and actual walking limitations in patients with LSS. When the

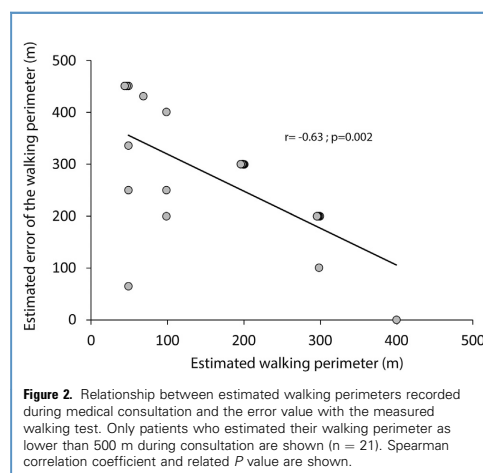
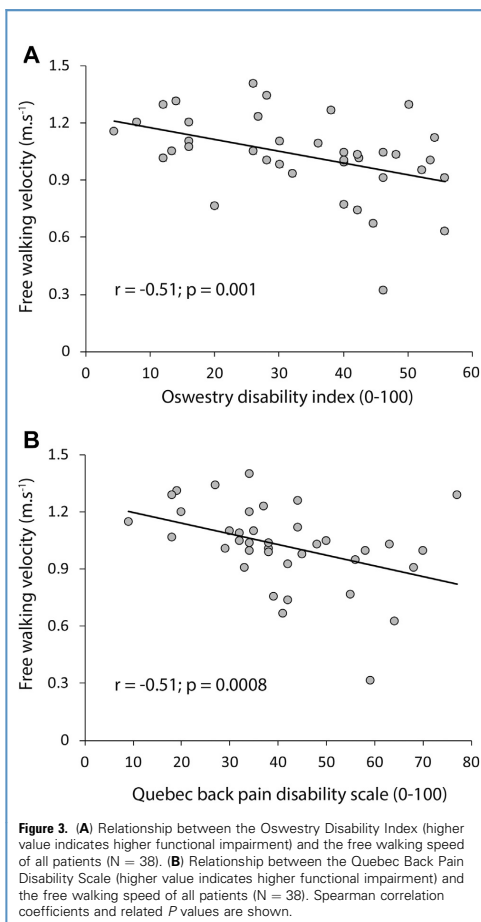


Figure 2. Relationship between estimated walking perimeters recorded during medical consultation and the error value with the measured walking test. Only patients who estimated their walking perimeter as lower than 500 m during consultation are shown (*n* = 21). Spearman correlation coefficient and related *P* value are shown.



estimated WP is short, the risk of estimation error is more important. Therefore, estimated WP and measured WP seem to capture different dimensions of disease impact: the first may reveal an emotional state and provide insight into the patient's representation of disease and the second provides information about the actual functional capability of the patient (partially related to motivation). Furthermore, the use of a standardized test (6MWT) shows that stopping walking because of pain is actually uncommon and does not seem to be correlated with other functional characteristics. Direct assessment of free walking speed is more relevant than WP because it is correlated to functional status and is easier to implement in practice.

By analogy with arterial limitations of walking, our results corroborate a study which compared estimated and actual vascular claudication in patients with peripheral arterial disease²⁵: the patients' estimated WP was approximately 66% of the actual distance covered. Conversely, 67% of 31 patients with locomotor limitations of various origins overestimated their WP in another study.²⁶ Similar overestimation was found in patients assessed in a spinal outpatient setting, who estimated 245 m when the actual distance was 111 m (the reasons for stopping were unspecified).²⁷ A study specifically assessing neurogenic claudication in 63 patients with LSS revealed wide variations in estimated and measured WP: one third of the group was able to estimate WP within 50 m, and the remaining two thirds were shared between over- and underestimation.¹² Unlike our protocol, WP was assessed on a treadmill, which is less realistic and tends to underestimate WP in patients with LSS when compared with a self-paced walk test.²⁸ The difference between a conventional walk test and the treadmill test has already been shown in heart patients.²⁹ In this regard, the conditions for assessing locomotion seem of particular importance, especially concerning walking speed, which should be as close to the usual velocity as possible. The self-paced walking speed is of particular interest for this purpose because it is the most efficient type of walking and maintains a steady state of aerobic metabolism.³⁰ Walking speed correlates with age and sex,³¹ is associated with functional capacities and global health status,³² and is a predictive factor of mortality.³³ In people with chronic low back pain, the decrease in free walking speed has long been known.³⁵ It is mainly related to decreased step length in patients with LSS³⁴ and analyzed as a protective strategy against pain,³⁵ where the person tries to avoid the rise in epidural pressure observed during neurogenic claudication.³⁶ With a moderate aerobic effort demonstrated by heart rate and Vo_2 , our patients were slower in comparison with healthy subjects of the same age.³⁷

Among current fixed-duration walk tests, the 6MWT is the most commonly used to assess the functional impact of various diseases.³⁸ It is often the main means of assessing the impact of various therapeutic interventions in clinical practice. For LSS, the 6MWT has been used to evaluate patients at 2 years after surgical treatment, where it showed no significant difference in covered distance for decompression surgery plus fusion surgery and decompression surgery alone.³⁹ However, there is some ambiguity in the instructions for required walking speed in the 6MWT.⁴⁰ For the reasons previously reported, we chose to recommend a free speed, similar to the initial instructions of the 6MWT, which was developed for patients with chronic heart failure.⁴¹ A possible limitation of the 6MWT applied to LSS is that it misses late claudication, which may occur after 6 minutes of walking. For this reason, our protocol planned to extend the 6MWT if necessary, until 500 m was attained. The exact cutoff point for WP values to differentiate between severe and moderate forms of LSS has not yet been specified. The distance (assessed on a treadmill) is hypothetically around 400–500 m,^{21,22} but it has not been formally established by large-scale studies. A very different fixed-duration walk test (30 minutes) at free velocity, the self-paced walking test, was applied to assess WP on a level track in patients with LSS, showing an adequate

reproducibility and a significant difference with a treadmill test, which underestimated the WP.²⁸ In other studies, the WP obtained with the self-paced walk test was correlated with estimated distance⁴² and with the results of the treadmill test⁴³ for patients with an average WP around 1000 m. In a recent study of patients 6 months after surgery for LSS, the self-paced walk test showed an improvement of physical capabilities.⁴⁴ However, because of the extended duration (30 minutes), this test may expose to issues not directly related to LSS (e.g., fatigue, dyspnea, gait disorders of other origins). The psychometric qualities of other walking tests, especially those with a fixed distance (i.e., 400- or 500-m walk test), should be studied in the future to assess both WP and free walking speed in patients with possible neurogenic or back claudication.

Study Limitations

The main limitations of this study are the small sample size and the fact that we were not able to evaluate the reproducibility of the walking test and its responsiveness to change (though not included in our objectives for this study). In addition, we imposed the walking distance of 500 m, but reliable data

defining the precise severity of neurogenic or back claudication in patients with LSS are lacking, and this distance is not necessarily the most appropriate. In our protocol, we did not evaluate pain at the end of the walk test. Such an assessment needs to be done in further studies to better understand the precise reason the patient stops walking. Finally, only the free speed test was used; therefore, the sensitivity of brisk walking should also be prospectively evaluated.

CONCLUSIONS

Direct measurement of WP, especially walking speed, during a standardized walking test is a simple and inexpensive tool for assessing the functional impact of LSS in addition to conventional clinical criteria and imaging. Additional studies are needed to pinpoint the respective contributions of self-reported walking distance, free and brisk walking speed, and the most relevant type of walking test (self-reported, fixed-duration, fixed-distance) to optimize reliability and responsiveness to change, and in the future, to be able to use walking speed to assist therapeutic decision-making.

REFERENCES

- Hart LG, Deyo RA, Cherklin DC. Physician office visits for low back pain. Frequency, clinical evaluation, and treatment patterns from a U.S. national survey. *Spine*. 1995;20:11-19.
- Martinelli TA, Wiesel SW. Epidemiology of spinal stenosis. *Instr Course Lect*. 1992;41:179-181.
- Deyo RA, Gray DT, Kreuter W, Mirza S, Martin BI. United States trends in lumbar fusion surgery for degenerative conditions. *Spine*. 2005;30:1441-1445.
- Kreiner DS, Shaffer WO, Baisden JL, Gilbert TJ, Summers JT, Toton JF, et al. An evidence-based clinical guideline for the diagnosis and treatment of degenerative lumbar spinal stenosis (update). *Spine J*. 2013;23:734-743.
- Lurie J, Tomkins-Lane C. Management of lumbar spinal stenosis. *BMJ*. 2016;352:h6234.
- Verbiest H. A radicular syndrome from developmental narrowing of the lumbar vertebral canal. *J Bone Joint Surg Br*. 1954;36-B:230-237.
- de Graaf I, Prak A, Bierma-Zeinstra S, Thomas S, Peul W, Koes B. Diagnosis of lumbar spinal stenosis: a systematic review of the accuracy of diagnostic tests. *Spine*. 2006;31:1168-1176.
- Genevay S, Atlas SJ, Katz JN. Variation in eligibility criteria from studies of radiculopathy due to a herniated disc and of neurogenic claudication due to lumbar spinal stenosis: a structured literature review. *Spine*. 2010;35:803-811.
- Chiarotto A, Terwee CB, Boers M, Buchbinder R, Corbin TP, Costa LO, et al. Core outcome domains for clinical trials in non-specific low back pain. *Eur Spine J*. 2015;24:1127-1142.
- Toosizadeh N, Yen TC, Howe C, Dohm M, Mohler J, Najafi B. Gait behaviors as an objective surgical outcome in low back disorders: a systematic review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015;30:528-536.
- Katz JN, Harris MB. Clinical practice. Lumbar spinal stenosis. *N Engl J Med*. 2008;358:818-825.
- Zeifang F, Schiltenswolf M, Abel R, Moradi B. Gait analysis does not correlate with clinical and MR imaging parameters in patients with symptomatic lumbar spinal stenosis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008;9:89.
- Shnayderman I, Katz-Leurer M. An aerobic walking programme versus muscle strengthening programme for chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2013;27:207-214.
- Al-Obaidi SM, Al-Zoabi B, Al-Shuwaie N, Al-Zaabie N, Nelson RM. The influence of pain and pain-related fear and disability beliefs on walking velocity in chronic low back pain. *Int J Rehabil Res*. 2003;26:101-108.
- Keefe FJ, Hill RW. An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients. *Pain*. 1985;21:153-161.
- Harding VR, Williams AC, Richardson PH, Nicholas MK, Jackson JL, Richardson IH, et al. The development of a battery of measures for assessing physical functioning of chronic pain patients. *Pain*. 1994;58:367-375.
- 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;35:1919-1924.
- Fairbank JC, Couper J, Davies JB, O'Brien JP. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy*. 1980;66:271-273.
- Kopeck JA, Esdaile JM, Abrahamowicz M, Abenham L, Wood-Dauphinee S, Lamping DL, et al. The Quebec Back Pain Disability Scale. Measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1995;20:341-352.
- Ware JE Jr, Kosinski M, Keller SD. A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care*. 1996;34:220-233.
- Barz T, Melloh M, Staub L, Roeder C, Lange J, Smiszek FG, et al. The diagnostic value of a treadmill test in predicting lumbar spinal stenosis. *Eur Spine J*. 2008;17:686-690.
- Suda Y, Saitou M, Shibasaki K, Yamazaki N, Chiba K, Toyama Y. Gait analysis of patients with neurogenic intermittent claudication. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27:2509-2513.
- ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories. ATS statement: guidelines for the six-minute walk test. *Am J Respir Crit Care Med*. 2002;166:1111-117.
- Harada ND, Chiu V, Stewart AL. Mobility-related function in older adults: assessment with a 6-minute walk test. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80:837-841.
- Watson CJ, Collin J. Estimates of distance by claudicants and vascular surgeons are inherently unreliable. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 1997;14:299-304.
- Giantomaso T, Makowsky L, Ashworth NL, Sankaran R. The validity of patient and physician estimates of walking distance. *Clin Rehabil*. 2003;17:394-401.
- Okoro T, Qureshi A, Sell B, Sell P. The accuracy of assessment of walking distance in the elective spinal outpatients setting. *Eur Spine J*. 2010;19:279-282.
- Tomkins CC, Battie MC, Rogers T, Jiang H, Petersen S. A criterion measure of walking

- capacity in lumbar spinal stenosis and its comparison with a treadmill protocol. *Spine*. 2009;34:2444-2449.
29. Lenssen AF, Wijnen LC, Vankan DG, Van Eck BH, Berghmans DP, Roos GM. Six-minute walking test done in a hallway or on a treadmill: how close do the two methods agree? *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil*. 2010;17:713-717.
 30. Bard G, Ralston HJ. Measurement of energy expenditure during ambulation, with special reference to evaluation of assistive devices. *Arch Phys Med Rehabil*. 1959;40:415-420.
 31. Fritz S, Lusardi M. White paper: "walking speed: the sixth vital sign". *J Geriatr Phys Ther*. 2009;32:46-49.
 32. Purser JL, Weinberger M, Cohen HJ, Pieper CF, Morey MC, Li T, et al. Walking speed predicts health status and hospital costs for frail elderly male veterans. *J Rehabil Res Dev*. 2005;42:535-546.
 33. Studenski S, Perera S, Patel K, Rosano C, Faulkner K, Inzitari M, et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA*. 2011;305:50-58.
 34. Conrad BP, Shokat MS, Abbasi AZ, Vincent HK, Seay A, Kennedy DJ. Associations of self-report measures with gait, range of motion and proprioception in patients with lumbar spinal stenosis. *Gait Posture*. 2013;38:987-992.
 35. Henchoz Y, Soldini N, Peyrot N, Malatesta D. Energetics and mechanics of walking in patients with chronic low back pain and healthy matched controls. *Eur J Appl Physiol*. 2015;115:2433-2443.
 36. Takahashi K, Kagechika K, Takino T, Matsui T, Miyazaki T, Shima I. Changes in epidural pressure during walking in patients with lumbar spinal stenosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1995;20:2746-2749.
 37. Shumway-Cook A, Guralnik JM, Phillips CL, Coppin AK, Ciol MA, Bandinelli S, et al. Age-associated declines in complex walking task performance: the Walking InCHIANTI toolkit. *J Am Geriatr Soc*. 2007;55:58-65.
 38. Solway S, Brooks D, Lacasse Y, Thomas S. A qualitative systematic overview of the measurement properties of functional walk tests used in the cardiorespiratory domain. *Chest*. 2001;119:256-270.
 39. Försth P, Ólafsson G, Carlsson T, Frost A, Borgström F, Fritzell P, et al. A randomized, controlled trial of fusion surgery for lumbar spinal stenosis. *N Engl J Med*. 2016;374:1413-1423.
 40. Casillas JM, Hannequin A, Besson D, Benaïm S, Krawcow C, Laurent Y, et al. Walking tests during the exercise training: Specific use for the cardiac rehabilitation. *Ann Phys Rehabil Med*. 2013;56:561-575.
 41. Guyatt GH, Sullivan MJ, Thompson PJ, Fallen EL, Pugsley SO, Taylor DW, et al. The 6-minute walk: a new measure of exercise capacity in patients with chronic heart failure. *Can Med Assoc J*. 1985;132:919-923.
 42. Tomkins-Lane CC, Battié MC. Validity and reproducibility of self-report measures of walking capacity in lumbar spinal stenosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010;35:2097-2102.
 43. Rainville J, Childs LA, Peña EB, Suri P, Limke JC, Jouve C, et al. Quantification of walking ability in subjects with neurogenic claudication from lumbar spinal stenosis—a comparative study. *Spine J*. 2012;12:101-109.
 44. Smuck M, Muaremi A, Zheng P, Norden J, Sinha A, Hu R, et al. Objective measurement of function following lumbar spinal stenosis decompression reveals improved functional capacity with stagnant real-life physical activity. *Spine J*. 2018;18:15-21.

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 26 June 2018; accepted 17 October 2018

Citation: *World Neurosurg.* (2019) 122:e591-e597.

<https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.10.109>

Journal homepage: www.journals.elsevier.com/world-neurosurgery

Available online: www.sciencedirect.com

1878-8750/\$ - see front matter © 2018 Elsevier Inc. All rights reserved.

Improvement in Sagittal Balance After Decompression Surgery without Fusion in Patients with Degenerative Lumbar Stenosis: Clinical and Radiographic Results at 1 Year

Rachid Madkouri¹, David Brauge², Anthony Vidon-Buthion¹, Elie Fahed¹, Klaus-Luc Mourier¹, Jacques Beaurain¹, Michael Grelat¹

■ **OBJECTIVE:** To evaluate modifications in static spinal status after posterior decompression surgery without fusion in patients with symptomatic central canal stenosis.

■ **METHODS:** From November 2014 to May 2016, 72 patients who underwent isolated decompression for lumbar spinal stenosis were enrolled prospectively in this single-center study. All of the patients had lateral full-body x-ray scans with the EOS system (EOS Imaging, Paris, France) before surgery and after 12 months of follow-up. Patients were classified into 3 groups according to their preoperative sagittal vertical axis (<50 mm, ≥50 mm, and <100 mm, ≥100 mm).

■ **RESULTS:** SVA decreased significantly (SVA preoperative: 72.3 ± 43.1 ; SVA postoperative: 48.3 ± 46.8 , $P < 0.001$). Lumbar lordosis increased significantly from 41.9 ± 13.4 in the preoperative period to 46.5 ± 14.8 at the last follow-up ($P < 0.001$). In the imbalance groups, the mean postoperative SVA decreased significantly compared with preoperative SVA ($P = 0.004$). Surgery led to a significant increase in lumbar lordosis in the 3 groups ($P < 0.05$). Nonetheless, a certain degree of residual imbalance persisted in the major imbalance group. In all of the groups, decompression surgery led to a significant improvement in clinical scores ($P < 0.05$).

■ **CONCLUSIONS:** Our study showed an improvement in sagittal balance and lumbar lordosis after decompression surgery without fusion, even in patients with a preoperative

SVA >100 mm. However, a certain degree of sagittal imbalance may persist after surgery in patients with major initial imbalance (SVA >100 mm). Nonetheless, after surgery, these patients experienced a clinical benefit comparable with that in the other groups.

INTRODUCTION

Degenerative lumbar stenosis is the most frequent type of lumbar disease in elderly patients who undergo spinal surgery.¹ Its prevalence is increasing with the aging of the population.^{2,3} Traditionally, surgery consisted of simple decompression, and the expected results essentially concerned neurogenic symptoms (neurogenic claudication, pain radiating to the lower limbs, and functional scores).⁴⁻⁶ However, surgery has developed considerably with the addition of fusion techniques and by seeking to achieve better clinical results on static spinal status (low back pain and sagittal balance disorders). The evaluation of sagittal balance is now taken into account more frequently for surgical decisions. Its importance and its correlation with clinical parameters have been clearly shown in spinal deformity.^{7,8} In contrast, few studies have investigated postural improvement after isolated decompression surgery.^{9,10} The aim of this study was to evaluate modifications in static spinal status after posterior decompression surgery without fusion in patients with symptomatic central canal stenosis.

Key words

- Decompression surgery
- Degenerative lumbar stenosis
- Lumbar lordosis
- Sagittal vertical axis
- Spinal sagittal balance

Abbreviations and Acronyms

- BMI:** Body mass index
- LL:** Lumbar lordosis
- ODI:** Oswestry Disability Index
- PI:** Pelvic incidence
- PT:** Pelvic tilt
- SVA:** Sagittal vertical axis

VAS: visual analog scale

ZCO: Zurich Claudication Questionnaire

From the ¹Department of Neurosurgery, University Hospital of Dijon, Dijon, France; and

²Department of Neurosurgery, Hospital Foch, Suresnes, France

To whom correspondence should be addressed: Rachid Madkouri, M.D.

[E-mail: rachidmadkouri@gmail.com; rachidmadkouri@yahoo.fr]

Citation: World Neurosurg. (2018).

<https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.03.002>

Journal homepage: www.WORLDNEUROSURGERY.org

Available online: www.sciencedirect.com

1878-8750/\$ - see front matter © 2018 Published by Elsevier Inc.

MATERIALS AND METHODS

Population

From November 2014 to May 2016, 72 patients were prospectively included in this single-center study. Patients underwent isolated lumbar decompression via bilateral laminotomy. All patients provided written informed consent. Three experienced spine surgeons performed the surgeries. Patients were followed for 12 months after the surgery. The study was approved by the local ethics committee and registered on Clinical trials (number NCT03065452).

Inclusion Criteria

Inclusion criteria were as follows: 1) patients presenting with symptomatic degenerative central lumbar stenosis for more than 3 months with failure of conservative treatment; 2) patients who underwent posterior lumbar decompression surgery via laminotomy (between 1 and 3 levels of decompression) without fusion; and 3) minimum follow-up of 12 months.

Exclusion Criteria

The exclusion criteria were as follows: 1) stage ≥ 1 spondylolisthesis according to the Meyerding classification (slippage of the vertebral body of 5 mm or more); 2) intervertebral instability ($>10^\circ$ of change in the intervertebral angle on dynamic images); 3) scoliosis (Cobb angle $>20^\circ$); 4) a history of lumbar spine surgery; and 5) patients with central nervous system disease (e.g., Parkinson disease).

Surgical Procedure

The included patients underwent decompression surgery for predominantly central stenosis of the lumbar spine. We performed bilateral laminotomy in accordance with the technique described by Senegas and Roy Camille.¹¹ There was no osteosynthesis and no arthrodesis performed during surgery. Surgeons did not change their usual practices for these procedures.

Radiographic Measurements

All patients had lateral full-body x-ray scans obtained with the EOS system (EOS Imaging, Paris, France) before the surgery and after 12 months of follow-up. Imaging was performed with patients in the standing position, arms flexed at 45° , and fingers on the collar bones to ensure adequate visualization of the spine.¹² The radiographic assessment included the analysis of sacropelvic and spinal parameters. The sacropelvic parameters corresponded to pelvic incidence (PI), pelvic tilt (PT), and sacral slope.¹³ Concerning sagittal parameters of the spine, the vertical on the C7 plumb line allows measurement of the sagittal vertical axis (SVA), the distance between the vertical line passing through the center of C7 and the posterosuperior corner of S1.¹³ Lumbar lordosis (LL) was measured according to the Cobb method using the superior endplate of L1 and S1.¹⁴ Thoracic kyphosis was measured between the superior endplate of T1 and the lower extremity of T12. These data were analyzed by a spine surgeon and a radiologist.

Patients were divided into 3 groups according to the degree of sagittal imbalance. To define the overall balance, we used the preoperative SVA values.^{15,16} The threshold of 50 mm is based on

previous studies of patients with spinal deformity.¹⁷ The first group (group 1) included patients with normal sagittal balance with an SVA <50 mm. In the second group (group 2), we included patients presenting minor sagittal imbalance with an SVA ≥ 50 mm and <100 mm. The third group (group 3) included patients presenting major sagittal imbalance and an SVA ≥ 100 mm. We compared the radiographic parameters and the clinical results of these groups.

Clinical Measurements

For each patient, the following data were collected: age, body mass index (BMI), sex, level operated on, estimated blood loss, and length of surgery. The intensity of the lumbar and radicular pain was evaluated with a visual analog scale (VAS). Functional repercussions were assessed with the Oswestry Disability Index (ODI). The ODI evaluates functional impairment due to pain in the back and lower limbs on a scale of 0–100.¹⁸ Patients also completed the Zurich Claudication Questionnaire (ZCQ), which combines physical function, symptom severity, and patient satisfaction.¹⁹ The ZCQ was used to evaluate the severity of symptoms due to lumbar stenosis. For the ODI and the ZCQ, a high score indicates severe disability. These clinical data were analyzed according to the preoperative SVA.

Statistical Analyses

We analyzed our data with a Mann–Whitney U test or Kruskal–Wallis test to compare independent means. A covariance analysis was done to compare the results of the different groups of SVA. A P value <0.05 was considered statistically significant. Values are expressed as means $\pm$ standard deviations.

RESULTS

Population

Altogether, the study included 80 patients, of whom 72 met our inclusion criteria and completed the follow-up questionnaire at 12 months. Only 8 patients were excluded: 2 patients had incomplete radiographic records, 4 patients were lost to follow-up, and 2 patients died of reasons not related to the surgery. At the time of surgery, the mean age of our patients was 70.3 years (± 9.2 years). There were 38 (52.8%) men and 34 (47.2%) women, and the mean BMI was 27.3 ± 3.9 . The most frequent vertebral levels were L3–L4 (37%) and L4–L5 (51%). The demographic data are presented in Table 1.

Radiographic Results

The radiographic parameters measured in the preoperative period and at 12 months are presented in Table 2. The SVA decreased significantly (SVA preoperative: 72.3 ± 43.1 ; SVA postoperative: 48.3 ± 46.8 ; $P < 0.001$) (Figure 1). LL increased significantly from 41.9 ± 13.4 in the preoperative period to 46.5 ± 14.8 at the last follow-up ($P < 0.001$). Thoracic kyphosis also increased significantly (preoperative: 48.9 ± 10.7 ; postoperative: 51.5 ± 11.2 ; $P = 0.0014$). There were no significant differences in other radiographic parameters.

Clinical Results

The overall clinical results are presented in Table 2. The ODI decreased from $49\% \pm 12.2$ in the preoperative period to

Table 1. Demographic Data for the 72 Patients Included

Demographic Data	
No. of cases	72
Mean age, years	70.3 (±9.2)
Sex, M/F	38/34
BMI, kg/m ²	27.3 (±3.9)
Decompression segments (no. cases)	
1	29
2	25
3	18
Decompression level (no. cases)	
L1–L2	2
L2–L3	14
L3–L4	49
L4–L5	68
Mean operation time, minutes	68.2 (±30.6)
Mean EBL, mL	20.1 (±48.2)

Values are expressed as the mean ± standard deviation unless indicated otherwise.
M, male; F, female; BMI, body mass index; EBL, estimated blood loss.

16.4% ± 11.2 at the last follow-up. The VAS for lumbar and radicular pain improved from 5.3 ± 1.6 and 6.8 ± 1.5 preoperatively to 2.8 ± 1.6 and 1.7 ± 1.9 at the last follow-up ($P < 0.001$), respectively. The mean ZCQ score also improved (physical function: from 3.1 ± 0.5 to 1.9 ± 0.6; symptom severity, from 2.3 ± 0.6 to 1.5 ± 0.6; Satisfaction of the patient: 1.6 ± 0.4). We therefore found a significant clinical improvement ($P < 0.05$) between the patient's preoperative state and the last follow-up for functional results (ODI, VAS, and ZCQ).

Demographic Parameters According to SVA

We divided the population into 3 groups according to their preoperative SVA, with 23 (31.9%) patients in the balanced group (SVA < 50 mm), 30 (41.7%) in the minor imbalance group (SVA ≥ 50 mm), and 19 (26.4%) in the major imbalance group (SVA ≥ 100 mm). By comparing the 3 groups, we found that patients in the group SVA ≥ 100 mm were significantly older (group SVA < 50 mm = 67.7 years ± 7.6; group SVA ≥ 50 mm and < 100 mm = 70.1 years ± 9.6; group SVA ≥ 100 mm = 73.9 years ± 9.4) ($P = 0.0340$). The 3 groups were not significantly different for sex, BMI, level of decompression, blood loss, or length of surgery.

Radiographic Parameters According to SVA After Decompression Surgery

Differences in the radiographic parameters of the 3 groups are presented in Table 3. The mean SVA was 25.4 ± 20.3 mm in the balanced group, 76.9 ± 14.3 mm in the minor imbalance group, and 125 ± 24.2 mm in the major imbalance group ($P < 0.001$).

Table 2. Preoperative and Postoperative Sagittal Parameters and Clinical Results (1-Year Follow-Up)

Parameters	Pre-op	Post-op (1-Year Follow-Up)	P Value
Radiologic			
SVA, mm	72.3 ± 43.1	48.3 ± 46.8	<0.001*
TK, °	48.9 ± 10.7	51.5 ± 11.2	0.0014*
LL, °	41.9 ± 13.4	46.5 ± 14.8	<0.001*
SS, °	32.5 ± 11	31.915 ± 11.3	0.12
PT, °	19.8 ± 7.2	21.2 ± 7.8	0.31
PI, °	52.7 ± 11.8	53.4 ± 12.3	0.07
TPA, °	21.1 ± 8.6	18.6 ± 8.6	0.004*
Clinical			
ODI†	49 ± 12.2	16.4 ± 11.2	<0.001*
VAS (back)	5.3 ± 1.6	2.8 ± 1.6	<0.001*
VAS (leg)	6.8 ± 1.5	1.7 ± 1.9	<0.001*
ZCQ‡			
Physical Function	3.1 ± 0.5	1.9 ± 0.6	<0.001*
Symptom Severity	2.3 ± 0.6	1.5 ± 0.6	<0.001*
Patient Satisfaction	—	1.6 ± 0.4	—

Pre-op, preoperative; post-op, postoperative; SVA, sagittal vertical axis; TK, thoracic kyphosis; LL, lumbar lordosis; SS, sacral slope; PT, pelvic tilt; PI, pelvic incidence; TPA, T1 pelvic angle; ODI, Oswestry Disability Index; ZCQ, Zurich Claudication Questionnaire.

*Statistically significant.

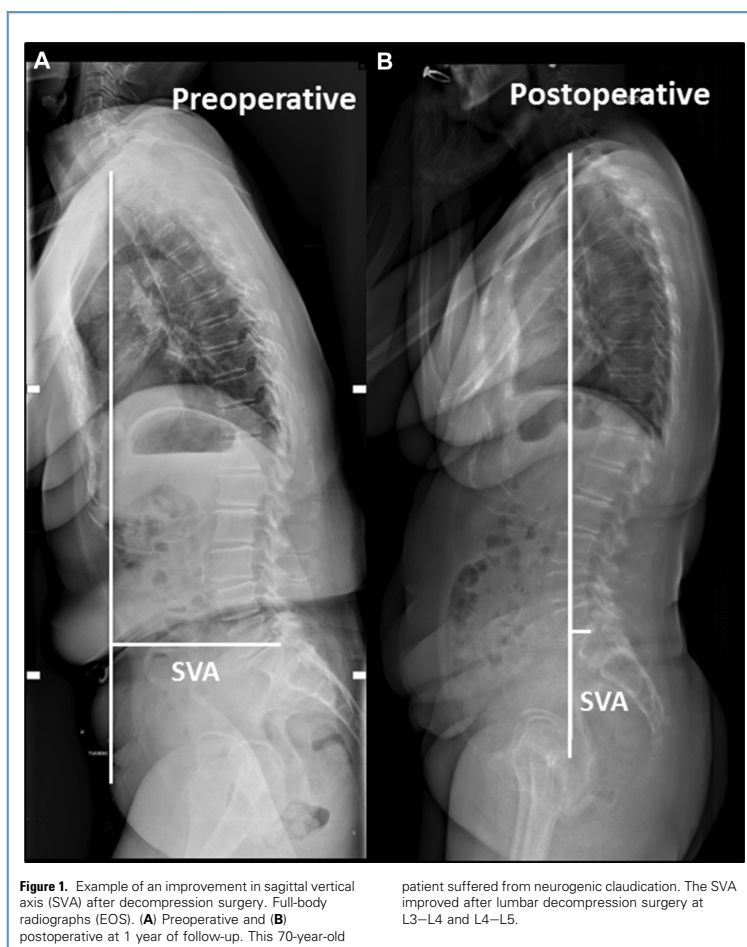
†The ODI ranges from 0 to 100 (%), with high scores indicating severe symptoms.

‡The ZCQ was used to evaluate the severity of symptoms of the lumbar stenosis.

LL differed significantly between the 3 groups: 46.8 ± 8.1 versus 41.8 ± 13.3 versus 35.9 ± 16.7 for the balanced, minor, and major imbalance groups, respectively ($P = 0.03$). However, no significant difference was found between the groups for PT, PI, and thoracic kyphosis. These results indicate that patients with sagittal imbalance (preoperative SVA ≥ 50 mm) lost their LL to a greater extent than did patients in the balanced group.

In the minor and major imbalance groups, the mean postoperative SVA decreased significantly compared with preoperative SVA (39.3 ± 27.6 vs. 76.9 ± 14.3 mm and 97.4 ± 55.7 vs. 125 ± 24.2, respectively, $P = 0.004$). Nonetheless, a certain degree of residual imbalance persisted in the major imbalance group. In the balanced group, the surgery did not change the mean SVA (preoperative 25.4 ± 20.3 mm vs. 24.3 ± 15.4 postoperatively, $P = 0.7$).

Surgery led to a significant increase in LL in the 3 groups (50.5 ± 8.5 vs. 48.9 ± 13.8 vs. 37.8 ± 18.9, respectively, $P < 0.05$). The intergroup comparison showed that the major imbalance group (SVA ≥ 100 mm), who had the greatest loss of lordosis, obtained a smaller gain in LL than did the 2 other groups after surgery, even though there was no significant difference between groups for the other sagittal parameters after surgery.



Clinical Parameters According to the SVA

For preoperative clinical scores (Figure 2), there was no significant difference between the 3 groups. In all of the groups, decompression surgery led to a significant improvement in clinical scores ($P < 0.05$).

Upon final evaluation, the lumbar VAS score was greater in patients who had a major imbalance (3.9 ± 1.8) than in those with a minor imbalance (2.32 ± 1.5) and those with a sagittal balance (2.5 ± 1.3); $P = 0.0057$. In addition, during the postoperative clinical evaluation, the mean ODI score tended to be greater in the major imbalance group than in the minor imbalance and balanced groups (22 ± 12.4 vs. 15.9 ± 9.2 , 12.26 ± 11.0 , respectively, $P = 0.09$).

The intergroup comparison showed a comparable improvement in radicular VAS scores and in scores for the ODI and the ZCQ. However, the lumbar VAS showed a smaller improvement in the major imbalance group (preoperative = 5.5 ± 1.8 vs. postoperative = 3.8 ± 1.8 ; $P = 0.05$), and the satisfaction index was not significantly different in any group (ZCQ satisfaction; $P = 0.322$). These results indicate that patients who present with major sagittal imbalance experience a clinical improvement comparable with that in the other groups. However, they presented with greater lumbar VAS scores than patients in the other groups.

Table 3. Comparison of Sagittal Parameters Between Groups According to Preoperative SVA Values

Radiologic Parameters	Group SVA <50 (n = 23)	Group SVA ≥50 mm <100 (n = 30)	Group SVA ≥100 (n = 19)	P Value
SVA, mm				
Pre-op	25.4 ± 20.3	76.9 ± 14.3	125 ± 24.2	<0.001*
Post-op	24.3 ± 15.4	39.3 ± 27.6*	97.4 ± 55.7*	0.007*
LL, °				
Pre-op	46.8 ± 8.1	41.8 ± 13.3	35.9 ± 16.7	0.03*
Post-op	50.5 ± 8.5*	48.9 ± 13.8*	37.8 ± 18.9*	0.0056*
PT, °				
Pre-op	17.5 ± 6.4	20.4 ± 7.1	21.7 ± 7.9	0.3
Post-op	17.4 ± 7.2	20.9 ± 7.2	23.4 ± 8.2	0.2
PI, °				
Pre-op	52.2 ± 9.4	52.1 ± 11.9	54.2 ± 14.5	0.9
Post-op	53 ± 11.2	52.8 ± 11.5	55 ± 15.0	0.9
TK, °				
Pre-op	44.5 ± 9.4	51.5 ± 12.4	50.2 ± 7.5	0.08
Post-op	48.1 ± 10.2	53.5 ± 11.3	52.5 ± 11.8	0.2

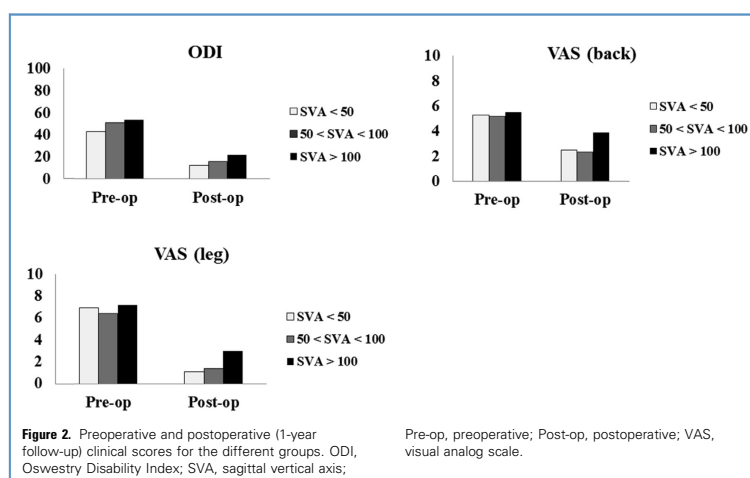
SVA, sagittal vertical axis; Pre-op, preoperative; post-op, postoperative; LL, lumbar lordosis; PT, pelvic tilt; PI, pelvic incidence; TK, thoracic kyphosis.

*Statistically significant between pre-op and post-op.

DISCUSSION

This is the first prospective study to evaluate sagittal balance in patients with degenerative lumbar stenosis of the spinal canal treated with isolated decompression surgery. Endo et al.³⁰ showed that patients with a herniated lumbar disc lost LL and a C7 plumb line in front of the femoral head. They suggested that this posture

was probably due to pain-relieving phenomena and not structural deformity. Suzuki et al.²¹ divided patients with lumbar stenosis into 2 groups: neurogenic claudication (paresthesia of the lower limbs caused by walking or standing and relieved by rest) and radiculopathy (unilateral pain in the lower limbs). They reported that the SVA value in the group with claudication was



significantly greater than in the group with radiculopathy. They concluded that patients with neurogenic claudication had sagittal imbalance. They also reported that LL was smaller and that pelvic retroversion was greater in patients with neurogenic claudication than in those with radiculopathy.

Several hypotheses were put forward: a vascular origin with increased epidural pressure in the standing position that diminished when bending²² or a mechanical origin caused by bulging of the ligamentum flavum resulting in protrusion of the disc into the spinal canal thus reducing its diameter.²³ Patients with presenting lumbar stenosis are thus known to have reduced LL because the compensating bent-over posture contributes to pain relief.^{20,24,25} This bent-over position (shopping cart posture) increases the diameter of the spinal canal and relieves the symptoms of neurogenic claudication.²⁶⁻²⁹ This posture corresponds to anterior sagittal imbalance and an increased SVA value. This pain-relieving posture can thus be interpreted as structural anterior sagittal imbalance if the diagnosis is limited to a radiographic analysis on EOS images alone, without taking into account the clinical context. Sagittal imbalance is defined as a SVA ≥ 50 mm. Our results confirmed that the majority of patients with degenerative lumbar stenosis suffer from sagittal imbalance and decreased LL.

A few retrospective studies involving different decompression techniques have investigated improvements in posture after isolated decompression surgery. In their study, Jeon et al.³⁰ reported an improvement in sagittal balance with a decrease in the SVA after standard laminectomy. According to these authors, the sagittal imbalance diminished significantly at 1 year and remained stable at 2 years. However, all of the patients presented preoperative SVA < 50 mm. In contrast, Hikata et al.⁹ showed that sagittal imbalance (SVA ≥ 50 mm) returned to normal after decompression surgery by spinous process-splitting in 52% (23 of 44) of patients after 12 months. The persistence of sagittal imbalance postsurgery was observed in patients presenting a preoperative SVA ≥ 80 mm.

Fuji et al.¹⁰ reported that sagittal imbalance (SVA ≥ 40 mm) returned to normal after decompression surgery (spinous process-splitting approach) in 43% (28 of 65) of patients and determined that the prognostic factors for persistent postoperative sagittal imbalance were a preoperative SVA value of more than 69 mm and a PI-LL difference of more than 21.5° . As in our study, residual imbalance after decompression surgery was greater in patients older than 70 years. The effect of decompression surgery was limited in patients presenting with severe preoperative sagittal imbalance. The authors suggested that a preoperative SVA > 80 mm could be a predictor of residual sagittal imbalance after lumbar decompression surgery.

Concerning the other sagittal parameters, pelvic retroversion (reflecting PT) is a mechanism that compensates for structural anterior sagittal imbalance.^{31,32} An objective PT has even been described in the literature: PT $< 20^\circ$ to correct deformations.^{13,17,33} PT also correlates with clinical scores.³⁴ Recently, it has also been suggested that pelvic retroversion could be a compensatory pain-relieving phenomenon in patients with lumbar stenosis and not only to compensate for sagittal imbalance.³⁵ Pelvic retroversion (PT/PI) in patients diagnosed with lumbar stenosis was more marked than in patients without stenosis despite equivalent preoperative sagittal imbalance ($P = 0.019$).³⁵ For PT,

our study found no significant difference between the SVA < 50 mm, SVA > 50 mm groups, and the SVA ≥ 100 mm group before surgery and at the last follow-up. However, the 2 groups with SVA > 50 mm in our study had a mean PT $> 20^\circ$ and positive SVA, which could probably explain the lack of difference between our groups.

Sagittal imbalance is associated with a poor quality of life and is a major source of back pain in spinal deformity.³⁶ It is a risk factor for mechanical failure and poor results after corrective surgery.^{37,38} It is therefore essential to consider SVA when planning the surgery.^{37,39,40} Hikata et al. showed that preoperative SVA value had no impact on surgery results but that postoperative sagittal imbalance was associated with more severe low back pain and a poorer quality of life.^{9,41} Fuji et al.¹⁰ found no significant correlation between sagittal parameters and preoperative and postoperative clinical findings. They added that in 46 patients who presented postoperative imbalance, 25 (54%) were satisfied with the result (ZCS, satisfaction ≤ 2 is defined as good) and 19 of these 25 patients had physical function and symptom severity scores of less than 2. This indicates a good clinical result.¹⁰

Similarly, Bayerl et al.⁴² reported a comparable clinical improvement (pain, walking distance, and disability) in the 3 groups (balanced, minor imbalance, major imbalance). In all of the groups, approximately two thirds of patients were satisfied with the results of the surgical procedure and presented with good postoperative results. In conclusion, such contradictory results require further study, and the relationship between clinical findings and sagittal parameters needs to be investigated in much larger cohorts.

In this study, sagittal imbalance was improved after decompression surgery, which suggests that part forward-leaning preoperative posture was reversible and thus pain-relieving. Indeed, patients with minor and major sagittal imbalance showed an improvement in the SVA after surgery. However, patients presenting SVA > 100 mm showed residual imbalance. In these patients, therefore, part of the preoperative imbalance is structural. Anterior sagittal imbalance is principally due to the loss of LL. This loss of lordosis can be explained by 2 mechanisms, one which is adaptive and pain-relieving and which can be improved by isolated decompression surgery, and the other which is related to the aging of the spine (degenerative disc disease and muscle atrophy) and which cannot be improved by decompression surgery alone.^{43,44}

We found no predictive criteria to differentiate between these 2 mechanisms. As reported in our results, the major imbalance group (SVA ≥ 100 mm) was significantly older, which reinforces our hypothesis. It is possible that the current criterion to define sagittal imbalance cannot be applied to certain elderly patients because SVA increases normally with age.⁴⁵ Lafage et al.⁴⁶ also showed that sagittal balance varied with age and that objectives for sagittal balance should take age into account. Even though normal values for sagittal balance in healthy individuals have been reported,³⁵ not every patient must meet these criteria, especially if the patient is elderly and presents comorbidities.

In a context where sagittal balance has increasing importance in decision making, we think it is important to advise caution in the interpretation of sagittal parameters. The analysis of sagittal imbalance must be tempered, and the rules resulting from

deformation surgery are not necessarily applicable. No available data make it possible to extrapolate the results of deformation surgery to patients with lumbar stenosis. In addition, it is important to underline that this population mainly consists of elderly patients and that the treatment of imbalance with fusion increases the risk of complications, including fusion failure, extended hospital stays, and increased blood loss.^{47,48}

One of the main limits of our study is the relatively small sample size. Future studies will require a larger cohort followed for a longer period of follow-up to investigate the effects of surgery on sagittal balance over time, to provide a better analysis of the compensatory mechanisms related to degenerative lumbar stenosis and to identify predictors of postoperative residual imbalance.

CONCLUSIONS

Our study showed an improvement in sagittal balance and LL after decompression surgery without fusion, even in patients with a preoperative SVA >100 mm. These modifications were associated with a decrease in pain. However, a certain degree of sagittal imbalance may persist following the surgery in patients with major initial imbalance (SVA >100 mm). Nonetheless, after surgery, these patients experienced improvements comparable with the clinical benefit reported in the other groups. We suggest that the postural disorders related to lumbar stenosis could be due to 2 mechanisms: one an adaptive response for pain relief, which can therefore be improved by isolated decompression surgery, and the other likely structural and related to aging of the spine.

REFERENCES

- Kim CH, Chung CK, Park CS, Choi B, Hahn S, Kim MJ, et al. Reoperation rate after surgery for lumbar spinal stenosis without spondylosis: a nationwide cohort study. *Spine J.* 2013;13:1230-1237.
- Deyo RA. Treatment of lumbar spinal stenosis: a balancing act. *Spine J.* 2010;10:625-627.
- Gunzburg R, Szpalski M. The conservative surgical treatment of lumbar spinal stenosis in the elderly. *Eur Spine J.* 2003;12(suppl 2):S176-S180.
- Amundsen T, Weber H, Nordal HJ, Magnaes B, Abdelnoor M, Lilleås F. Lumbar spinal stenosis: conservative or surgical management? A prospective 10-year study. *Spine.* 2000;25:1424-1435 [discussion: 1435-1436].
- Malmivaara A, Slätis P, Heliövaara M, Sainio P, Kinnunen H, Kankare J, et al. Surgical or nonoperative treatment for lumbar spinal stenosis? A randomized controlled trial. *Spine.* 2007;32:1-8.
- Weinstein JN, Lurie JD, Tosteson TD, Zhao W, Blood EA, Tosteson ANA, et al. Surgical compared with nonoperative treatment for lumbar degenerative spondylosis: four-year results in the Spine Patient Outcomes Research Trial (SPORT) randomized and observational cohorts. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:1295-1304.
- Bridwell KH, Glassman S, Horton W, Shaffrey C, Schwab F, Zebala LP, et al. Does treatment (nonoperative and operative) improve the two-year quality of life in patients with adult symptomatic lumbar scoliosis: a prospective multicenter evidence-based medicine study. *Spine.* 2009;34:2171-2178.
- Smith JS, Shaffrey CI, Berven S, Glassman S, Hamill C, Horton W, et al. Operative versus nonoperative treatment of leg pain in adults with scoliosis: a retrospective review of a prospective multicenter database with two-year follow-up. *Spine.* 2009;34:1693-1698.
- Hikata T, Watanabe K, Fujita N, Iwanami A, Hosogane N, Ishii K, et al. Impact of sagittal spinopelvic alignment on clinical outcomes after decompression surgery for lumbar spinal canal stenosis without coronal imbalance. *J Neurosurg Spine.* 2015;23:451-458.
- Fujii K, Kawamura N, Ikegami M, Niitsuma G, Kunogi J. Radiological improvements in global sagittal alignment after lumbar decompression without fusion. *Spine.* 2015;40:703-709.
- Senegas J, Etchevers JP, Vital JM, Baulny D, Grenier F. Recalibration of the lumbar canal, an alternative to laminectomy in the treatment of lumbar canal stenosis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1988;74:15-22 [in French].
- Horton WC, Brown CW, Bridwell KH, Glassman SD, Suk S-I, Cha CW. Is there an optimal patient stance for obtaining a lateral 36° radiograph? A critical comparison of three techniques. *Spine.* 2005;30:427-433.
- Ames CP, Smith JS, Scheer JK, Bess S, Bederman SS, Deviren V, et al. Impact of spinopelvic alignment on decision making in deformity surgery in adults: a review. *J Neurosurg Spine.* 2012;16:547-564.
- Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. *Instructional Course Lect.* 1948;5:261-275.
- Schwab FJ, Blondel B, Bess S, Hostin R, Shaffrey CI, Smith JS, et al. Radiographical spinopelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity: a prospective multicenter analysis. *Spine.* 2013;38:E803-E812.
- Rose PS, Bridwell KH, Lenke LG, Cronen GA, Mulconrey DS, Buchowski JM, et al. Role of pelvic incidence, thoracic kyphosis, and patient factors on sagittal plane correction following pedicle subtraction osteotomy. *Spine.* 2009;34:785-791.
- Schwab F, Patel A, Ungar B, Farcy J-P, Lafage V. Adult spinal deformity-postoperative standing imbalance: how much can you tolerate? An overview of key parameters in assessing alignment and planning corrective surgery. *Spine.* 2010;35:2224-2231.
- 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.
- Stucki G, Daltroy L, Liang MH, Lipson SJ, Fossel AH, Katz JN. Measurement properties of a self-administered outcome measure in lumbar spinal stenosis. *Spine.* 1996;21:796-803.
- Endo K, Suzuki H, Tanaka H, Kang Y, Yamamoto K. Sagittal spinal alignment in patients with lumbar disc herniation. *Eur Spine J.* 2010;19:435-438.
- Suzuki H, Endo K, Kobayashi H, Tanaka H, Yamamoto K. Total sagittal spinal alignment in patients with lumbar canal stenosis accompanied by intermittent claudication. *Spine.* 2010;35:E344-E346.
- Takahashi K, Miyazaki T, Takino T, Matsui T, Tomita K. Epidural pressure measurements. Relationship between epidural pressure and posture in patients with lumbar spinal stenosis. *Spine.* 1995;20:650-653.
- Okuda T, Fujimoto Y, Tanaka N, Ishida O, Baba I, Ochi M. Morphological changes of the ligamentum flavum as a cause of nerve root compression. *Eur Spine J.* 2005;14:277-286.
- Enomoto M, Ukegawa D, Sakaki K, Tomizawa S, Arai Y, Kawabata S, et al. Increase in paravertebral muscle activity in lumbar kyphosis patients by surface electromyography compared with lumbar spinal canal stenosis patients and healthy volunteers. *J Spinal Disord Tech.* 2012;25:E167-E173.
- Miyakoshi N, Hongo M, Kasukawa Y, Ishikawa Y, Shimada Y. Prevalence, spinal alignment, and mobility of lumbar spinal stenosis with or without chronic low back pain: a community-dwelling study. *Pain Res Treat.* 2011;2011:340629.
- Magnaes B. Clinical recording of pressure on the spinal cord and cauda equina. Part 2: position changes in pressure on the cauda equina in central lumbar spinal stenosis. *J Neurosurg.* 1982;57:57-63.
- Schönström N, Hansson T. Pressure changes following constriction of the cauda equina. An experimental study in situ. *Spine.* 1988;13:385-388.
- Schönström N, Lindahl S, Willén J, Hansson T. Dynamic changes in the dimensions of the lumbar spinal canal: an experimental study in vitro. *J Orthop Res.* 1989;7:115-121.
- Lurie J, Tomkins-Lane C. Management of lumbar spinal stenosis. *BMJ.* 2016;352:h6234.
- Jeon C-H, Lee H-D, Lee Y-S, Seo H-S, Chung N-S. Change in sagittal profiles after decompressive laminectomy in patients with lumbar spinal canal

- stenosis: a 2-year preliminary report. *Spine*. 2015; 40:E279-E285.
31. Barrey C, Jund J, Perrin G, Roussouly P. Spino-pelvic alignment of patients with degenerative spondylolisthesis. *Neurosurgery*. 2007;61:981-986 [discussion: 986].
 32. 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.
 33. Mehta VA, Amin A, Omeis I, Gokaslan ZL, Gottfried ON. Implications of spinopelvic alignment for the spine surgeon. *Neurosurgery*. 2012;70: 707-721.
 34. Kim MK, Lee S-H, Kim E-S, Eoh W, Chung S-S, Lee C-S. The impact of sagittal balance on clinical results after posterior interbody fusion for patients with degenerative spondylolisthesis: a pilot study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2011;12:69.
 35. Pourtaheri S, Sharma A, Savage J, Kalfas I, Mroz TE, Benzell E, et al. Pelvic retroversion: a compensatory mechanism for lumbar stenosis. *J Neurosurg Spine*. 2017;27:137-144.
 36. Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F. The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine*. 2005;30:2024-2029.
 37. Kim YJ, Bridwell KH, Lenke LG, Rhim S, Cheh G. An analysis of sagittal spinal alignment following long adult lumbar instrumentation and fusion to L5 or S1: can we predict ideal lumbar lordosis? *Spine*. 2006;31:2343-2352.
 38. Korovessis P, Dimas A, Iliopoulos P, Lambiris E. Correlative analysis of lateral vertebral radiographic variables and medical outcomes study short-form health survey: a comparative study in asymptomatic volunteers versus patients with low back pain. *J Spinal Disord Tech*. 2002;15: 384-390.
 39. Schwab F, Ungar B, Blondel B, Buchowski J, Coe J, Delelle D, et al. Scoliosis Research Society-Schwab adult spinal deformity classification: a validation study. *Spine*. 2012;37:1077-1082.
 40. 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-E606.
 41. Dohzono S, Toyoda H, Matsumoto T, Suzuki A, Terai H, Nakamura H. The influence of preoperative spinal sagittal balance on clinical outcomes after microendoscopic laminotomy in patients with lumbar spinal canal stenosis. *J Neurosurg Spine*. 2015;23:49-54.
 42. Bayerl SH, Pöhlmann F, Finger T, Onken J, Franke J, Czabanka M, et al. The sagittal balance does not influence the 1-year clinical outcome of patients with lumbar spinal stenosis without obvious instability after microsurgical decompression. *Spine*. 2015;40:1014-1021.
 43. Yaşar B, Simşek S, Er U, Yiğitkanlı K, Ekşioğlu E, Altuğ T, et al. Functional and clinical evaluation for the surgical treatment of degenerative stenosis of the lumbar spinal canal. *J Neurosurg Spine*. 2009; 11:347-352.
 44. 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.
 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;20:1351-1358.
 46. Lafage R, Schwab F, Chailier V, Henry JK, Gum J, Smith J, et al. Defining spino-pelvic alignment thresholds: should operative goals in adult spinal deformity surgery account for age? *Spine*. 2016;41: 62-68.
 47. Mirza SK, Deyo RA, Heagerty PJ, Konodi MA, Lee LA, Turner JA, et al. Development of an index to characterize the "invasiveness" of spine surgery: validation by comparison to blood loss and operative time. *Spine*. 2008;33:2651-2661 [discussion: 2662].
 48. Campbell PG, Yadla S, Malone J, Maltenfort MG, Harrop JS, Sharan AD, et al. Complications related to instrumentation in spine surgery: a prospective analysis. *Neurosurg Focus*. 2011;31:E10.

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 23 November 2017; accepted 2 March 2018

Citation: World Neurosurg. (2018).

<https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.03.002>

Journal homepage: www.WORLDNEUROSURGERY.org

Available online: www.sciencedirect.com

1878-8750/\$ - see front matter © 2018 Published by Elsevier Inc.

PLOS ONE

Evaluation of sagittal vertical axis with postural and 3D motion analyses in lumbar spinal stenosis.

--Manuscript Draft--

Manuscript Number:	
Article Type:	Research Article
Full Title:	Evaluation of sagittal vertical axis with postural and 3D motion analyses in lumbar spinal stenosis.
Short Title:	Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses
Corresponding Author:	Davy Laroche, Ph.D Centre Hospitalier Universitaire de Dijon Dijon Cedex, FRANCE
Keywords:	Lumbar spinal stenosis, sagittal vertical axis, sagittal alignment, 3D motion analysis, postural analysis, Spine, Biomechanics
Abstract:	Sagittal balance, commonly impaired in lumbar spinal stenosis (LSS) patients, is typically measured through SVA with EOS radiography. Although the use of 3D motion analysis and postural analysis have been used to show the impairment of sagittal balance, 3D modeling of SVA has never been evaluated in an LSS population. We evaluated the capacity 3D motion analysis to estimate the sagittal vertical axis (SVA) in patients with LSS. 37 Patients underwent 1) SVA computation throughout EOS radiography and 2) postural and 3D motion analysis to compute "C7_PSI" (orthogonal horizontal distance between the vertical lines through the markers of the C7 vertebra and the middle of the posterosuperior iliac spine). Multiple stepwise linear regressions were then performed with radiographic SVA according to age, body mass index, C7_PSI and/or postural variables. In the first model, a significant relationship was found between SVA and C7_PSI, mediolateral amplitude of CoP displacements and age: 69% of the variance of radiographic SVA was explained by these variables ($P < 0.0001$, adjusted $R^2 = 0.69$). While the postural analysis did not reveal significant relationships, the model that used 3D parameters revealed significant relationships between radiographic SVA and C7_PSI and age ($P < 0.0001$, adjusted $R^2 = 0.65$). 3D motion parameters with or without postural parameters may explain 70% of the variance seen in EOS radiography performed on LSS patients. Our results suggest that 3D motion analysis could be used to assess activities such as walking in order to quantify SVA in individuals affected by LSS
Order of Authors:	Michael Grelat Mathieu Gueugnon Elea Kziazek Isabelle Fournel Anne-Sophie Guinot Jacques Beaurain Jean-Marie Casillas Anais Gouteron Davy Laroche, Ph.D
Opposed Reviewers:	
Additional Information:	
Question	Response
Financial Disclosure	The author(s) received no specific funding for this work.

Powered by Editorial Manager® and ProduXion Manager® from Aries Systems Corporation

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

1 Evaluation of sagittal vertical axis with postural and 3D motion analyses in lumbar
2 spinal stenosis.

3
 4
 5 Michael GRELAT* (MD)^{1,2}, Mathieu GUEUGNON* (PhD)³, Eléa KSIAZEK (Msc)⁴,
 6 Isabelle FOURNEL (MD-PhD)⁴, Anne-Sophie GUINOT (MD)⁵, Jacques BEAURAIN
 7 (MD)¹, Jean-Marie CASILLAS (MD-PhD)^{2,3,4}, Anais GOUTERON (MD)^{2,3,4}, Davy
 8 LAROCHE (PhD)^{2, 3}

- 9
 10 1. Dijon-Bourgogne University Hospital, Department of Neurosurgery, Dijon, France
 11 2. INSERM, UMR 1093, Cognition, Action et Plasticité sensorimotrice, Dijon ;
 12 University of Burgundy – France comté, INSERM UMR 1093, Dijon, France
 13 3. INSERM, CIC1432, plurithematic unit, Technological Investigation Platform, Dijon,
 14 France, Dijon University Hospital, Clinical investigation Center, plurithematic unit,
 15 Dijon, France Dijon-Bourgogne University Hospital,
 16 4. Dijon-Bourgogne University Hospital, Department of Physical medicine and
 17 rehabilitation, Dijon, France
 18 5. INSERM, CIC1432, clinical epidemiology unit, Dijon, France, Dijon University
 19 Hospital, Clinical investigation Center, Clinical epidemiology/clinical trials unit,
 20 Dijon, France.

21
 22
 23 * Both authors contributed equally to this work.
 24

25
 26 **Corresponding author:**

27 Davy LAROCHE

28 CIC INSERM 1432, Plateforme d'Investigation Technologique

29 Pôle de rééducation et de réadaptation

30 23A rue Gaffarel,

31 21079 DIJON CEDEX

32 e-mail : davy.laroche@chu-dijon.fr

33 Phone number : +33 380295665

34 Fax number: +33 380295839
 35

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

36

37

38 **ABSTRACT**

39 Sagittal balance, commonly impaired in lumbar spinal stenosis (LSS) patients, is typically
 40 measured through SVA with EOS radiography. Although the use of 3D motion analysis and
 41 postural analysis have been used to show the impairment of sagittal balance, 3D modeling of
 42 SVA has never been evaluated in an LSS population. We evaluated the capacity 3D motion
 43 analysis to estimate the sagittal vertical axis (SVA) in patients with LSS.

44 37 Patients underwent 1) SVA computation throughout EOS radiography and 2) postural and
 45 3D motion analysis to compute “C7_PSI” (orthogonal horizontal distance between the
 46 vertical lines through the markers of the C7 vertebra and the middle of the posterosuperior
 47 iliac spine). Multiple stepwise linear regressions were then performed with radiographic SVA
 48 according to age, body mass index, C7_PSI and/or postural variables.

49 In the first model, a significant relationship was found between SVA and C7_PSI,
 50 mediolateral amplitude of CoP displacements and age: 69% of the variance of radiographic
 51 SVA was explained by these variables ($P < 0.0001$, adjusted $R = 0.69$). While the postural
 52 analysis did not reveal significant relationships, the model that used 3D parameters revealed
 53 significant relationships between radiographic SVA and C7_PSI and age ($P < 0.0001$, adjusted
 54 $R = 0.65$).

55 3D motion parameters with or without postural parameters may explain 70% of the variance
 56 seen in EOS radiography performed on LSS patients. Our results suggest that 3D motion
 57 analysis could be used to assess activities such as walking in order to quantify SVA in
 58 individuals affected by LSS

59

60 **Abbreviations:**

61 LSS: Lumbar Spine Stenosis

62 SVA: Sagittal Vertical Axis

63 C7: 7th Vertebrae

64 PIS: middle of the Postero Iliac Spines

65 3D: Three Dimensions

66 CoP: Center of Pressure

67 RMS: Root Mean Square

68 C7_PSI: 7th Vertebrae to middle of the Postero Iliac Spines horizontal distance

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

INTRODUCTION

Lumbar spinal stenosis (LSS) is a common spinal disorder that impairs balance and walking, making it more difficult to live autonomously (1). The main reported symptom is pain, which is mainly due to a compression of the spinal nerves or nerve roots in the lumbar region. The forward bending posture in the upright position (2) is one of the most common patient adaptations to alleviate pain. As a result, the sagittal balance (i.e. the sagittal alignment of the spine) is affected.

In practice, sagittal balance is routinely measured using the “Sagittal Vertical Axis” (SVA). The current approach for measuring the SVA is with full-body bi-planar low dose radiography (EOS® X-ray) on which the C7 plumb line is assessed (3,4). SVA is usually evaluated in a clinical context seeing as it is an important indicator of LSS surgery outcomes (5,6) and because it is correlated with various functional parameters (7,8). However, the use of SVA is constrained by the need for X-ray imaging (even considering low-dose exposition) and non-standard static positions (in terms of postural analysis) that might influence sagittal balance (9). Some studies have attempted to overcome these limitations by quantifying SVA through 3D motion analysis in patients suffering from scoliosis (10) or camptocormia (11). Recently, Sasaki et al. observed good correlations between radiographic SVA and SVA estimated with 3D motion analysis during a standing and walking in elderly women with pelvis retroversion (12).

Interestingly, 3D postural motion analysis can be associated with a postural task to assess balance. Balance is measured throughout several variables analyzing the displacements of center of pressure (13,14). Recently, Truszczyńska et al. reported that the center of pressure (CoP) parameters were sufficient to discriminate patients with LSS from asymptomatic subjects (15). Indeed, patients with LSS exhibited a greater surface, length and velocity of CoP displacements, highlighting the impairment of postural balance. Postural analysis is not only a promising way to quantify postural instability, it has also been correlated with radiographic SVA in the elderly (16), suggesting that CoP parameters could also be appropriate for estimating radiographic SVA.

All of these results suggest that 3D motion analysis as well as postural analysis might be used to estimate SVA. Thus, the aim of this study was to evaluate the capacity of 3D motion analysis and/or CoP based postural analysis to estimate the sagittal vertical axis using EOS® X-rays as the gold standard in patients with LSS.

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

MATERIALS AND METHODS*Study Population*

This study is based on data from the SPEED study (“Quantitative evaluation of motor function before and after surgery for degenerative lumbar spinal stenosis” – clinical trial registry NCT03194607). The SPEED study prospectively included patients with LSS referred to the neurosurgery department of the Dijon University Hospital from September 2016 to August 2018. Inclusion criteria were: man or woman aged >18 years, acquired LSS confirmed via clinical and imaging criteria, neurological claudication, eligible for surgery (pain > 3 months, resistant to medical treatment), scheduled surgical decompression without osteosynthesis, and able to walk ≥ 10 meters without help. Patients with a history of spinal surgery or locomotor disorders other than spine disease were excluded, as well as patients under stewardship or legal guardianship as well as pregnant or breast-feeding women. For the present study, the delay between EOS examination and postural and 3D motion analyses had to be inferior to 1 month. This study was approved by the internal review board and was conducted in accordance with the Good Clinical Practice guidelines. Each patient provided written informed consent prior to participating in this study.

Procedure

Patients attended a neurosurgery consultation prior to the surgery. A clinical examination and a verification for inclusion and exclusion criteria were done. Disability due to LSS was quantified using the Oswestry Disability Index (17). Patients were then asked to undergo an EOS® X-ray exam from an external specialized center, at which point SVA was evaluated by a senior neurosurgeon (Figure 1.A). Within the following month, patients were also addressed to the Plateforme d’Investigation Technologique of Dijon University Hospital for postural and 3D motion analyses. Patients were asked to stand in the same position as full body EOS®x-ray (Figure 1.B) (3,4) for 52.6 seconds (14). Briefly, patients were placed with their feet spaced shoulder-width apart, their hands on their cheeks and looking a fixed point 3m in front of them. They were instructed to “stay in the current position, avoid unconscious movements of the arms and legs and look at a point in front of you, without speaking”. To quantify the body sway, five passive markers were directly attached to patients: one on the seventh cervical vertebra, one on each anterior superior iliac spine and one on each posterior superior iliac spine (Figure 1.C). The 3D position of the markers was recorded using eight

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

optoelectronic cameras operating at a sampling rate of 100Hz (Vicon System®, Oxford, UK) and a synchronized embedded force-plate (1000Hz, AMTI, USA) recording the position of the CoP.

Figure 1: Example of a patient of our series: (A) EOS® X-ray, lateral view; (B) Postural test with passive markers in the same position as full-body X-ray ;(C) 3D patient modeling with passive markers.

Outcomes

Radiographic SVA: SVA was defined as the distance between the posterosuperior corner of the S1 disc and the vertical line passing through the C7 vertebra (3,4), as computed by the EOS® X-ray software.

C7 PSI extracted from 3D motion analysis: From the position of the passive markers and using a procedure similar to that of EOS, we computed sagittal “C7_PSI” distance using Matlab® (The Mathworks, Natick, MA, USA) and Biomechanical ToolKit (18). “C7_PSI” was defined as the orthogonal horizontal distance between the vertical line through the markers attached to the C7 vertebra and the middle of posterior superior iliac spines (Figure 1).

Postural outcomes: According the recommendations (14,19), we extracted and computed the following quantitative CoP parameters using Matlab®:

- i. *Length indicators:* path length (L, mm), anteroposterior and mediolateral amplitudes (AP/ML amplitude, mm), asymmetry of the CoP position in the antero-posterior plane ($Mean_{AP}$; % of heel to toe distance, 0 is the heel position) and the mediolateral plane ($Mean_{ML}$; % of between external malleolus distance, 0 is the central position), mean and standard deviation of CoP velocity (V_{MEAN} , mm.s⁻¹ and V_{SD} , mm.s⁻¹, respectively).
- ii. *Surface indicators:* area of the ellipse encompassing 95% of CoP samples (CoP_{AREA} , mm²). Root mean square of anteroposterior and mediolateral oscillations (RMS_{AP} and RMS_{ML} respectively) were calculated as follows:

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N X_n^2}$$

170

171 With X_n being the n^{th} point of the displacements of the center of pressure axis, and N the
 172 number of samples in the analysis.

173

174

Statistical analysis

175 Data analysis was performed with SAS statistical software (version 9.4, SAS institute, Cary,
 176 NC). The distribution of radiological, 3D and postural extracted data were described by mean
 177 $\pm$ standard deviation.

178 We applied stepwise regression analysis to identify the most relevant variables associated
 179 with radiographic SVA among the 3D and postural outcomes listed above, age and body mass
 180 index (BMI). Indeed, the literature acknowledges that both age and BMI probably influence
 181 upright standing and marker placement (20–23). Three stepwise regressions analyses were
 182 performed: model 1 tested 3D and postural measurement, model 2 only 3D measurements and
 183 model 3 only postural parameters. Age and BMI were tested in the three models. For the three
 184 stepwise procedures, entry criterion was set at 0.20 and stay criterion at 0.10.

185 The procedure stopped when no more variables satisfied the previous criteria. In order to
 186 validate the final model, the collinearity between variables and the residuals homogeneity
 187 were checked, respectively, by the calculation of the variance inflation factor (VIF) and the
 188 read of residuals versus predicted values graph. The parameter estimates, 95% confidence
 189 intervals and partial R^2 are given. Only the results of the final models are shown.

190

191

RESULTS

193

194 From the 40 patients included in the SPEED study, 37 were retained for the present analysis
 195 (1 withdrew consent, 1 with no 3D analysis, 1 with 3D analysis not synchronized with EOS
 196 imaging (6 months delay)). Overall, 59.5 % of the remaining patients were men, mean age

197 was 68.8 ± 8.7 years, mean BMI was $28.1 \pm 3.4 \text{ kg.m}^{-2}$ and the Oswestry Disability Index score
 198 was $34 \pm 14.6\%$, suggesting that disease symptoms had a moderate effect. The most affected
 199 portion of the spine was L4-L5, and, as recommended, all patients had a minimum of Schizas

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

grade C. The characteristics of the radiological, 3D and postural extracted data are detailed in Table 1.

202

203 **Table 1** : Characteristics of patients.

RADIOLOGICAL DATA	N	MEAN $\pm$ STD
<i>Pelvic incidence (°)</i>	34	53.1 $\pm$ 10.1
<i>Sacral slope (°)</i>	34	32.5 $\pm$ 8.6
<i>Pelvic tilt (°)</i>	34	20.7 $\pm$ 7.6
<i>Lumbar lordosis (°)</i>	34	45 $\pm$ 13.1
<i>Thoracic kyphosis (°)</i>	35	49.5 $\pm$ 10.5
<i>SVA (mm)</i>	37	44.4 $\pm$ 40.1
3D & POSTURAL DATA		
<i>C7 to PIS (mm)</i>	37	50.2 $\pm$ 42.5
<i>CoP Path Length (mm)</i>	37	952.3 $\pm$ 462.6
<i>Antero-Posterior Amplitude (mm)</i>	37	14.8 $\pm$ 9.3
<i>Medio-Lateral Amplitude (mm)</i>	37	16.5 $\pm$ 10.3
<i>Mean CoP antero-posterior position (%)</i>	37	0.6 $\pm$ 0.1
<i>Mean CoP medio-lateral position (%)</i>	37	0 $\pm$ 0.1
<i>Mean CoP Velocity (mm.s⁻¹)</i>	37	17.2 $\pm$ 8.2
<i>Standard deviation of the CoP Velocity (mm.s⁻¹)</i>	37	11.1 $\pm$ 5.5
<i>Surface of the CoP (mm²)</i>	37	227.1 $\pm$ 204.1
<i>Antero-Posterior Root Mean Square</i>	37	111.6 $\pm$ 14.9
<i>Medio-Lateral Root Mean Square</i>	37	33.5 $\pm$ 10.5

204

205 In model 1, C7_PSI, mediolateral amplitude of CoP displacements and age were found to be
 206 significant on radiographic SVA. These three variables explained 69% (adjusted R) of the
 207 radiographic SVA variance, but not equally. Postural measurement (the mediolateral
 208 amplitude of CoP) had a partial R of 1% whereas the partial R from C7_PSI and age were of
 209 56% and 15%, respectively.

210 In model 2, C7_PSI and age had a significant effect of on radiographic SVA with an adjusted
 211 R of 65 %. In model 3, only age was significantly linked to radiographic SVA with an R of

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

212 28%. The results of the three models are available in Table 2. Figure 2 details the results of
 213 modelisation with all and 3D parameters.

214

215 *Table 2: Regression models results after stepwise selection on age, BMI, 3D*
 216 *parameters and/or postural parameters*

Variable	β	95% CI	Partial R ²	P-value	VIF
Model 1^a					
Intercept	-106,08	-167,56 ; -44,6		0,0013	
C7 to PIS	0,65	0,46 ; 0,85	0,56	<,0001	1,17
ML amplitude	-0,89	-1,70 ; -0,08	0,01	0,0332	1,21
Age	1,92	0,97 ; 2,87	0,15	0,0002	1,19
Model 2^b					
Intercept	-98,68	-16,15 ; -34,21		0,0038	
C7 to PIS	0.60	0.41 ; 0.80	0.56	<.0001	1.10
Age	1.64	0.68 ; 2.61	0.11	0.0015	1.10
Model 3^c					
Intercept	-129,35	-220,88 ; -37,82		0,0069	
Age	2,53	1,21 ; 3,85		0,0004	

217 ^a Model 1= age, BMI, 3D and postural parameters included in stepwise selection; global p-value: <0.0001;
 218 adjusted R²=0.69

219 ^b Model 2= age, BMI, 3D parameters included in stepwise selection; global p-value:<0.0001, adjusted R²=0.65

220 ^c Model 3= age, BMI, postural parameters included in stepwise selection; global p-value: 0.0004, adjusted
 221 R²=0.28

222 95% CI: 95% confidence interval

223 VIF: variance inflation factor

224

225 **Figure 2:** (A) Correlation between SVA_EOS and SVA_3D (Regression model results after
 226 stepwise selection of 3D parameters, postural parameters, and age) and reports of residual;
 227 (B) Correlation between SVA_EOS and SVA_3D (Regression model results after stepwise
 228 selection on 3D parameters, age) and reports of residuals

229

230 DISCUSSION

231

232 The present study aimed to assess the relationships between the radiographic sagittal vertical
 233 axis and 3D/postural analyses in patients with lumbar spinal stenosis. To our knowledge, this
 234 is the first study to show that 3D motion parameters can be used to estimate SVA computed
 235 from EOS imaging, with or without the addition of postural parameters.

236 We found a strong association between 3D estimations of SVA, age and radiographic SVA in
 237 our population of LSS patients. Our results are consistent with previous studies that showed a

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

238 strong correlation between these parameters ($r > 0.80$; (10,11)). Though the populations and
 239 methodologies were different (camptocormia patients or elderly women with pelvic
 240 retroversion), our study confirms the relationship and extends the previous results by
 241 postulating that 3D estimation of SVA through the C7_PSI distance could estimate
 242 radiographic SVA in an LSS cohort. However, a study by Lenke et al. failed to observe any
 243 correlation between 3D and radiographic SVA in patients with scoliosis (24). This study
 244 reported values from scoliosis patients evaluated on mono-planar radiography. Contrary to
 245 studies performed in other populations (10,11) and in our study, the value of SVA of scoliosis
 246 patients was negative ($-35\text{mm} \pm 3.8$) indicating that the C7 plumb line fell behind the middle
 247 of the sacrum (24). Therefore, it could be hypothesized that scoliosis patients might employ
 248 other mechanisms to compensate their posture, that might modify the CoP based measures.
 249 We could consequently imagine that the relationship between 3D estimation of SVA and
 250 radiographic SVA is specific to populations such as LSS, camptocormia or the elderly who
 251 tend to bend forward. Furthermore, EOS radiography, which is the gold standard for SVA
 252 assessment, imposes a standard position (i.e. hands on the cheeks) that influences SVA
 253 (25,26). We therefore suggest that the postural position required during EOS examination
 254 should be replicated during the 3D postural task used to estimate SVA. Moreover, such
 255 evaluation with 3D measurements could be often repeated during the follow up of the patient
 256 with less side effect than EOS examination.

257 In the current study, postural parameters were only informative when they were coupled with
 258 3D parameters. Indeed, though CoP parameters alone did not predict radiographic SVA, they
 259 improved the strength of the model when combined with C7_PSI data from 3D analysis.
 260 More precisely, the mediolateral amplitude of CoP displacements was negatively associated
 261 with radiographic SVA when combined with C7_PSI distance and age. In other words, less
 262 movement in the mediolateral dimension denoted a forward bending posture in the upright
 263 position (illustrated by a considerable SVA on radiography). This result is consistent with a
 264 previous study from Truszczyńska et al. (15) in LSS patients, but, in our study, the
 265 relationship was not strong enough to estimate radiographic SVA. Moreover, the relative
 266 impact of the mediolateral amplitude of CoP displacements was low compared to the relative
 267 impact of C7_PSI, providing evidence that the 3D parameters alone are strong enough to
 268 estimate radiographic SVA.

269

270 We recognize that our study has some limitations. Our postural analysis was focused on basic
 271 CoP displacement parameters. It is possible that there are other relevant frequency oscillators,

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

272 and this should be explored in further studies. Indeed, adaptation strategies involving the
273 lower limbs could compensate for the high or negative SVA and should therefore be
274 evaluated with a complete set of markers in future. Furthermore, because the sample size of
275 our study was relatively small, we only anticipated an internal validation of our model. If our
276 findings are to be used to clinical practice, external validation will be necessary to assess the
277 robustness of our model with another group of patients with LSS. Finally, BMI was not used
278 in the construction of our regression model. This may seem surprising since it is well known
279 that BMI can influence the positioning of the passive markers during motion analysis (22,27),
280 especially in an overweight population. However, the our sample of LSS patients was in the
281 normal range, potentially explaining the absence of BMI in the model. In future work, BMI
282 should be taken into account for estimating SVA, particularly for overweight patients.

283

284 In conclusion, the promising results we have obtained with 3D motion analysis in LSS
285 patients could be applied in situations other than posture. Although our results need to be
286 confirmed and externally validated on larger cohort, we suggest that the estimation of SVA
287 with C7_PSI should be used as an outcome of interest for measuring SVA during static and
288 dynamic tasks. Moreover, it could be used for gait analysis, which we believe would lead to
289 an improved characterization of the impairments experienced by patients during walking.
290 Some authors have suggested that patients with LSS develop a compensation mechanism
291 during walking, known as trunk anteflexion (8,28,29), that might influence SVA. In this
292 context, the estimation of SVA during walking should be used as a marker of recovery
293 following LSS surgery.

294

295

296

297 **ACKNOWLEDGMENTS:** This study was supported by the university Hospital of Dijon.

298 The authors are grateful thanks to Suzanne Rankin for its help during the manuscript

299 preparation.

300

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

REFERENCES

1. Sasaki K, Senda M, Katayama Y, Ota H, Matsuyama Y. Characteristics of Postural Sway during Quiet Standing Before and After the Occurrence of Neurogenic Intermittent Claudication in Female Patients with Degenerative Lumbar Spinal Canal Stenosis. *J Phys Ther Sci* [Internet]. 2013;25(6):675–8. Available from: <https://doi.org/10.1589%2Fjpts.25.675>
2. Takahashi K, Kagechika K, Takino T, Matsui T, Miyazaki T, Shima I. Changes in Epidural Pressure During Walking in Patients With Lumbar Spinal Stenosis. *Spine (Phila Pa 1976)* [Internet]. 1995;20(24):2746–9. Available from: <https://doi.org/10.1097%2F00007632-199512150-00017>
3. 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 (Phila Pa 1976)* [Internet]. 1995;20(12):1351–8. Available from: <https://doi.org/10.1097%2F00007632-199520120-00005>
4. Jackson RP, McManus AC. Radiographic Analysis of Sagittal Plane Alignment and Balance in Standing Volunteers and Patients with Low Back Pain Matched for Age, Sex, and Size. *Spine (Phila Pa 1976)* [Internet]. 1994;19(Supplement):1611–8. Available from: <https://doi.org/10.1097%2F00007632-199407001-00010>
5. Hikata T, Watanabe K, Fujita N, Iwanami A, Hosogane N, Ishii K, et al. Impact of sagittal spinopelvic alignment on clinical outcomes after decompression surgery for lumbar spinal canal stenosis without coronal imbalance. *J Neurosurg Spine* [Internet]. 2015 Oct;23(4):451–8. Available from: <https://doi.org/10.3171%2F2015.1.spine14642>
6. Madkouri R, Brauge D, Vidon-Buthion A, Fahed E, Mourier K-L, Beaurain J, et al. Improvement in Sagittal Balance After Decompression Surgery without Fusion in Patients with Degenerative Lumbar Stenosis: Clinical and Radiographic Results at 1 Year. *World Neurosurg* [Internet]. 2018 Jun 1 [cited 2018 Sep 7];114:e417–24. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1878875018304686?via%3Dihub>
7. Glassman SD, Berven S, Bridwell K, Horton W, Dimar JR. Correlation of Radiographic Parameters and Clinical Symptoms in Adult Scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* [Internet]. 2005 Mar;30(6):682–8. Available from: <https://doi.org/10.1097%2F01.brs.0000155425.04536.f7>
8. Schwab FJ, Smith VA, Biserni M, Gamez L, Farcy J-PC, Pagala M. Adult Scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* [Internet]. 2002;27(4):387–92. Available from: <https://doi.org/10.1097%2F00007632-200202150-00012>
9. Kaneko K, Aota Y, Sekiya T, Yamada K, Saito T. Validation study of arm positions for evaluation of global spinal balance in {EOS} imaging. *Eur J Orthop Surg Traumatol* [Internet]. 2016;26(7):725–33. Available from: <https://doi.org/10.1007%2Fs00590-016-1813-8>
10. Shiba Y, Taneichi H, Inami S, Moridaira H, Takeuchi D, Nohara Y. Dynamic global sagittal alignment evaluated by three-dimensional gait analysis in patients with degenerative lumbar kyphoscoliosis. *Eur Spine J* [Internet]. 2016 Aug 6 [cited 2018 Jun 6];25(8):2572–9. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00586-016-4648-4>
11. de Sèze MP, Guillaud E, Slugacz L, Cazalets JR. An examination of camptocormia assessment by dynamic quantification of sagittal posture. *J Rehabil Med* [Internet]. 2015 Jan [cited 2018 Sep 17];47(1):72–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25268756>
12. Sasaki K, Hongo M, Miyakoshi N, Matsunaga T, Yamada S, Kijima H, et al.

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

- 351 Evaluation of Sagittal Spine-Pelvis-Lower Limb Alignment in Elderly Women with
352 Pelvic Retroversion while Standing and Walking Using a Three-Dimensional
353 Musculoskeletal Model. *Asian Spine J* [Internet]. 2017 Aug [cited 2018 Sep
354 17];11(4):562–9. Available from:
355 <http://asianspinejournal.org/journal/view.php?doi=10.4184/asj.2017.11.4.562>
356 13. Palmieri RM, Ingersoll CD, Stone MB, Krause BA. Center-of-Pressure Parameters
357 Used in the Assessment of Postural Control. *J Sport Rehabil* [Internet]. 2002;11(1):51–
358 66. Available from: <https://doi.org/10.1123%2Fjsr.11.1.51>
359 14. Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization:
360 Basic definitions – Acquisition interval – Sampling frequency. *Gait Posture* [Internet].
361 2013 Feb [cited 2013 Dec 17];37(2):290–2. Available from:
362 <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212002792>
363 15. Truszczyńska A, Drzał-Grabiec J, Trzaskoma Z, Rapała K, Tarnowski A, Górniak K. A
364 Comparative Analysis of Static Balance Between Patients With Lumbar Spinal Canal
365 Stenosis and Asymptomatic Participants. *J Manipulative Physiol Ther* [Internet]. 2014
366 Nov 1 [cited 2018 Jul 20];37(9):696–701. Available from:
367 <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0161475414001730?via%3Dihub>
368 16. Imagama S, Ito Z, Wakao N, Seki T, Hirano K, Muramoto A, et al. Influence of spinal
369 sagittal alignment, body balance, muscle strength, and physical ability on falling of
370 middle-aged and elderly males. *Eur Spine J* [Internet]. 2013;22(6):1346–53. Available
371 from: <https://doi.org/10.1007%2Fs00586-013-2721-9>
372 17. Fairbank JC, Couper J, Davies JB, O'Brien JP. The Oswestry low back pain disability
373 questionnaire. *Physiotherapy* [Internet]. 1980 Aug [cited 2019 Mar 14];66(8):271–3.
374 Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6450426>
375 18. Barre A, Armand S. Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and
376 process biomechanical data. *Comput Methods Programs Biomed* [Internet]. 2014 Apr
377 [cited 2014 Jul 1];114(1):80–7. Available from:
378 <http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2014.01.012>
379 19. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of
380 postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans*
381 *Biomed Eng* [Internet]. 1996 Sep;43(9):956–66. Available from:
382 <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9214811>
383 20. Lafond D, Corriveau H, Hébert R, Prince F. Intrasection reliability of center of
384 pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Arch Phys Med*
385 *Rehabil* [Internet]. 2004 Jun [cited 2014 Apr 16];85(6):896–901. Available from:
386 <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999303010670>
387 21. Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. Human movement analysis using
388 stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and
389 its effects on joint kinematics. *Gait Posture* [Internet]. 2005 Feb [cited 2015 Apr
390 7];21(2):226–37. Available from:
391 <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204000785>
392 22. Leardini A, Chiari L, Croce U Della, Cappozzo A. Human movement analysis using
393 stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait*
394 *Posture* [Internet]. 2005 Feb [cited 2015 Apr 7];21(2):212–25. Available from:
395 <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204000773>
396 23. Bautmans I, Jansen B, Keymolen B Van, Mets T. Reliability and clinical correlates of
397 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait*
398 *{\&} Posture* [Internet]. 2011 Mar;33(3):366–72. Available from:
399 <https://doi.org/10.1016%2Fj.gaitpost.2010.12.003>
400 24. Lenke LG, Engsberg JR, Ross SA, Reitenbach A, Blanke K, Bridwell KH. Prospective

Sagittal vertical axis and 3D/postural analyses

- 401 Dynamic Functional Evaluation of Gait and Spinal Balance Following Spinal Fusion in
 402 Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* [Internet]. 2001;26(14):E330--
 403 E337. Available from: <https://doi.org/10.1097%2F00007632-200107150-00020>
 404 25. Hey HWD, Teo AQA, Tan K-A, Ng LWN, Lau L-L, Liu K-PG, et al. How the spine
 405 differs in standing and in sitting{\textendash}important considerations for correction
 406 of spinal deformity. *Spine J* [Internet]. 2017;17(6):799–806. Available from:
 407 <https://doi.org/10.1016%2Fj.spinee.2016.03.056>
 408 26. Vedantam R, Lenke LG, Keeney JA, Bridwell KH. Comparison of Standing Sagittal
 409 Spinal Alignment in Asymptomatic Adolescents and Adults. *Spine (Phila Pa 1976)*
 410 [Internet]. 1998 Jan;23(2):211–5. Available from:
 411 <https://doi.org/10.1097%2F00007632-199801150-00012>
 412 27. Horsak B, Schwab C, Clemens C, Baca A, Greber-Platzer S, Kreissl A, et al. Is the
 413 reliability of 3D kinematics of young obese participants dependent on the hip joint
 414 center localization method used? *Gait {\&} Posture* [Internet]. 2018 Jan;59:65–70.
 415 Available from: <https://doi.org/10.1016%2Fj.gaitpost.2017.09.029>
 416 28. Kuwahara W, Deie M, Fujita N, Tanaka N, Nakanishi K, Sunagawa T, et al.
 417 Characteristics of thoracic and lumbar movements during gait in lumbar spinal stenosis
 418 patients before and after decompression surgery. *Clin Biomech* [Internet]. 2016 Dec 1
 419 [cited 2018 Aug 22];40:45–51. Available from:
 420 <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003316301929?via%3Dihub>
 421 29. Lurie J, Tomkins-Lane C. Management of lumbar spinal stenosis. *BMJ* [Internet]. 2016
 422 Jan;h6234. Available from: <https://doi.org/10.1136%2Fbmj.h6234>
 423
 424

Figure1

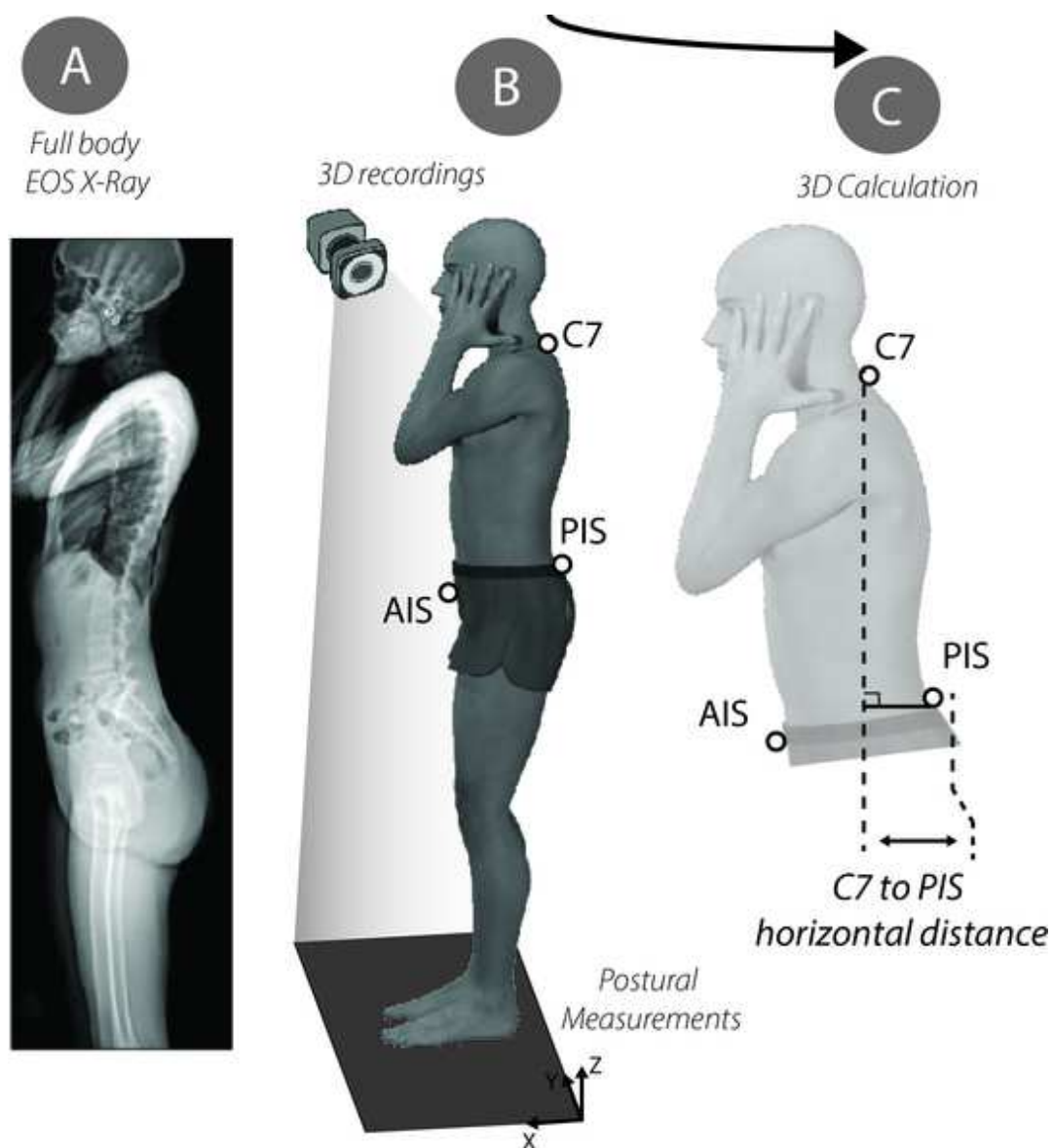
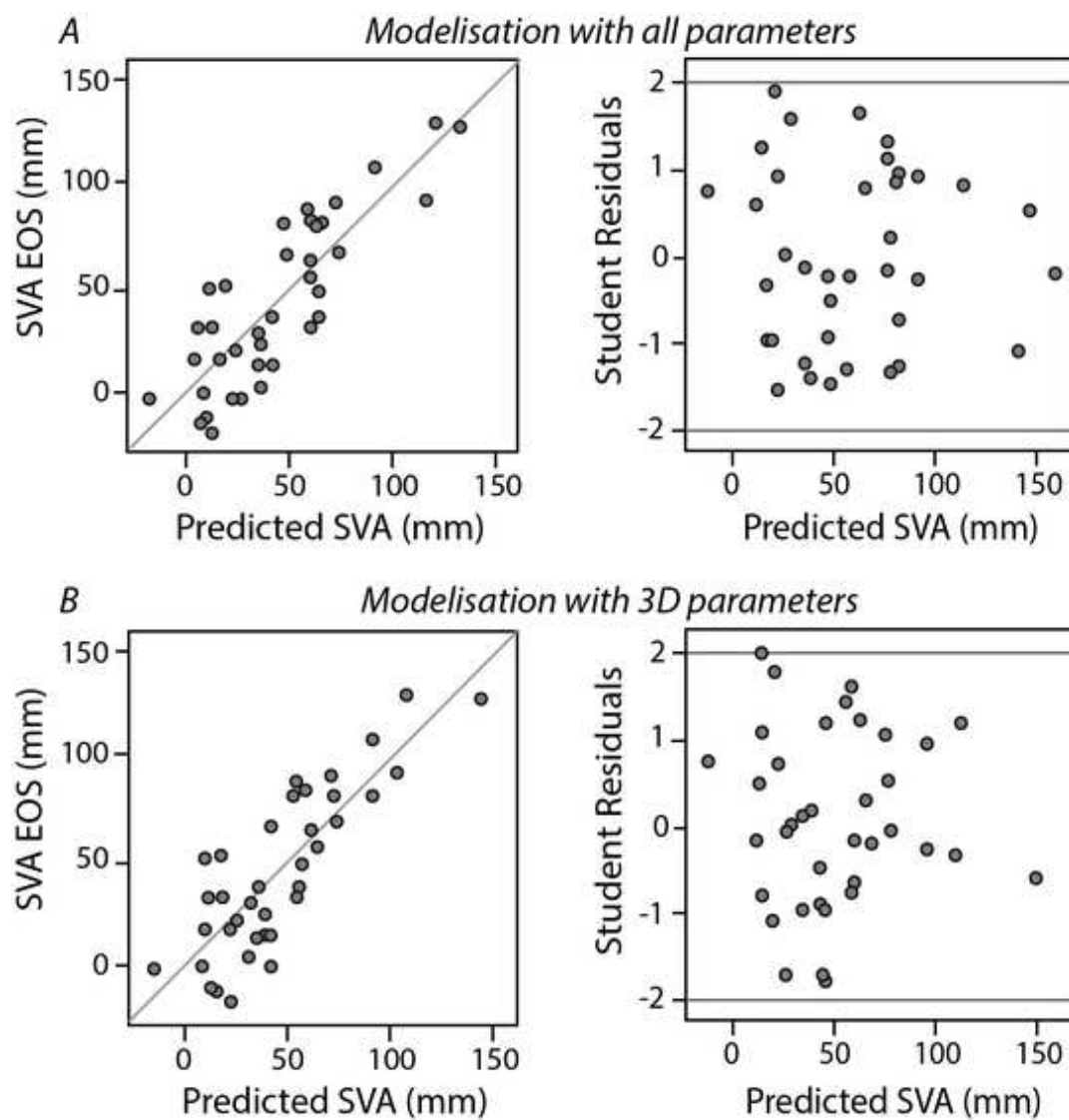
[Click here to access/download;Figure;Figure1Bis.tif](#)

Figure2

[Click here to access/download;Figure;Figure2 bis.tif](#)

Neurosurgery

Trunk-pelvis coordination during walking in low back pain: a systematic review and a meta-analysis

--Manuscript Draft--

Manuscript Number:	
Article Type:	Review
Section/Category:	Spine
Corresponding Author:	Davy Laroche, PhD Centre Hospitalier Universitaire de Dijon Dijon, Bourgogne FRANCE
Order of Authors:	Davy Laroche, PhD Mathieu Gueugnon Michael Grelat Jacques Beaurain Jean-Marie Casillas Abderrahmane Bourredjem Isabelle Fournel
Manuscript Region of Origin:	FRANCE
Abstract:	Background Non-specific low back pain (LBP) is a major and increasing socio-economic burden. The limitations of thoracic and lumbar-spine movements induced by pain, interferes with general coordination of locomotion, particularly the trunk-pelvis coordination. We investigated whether the trunk-pelvis coordination during walking could be a quantified outcome for the functional capacities of patients with LBP. Objective The aim of this meta-analysis was to summarize and analyze evidence on pelvic-trunk coordination in adult LBP compared to control patients during gait. Methods A systematic literature review was conducted using the most current databases. Studies comparing patients with LBP and healthy subjects, with a 3D gait analysis quantifying trunk-pelvis coordination were eligible. The highest-quality studies were selected for meta-analysis. The primary outcome was the trunk-pelvis coordination in the transverse plane during gait. The difference between trunk-pelvis coordination in LBP group and in healthy group was expressed as mean difference. Results 11 articles were included in the qualitative analysis. 3 studies only reported trunk-pelvis coordination and were consequently included in the quantitative analysis. The overall mean difference of trunk-pelvis coordination between both groups was 22.25 (95%CI [5.68;38.82], $p = 0.009$) and revealed that LBP patients exhibited more in-phase pelvis-trunk coordination than healthy subjects at a comfortable gait speed. Conclusion This meta-analysis shows that the coordination between trunk and pelvis during gait is more rigid with a conservation of the in-phase pattern in presence of LBP. Further studies are needed to assess the specificity of trunk-pelvis coordination as an outcome of recovery and its prognosis.

Trunk-pelvis coordination during walking in low back pain: a systematic review and a meta-analysis

Mathieu Gueugnon (PhD)^{1}, Michael Grelat (MD)^{2,3*}, Davy Laroche (PhD)^{2,3}, Jacques Beaurain (MD)², Jean-Marie Casillas (MD, PhD)^{3,4}, Abderrahmane Bourredjem (Msc)⁵ & Isabelle Fournel (MD, PhD)⁵*

1. INSERM, CIC 1432, Module P, Plateforme d'Investigation Technologique, Dijon, France ; Dijon-Bourgogne University Hospital, Centre d'Investigation Clinique 1432, Module P, Plateforme d'Investigation Technologique Dijon, France
2. Dijon-Bourgogne University Hospital, Department of Neurosurgery, Dijon, France
3. INSERM UMR 1093, Cognition, Action et Plasticité sensorimotrice, Dijon ; University of Burgundy – France comté, INSERM UMR 1093, Dijon, France
4. Dijon-Bourgogne University Hospital, Department of Physical medicine and rehabilitation, Dijon, France
5. INSERM, CIC 1432, Module EC, Dijon-Bourgogne University Hospital, Dijon, France ; Dijon-Bourgogne University Hospital, Centre d'Investigation Clinique 1432, Module EC, Dijon, France

* both authors equally contributed to this study

AUTHOR DISCLOSURES

No conflicts of interest, financial or otherwise, are declared by the authors.

STUDY FUNDING

This Work was supported by the Dijon University Hospital.

Corresponding author:

Davy Laroche
INSERM, CIC 1432, Module P, Plateforme d'Investigation Technologique, Dijon, France
23A rue Gaffarel
21078 Dijon Cedex
France
davy.laroche@chu-dijon.fr
Phone number: +33 (0)380295665

1
2 **ABSTRACT**

3 **Background:** Non-specific low back pain (LBP) is a major and increasing socio-economic
4 burden. The limitations of thoracic and lumbar-spine movements induced by pain, interferes
5 with general coordination of locomotion, particularly the trunk-pelvis coordination. We
6 investigated whether the trunk-pelvis coordination during walking could be a quantified
7 outcome for the functional capacities of patients with LBP.

8 **Objective:** The aim of this meta-analysis was to summarize and analyze evidence on pelvic-
9 trunk coordination in adult LBP compared to control patients during gait.

10 **Methods:** A systematic literature review was conducted using the most current databases.
11 Studies comparing patients with LBP and healthy subjects, with a 3D gait analysis
12 quantifying trunk-pelvis coordination were eligible. The highest-quality studies were selected
13 for meta-analysis. The primary outcome was the trunk-pelvis coordination in the transverse
14 plane during gait. The difference between trunk-pelvis coordination in LBP group and in
15 healthy group was expressed as mean difference.

16 **Results:** 11 articles were included in the qualitative analysis. 3 studies only reported trunk-
17 pelvis coordination and were consequently included in the quantitative analysis. The overall
18 mean difference of trunk-pelvis coordination between both groups was 22.25 (95%CI
19 [5.68;38.82], $p = 0.009$) and revealed that LBP patients exhibited more in-phase pelvis-trunk
20 coordination than healthy subjects at a comfortable gait speed.

21 **Conclusion:** This meta-analysis shows that the coordination between trunk and pelvis during
22 gait is more rigid with a conservation of the in-phase pattern in presence of LBP. Further
23 studies are needed to assess the specificity of trunk-pelvis coordination as an outcome of
24 recovery and its prognosis.

25

26 **Keywords**

27 Low back Pain; Gait analysis; Trunk-pelvis Coordination; Systematic review; Meta-analysis

28

29 **Running Title:** Trunk-pelvis Coordination in Low back Pain

30
31
32
33
34
35
36

INTRODUCTION

Non-specific low back pain (LBP) is a major and increasing socio-economic burden^{1,2}. LBP has a substantial impact on individuals including at various degrees activity limitations, participation restrictions, and social withdrawal³. It directly impacts motor control and decreases functional abilities and quality of life of patients (for reviews, see^{4,5}). In particular, LBP leads to functional impairment related to pain avoidance strategies, involving firstly locomotor changes⁶. Indeed, individuals with LBP walk more slowly than pain-free individuals^{7,8}. In addition, they exhibit during gait a decreased and asymmetric step length leading to disturbances of equilibrium⁹, a lower proprioception¹⁰, an alteration of ground reaction forces¹¹ and a reduction of the opposite rotations of the scapular and pelvis belts¹². Especially, the trunk-pelvis coordination during walking was imputed to the limitations of thoracic and lumbar-spine movements induced by pain, interfering with general coordination of locomotion¹³.

In normal gait, the global coordination of bodily movements optimizes the energy cost to produce the best efficient walk¹⁴. Particularly, the coordination between trunk and pelvis rotations is important to maintain dynamic equilibrium by storing and restituting energy of trunk muscles and deal with the environmental perturbations of the gait^{15,16}. Trunk-pelvis coordination is mostly quantified in clinical settings with 3D motion capture system⁴. Such system helps to compute trunk and pelvis angles and their 3D coordination (i.e. frontal, sagittal, and transverse). Thus, the coordination in the transverse plane is more or less in-phase (pelvis and trunk rotations in the same direction occurring at the same time) for low speed, and more in antiphase pattern (pelvis and trunk rotations simultaneously in the opposite direction) when gait speed increases¹⁷. While discrepancies were observed between studies, the trunk-pelvis coordination in LBP patients is altered¹⁸⁻²⁰ suggesting that it could be promising for the patient functional assessment and its follow-up. However, despite its potential interest, the pelvis-trunk coordination in LBP compared to healthy subjects has not been specifically evaluated in a systematic manner. The purpose of this systematic review and meta-analysis was to analyze and summarize evidence on pelvic-trunk coordination recorded during gait in adult with LBP by 3D motion analysis, comparatively to control healthy patients. More precisely, we investigated whether the trunk-pelvis coordination during walking could be a quantified outcome for the functional capacities of patients with low back pain.

71

72 **MATERIAL & METHODS**73 **Study selection**

74 This systematic review was conducting according to the Preferred Reporting Items for
 75 Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) guidelines ²¹ and registered with
 76 PROSPERO (International database of prospectively registered systematic reviews in health
 77 and social care), number CRD42017077463.

78 An extensive unrestricted computerized literature search was performed, up to October
 79 2018, using the following databases: MEDLINE, the COCHRANE LIBRARY, WEB OF
 80 SCIENCE CORE COLLECTION, EBSCO, to identify studies published from the inception
 81 of each database. The following keywords were used with the following combinations: Low
 82 back pain, gait, walking, pelvis, lumbar, thorax, trunk, shoulder, coordination and the
 83 following MESH: (pelvis or pelvic AND shoulder) OR trunk OR thorax OR lumbar OR
 84 Lumbopelvic) AND coordination AND (gait OR walking OR kinematic) AND low AND
 85 back AND pain). All studies comparing patients with LBP and healthy subjects without any
 86 history of low back pain, with a 3D analysis for the quantification of the trunk pelvis
 87 coordination during gait on gait lab or treadmill, at preferred pace or various speeds were
 88 eligible. Study was included when LBP patients was attributed to a degenerative lumbar
 89 arthrosis disease but not to a specific pathology (e.g., infection, trauma, tumor, osteoporosis,
 90 inflammatory disease ...). Other exclusion criteria were young population (< 18 years old) or
 91 elderly (> 80 years old), patients with neurological or musculoskeletal diseases, pregnancy,
 92 psychiatric disorders.

93 In order to present relevant and representative results in the meta-analysis, only studies
 94 using the Fourier relative phase method to compute trunk-pelvis coordination assessed by the
 95 phase relationship between trunk and pelvis segments were maintained in the quantitative
 96 analysis. As the Fourier relative phase method is based in frequency domain, and the second
 97 principal method (i.e., vector coding method) is based on temporal domain ²², it is not
 98 relevant to pull data together from these two different methods. Furthermore, when the same
 99 sample was used in two different studies, the sample was included one times in the analysis.

100

101 **Data extraction & Outcomes**

102 Two reviewers independently screened articles eligible for inclusion on Covidence
 103 website (MGr and DL). Disagreements were settled by discussion with a third reviewer
 104 (MGU) who was unaware of the reason for discrepancies. A standard form was used to assess

3

the eligibility of each study on the basis of the full article. Articles were independently selected from eligible peer-reviewed articles by two researchers (MGr and MGu). Data extraction discrepancies were resolved by a third researcher (DL). Study population, study design, processing of coordination and outcome measures were extracted from full text version of the articles. The primary outcome was the trunk-pelvis coordination in the transverse plane during gait. Finally, for articles in which data were unclear or not reported, we attempted to contact their corresponding authors. In cases of non-responses, data were excluded from the meta-analysis.

Methodological study quality assessment

The appraisal of the methodological quality of each included study was performed using the Crombie's items more adapting to cross-sectional and observational studies²³. This methodology relies on 7 items. Each item assigned to 0, 0.5 or 1 point. The higher the global score, the more the study methodology is of quality.

Data analysis

In a qualitative synthesis, narrative description of data was done using text summaries or tables as appropriate. When outcomes were reported in terms of difference means with its standard deviation, a quantitative analysis was then conducted using metaphor package of the R software²⁴. LBP raw mean difference and its 95% confidence interval (CI) was used as summary statistic. A random-effect model was used taking into account the potential heterogeneity among the outcomes and providing an unconditional inference about the average outcome in the entire population of potential studies from which the studies are included in the quantitative analysis. Heterogeneity parameter was estimated using the restricted maximum likelihood (REML) method²⁵. The average outcome was then estimated via weighted mean difference (WMD) with 95%CI using inverse-variance method for random-effects models. A graphical overview of the results was showed by a forest plot examining the difference in trunk pelvis coordination between LBP and controls²⁶. Presence of publication bias was explored graphically using funnel plots of precision (1/standard error) by study effect size (mean difference). Asymmetric funnel plot indicated publication bias.

RESULTS

Study selection

Of 235 unique citations, 214 were excluded on initial screening. Then, 21 studies met the inclusion criteria and were retrieved for full critical appraisal. 10 studies were subsequently excluded upon after full text review. The main reasons for exclusion were the absence of LBP patients. In all, 11 articles were included in qualitative analysis, but 8 were excluded in the quantitative analysis. Main reasons for exclusion were no raw data or the nonuse of Fourier method to compute pelvic-trunk coordination. The 3 remaining studies reported thorax and pelvis coordination computed with Fourier method (mean and standard deviation), and were consequently included in the quantitative analysis (Figure 1).

Studies and patients characteristics

The 11 cross-sectional studies gathered 247 participants: 135 with LBP and 112 controls^{18,27,17,28–30,20,31–34}. The patient group encompassed by 59% of women whereas the control group included 52% of women. The number of participants varied from 6 to 39 for LBP groups and from 6 to 19 for control groups, according to the studies. The studies were conducted in Holland (n=5), in North America (n=4), one in Australia and one in China. Mean age was 37 years for patients with LBP and 36.8 years for control subjects (ranged from 30 years to 45 years and from 29 years to 44 years respectively). Body Mass Index (BMI) was most often no reported (see Table 1). LBP severity was reported in 6 studies and was comprised between low and moderated grade (assessed by Oswestry Disability Index or Visual Analogous Scale of pain). Among the studies reported pain duration, the duration was ranged from 2 weeks to 15 years to low back pain experience. In 5 studies, authors indicated that patients had not previous back surgery (the 6 others studies did not mention it).

According to Crombie's items, the quality of these studies was moderate-good (median = 4.5/7 with a range from 2.5 to 5.5; Table 2). The trunk-pelvis coordination during gait was mainly assessed on treadmill (8 over 11 studies), with a range of gait speed from 0.6 to 7km.h⁻¹ (when the speed was increased below 7km.h⁻¹, only results during gait were included and discussed for these studies^{20,31}. 7 studies assessed pelvis-trunk coordination in the transverse plane through the Fourier or continuous relative phase, 3 others with the vector coding method and another one estimated coordination using cross-correlation and weighted coherence.

Out of these 11 studies, 7 found any differences in the trunk-pelvis coordination in the transverse plane between LBP patients and controls and reported more in-phase coordination for LBP patients during gait^{17,18,27–29,32,34}.

Meta-analysis

Of the 11 studies included in our literature review, only 3 provided adequate data for inclusion into the meta-analysis^{27,29,30}. According to Crombie's item, the mean score was 5/7. 43 patients with LBP (23 women: 53%) and 40 healthy controls (18 women: 45%) were finally included in the calculation of trunk-pelvis coordination mean difference. Mean age ranged was 40.1 years for LBP patients, and 37.6 years for controls group. Two studies were piloted in Holland by the same team and the other one was conducted in China. Since stride length is known to be lower in Asiatic people compared to European³⁵, we decided to select the condition of gait in which Huang and collaborators (2011) asked their participants to walk with bigger steps. Moreover, as gait velocity is known to influence pelvis-trunk coordination¹⁷, we selected one common velocity in the three studies in order to pull data together and compare them. Moreover, only one study assessed pelvis-trunk coordination at an only one gait speed (spontaneous gait speed $\approx 4 \text{ km.h}^{-1}$)³⁰. For this reason, we selected the closest gait speed in the two others studies to compare data (Table 3). Therefore, the calculated mean walking speed was 3.8 km/h for LBP patients and 4 km/h for controls group. The overall mean difference of trunk-pelvis coordination between LBP patients and healthy subjects was determined to be 22.25 (95%CI [5.68;38.82], $p = 0.009$; Figure 2) and revealed a significant difference showing that LBP patients exhibited more in-phase pelvis-trunk coordination than healthy subjects during gait.

The funnel plot for the difference between pelvis-trunk coordination of LBP patients and healthy subjects was analyzed (Figure 3) and given the small number of studies ($n=3$) did not able to detect a publication bias.

DISCUSSION

The purpose of this review was to provide an overview of potential differences in the pelvis-trunk coordination in the transverse plane during gait between subjects with and without non-specific low back pain. We precisely investigated whether the trunk-pelvis coordination during walking, recorded with 3D gait analysis system, could be a quantified outcome for the functional capacities of patients with low back pain. Regarding our qualitative analysis, we therefore confirm that LBP patients exhibit different trunk-pelvis coordination in the transverse plane during gait, despite the difference in methodology and task used in these studies. Moreover, even if our meta-analysis has been conducted on a

206 limited number of studies, it confirms and reveals this significant difference by showing a
 207 more in-phase coordination during gait for LBP patients, comparatively to healthy subjects.
 208 Summarizing the results of the selected studies on pelvis-trunk coordination, we confirm
 209 previous results indicating locomotor deficiencies in LBP patients ^{4,36}. The deleterious effect
 210 of LBP on trunk-pelvis coordination is then confirmed by our meta-analysis. Indeed, while
 211 this coordination is flexible in healthy subjects in order to adapt movements as a function of
 212 environmental constraints (gait speed or during turns), the joint trunk-pelvic motions are more
 213 restricted and the coordination more rigid in LBP patients. Several authors have suggested
 214 that muscle activation in LBP was altered leading to a modification in motor outcome ^{37,38}.
 215 Hodges & Tucker³⁹ proposed a causal relationship between neuromuscular activity and motor
 216 outcome in order to create pain-related protective mechanisms such as “guarding” or
 217 “stiffening” behavior. Others studies have shown that individuals with LBP exhibited higher
 218 trunk muscle activity than control subjects ^{4,40}. These muscles seem more activated in order to
 219 stabilize and immobilize spine and consequently to decrease pain. Therefore, the changes in
 220 trunk-pelvis coordination with LBP illustrate these neuromuscular adaptations to guarantee a
 221 guarding behavior and consequently decrease low back pain. Furthermore, while only 3
 222 studies were included in the quantitative analysis, our results are quite robust since similar
 223 results are observed in additional analysis including others gait condition (data not selected in
 224 this paper) suggesting that trunk-pelvis coordination during gait may be a relevant outcome in
 225 LBP. Moreover, as it might related to neuromuscular adaptations and pain, we could expect
 226 that coordination would be restored and quantify the recovery after a therapeutic intervention
 227 (surgery, rehabilitation, pharmacotherapy ...). For instance, therapeutic interventions in
 228 patients with LBP often include exercises and treatments. In these interventions, gait training
 229 is often used to test functional capacities of patients. The assessment of gait patterns in terms
 230 of trunk-pelvis coordination may contribute to clinically measure the recovery after
 231 rehabilitation or lumbar surgery. Further studies are needed to assess the specificity of trunk-
 232 pelvis coordination as an outcome of recovery and its prognosis. The prognosis properties of
 233 this outcome might help to determine which therapeutic interventions are recommended for
 234 the patients.

235 Additionally, our review highlights study limitations. First, LBP encompassed a large
 236 spectrum of diseases’ severity and all studies did not mention and use the same criteria to
 237 determine LBP. It could therefore induce a comparison of patients with different causes and
 238 symptomatology. Second, the task itself could be a limitation of this review. In the majority of
 239 the selected studies, the task was to walk in straight forward but two studies also investigated

240 coordination during a series of turns (both are only included in qualitative analysis). While
241 these two tasks are included during gait, walking in turn leads to different modifications of
242 motor control comparatively to walking in straight forward. Specifically, it requires greater
243 transverse angular velocity of the trunk and pelvis movements and more generally more rapid
244 and complex modulation of trunk-pelvis coordination ^{41,42}. It could therefore induce others
245 compensations that could not be revealed or too few to be significant, with trunk-pelvis
246 coordination. Finally, as mentioned previously, the calculation of coordination could also be a
247 limitation. Indeed, two main methods were used in the selected studies: the Fourier relative
248 phase method and the vector coding method. While these two methods assessed coordination
249 in terms on angle lag, their comparisons are not relevant since they do not expressed the same
250 point/thing ²² and their joint interpretation seems delicate.

251 To conclude, individuals with and without non-specific LBP differ in terms of the
252 trunk-pelvis coordination during gait. The coordination between these segments is more rigid
253 with the conservation of the in-phase pattern in presence of LBP that could illustrate
254 neuromuscular adaptations to adopt a pain-avoiding guarding behavior during gait. Even if
255 this parameter is an interesting outcome to investigate the effect of LBP on motor control,
256 further studies need to be performed to investigate the validity of this measure in a long term
257 study and whether pelvis-trunk coordination would be restored and quantify the recovery after
258 a therapeutic intervention.
259

260 **REFERENCE**

- 261 1. Andersson GBJ. Epidemiology of low back pain. *Acta Orthopaedica Scandinavica*.
262 1998;69(sup281):28-31. doi:10.1080/17453674.1998.11744790
- 263 2. Hoy D, Brooks P, Blyth F, Buchbinder R. The Epidemiology of low back pain. *Best*
264 *Practice & Research Clinical Rheumatology*. 2010;24(6):769-781.
265 doi:10.1016/j.berh.2010.10.002
- 266 3. Froud R, Patterson S, Eldridge S, et al. A systematic review and meta-synthesis of the
267 impact of low back pain on people's lives. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2014;15(1).
268 doi:10.1186/1471-2474-15-50
- 269 4. Koch C, Hänsel F. Chronic Non-specific Low Back Pain and Motor Control During
270 Gait. *Front Psychol*. 2018;9. doi:10.3389/fpsyg.2018.02236
- 271 5. Koch C, Hänsel F. Non-specific Low Back Pain and Postural Control During Quiet
272 Standing—A Systematic Review. *Front Psychol*. 2019;10.
273 doi:10.3389/fpsyg.2019.00586
- 274 6. Vincent HK, Seay AN, Montero C, Conrad BP, Hurley RW, Vincent KR. Functional
275 Pain Severity and Mobility in Overweight Older Men and Women with Chronic Low-
276 Back Pain—Part I: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*.
277 2013;92(5):430-438. doi:10.1097/PHM.0b013e31828763a0
- 278 7. Keefe FJ, Hill RW. An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns
279 in low back pain patients: *Pain*. 1985;21(2):153-161. doi:10.1016/0304-3959(85)90285-
280 4
- 281 8. Spenkelink CD, Hutten MM, Hermens HJ, Greitemann BO. Assessment of activities of
282 daily living with an ambulatory monitoring system: a comparative study in patients with
283 chronic low back pain and nonsymptomatic controls. *Clinical Rehabilitation*.
284 2002;16(1):16-26. doi:10.1191/0269215502cr463oa
- 285 9. Khodadadeh. Gait analysis of patients with low back pain before and after surgery. -
286 PubMed - NCBI.
287 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Khodadadeh++Gait+asymmetry+in+patients+with+low+back+pain+%E2%80%A6>. Published 1993. Accessed October 26, 2018.
288
- 289 10. Sung W, Abraham M, Plastaras C, Silfies SP. Trunk motor control deficits in acute and
290 subacute low back pain are not associated with pain or fear of movement. *The Spine*
291 *Journal*. 2015;15(8):1772-1782. doi:10.1016/j.spinee.2015.04.010
- 292 11. Simmonds. The Influence of Pain Distribution on Walking Velocity and Horizontal
293 Ground Reaction Forces in Patients with Low Back Pain.
294 <https://www.hindawi.com/journals/prt/2012/214980/abs/>. Published 2012. Accessed
295 October 26, 2018.
- 296 12. van den Hoorn W, Bruijn SM, Meijer OG, Hodges PW, van Dieën JH. Mechanical
297 coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in
298 people with low back pain. *Journal of Biomechanics*. 2012;45(2):342-347.
299 doi:10.1016/j.jbiomech.2011.10.024

- 300 13. Latimer J, Lee M, Adams R, Moran CM. An investigation of the relationship between
301 low back pain and lumbar posteroanterior stiffness. *J Manipulative Physiol Ther.*
302 1996;19(9):587-591.
- 303 14. Bianchi L, Angelini D, Orani GP, Lacquaniti F. Kinematic Coordination in Human Gait:
304 Relation to Mechanical Energy Cost. *Journal of Neurophysiology.* 1998;79(4):2155-
305 2170. doi:10.1152/jn.1998.79.4.2155
- 306 15. Stokes VP, Andersson C, Forssberg H. Rotational and translational movement features
307 of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics.*
308 1989;22(1):43-50. doi:10.1016/0021-9290(89)90183-8
- 309 16. White SG, McNair PJ. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use
310 of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics.*
311 2002;17(3):177-184. doi:10.1016/S0268-0033(02)00007-4
- 312 17. Lamothe CJC, Beek PJ, Meijer OG. Pelvis–thorax coordination in the transverse plane
313 during gait. *Gait & Posture.* 2002;16(2):101-114. doi:10.1016/S0966-6362(01)00146-1
- 314 18. Crosbie J, de Faria Negrão Filho R, Nascimento DP, Ferreira P. Coordination of Spinal
315 Motion in the Transverse and Frontal Planes During Walking in People With and
316 Without Recurrent Low Back Pain: *Spine.* 2013;38(5):E286-E292.
317 doi:10.1097/BRS.0b013e318281de28
- 318 19. Lamothe CJC, Meijer OG, Wuisman PIJM, van Dieën JH, Levin MF, Beek PJ. Pelvis-
319 Thorax Coordination in the Transverse Plane During Walking in Persons With
320 Nonspecific Low Back Pain: *Spine.* 2002;27(4):E92-E99. doi:10.1097/00007632-
321 200202150-00016
- 322 20. Seay JF, Van Emmerik REA, Hamill J. Influence of Low Back Pain Status on Pelvis-
323 Trunk Coordination During Walking and Running: *Spine.* 2011;36(16):E1070-E1079.
324 doi:10.1097/BRS.0b013e3182015f7c
- 325 21. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, et al. The PRISMA Statement for Reporting
326 Systematic Reviews and Meta-Analyses of Studies That Evaluate Health Care
327 Interventions: Explanation and Elaboration. *PLoS Medicine.* 2009;6(7):e1000100.
328 doi:10.1371/journal.pmed.1000100
- 329 22. Wheat JS, Glazier PS. Measuring Coordination and Variability in Coordination.
330 2006:17.
- 331 23. Zeng X, Zhang Y, Kwong JSW, et al. The methodological quality assessment tools for
332 preclinical and clinical studies, systematic review and meta-analysis, and clinical
333 practice guideline: a systematic review: Methodological quality assessment tools.
334 *Journal of Evidence-Based Medicine.* 2015;8(1):2-10. doi:10.1111/jebm.12141
- 335 24. Viechtbauer W. Conducting Meta-Analyses in R with the metafor package. *Journal of*
336 *Statistical Software.* 2010;36(3). doi:10.18637/jss.v036.i03
- 337 25. Viechtbauer W. Bias and Efficiency of Meta-Analytic Variance Estimators in the
338 Random-Effects Model. *Journal of Educational and Behavioral Statistics.*
339 2005;30(3):261-293. doi:10.3102/10769986030003261

- 340 26. Lewis S, Clarke M. Forest plots: trying to see the wood and the trees. *BMJ*.
341 2001;322(7300):1479-1480.
- 342 27. Huang YP, Bruijn SM, Lin JH, et al. Gait adaptations in low back pain patients with
343 lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. *Eur Spine J*. 2011;20(3):491-
344 499. doi:10.1007/s00586-010-1639-8
- 345 28. Lamothe CJC, Daffertshofer A, Meijer OG, Beek PJ. How do persons with chronic low
346 back pain speed up and slow down? *Gait & Posture*. 2006;23(2):230-239.
347 doi:10.1016/j.gaitpost.2005.02.006
- 348 29. Lamothe CJC, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PIJM, Beek PJ. Effects of chronic
349 low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes
350 in motor control. *Eur Spine J*. 2006;15(1):23-40. doi:10.1007/s00586-004-0825-y
- 351 30. Lamothe CJC, Stins JF, Pont M, Kerckhoff F, Beek PJ. Effects of attention on the control
352 of locomotion in individuals with chronic low back pain. *Journal of NeuroEngineering*
353 *and Rehabilitation*. 2008;5(1):13. doi:10.1186/1743-0003-5-13
- 354 31. Seay JF, Van Emmerik REA, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk
355 coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics*.
356 2011;26(6):572-578. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.11.012
- 357 32. Selles RW, Wagenaar RC, Smit TH, Wuisman PIJM. Disorders in trunk rotation during
358 walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. *Clinical*
359 *Biomechanics*. 2001;16(3):175-181. doi:10.1016/S0268-0033(00)00080-2
- 360 33. Smith JA, Gordon J, Kulig K. The influence of divided attention on walking turns:
361 Effects on gait control in young adults with and without a history of low back pain. *Gait*
362 *& Posture*. 2017;58:498-503. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.09.019
- 363 34. Smith JA, Kulig K. Trunk–pelvis coordination during turning: A cross sectional study of
364 young adults with and without a history of low back pain. *Clinical Biomechanics*.
365 2016;36:58-64. doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.05.011
- 366 35. Ryu T, Soon Choi H, Choi H, Chung MK. A comparison of gait characteristics between
367 Korean and Western people for establishing Korean gait reference data. *International*
368 *Journal of Industrial Ergonomics*. 2006;36(12):1023-1030.
369 doi:10.1016/j.ergon.2006.09.013
- 370 36. Laird RA, Gilbert J, Kent P, Keating JL. Comparing lumbo-pelvic kinematics in people
371 with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC*
372 *Musculoskeletal Disorders*. 2014;15(1). doi:10.1186/1471-2474-15-229
- 373 37. Ahern DK, Hannon DJ, Goreczny AJ, Follick MJ, Parziale JR. Correlation of chronic
374 low-back pain behavior and muscle function examination of the flexion-relaxation
375 response. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1990;15(2):92-95.
- 376 38. Marras WS, Wongsam PE. Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar
377 spine. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1986;67(4):213-217.
378 doi:10.5555/uri.pii:0003999386903655

- 379 39. Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: A new theory to explain the
 380 adaptation to pain: *Pain*. 2011;152(Supplement):S90-S98.
 381 doi:10.1016/j.pain.2010.10.020
- 382 40. Ghamkhar L, Kahlaee AH. Trunk Muscles Activation Pattern During Walking in
 383 Subjects With and Without Chronic Low Back Pain: A Systematic Review. *PM&R*.
 384 2015;7(5):519-526. doi:10.1016/j.pmrj.2015.01.013
- 385 41. Feipel V, De Mesmaeker T, Klein P, Rooze M. Three-dimensional kinematics of the
 386 lumbar spine during treadmill walking at different speeds. *Eur Spine J*. 2001;10(1):16-
 387 22. doi:10.1007/s005860000199
- 388 42. Taylor MJD, Dabnichki P, Strike SC. A three-dimensional biomechanical comparison
 389 between turning strategies during the stance phase of walking. *Human Movement*
 390 *Science*. 2005;24(4):558-573. doi:10.1016/j.humov.2005.07.005
- 391

392 **Figures captions**

393

394 **Figure 1: PRISMA Flow chart for the selection and inclusion of the studies**

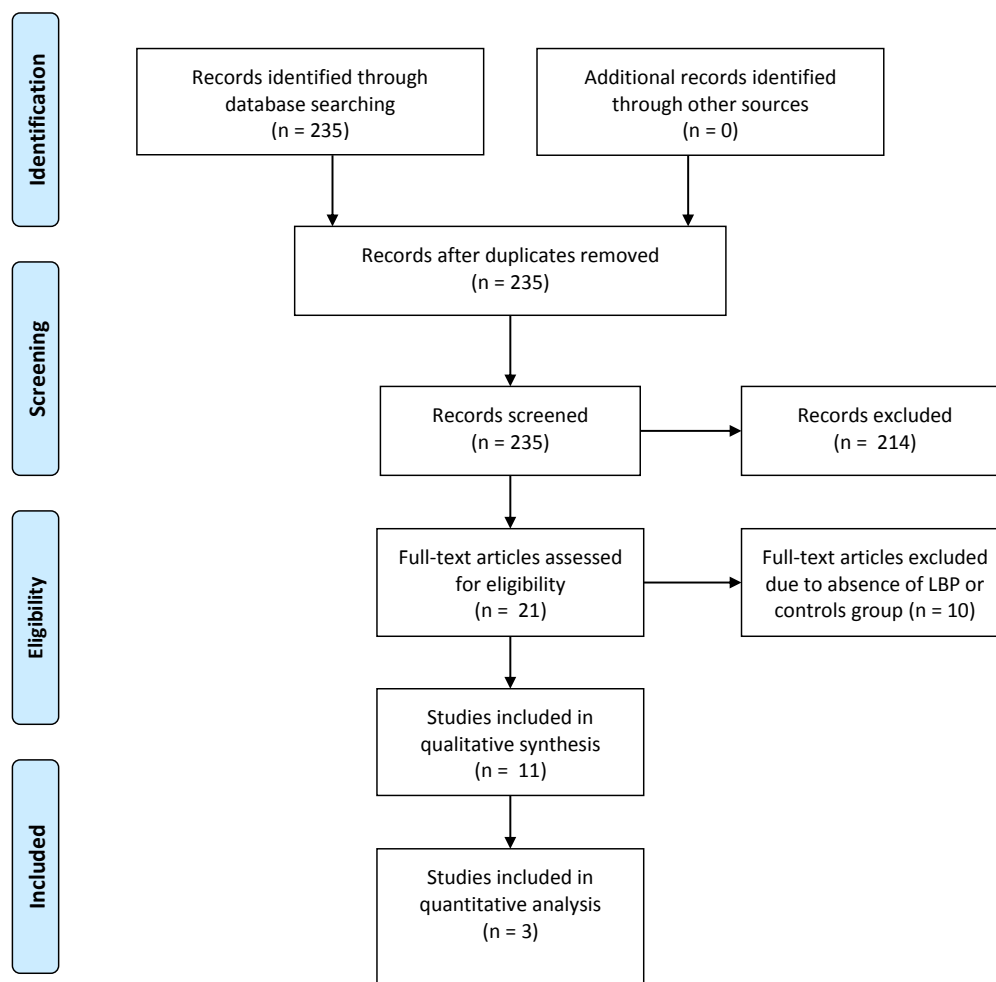
395

396 **Figure 2: Forest plot results for trunk-pelvis coordination. Standardized effects for**
 397 **individual studies are displayed as squares along with error bars of the 95% confidence**
 398 **intervals. Significant standardized effects in the overall or moderator variables are**
 399 **signified with an asterisk ($p < 0.05$). Standardized effects moderator variables and for the**
 400 **overall effect are displayed as diamonds. Means and 95% confidence interval of**
 401 **standardized effects were presented.**

402

403 **Figure 3: Funnel plot of standard error and standardized effect for each effect in the**
 404 **meta-analysis. Each of the effects is represented as a circle. The vertical line represents a**
 405 **mean standardized effect of 0. In the absence of publication bias, effects should be**
 406 **equally dispersed on either side of this line.**

Figure1



From: Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, The PRISMA Group (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. PLoS Med 6(7): e1000097. doi:10.1371/journal.pmed1000097

For more information, visit www.prisma-statement.org.

Figure2

[Click here to access/download;Figure;Figure2_ForestFinal.tiff](#)

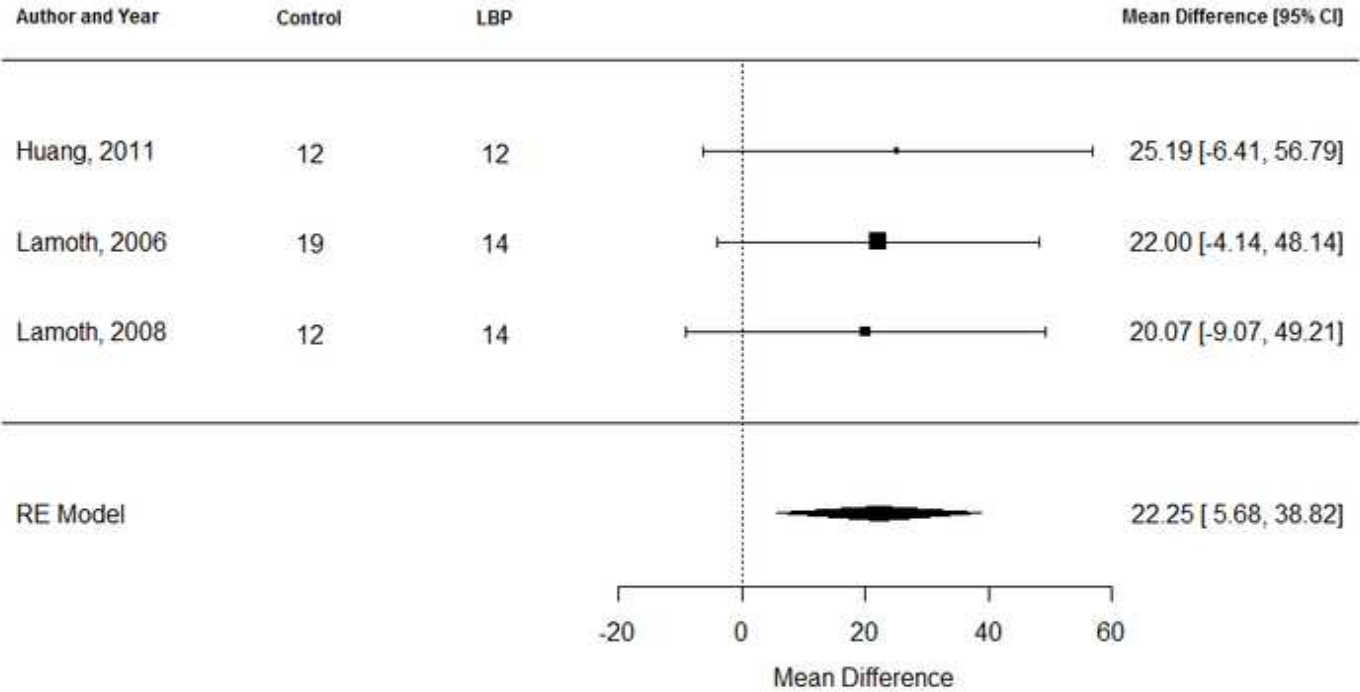
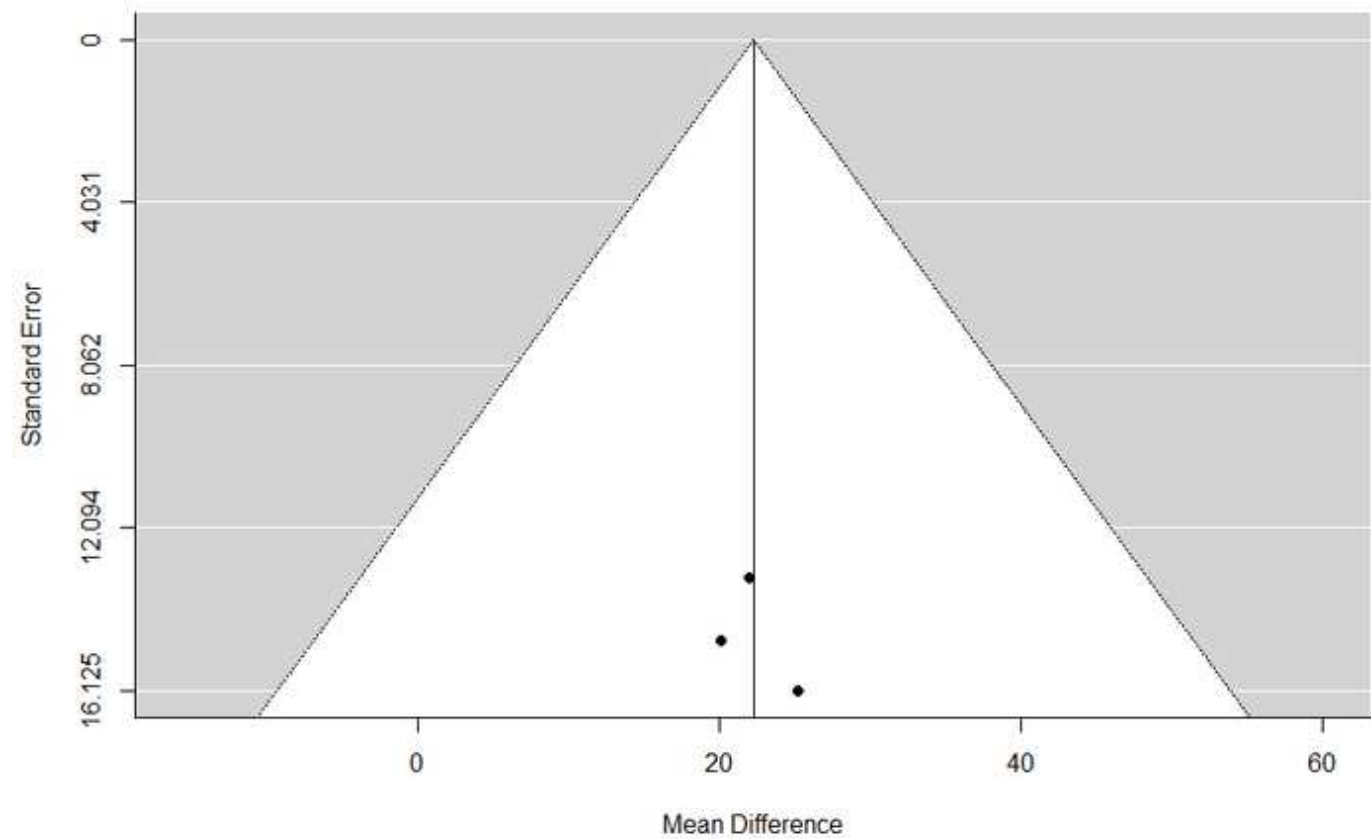


Figure3

[Click here to access/download;Figure;Figure3_FunneltFinal.tiff](#)



Table

Table 1. Sample characteristics

Study	Country	Sample size (F/M)		Age (years)		BMI (kg.m ⁻²)	
		LBP	HS	LBP	HS	LBP	HS
Selles et al., 2001	Holland	6 (4/2)	6 (2/4)	30 ± ND	31 ± ND	ND	ND
Lamoth et al., 2002b	Holland	39 (27/12)	19 (9/10)	38 ± ND	41 ± ND	ND	ND
Lamoth et al., 2006a ¹	Holland	12 (7/5)	12 (5/7)	36.8 ± 10.9	30 ± 8.1	ND	ND
Lamoth et al., 2006b ¹	Holland	19 (11/8)	14 (5/9)	38 ± ND	31 ± ND	ND	ND
Lamoth et al., 2008	Holland	12 (6/6)	14 (7/7)	45 ± 9.2	44 ± 7.4	ND	ND
Huang et al., 2011	China	12 (6/6)	12 (6/6)	37.4 ± 4.2	37.8 ± 4.2	22.6 ± 3.5	23.3 ± 3.6
Seay et al., 2011a ²	USA	14 (6/8)	14 (8/6)	35.7 ± 10.9	29.9 ± 8.45	ND	ND
Seay et al., 2011b ²	USA	14 (6/8)	14 (8/6)	35.7 ± 10.9	29.9 ± 8.45	ND	ND
Crosbie et al., 2013	Australia	19 (12/7)	19 (13/6)	34 ± 13.3	28.6 ± 5.4	24.5 ± 3.6	23 ± 2.4
Smith & Kulig, 2016 ³	USA	14 (8/6)	14 (8/6)	26.5 ± 4.75	24.5 ± 1.75	ND	ND
Smith et al., 2017 ³	USA	14 (8/6)	14 (8/6)	26.5 ± 4.75	24.5 ± 1.75	ND	ND
Mean		135 (80/55)	112 (58/54)	37 ± 4	36.8 ± 5.8	ND	ND

LBP = Low Back Pain / HS = Healthy Subjects / BMI = Body Mass Index

¹ Both studies included the same sample. We therefore only included one sample size in our review (Lamoth et al., 2006b).

^{2/3} Both studies included the same sample. We therefore only included one sample size in our review.

Table 2. Summary of results and conclusion

Study	Crombie score	Gait conditions	Method	Results of trunk-pelvis coordination in the transverse plane
Selles et al., 2001	2.5/7	Walking on treadmill 13 incremental speeds (from 0.6 to 5.4 km.h ⁻¹)	Fourier Relative Phase	4 of the 6 LBP patients did not establish an out-of-phase coordination pattern at higher walking speeds contrary to HS.
Lamoth et al., 2002b	5/7	Walking on treadmill 6 incremental speeds (from 1.4 to 5.4 km.h ⁻¹)	Fourier Relative Phase	Compared to HS, LBP patients exhibited a more in-phase trunk-pelvis coordination for gait speed superior to 3.8 km.h ⁻¹ .
Lamoth et al., 2006a	4.5/7	Walking on treadmill 6 different speeds (6.2, 1.4, 3.8, 5.4, 2.2 and 4.6 km.h ⁻¹)	Fourier Relative Phase	Compared to HS, LBP patients exhibited a reduced modification of trunk-pelvis coordination with changes of gait speed.
Lamoth et al., 2006b	5.5/7	Walking on treadmill Self-selected and incremental speeds (from 1.4 to 7 km.h ⁻¹)	Fourier Relative Phase	Compared to HS, LBP patients exhibited a more in-phase trunk-pelvis coordination at comfortable walking speed. The mean of relative phase increased with increasing walking speed in controls as in LBP.
Lamoth et al., 2008	5/7	Dual task (walk and Stroop task) on treadmill Self-selected speed	Fourier Relative Phase	Across conditions, no significant differences between LBP and controls group in the mean relative phase between pelvis and thorax were found.
Huang et al., 2011	4.5/7	Walking on treadmill 4 speeds (1, 2.5, 4, 5.5 km.h ⁻¹) 3 steps (small, normal, big)	Fourier Relative Phase	LBP patients walked with a lower relative phase between pelvis and thorax rotations, especially with big step and with increasing gait speed.
Seay et al., 2011a	4.5/7	Walking and running on treadmill Incremental speeds (from 2.9 to 13.7 km.h ⁻¹)	Vector coding method	No significant differences were observed between LBP and HS during walking.
Seay et al., 2011b	4.5/7	Walking and running on treadmill Incremental speeds (from 2.9 to 13.7 km.h ⁻¹)	Continuous Relative Phase	No significant differences were observed between LBP and HS during walking.
Crosbie et al., 2013	4.5/7	Walking on walkway Preferred and fast speed (4.2 and 4.4 // 6.1 and 6.7)	Cross-correlation	The phase lag between lower thoracic and lumbar is lower in recurrent LBP compared to healthy controls when they walked a preferred speed. Whereas this phase lag decreased when controls walked at a faster speed, there is no modification in recurrent LBP.
Smith & Kulig, 2016	5.5/7	Walking turns on walkway 1 speed (5.4 km.h ⁻¹)	Vector coding method	Trunk-pelvis coordination is significantly different between LBP and HS during the swing phase of walking turn.
Smith & Kulig, 2017	5.5/7	Dual task (walking turns and 2-back task) on walkway 1 speed (5.4 km.h ⁻¹)	Vector coding method	No significant differences were observed between LBP and HS during walking (with or without dual task).

LBP = Low Back Pain / HS = Healthy Subjects

Table 3. Results from studies including to quantitative analysis

	Gait speed (Mean)	Trunk-Pelvis Coordination (Mean $\pm$ SD)	
		LBP	HS
Lamoth et al. 2006b	3.8 km.h ⁻¹	73° $\pm$ 39	95° $\pm$ 37
Lamoth et al., 2008	LBP : 3.7 km.h ⁻¹ HS : 4.3 km.h ⁻¹	85.05° $\pm$ 28.23	105.12° $\pm$ 46.53
Huang et al., 2011	4 km.h ⁻¹	80.39° $\pm$ 27.71	105.58° $\pm$ 48.5

LBP = Low Back Pain / HS = Healthy Subjects