



HAL
open science

Influences des déformations structurelles de la scoliose idiopathique de l'adolescent sur les paramètres fonctionnels de la marche : Approche globale et analytique en analyse du mouvement

Anne-Laure Simon

► To cite this version:

Anne-Laure Simon. Influences des déformations structurelles de la scoliose idiopathique de l'adolescent sur les paramètres fonctionnels de la marche : Approche globale et analytique en analyse du mouvement. Santé. Université Paris-Saclay, 2021. Français. NNT : 2021UPASW011 . tel-03482162

HAL Id: tel-03482162

<https://theses.hal.science/tel-03482162>

Submitted on 15 Dec 2021

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

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

Influences des déformations structurelles de la scoliose idiopathique
de l'adolescent sur les paramètres fonctionnels de la marche :

Approche globale et analytique en analyse du mouvement

*The influences of adolescent idiopathic scoliosis skeletal
deformities on functional gait parameters: a gait analysis
comprehensive and analytical approach*

Thèse de doctorat de l'université Paris-Saclay

École doctorale n°566, Sciences du Sport, de la Motricité et du Mouvement Humain
(SSMMH)

Spécialité de doctorat: Science du Sport et du Mouvement Humain

Unité de recherche : Université Paris-Saclay, UVSQ, Inserm, END-ICAP, 78000, Versailles, France

Référent : Université Versailles Saint-Quentin-en-Yvelines (UVSQ)

**Thèse présentée et soutenue à Paris,
le 09/11/2021, par**

Anne-Laure SIMON

NNT : 2021UPASW011

Composition du Jury

Robert CARLIER

PU-PH, Radiologie, UMR 1173, UVSQ, CHU Raymond Poincaré, Garches

Président

Raphaël GROSS

MCU-PH, Médecine Physique et Réadaptation, EA 4334, Laboratoire MIP, CHU
de Nantes, Nantes

Rapporteur

Elke VIEHWEGER

PU-PH, Universitäts Kinderspital Beider Basel, Bâle, Suisse

Rapporteur

Laurence CHÈZE

PU, LMBC, UMR 9406, Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon

Examinatrice

Christophe GLORION

PU-PH, Orthopédie pédiatrique, CHU Necker-Enfants Malades, Université de
Paris, Paris

Examinateur

Direction de la thèse

Didier PRADON

PhD-HDR, UMR 1179 END-ICAP, UVSQ, Versailles

Directeur de thèse

Brice ILHARREBORDE

PU-PH, Orthopédie pédiatrique, CHU Robert Debré, Université de Paris, Paris

Co-Directeur de thèse

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier l'ensemble des membres du jury d'avoir accepté de juger ce travail de thèse.

Je remercie particulièrement Madame Elke Viehweger et Monsieur Raphaël Gross qui m'ont fait l'honneur de lire, commenter et rapporter ce travail.

Elke, tu me connais depuis mes débuts dans le monde de l'analyse du mouvement et tu as toujours fait preuve de bienveillance envers moi. Merci pour tes encouragements lors de mes premières présentations et merci de continuer à prendre le temps de me guider par tes précieux conseils, notamment pour le DIU d'analyse du mouvement. Ton parcours universitaire est un exemple pour moi en tant que femme en orthopédie.

Je remercie profondément Madame Laurence Chèze, Monsieur Robert Carlier et Monsieur Christophe Glorion d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse.

L'hétérogénéité des spécialités et des compétences de l'ensemble des membres du jury permettra très certainement d'enrichir ce travail.

Merci à Monsieur Didier Pradon d'avoir dirigé ce travail tout au long de ces 3 années. J'ai débarqué un jour au laboratoire avec mon projet sous le bras. Tu as tout de suite été intéressé par notre collaboration et tu as eu la patience d'attendre que tout se mette en place. Tu as su me prodiguer les conseils nécessaires afin que je puisse arriver au bout de ce travail, malgré les embûches liées à ma casquette hospitalière et tu as su m'ouvrir l'esprit aux perspectives possibles. Je te remercie pour tous ces questionnements qui ont été nécessaires à l'amélioration de mon travail de clinicienne, et ce grâce à tes qualités de biomécanicien du mouvement.

Merci à Monsieur Brice Ilharreborde, mon co-directeur de thèse et chef de service à l'hôpital Robert Debré. Depuis mes débuts, tu as su m'encourager sur le chemin universitaire. Tu continues à me soutenir pour aller toujours plus loin et toujours essayer de me dépasser avec tous les challenges que tu me proposes. Tu peux compter sur moi pour continuer à relever les nombreux défis que tu me lanceras et rester à tes côtés pour faire honneur à l'héritage que nous avons reçu dans le service. Tes prédécesseurs ont toujours été à la pointe de l'innovation, héritage que tu continues à faire perdurer brillamment. J'espère que les perspectives de ce travail permettront de trouver une direction novatrice en continuité avec le travail titanesque en chirurgie rachidienne que tu as déjà accompli.

Merci à Antoine Perrier et à Marie-Line Pissonnier pour leur générosité et leur amitié. Antoine, nous nous sommes rencontrés il y a maintenant plus de 10 ans dans un couloir de Robert Debré lors d'une réunion de la SOFPOD organisée par Philippe. Nous avons commencé par une conversation sur les troubles de rotation des membres inférieurs. Depuis, tu m'as toujours apporté une perspective en relief pour mes travaux avec la pépite dans le regard, comme un enfant le matin de Noël. J'ai pu compter sur tes capacités « d'homme-orchestre » pour m'aider à mettre en couleur et en mouvement toutes mes petites idées que j'avais du mal à conceptualiser: tu as su en faire un livre en image, ce qui a été la cerise sur le gâteau lors de nombreuses présentations. Et toi, Marie-Line, tu as été d'une aide tellement précieuse par le temps que tu as consacré, lors de ton passage à Garches, pour m'aider sur tous les pendants administratifs liés à ce travail mais aussi par ton soutien moral lors des baisses de régime.

A tous les membres de la plateforme de la marche de Robert Debré. Vous avez tous accepté de me suivre dans cette aventure et cette thèse est le fruit de notre travail d'équipe.

Merci à toutes les générations de kinésithérapeutes qui se sont succédées sur cette plateforme depuis 2017, à savoir Bastien Roche, Florence Martinache et Sarah Boulcourt, sans qui je n'aurai jamais pu établir ma cohorte de patients. Sarah, merci pour ton enthousiasme et toute la curiosité dont tu fais preuve pour mes projets. Ton aide m'est tout particulièrement précieuse pour continuer l'histoire de notre plateforme.

Merci à notre ingénieur de la plateforme, Anthony Supiot, sans qui une grande partie du projet n'aurait pas pu voir le jour. Je te souhaite tout le meilleur dans ta nouvelle orientation professionnelle en sachant que tu as déjà tout le bonheur personnel que tu mérites.

Merci à mes mentors en analyse du mouvement, le Professeur Georges-François Penneçot et le Dr Ana Presedo. Vous m'avez fait découvrir cet outil d'évaluation passionnant qu'est l'analyse quantifiée du mouvement, qui nous aide tellement dans la prise en charge de nos patients de neuro-orthopédie. Merci de m'avoir fait tomber dans la « marmite » AQM lors de mon 1^{er} passage à l'hôpital Robert Debré. Cet outil ne cesse de m'étonner dans toutes

les pathologies que nous pouvons prendre en charge dans le service et j'espère pouvoir continuer à véhiculer tous vos enseignements et à développer les applications cliniques de cet outil aux futures générations.

Merci à tous mes collègues et amis de Robert Debré.

A Philippe, mon « papa du pied » et père de remplacement à bien des égards. Tu es certes le doyen du service, mais tu es toujours prêt à tester de nouvelles techniques pour progresser et ne jamais rester sur tes acquis. Tu n'hésites aussi jamais à me montrer, par ton esprit affuté et critique, ce qui peut être réalisé ou non, et surtout m'arrêter lorsque certaines de mes idées sont trop saugrenues. J'espère être une élève à la hauteur de ton enseignement, pas seulement chirurgical.

Cindy, tu es l'une des 3 branches de notre trinôme d'irréductibles que nous formons dans le service avec Philippe mais aussi dans notre équipe de neuro-orthopédie. Lors de nos épreuves chirurgicales, nous avons toujours pu compter l'une sur l'autre. En plus d'être une chirurgienne accomplie et un médecin hors pair par tes connaissances et ta gentillesse auprès des patients, tu es un merveilleux exemple à suivre en tant que maman. J'espère que nous continuerons main dans la main, les projets professionnels, en tachant d'en trouver qui te permettrons de t'épanouir comme dans ton rôle de mère.

A Virginie, mon amie wonderwoman, avec qui nous formons un duo de « grandes sauterelles » depuis l'internat. J'ai pu compter sur toi dans tellement de circonstances, parfois difficiles. Tu es une femme et un chirurgien admirables. Malgré nos orientations différentes, je suis ravie que nous continuions nos chemins côte à côte. J'ai hâte de voir nos nombreux et beaux projets pour le service voir le jour et je sais que la chirurgie du membre supérieur pédiatrique est entre de bonnes mains avec toi, sans vouloir faire de mauvais jeu de mot. Ce n'est pas un hasard que Pascal t'ai choisi.

Florence, merci pour ton soutien et surtout d'avoir été le moteur anesthésique des améliorations apportées dans la prise en charge des scolioses et des patients de neuro-orthopédie dans le service. Tu peux compter sur moi pour continuer à développer tous ces nombreux projets qui rendront service aux patients.

Merci à tous les membres du personnel qui ont accepté de faire participer leur enfants, lorsqu'ils se posaient la question d'un dos « tordu », que nous n'avons heureusement pas retrouvé.

Merci au personnel du bloc opératoire et du service de chirurgie orthopédique à Robert Debré. Malgré les difficultés actuelles que nous pouvons rencontrer, nous avons la chance de travailler tous ensemble avec un esprit tout particulier à notre institution. Même si bon nombre font le choix de tracer une autre voie, j'espère que vous garderez tous un bon souvenir des moments passés ensemble.

Merci aux chefs de cliniques et aux internes qui m'ont témoigné leur soutien au cours de ces années et qui ont su tenir la boutique pour que je puisse mener, en parallèle, mon travail scientifique. Un tout grand merci à Yamile, notre bonbon argentin et à Jason, nommé le J.C. Votre passage dans notre service a été un pur bonheur tant par votre bonne humeur que par votre enthousiasme pour notre spécialité. J'espère que nous vous aurons conforté dans votre passion de la neuro-orthopédie et que nous aurons ainsi réussi à passer le flambeau sur vos continents.

Merci à mes amies issues du monde hospitalier, surtout devenues mes amies de mon monde extrahospitalier. Emmanuelle, nous nous sommes rencontrées lors des prémices de nos parcours universitaires en Master à l'ENSAM puis au cours de notre année aux États-Unis. Depuis, nous avons toujours pu compter l'une sur l'autre. Ton mental de warrior et de sportive de haut niveau, font de toi « une killeuse » à l'image de notre maître Mazda, qui nous as appris tant de choses. Tu es un exemple à suivre et je te remercie pour ton amitié sans limite et tous tes conseils avisés lors de ce parcours, dont tu as su essuyer les plâtres avant moi.

A Mayalen, que je considère en bien des égards, comme une de mes sœurs de cœur. Nous nous ressemblons sur bien des aspects, autres que nos goûts vestimentaires communs. Merci pour les heures passées à m'écouter lorsque le moral était en baisse.

A Alia, Daphné, Niama et Myriam mes amies anesthésistes qui ont su baisser les barrières légendaires dressées entre anesthésistes et chirurgiens. Merci pour votre amitié interdisciplinaire. Comme je le dis souvent, rien ne vaut le travail en équipe.

A ma grande sœur Delphine. Malgré notre éloignement territorial et en âge, et les épreuves que nous avons rencontrées, nous sommes toujours restées soudées, fidèles aux valeurs transmises par nos parents. Tu m'as toujours montré un soutien sans frontière tout au long de mon parcours, qui a été à rallonge. N'oublies pas que je suis « médiocre », comme je le disais lors de mes premiers balbutiements de petite fille. Je ne te remercierai jamais assez pour tout ce que tu fais.

A ma très chère mère, Birgit, devenue la mascotte de Robert Debré. Tu m'as toujours suivi dans toutes mes aventures et surtout tu m'as toujours soutenue dans toutes mes décisions. Je suis extrêmement fière de t'avoir comme maman. La vie n'a pas été facile pour toi, mais tu l'as toujours traversée avec philosophie, en gardant la tête haute, du haut de ta grande taille, un optimisme sans faille, avec le sourire et l'altruisme qui te caractérisent. Tu es à l'image des générations de femmes au parcours exceptionnel de la famille : tu es notre véritable roc. Vous avez su, avec Papa, me transmettre les valeurs de la vie et me donner les armes pour me battre et arriver là où j'ai décidé de m'aventurer. Vous êtes pour moi l'exemple à suivre et je remercie chaque jour de vous avoir eu comme parents.

Enfin, à mon armée d'anges gardiens qui veillent sur moi de là où ils sont. J'ai une chance incroyable d'être un melting pot de tout cet héritage familial, amical et professionnel, qui fait de moi la femme et le chirurgien que je suis et que je serais. Vous me donnez tous la force d'avancer sur le chemin que j'ai choisi depuis toute petite. Comme le disais si justement mon père Claude, je ne suis pas têtue. Je suis opiniâtre et j'ai de la suite dans les idées...

To be continued.

«Denn beim Menschen ist es wie beim Velo. Nur wenn er fährt, kann er bequem die Balance halten.»

« La vie c'est comme une bicyclette. Il faut avancer pour ne pas perdre l'équilibre. »

Albert Einstein à son fils Eduard (1930)

Table des matières

1	Introduction générale	8
2	Problématique de la recherche	10
3	Analyse radiologique du rachis par l'imagerie	11
3.1	Techniques d'imagerie.....	11
3.1.1	Radiographie standard	11
3.1.2	Stéréoradiographie.....	12
3.2	Mesures bidimensionnelles dans la déformation scoliotique.....	13
3.2.1	Analyse dans le plan coronal	13
3.2.2	Analyse dans le plan sagittal	15
3.3	Mesures 3D dans la déformation scoliotique par la stéréoradiographie.....	18
3.4	Classification radiologique de la scoliose idiopathique de l'adolescent : la classification de Lenke	18
3.4.1	La localisation de la/ des courbure(s) principale(s)	19
3.4.2	La structuralisation de la courbure lombaire (modificateur lombaire)	20
3.4.3	La déformation sagittale du rachis thoracique (modificateur thoracique sagittal).....	21
4	Analyse fonctionnelle du rachis lors de la marche par l'analyse quantifiée du mouvement	22
4.1	Analyse du mouvement : objectifs et principes	22
4.2	Matériels et méthodes	23
4.3	Résultats et discussion de la revue de la littérature	24
4.3.1	Rôle du tronc lors de la marche	24
4.3.2	Comportement fonctionnel et mesures dynamiques du rachis sain.....	25
4.3.3	Influence des déformations structurelles du rachis sur les anomalies fonctionnelles et dynamiques du tronc	26
4.4	Synthèse de la revue de la littérature	28
5	Équilibre dynamique lors de la marche	30
5.1	Techniques de mesures de l'équilibre dynamique.....	31

5.1.1	Stabilité dynamique locale et orbitale par le coefficient de Lyapunov et le multiplicateur de Floquet	31
5.1.2	Marge de stabilité dynamique (MSD)	32
5.1.3	Comparaison des 2 techniques de mesures appliquées aux déformations rachidiennes... ..	32
5.2	Intérêt de la quantification par la marge de stabilité dynamique dans les déformations rachidiennes (Étude 1)	33
5.2.1	Introduction.....	33
5.2.2	Matériels et méthodes	34
5.2.3	Résultats	37
5.2.4	Discussion et synthèse	40
5.3	Intérêt de la quantification par la marge de stabilité dynamique dans la scoliose idiopathique de l'adolescent (Étude 2)	42
5.3.1	Introduction.....	42
5.3.2	Matériels et méthodes	43
5.3.3	Résultats	44
5.3.4	Discussion et synthèse	52
6	Existence de corrélations entre les asymétries structurelles et les anomalies fonctionnelles dans la scoliose idiopathique de l'adolescent : approche baropodométrique (Études 3 et 4)	55
6.1	Introduction	55
6.2	Matériels et méthodes	56
6.2.1	Population d'étude.....	56
6.2.2	Analyses baropodométriques	57
6.2.3	Analyses radiologiques	58
6.2.4	Analyses statistiques	59
6.2.5	Corrélations structurelles.....	59
6.3	Corrélations avec les anomalies dynamiques lors de la marche (Étude 3)	60
6.3.1	Matériels et méthodes	60
6.3.2	Résultats détaillés de la baropodométrie dynamique	66

6.3.3	Synthèse des résultats issus de la quantification en baropodométrie dynamique	76
6.4	Corrélations avec les anomalies statiques lors de la posture (Étude 4).....	78
6.4.1	Matériels et méthodes	78
6.4.2	Résultats détaillés de la baropodométrie statique	80
6.4.3	Synthèse des résultats issus de la quantification en baropodométrie statique	85
6.5	Discussion et synthèse des études 3 et 4	85
6.5.1	Potentiel structurel de l'adolescent avec une scoliose idiopathique	86
6.5.2	Adaptations fonctionnelles aux déformations structurelles	86
6.5.3	Optimisations fonctionnelles et influence de la localisation de l'apex sur les défauts fonctionnels dynamiques et statiques	87
6.5.4	Limites des études.....	88
6.5.5	Synthèse	89
7	Synthèse et perspectives	90
7.1	Personnalisation de l'approche globale	90
7.1.1	Personnalisation du modèle biomécanique du rachis dans la scoliose idiopathique	91
7.2	De l'approche globale personnalisée vers une spécificité analytique	94
7.2.1	Analyse de la forme du cyclogramme	94
7.2.2	Analyse de la temporalité et de la densité du cyclogramme	95
7.3	Évaluation en conditions écologiques	95
8	RÉFÉRENCES	96
9	LISTE DES ABREVIATIONS	109
10	LISTE DES TABLEAUX ET DES FIGURES	110
11	ANNEXES	115
	Annexe 1: Orthopaedic & Traumatology : Surgery & Research. Avril 2015; 101(2):235-46.....	115
	Annexe 2: Gait and Posture. Juin 2017 ; 55 :37-42	127
	Annexe 3: Rapport Zebris complet en dynamique et en statique.....	133

1 Introduction générale

La scoliose est la pathologie rachidienne la plus fréquente de l'adolescent. Le terme scoliose vient du grec ancien « skoliosis » qui signifie torsion ou tortueux. Ce terme est retrouvé dans les écrits d'Hippocrate (460-370 av. J.-C.) pour désigner l'ensemble des déformations du rachis ^{1,2}. C'est Galien (129-216 ap. J.-C.) qui a décrit par la suite 4 types de déformations du rachis : la cyphose quand le rachis va en arrière, la lordose lorsqu'il va en avant, la scoliose lorsqu'il est incliné sur le côté et la « succussion » lorsqu'il existe une atteinte de la moelle épinière sans déformation évidente ³.

La scoliose correspond à une déformation complexe tridimensionnelle du rachis associant une déviation latérale dans le plan frontal ($> 10^\circ$), une rotation dans le plan transversal, et une perturbation du profil avec le plus souvent une diminution des courbures physiologiques. Il existe différentes étiologies chez l'enfant : idiopathique, neuromusculaire, dystrophique et congénitale ou malformative, et la scoliose dégénérative chez l'adulte. La scoliose idiopathique (SI) est la forme la plus fréquente chez l'enfant. Sa cause reste encore indéterminée mais son origine est probablement multifactorielle ^{4,5}. Sa prévalence est d'environ 2 à 3% dans le monde (de 0.5 à 6% selon les pays) avec une large prédominance féminine ($> 70\%$) ⁶. Il s'agit donc d'un véritable enjeu de santé publique ⁷⁻¹⁰. Seules 0.3% à 0.5% de ces SI sont évolutives et nécessitent un traitement qu'il soit orthopédique et/ou chirurgical ¹¹. Selon les recommandations de la Scoliosis Research Society (SRS), les courbures évolutives thoraciques $> 40^\circ$ et lombaires $> 30^\circ$, nécessitent un traitement chirurgical en raison du risque de retentissement respiratoire et fonctionnel à l'âge adulte lié au potentiel évolutif de la déformation, celui-ci étant particulièrement important pour les courbures thoraco-lombaires et lombaires ¹²⁻¹⁵.

Le bilan requis pour le diagnostic et le suivi évolutif des patients atteints d'une scoliose comprend un examen clinique par un médecin spécialisé ainsi que des radiographies du rachis en totalité debout de face et de profil ¹⁶. L'analyse de la déformation et de ses déséquilibres repose donc principalement sur l'interprétation des clichés radiologiques réalisés en statique qui permettent une analyse de la déformation squelettique, mais sans analyse des conséquences fonctionnelles de cette déformation. Des auto-questionnaires patients reposant sur l'évaluation de la qualité de vie et la perception par le patient de sa déformation ont été validés dans la scoliose de l'enfant (SRS-22, SAQ) dans le but de compléter l'analyse radiographique ¹⁷⁻¹⁹. Quand bien même Erwin et al. ont récemment montré que les résultats de ces scores fonctionnels chez les jeunes adultes étaient meilleurs chez les patients opérés à l'adolescence ²⁰, ces questionnaires ne sont pas suffisamment discriminants pour distinguer les différents types de courbures et surtout ils ne permettent pas une évaluation objective des

conséquences fonctionnelles de la scoliose ^{21,22}. La recette de la prise en charge chirurgicale optimale de la scoliose n'a donc pas encore été trouvée ²³.

L'évaluation des conséquences fonctionnelles de cette déformation sur la marche n'est pas encore réalisée en routine clinique. Or, la marche bipodale est la principale caractéristique de l'Homme et le tronc son principal stabilisateur. Il paraît donc indispensable, pour mieux comprendre les mécanismes de développement de la scoliose mais également pour améliorer sa prise en charge (traitement conservateur et/ou chirurgical), d'étudier le comportement dynamique du rachis lors de la marche. L'analyse quantifiée de la marche est un examen pratiqué en routine clinique depuis 30 ans dans de nombreuses pathologies orthopédiques et recommandé par la Haute Autorité de Santé pour la prise en charge des déficits acquis ou congénitaux au cours des maladies neurologiques, orthopédiques et post-traumatiques ²⁴. Cet examen donne des informations objectives permettant de mieux cerner les causes des anomalies et permet aussi de modifier ou d'adapter les prises en charge, comme cela a été largement démontré chez l'enfant atteint de paralysie cérébrale ²⁵⁻²⁷. Son utilisation dans le cadre des déformations rachidiennes paraît donc tout à fait justifiée.

2 Problématique de la recherche

La littérature a montré qu'il existait dans la scoliose idiopathique des modifications de l'orientation de la tête, du tronc et du bassin dans les 3 plans de l'espace, de même que des déséquilibres musculaires et des troubles du contrôle postural, compromettant la stabilité en statique mais également une modification de la position du centre de masse corporel pouvant donc affecter la stabilité dynamique au cours de la marche, le tout étant également associé à des modifications des paramètres spatio-temporels, de la cinématique et des forces de réaction au sol au niveau des membres inférieurs ²⁸⁻³⁵.

La problématique de recherche de ce travail de thèse vise à caractériser les compensations posturales et fonctionnelles par approches biomécaniques des scolioses idiopathiques de l'adolescent en vue d'améliorer la prise en charge clinique et plus particulièrement les stratégies chirurgicales.

Pour cela, nous avons identifié trois objectifs :

- (1) Identification du comportement dynamique du rachis sain et du rachis pathologique en situation fonctionnelle lors de la marche. Pour atteindre cet objectif, nous proposons une analyse de la littérature scientifique.
- (2) Quantification de l'impact des déformations de la colonne vertébrale sur l'équilibre dynamique lors de la marche. La quantification de cet équilibre dynamique repose sur l'étude de la marche de deux groupes : un groupe ayant des déformations rachidiennes et un groupe d'adolescents ayant une scoliose idiopathique. Une approche globale reposant sur la marge de stabilité dynamique a été réalisée ^{36,37}.
- (3) Détermination des caractéristiques baropodométriques de la marche en lien avec les déformations structurelles radiologiques. Une approche analytique de ces paramètres a été réalisée sur une cohorte de patients présentant une scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) pour laquelle une indication chirurgicale était posée.

3 Analyse radiologique du rachis par l'imagerie

Dans cette partie, les différentes techniques d'imagerie standard et les paramètres mesurés en routine clinique sont décrits pour permettre une meilleure compréhension du travail de recherche qui suit.

3.1 Techniques d'imagerie

3.1.1 Radiographie standard

L'étude du rachis par la radiographie standard comporte différents types de clichés selon la pathologie étudiée. Les clichés peuvent être localisés pour une analyse segmentaire mais, dans la scoliose, pour que l'analyse structurale soit globale, les clichés de référence sont les clichés de rachis entier, debout, incluant le crâne et les têtes fémorales, réalisés dans 2 plans : coronal et sagittal.

Le cliché de rachis entier de face couché a un intérêt dans la planification préopératoire pour le choix des niveaux d'instrumentation ³⁸. Des clichés dynamiques peuvent également être réalisés, appelés clichés en inclinaison (bending) qui permettent d'étudier la mobilité des différentes vertèbres dans le plan coronal. Enfin, des clichés en traction ou suspension de rachis entier de face permettent également l'étude de la réductibilité des courbures (**Figure 1**).

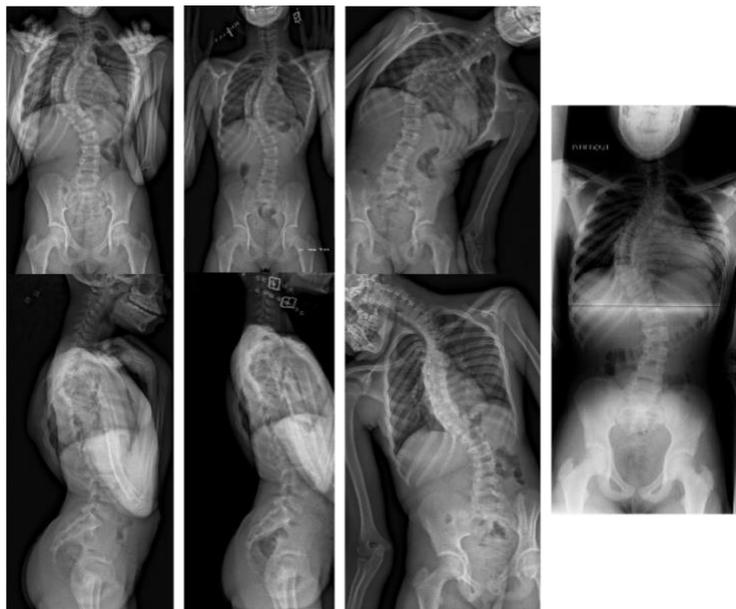


Figure 1- Bilan radiographique préopératoire avec les différents clichés pouvant être réalisés : face et profil sans et avec traction, clichés en inclinaison et cliché couché.

3.1.2 Stéréoradiographie

Le système EOS® (EOS Imaging, Paris, France) qui utilise cette technologie, est le fruit de la collaboration entre Georges Charpak (prix Nobel de Physique en 1992), le Laboratoire de Biomécanique (LBM) de l'École Nationale des Arts et Métiers (ParisTech, Paris), le Pr Jean Dubousset, le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO) du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal et la société EOS Imaging (Paris, France). Grâce à sa géométrie, le système permet l'acquisition simultanée de deux images orthogonales numériques, de face et de profil, sans agrandissement. La particularité de la technologie réside dans l'obtention d'images du corps entier, associée à un faible taux d'irradiation (**Figure 2**).

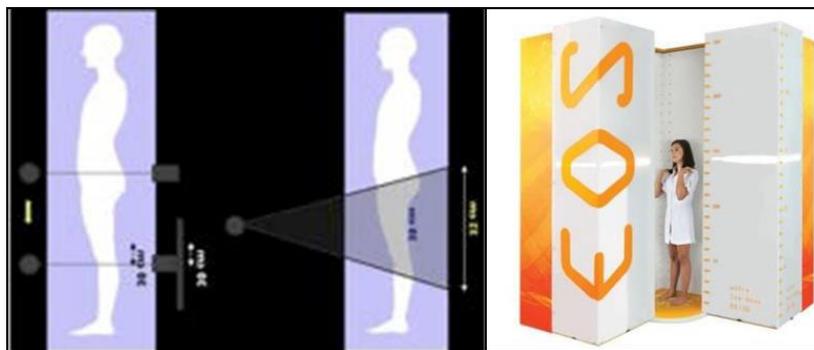


Figure 2- Représentation du système de balayage vertical d'une cabine EOS permettant l'acquisition simultanée de clichés orthogonaux de face et de profil

La stéréoradiographie s'inscrit dans le cadre des recommandations internationales en matière de radiodiagnostic qui visent à réduire l'irradiation reçue par les patients au « minimum raisonnable ». EOS dans sa fonctionnalité « basse dose » permet de réduire de 6 à 9 fois la dose de rayonnement par rapport à un examen conventionnel ³⁹. L'option « micro dose » abaisse la dose de radiation à 58 μ Sv ce qui participe à la démarche de réduction de dose dans le suivi radiologique de l'enfant scoliotique ⁴⁰. Outre les clichés de face et de profil en position, les clichés en inclinaisons latérales et en suspension peuvent également être réalisés ^{41,42}.

Le système EOS offre ainsi plusieurs avantages : (1) une analyse des sujets en position debout, donc avec l'effet de la gravité contrairement aux autres techniques d'imageries tridimensionnelles (IRM et scanner) effectuées en position couchée, (2) une grande résolution des images (résolution pixel de 254 μ m) et (3) la possibilité de reconstructions 3D du squelette grâce à l'acquisition biplanaire simultanée. La reproductibilité intra et inter-observateur de ces reconstructions 3D a été validée dans la scoliose idiopathique avec une reproductibilité variant entre 4 et 7° selon le plan d'analyse en préopératoire, et entre 4° et 10° en postopératoire ⁴³. De même, la fiabilité de ces reconstructions 3D par rapport à la tomodensitométrie (gold-standard) a été validée dans la scoliose idiopathique de l'adolescent ⁴⁴.

3.2 Mesures bidimensionnelles dans la déformation scoliotique

3.2.1 Analyse dans le plan coronal

3.2.1.1 Paramètres rachidiens globaux

L'alignement global du tronc peut être analysé à l'aide de différentes mesures (**Figure 3**).

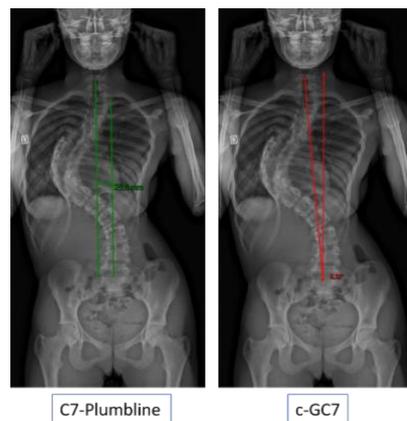


Figure 3- Mesures de l'alignement global dans le plan coronal

La 1^{ère} mesure consiste à mesurer la distance entre la verticale abaissée du centre de la 7^{ème} vertèbre cervicale (C7) et le centre du plateau sacré ou le milieu de l'axe bicoxo-fémoral : *central sacral vertical line (CSVL) ou C7-plumbline*. Les patients sont considérés en situation de déséquilibre coronal si cette distance est supérieure à 2 cm, avec des conséquences fonctionnelles importantes au-delà de 4 cm⁴⁵. Cependant, la calibration des clichés n'étant pas toujours disponible et une faible reproductibilité de cette mesure ayant été montrée dans la littérature, la réalisation d'une mesure angulaire paraît donc plus fiable⁴⁶. Une 2nde mesure appelée *gîte coronale de C7 (c-GC7)*, est définie par l'angle entre la verticale passant par le milieu du plateau sacré et la droite reliant le centre de C7 et le milieu de ce plateau, un angle supérieur à 3° étant considéré comme pathologique^{46,47}.

3.2.1.2 Paramètres rachidiens locaux

Les patients sans déformation rachidienne, ont une colonne vertébrale rectiligne dans le plan frontal : la tête et le rachis sont alignés avec le milieu de l'axe bicoxo-fémoral.

Une scoliose est caractérisée (1) par son *angle de Cobb* défini par l'angle formé entre les 2 vertèbres les plus inclinées et qui correspond (2) aux limites de la courbure, (3) par son apex et (4) le côté de l'apex qui correspond à la vertèbre horizontale, la plus tournée et la plus éloignée de la ligne médiane (**Figure 4**)⁴⁸.

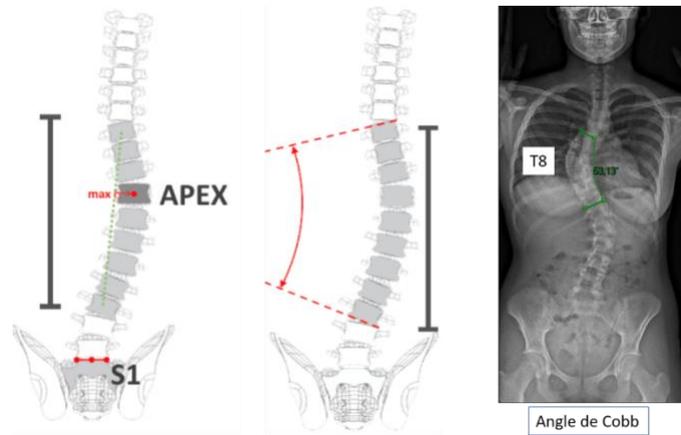


Figure 4- Mesure de l'angle de Cobb et repérage de la vertèbre sommet

3.2.1.3 Autres paramètres

Dans le plan coronal, d'autres paramètres radiologiques extra-rachidiens ont leur importance pour la planification chirurgicale (**Figure 5**). Il s'agit de l'obliquité des ceintures scapulaires et pelviennes dont la restauration de l'horizontalité est un des critères de correction pour assurer un bon résultat chirurgical. Les 2 paramètres sont :

- *L'angle d'obliquité des épaules* qui est défini par l'angle formé entre la droite joignant les 2 coracoïdes et l'horizontale, cet angle étant anormal si supérieur à 2 cm ^{47,49}. Il s'agit d'une mesure fiable validée dans la littérature en tant que distance, mais le choix d'une mesure angulaire permet également d'éviter les erreurs liées au calibrage avec une valeur seuil établie à 5°.
- *L'angle d'obliquité du bassin* qui est défini par l'angle formé entre la droite joignant les 2 sommets de crête iliaques et l'horizontale, cet angle étant anormal si supérieur à 3° ⁵⁰.



Figure 5- Mesures des obliquités du bassin et des épaules et leur aspect clinique

3.2.2 Analyse dans le plan sagittal

Cette analyse, qui peut être globale ou segmentaire est essentielle car elle est fortement corrélée aux scores fonctionnels et à la qualité de vie ^{51,52}.

3.2.2.1 Paramètres rachidiens globaux

Tout comme l'analyse globale dans le plan coronal, il existe des mesures de distances et des mesures angulaires (**Figure 6**).

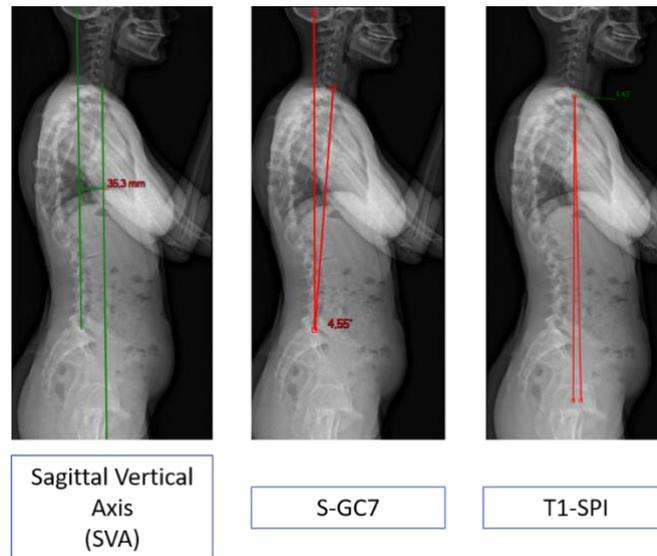


Figure 6- Mesures de l'alignement global dans le plan sagittal

La 1^{ère} mesure est le *Sagittal Vertical Axis (SVA)* qui mesure la distance entre la projection de la verticale du milieu du corps vertébral de C7 et le bord postéro-supérieur de la 1^{ère} vertèbre sacrée (S1) ^{51,53}. Ce paramètre, qui permet de décrire l'équilibre sagittal global rachidien, est une valeur de référence dans la littérature internationale mais nécessite une calibration des clichés.

La 2^{nde} mesure qui est une mesure angulaire, est la *gîte sagittale de C7 (s-GC7)*. La s-GC7 est l'angle formé par la droite joignant le milieu du corps de C7 et le milieu du plateau sacré, avec la ligne verticale de référence ⁵⁴. Sa valeur est positive lorsque C7 se projette en avant du milieu du plateau sacré (*gîte antérieure*), et elle négative si elle est en arrière (*gîte postérieure*). Un angle supérieur à 5° est considéré comme pathologique.

Une autre mesure angulaire est également décrite dans la littérature: il s'agit de l'*inclinaison sagittale globale spino-pelvienne (T1-SPI)* qui correspond à l'angle formé entre la ligne joignant le centre de la 1^{ère} vertèbre thoracique et le milieu de l'axe bicoxo-fémoral, et la verticale abaissée du centre de la 1^{ère} vertèbre thoracique (T1) ⁵⁵.

3.2.2.2 Paramètres rachidiens segmentaires

Les angles sont mesurés sur la radiographie de profil selon la méthode de Cobb (**Figure 7**).

- La cyphose thoracique (CT)

La cyphose thoracique (courbure du rachis thoracique) est l'angle entre le plateau supérieur de T1 et le plateau inférieur de la 12^{ème} vertèbre thoracique (T12), mais elle peut aussi se mesurer entre la 4^{ème} vertèbre thoracique (T4) et T12. La CT, est le plus souvent concave en avant et convexe en arrière.

La *cyphose thoracique maximale* (CT_{max}) est l'angle entre le plateau supérieur de T1 et le plateau inférieur de la vertèbre transitionnelle. Celle-ci permet de mesurer la déformation réelle du patient. Le patient est hypocyphotique en cas de $CT_{max} < 7^\circ$ et hypercyphotique si $> 66^\circ$ ⁵⁶.

- La lordose lombaire (LL)

La lordose lombaire (courbure du rachis lombaire) est l'angle entre le plateau supérieur de la 1^{ère} vertèbre lombaire (L1) et le plateau de la 1^{ère} vertèbre sacrée (S1). La LL est le plus souvent convexe en avant et concave en arrière. La *lordose lombaire maximale* (LL_{max}) est l'angle entre le plateau supérieur de la vertèbre transitionnelle et le plateau supérieur de S1. Un patient est en hypolordose en cas de $LL_{max} < 30^\circ$ et en hyperlordose si $> 89^\circ$ ⁵⁶.

- La vertèbre transitionnelle ou point d'inflexion

La vertèbre transitionnelle est située au changement de courbure entre la CT_{max} et la LL_{max} . La situation de la vertèbre transitionnelle est variable selon le profil des individus. Ainsi le nombre de vertèbres incluses dans la lordose et la cyphose est plus ou moins important.

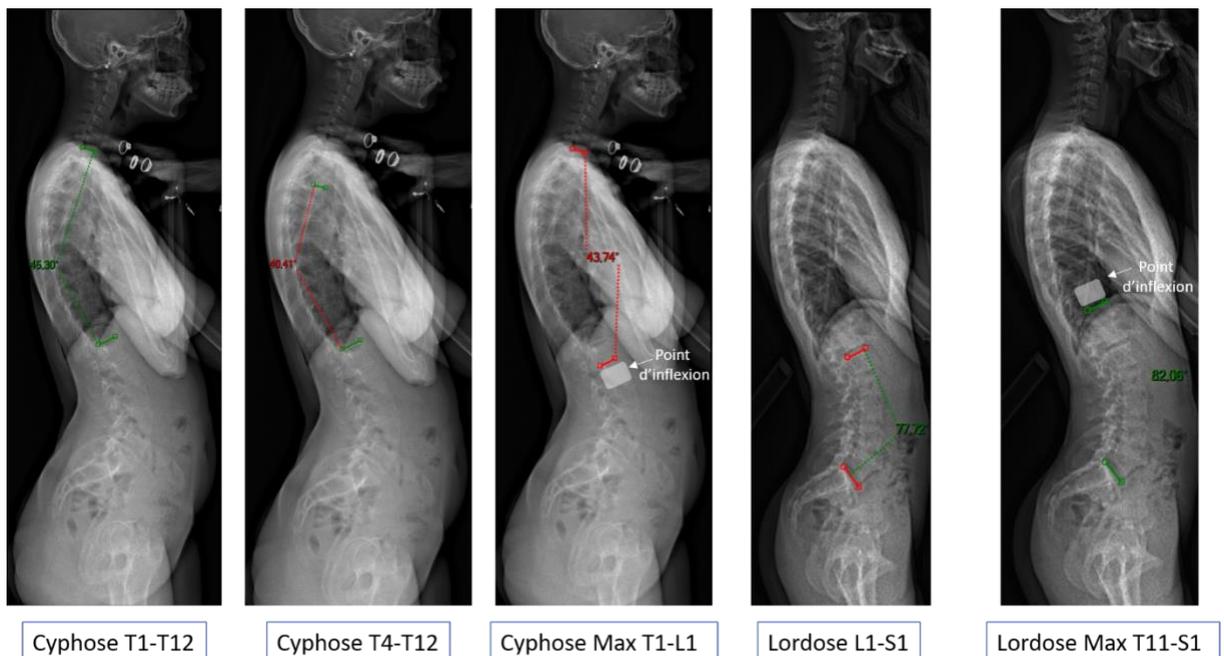


Figure 7- Mesures des cyphoses thoraciques et des lordoses lombaires

3.2.2.3 Paramètres pelviens

Duval-Beaupère et al. en 1992, ont caractérisé les paramètres morphologiques et positionnels permettant d'étudier l'équilibre pelvi-rachidien dans le plan sagittal ⁵⁷. En 1998, Legaye et Duval-Beaupère décrivent l'incidence pelvienne (IP), paramètre de la forme du pelvis, déterminant pour l'équilibre sagittal du rachis ⁵⁸. L'incidence pelvienne est liée à 2 paramètres positionnels du pelvis, la pente sacrée (PS) et la version pelvienne (VP) selon la relation : $IP = VP + PS$ (**Figure 8**).

- L'incidence pelvienne (IP)

Il s'agit de l'angle formé par la droite joignant le centre des 2 têtes fémorales et le milieu du plateau supérieur de S1, avec la perpendiculaire au plateau supérieur de S1 en son milieu. L'IP est un paramètre morphologique, qui dépend de la forme du bassin. L'IP est, en principe, invariable pour un même individu, après la fin de sa croissance. L'IP n'est ni modifié par la posture du sujet, ni par l'orientation du bassin.

- La version pelvienne (VP)

Il s'agit de l'angle formé par la droite joignant le centre des 2 têtes fémorales et le milieu du plateau sacré, avec la verticale. La VP est, avec la pente sacrée, un paramètre positionnel qui définit l'orientation du bassin. Le bassin bascule autour de l'axe des têtes fémorales. En antéversion, le bassin est tourné en avant des têtes fémorales : la version pelvienne diminue. En rétroversion, le bassin est tourné en arrière des têtes fémorales : la version pelvienne augmente. Ce mécanisme permet de compenser un déséquilibre antéro-postérieur en ajustant l'orientation du plateau sacré.

- La pente sacrée (PS)

Il s'agit de l'angle entre la tangente au plateau sacré avec l'horizontale. La pente sacrée est un paramètre positionnel et elle reflète la position du sacrum dans le plan sagittal. Une pente sacrée est antéversée si $>63^\circ$ et rétroversée si $<17^\circ$ ⁵⁶.

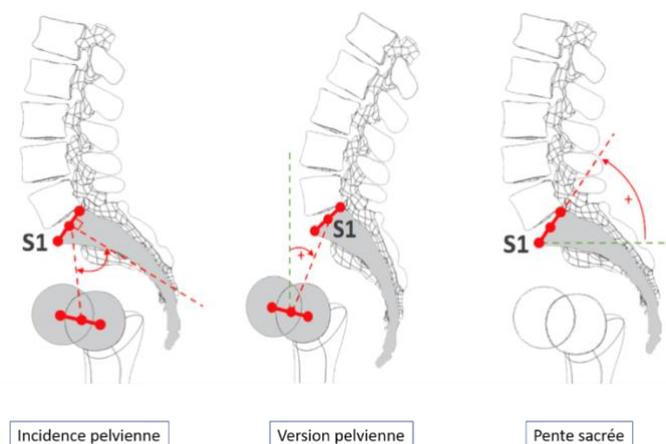


Figure 8- Mesures des paramètres pelviens (illustrations issues du logiciel KEOPS ⁵⁹)

3.3 Mesures 3D dans la déformation scoliotique par la stéréoradiographie

La scoliose étant une déformation tridimensionnelle, il paraissait donc indispensable de développer des mesures permettant de caractériser cette déformation dans le plan transversal (**Figure 9**). Cette analyse est possible et de manière peut irradiante, avec le système EOS® qui outre les mesures segmentaires habituelles, mesure également les rotations axiales intervertébrales, la rotation axiale de la vertèbre apicale, l'indice de torsion et l'équilibre global par le Central Vertical Hip Axis ^{43,60-62}.

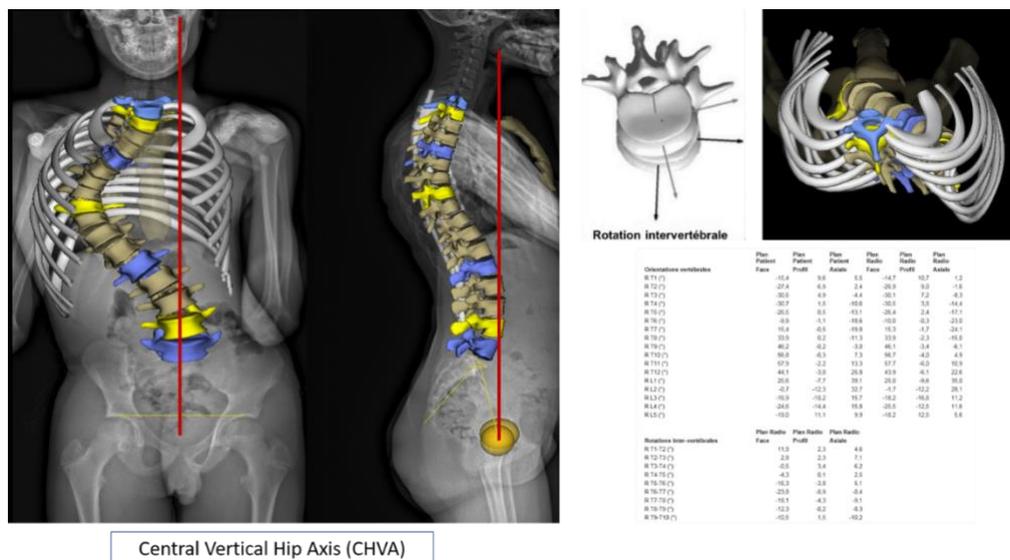


Figure 9- Mesures 3D à partir des reconstructions EOS de face et de profil réalisées en simultanément

3.4 Classification radiologique de la scoliose idiopathique de l'adolescent : la classification de Lenke

La classification de Lenke a pour objectif de classer les différentes déformations rachidiennes dans la scoliose idiopathique. Il s'agit de la classification la plus utilisée dans la littérature internationale (**Figure 10**) ⁶³. Elle repose sur 3 critères ⁶⁴:

- 1) la localisation de la/ des courbure(s) principale(s) et structuralisée(s), c'est-à-dire lorsque l'angle de Cobb est >25° sur un cliché en inclinaison
- 2) la structuration de la courbure lombaire (modificateur lombaire coronal)
- 3) la déformation sagittale du rachis thoracique de T5 à T12 (modificateur thoracique sagittal)

CURVE TYPE				
Type	Proximal Thoracic	Main Thoracic	Thoracolumbar/Lumbar	Description
1	Non-Structural	Structural (Major)*	Non-Structural	Main Thoracic (MT)
2	Structural	Structural (Major)*	Non-Structural	Double Thoracic (DT)
3	Non-Structural	Structural (Major)*	Structural	Double Major (DM)
4	Structural	Structural (Major)*	Structural (Major)*	Triple Major (TM) [‡]
5	Non-Structural	Non-Structural	Structural (Major)*	Thoracolumbar/Lumbar (TL/L)
6	Non-Structural	Structural	Structural (Major)*	Thoracolumbar/Lumbar-Main Thoracic (TL/L-MT)

<p>STRUCTURAL CRITERIA (Minor Curves)</p> <p>Proximal Thoracic - Side Bending Cobb $\geq 25^\circ$ - T2-T5 Kyphosis $\geq +20^\circ$</p> <p>Main Thoracic - Side Bending Cobb $\geq 25^\circ$ - T10-L2 Kyphosis $\geq +20^\circ$</p> <p>Thoracolumbar/Lumbar - Side Bending Cobb $\geq 25^\circ$ - T10-L2 Kyphosis $\geq +20^\circ$</p>	<p>*Major = Largest Cobb measurement, always structural Minor = All other curves with structural criteria applied [‡]Type 4 - MT or TL/L can be major curve</p> <p>LOCATION OF APEX (SRS Definition)</p> <table border="0"> <tr> <td>CURVE</td> <td>APEX</td> </tr> <tr> <td>Thoracic</td> <td>T2-T11/12 Disc</td> </tr> <tr> <td>Thoracolumbar</td> <td>T12-L1</td> </tr> <tr> <td>Thoracolumbar/Lumbar</td> <td>L1/2 Disc-L4</td> </tr> </table>	CURVE	APEX	Thoracic	T2-T11/12 Disc	Thoracolumbar	T12-L1	Thoracolumbar/Lumbar	L1/2 Disc-L4
CURVE	APEX								
Thoracic	T2-T11/12 Disc								
Thoracolumbar	T12-L1								
Thoracolumbar/Lumbar	L1/2 Disc-L4								

Lumbar Spine Modifier		Modifiers			Thoracic Sagittal Profile T5-T12	
A	CSVL to Lumbar Apex				- (Hypo)	< 10°
B	CSVL between pedicles				N (Normal)	10° - 40°
C	CSVL touches apical body(ies)				+ (Hyper)	> 40°
	CSVL completely medial					

Curve Type (1-6) + Lumbar Spine Modifier (A, B, C) + Thoracic Sagittal Modifier (-, N, +) Classification (e.g. 1B+): _____

Figure 10- Détails de la classification radiologique de Lenke

3.4.1 La localisation de la/ des courbure(s) principale(s)

On distingue 6 types de courbures (Figure 11):

- *Les courbures uniques*
 - o Thoraciques avec une vertèbre sommet entre T2 et T11 : Lenke 1
 - o Thoraco-lombaire (T12-L1) ou lombaire (L2-L4) avec une vertèbre sommet entre T12 et L4 : Lenke 5
- *Les courbures doubles*
 - o 2 courbures thoraciques : Lenke 2
 - o 1 courbure thoracique et une courbure thoraco-lombaire ou lombaire
 - Courbure thoracique dominante : Lenke 3 (double majeure)
 - Courbure thoraco-lombaire ou lombaire dominante : Lenke 6
- *Les courbures triples*
 - o 2 thoraciques et 1 lombaire : Lenke 4 (triple majeure)



Figure 11- Illustration radiologique des différentes courbures de la classification de Lenke chez des adolescentes présentant une scoliose idiopathique

3.4.2 La structuralisation de la courbure lombaire (modificateur lombaire)

On distingue 3 types de modificateurs lombaires (A, B et C) en fonction de l'endroit où la Central Sacral Vertical Line (verticale passant par le milieu du plateau supérieur de S1) coupe la vertèbre sommet de la courbure lombaire (**Figure 12**).

- A : La CSVL passe au milieu de la vertèbre sommet, entre les 2 pédicules.
- B : La CSVL passe par le pédicule concave de la vertèbre sommet.
- C : La CSVL passe en dehors du pédicule concave de la vertèbre sommet.

Par définition, une courbure thoraco-lombaire ou lombaire dominante (Lenke 5 et 6) ne peut être que de type C du fait de la localisation de la déformation principale.

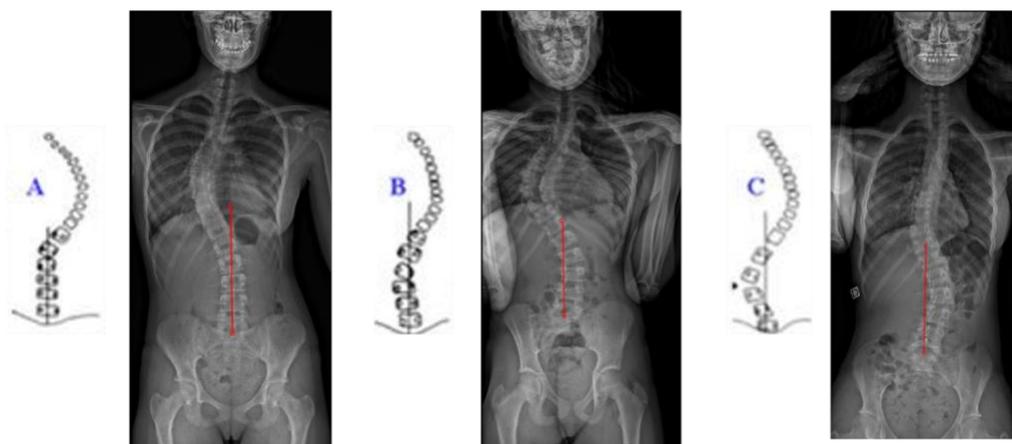


Figure 12- Illustrations des modificateurs lombaires dans le plan coronal

3.4.3 La déformation sagittale du rachis thoracique (modificateur thoracique sagittal)

On distingue également 3 types de modificateurs thoraciques dans le plan sagittal en fonction de l'angle mesuré entre T5 et T12 sur le profil (**Figure 13**)

- (-) : T5-T12 <10°
- (N) : T5-T12 entre 10° et 40°
- (+) : T5-T12 > 40°

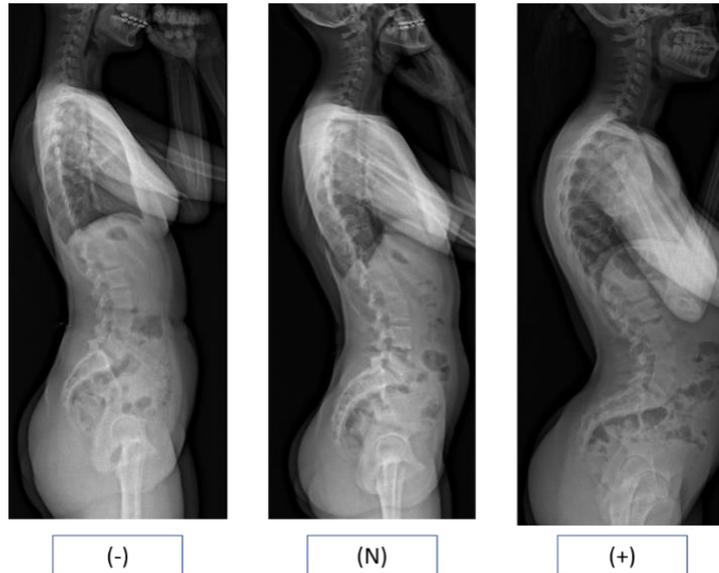


Figure 13- Illustrations des modificateurs thoracique dans le plan sagittal

Initialement décrite pour aider à la décision thérapeutique, notamment pour le choix des niveaux de fusion, la classification de Lenke présente certaines limites, la plus importante étant qu'il s'agit d'une classification uniquement radiologique segmentaire, qui ne rend pas nécessairement compte du déséquilibre global (sagittal ou coronal), souvent constaté à l'examen clinique (examen au fil à plomb). La correction du déséquilibre global est cependant primordial dans la décision thérapeutique puisque la restauration d'un alignement frontal et coronal, tête centrée au-dessus d'un bassin et des épaules équilibrées, est nécessaire pour assurer un bon résultat fonctionnel et esthétique.

Une analyse plus fonctionnelle, comme celle de la marche, pourraient également apporter une évaluation complémentaire, utile dans la prise en charge de ces patients.

4 Analyse fonctionnelle du rachis lors de la marche par l'analyse quantifiée du mouvement

Comme indiqué dans la problématique de ce travail de thèse (Chapitre 2, page 12), notre 1^{er} objectif vise à identifier le comportement dynamique du rachis sain et du rachis pathologique en situation fonctionnelle lors de la marche. Pour cela nous proposons dans cette 1^{ère} partie une revue de la littérature sur le comportement du rachis sain et les anomalies associées aux déformations rachidiennes en analyse de la marche.

Cet article (revue de la littérature) a été publié dans *Orthopaedic & Traumatology : Surgery & Research* en Avril 2015 (PMID 25765946) (**Annexe 1**)³⁴.

4.1 Analyse du mouvement : objectifs et principes

Avant de commencer la revue de la littérature sur l'analyse du mouvement dans le rachis sain et pathologique, nous allons faire une brève introduction sur l'analyse du mouvement et les principes des systèmes qu'elle utilise.

L'analyse du mouvement a vu le jour à la fin du 19^{ème} siècle (1830-1904) avec Etienne-Jules Marey (médecin physiologiste) et Eadweard Muybridge (photographe) qui ont décomposé le mouvement des différents segments corporels, chez l'Homme et chez l'animal, à l'aide de systèmes photographiques. L'objectif de l'analyse du mouvement est de le caractériser afin de pouvoir quantifier les variations interindividuelles et ainsi pouvoir observer les variations de la normale. Elle est fondée sur l'analyse de segments « rigides », qui ne sont pas toujours réalistes d'un point de vue anatomique mais qui sont particulièrement utiles pour réaliser une modélisation biomécanique du corps étudié.

Il existe différents types d'analyse du mouvement : l'analyse qualitative observationnelle qui repose sur l'examen visuel de la marche à l'œil nu ou bien enregistrée par vidéographie. L'analyse quantifiée de la marche qui permet de mesurer différents paramètres à l'aide de différents outils. Ces mesures sont soit réalisées en situation expérimentale, dans un laboratoire d'analyse du mouvement, soit en situation écologique à l'aide de systèmes embarqués.

Les méthodes utilisées en analyse quantifiée du mouvement sont :

- La cinématique qui correspond à la description du mouvement dans les 3 plans de l'espace des différents segments identifiés par cette modélisation, indépendamment des forces qui la produise. Elle permet de mesurer les paramètres spatio-temporels de la marche ainsi que l'orientation des différents segments. Pour ce faire, on utilise des marqueurs passifs ou actifs,

repérés par au moins 2 caméras, qui vont localiser dans le temps et dans l'espace les différents segments. L'information recueillie va alors être traitée numériquement et traduite sous forme de courbes avec leurs variations par rapport à la normale.

- La cinétique qui est analysée pour la cause des mouvements par la mesure des forces responsables des mobilités linéaires et angulaires. Elle mesure les forces, les moments, les puissances et le travail articulaire résultant des forces et des moments appliqués au sol (force de réaction au sol, FRS). Les outils utilisés sont des plateformes de forces ou des plateformes de pression (baropodométrie).
- L'électromyographie dynamique qui permet de caractériser la dynamique de la contraction musculaire par la mesure des vitesses de conduction des potentiels d'action au cours du mouvement. Ces mesures se font à l'aide d'électrodes cutanées placées en regard des muscles analysés ou à l'aide de fines électrodes intramusculaires (fine-wire). L'étude de l'activité musculaire nous permet de savoir si l'activation des muscles étudiés se fait au moment voulu du cycle de marche.
- Le coût énergétique qui permet de caractériser la quantité d'énergie dépensée par unité de distance par la mesure de la consommation en oxygène mais aussi par la calorimétrie et la dilution isotopique à l'aide d'ergomètres.

4.2 Matériels et méthodes

La méthode PRISMA avec ses 4 phases de sélection des articles a été utilisée.

Cinq bases de données électroniques ont été passées en revue entre 1959 et 2014 : MEDLINE, EMBASE, Cochrane Library, CINAHL et SCOPUS. Les critères d'inclusion étaient toute publication en anglais ou en français comprenant dans le titre ou le résumé une des combinaisons de mots suivantes : (rachis OU tronc OU dos OU haut du corps OU déformation rachidienne) ET (marche OU démarche OU ambulation OU mouvement) ET (équilibre OU stabilité) ET dynamique. La procédure complète ainsi que les critères d'exclusion sont présentés dans la **Figure 14**.

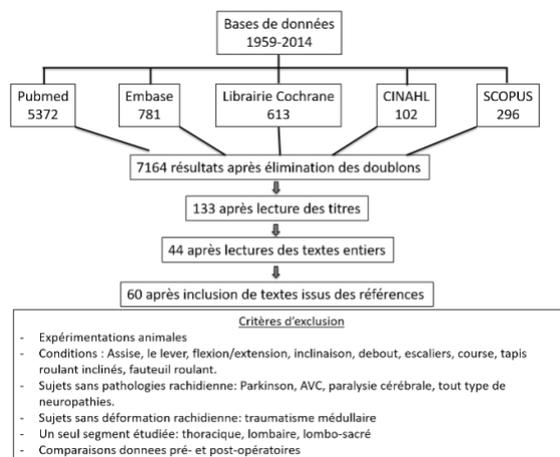


Figure 14- Organigramme de la méthode de sélection des articles analysés dans la revue de la littérature.

Une méta-analyse n’a pas été possible du fait de la variété des conditions d’études, des pathologies et des méthodes d’évaluation. Au total, 7164 titres ont été sélectionnés initialement avec l’exclusion de 7031 articles après lecture des résumés. Parmi eux, seuls 60 textes intégraux correspondaient aux critères d’inclusion et d’exclusion (23 études comparatives, 35 études observationnelles et 2 revues systématiques). Dix-neuf études étaient menées sur un tapis roulant, 37 au sol et 2 dans les deux conditions. Trente-trois des études étaient réalisées sur des sujets marchants à une vitesse de marche confortable, 20 à différentes vitesses et 5 études ne précisaient pas les conditions.

A noter que pour ce travail de thèse, une mise à jour sur la base MEDLINE a été réalisée afin d’ajouter des études publiées plus récemment entre 2015 et 2021.

4.3 Résultats et discussion de la revue de la littérature

4.3.1 Rôle du tronc lors de la marche

Le comportement dynamique du rachis et les conséquences des déformations structurelles sur la marche ne sont habituellement pas prises en considération dans l’évaluation et la prise en charge des déformations rachidiennes. La fonction dynamique du rachis est cependant indissociable de la fonction de marche : le tronc n’est pas un « passager passif » des membres inférieurs. Le rachis participe activement au contrôle de l’équilibre en tant que principal stabilisateur de la marche, comme cela a été démontré chez la personne âgée ⁶⁵. Le 1^{er} paramètre à se modifier est le défaut de contrôle postural et ce avant la diminution de la vitesse, qui est le principal facteur de risque de chute.

4.3.2 Comportement fonctionnel et mesures dynamiques du rachis sain

4.3.2.1 Cinématique

Le tronc est constitué de multiples articulations qui ne peuvent pas être évaluées individuellement, d'une part en raison des repères anatomiques et d'autre part du fait qu'une modélisation « trop anatomique » ne serait pas reproductible au plan biomécanique. De ce fait, la modélisation habituellement utilisée pour représenter le rachis est celle d'un segment unique et rigide, avec comme repères anatomiques, la vertèbre C7, les acromions, le manubrium sternal, les épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieure et le centre du sacrum.

Notre revue de la littérature a montré qu'il existait cependant de nombreux modèles cinématiques dans les différentes études, avec des localisations de marqueurs et des segmentations hétérogènes (1 à 7 segments) pour la modélisation du tronc expliquant la variabilité de valeurs dans les amplitudes segmentaires retrouvées (**Tableau 1**)^{29,66,67}.

Études	Caractéristiques des sujets	Valeurs moyennes des amplitudes articulaires du tronc	Système et modèle cinématique	Conditions d'examen
Leardini et al 2009 ⁶⁷	10 sujets sains 5H/5F Age moyen 25.2 ans	Comparaison de 8 modèles cinématiques	14 marqueurs (5 au pelvis et 9 au tronc) 4 segments	Vitesse choisie
Stokes et al 1989 ⁶⁸	8 sujets sains 5H/3F	Coronal 9° Sagittal 6° Transversal 5°	SELSPOT system, LED 2 plaques: 1 pelvis, 1 thorax Tronc = thorax + pelvis	Tapis roulant 5 vitesses 3 passages 6 enjambées consécutives/15sec
Crosbie et al 1997 ⁶⁹	108 sujets sains 50H/ 58F De 20 à 30 ans	Coronal 7° Sagittal 2.5° Transversal 4°	Expert Vision, Motion Analysis Corp. 13 marqueurs 3 segments thoraciques supérieur /inférieur/ lombaire VICON, Oxford Metrics	3 passages
Saunders et al. 2005 ⁷⁰	7 sujets sains 6H/1F	Coronal 13° Sagittal 5° Transversal 7°	Tronc inférieur = 1 segment (T12-Sacrum)	Tapis roulant 2 vitesses

Tableau 1- Eudes sur la cinématique du tronc chez les sujets sains

Aucun de ces modèles n'est validé en raison de la variabilité des amplitudes articulaires des différents segments, mais s'orienter vers une modélisation qui a un sens clinique semble donc à privilégier^{67,71}. Le profil des courbes de cinématiques restaient cependant semblable avec des résultats concordants sur l'augmentation des amplitudes de distal en proximal^{68,70,72}. Le rôle d'absorption des accélérations

horizontales est en faveur du rôle de stabilisateur actif; de même que les mouvements opposés entre bassin et rachis lombaire, et entre rachis thoracique et l'unité tête-cou ^{29,72}.

Le comportement dynamique des différents segments du tronc peut différer selon les niveaux, notamment au niveau des zones de jonction (cervicale, thoracique, lombaire et pelvienne) ainsi que des ceintures scapulaires et pelviennes. Une segmentation du rachis semble donc nécessaire, mais comme le souligne Leardini et al. la validation d'un modèle unique semble difficile en raison de la variabilité des amplitudes articulaires d'un individu à l'autre au niveau des différents segments ^{67,73}.

4.3.2.2 Cinétique et électromyographie dynamique (EMG)

Le tronc représente près des 2/3 de la masse corporelle et il est donc la composante principale des forces de réaction du corps au sol. Les muscles extenseurs et fléchisseurs spinaux ont une part active dans le contrôle des oscillations antéro-postérieures du tronc et dans la rotation des épaules ^{29,70,72,74}. Les muscles rachidiens (erector spinae) sont indispensables au maintien de l'équilibre postural notamment pour les mouvements antéro-postérieurs: ils permettent de rigidifier le tronc dans les situations de déséquilibre lorsque celles-ci ne peuvent plus être contrôlées par le point de pivot des membres inférieurs que sont les chevilles ^{75,76}. Les muscles abdominaux (rectus abdominis et obliquus externus abdominis) jouent également un rôle dans ce contrôle postural en tant qu'antagonistes des érecteurs du rachis et ils sembleraient qu'ils participent à la rigidifier le rachis bien que cela soit controversé dans la littérature ⁷⁰.

4.3.3 Influence des déformations structurelles du rachis sur les anomalies fonctionnelles et dynamiques du tronc

Dans cette partie, nous avons recherché les anomalies rapportées dans les conditions pathologiques en lien avec la déformation scoliotique.

4.3.3.1 Dans la scoliose

L'hétérogénéité des caractéristiques des sujets dans les différentes études (scoliose idiopathique et secondaire de l'enfant et de l'adolescent, et scoliose dégénérative de l'adulte) peut expliquer la grande variabilité des résultats de la littérature ⁷⁷. D'une manière globale, il existe une réduction de la longueur du pas, par diminution de la phase d'appui et une diminution de la vitesse ^{28,33,78-81}. Pour la vitesse, les résultats des différentes études peuvent être biaisés, Mahaudens et al. ayant montré une normalisation des paramètres spatio-temporels (PST) à partir de 6 mois de traitement par corset, ce traitement n'étant pas nécessairement mentionné dans les différentes études ^{31,79}. D'autres études

ont également montré un ralentissement dans l'initiation du pas qui peut être le témoin d'une adaptation progressive nécessaire dans la SIA pour normaliser la vitesse de pas ⁸².

Deux études ont mis en évidence que les amplitudes de rotation du tronc ne différaient pas significativement dans la SIA sans préciser s'il existait des modifications dans le plan coronal ^{33,81}. Cependant le mouvement de rotation du tronc est indispensable au maintien de la coordination entre la tête et le bassin pour guider la ligne de progression du pas avec une adaptation de l'orientation des épaules comme montré par Pesenti et al. ⁸³. Il existerait dans les SIA thoraciques une diminution de l'anteflexion du tronc avec une rotation des épaules, dans le plan transverse, orientée du côté opposé de l'apex. La localisation de l'apex modifie également les paramètres cinématiques dans le plan coronal et sagittal avec un déplacement latéral du tronc du côté de la convexité, avec déséquilibre global dynamique plus important pour les courbures lombaires ^{84,85}. Dans le plan sagittal, la différence entre les courbures thoraciques et lombaires était la position relative de T12 par rapport au sacrum. En situation physiologique, T12 est localisé en avant de la 1^{ère} vertèbre sacrée lors de la marche. Or, dans cette étude, dans les courbures lombaires, T12 était localisée à la verticale du pelvis et en avant du pelvis dans les courbures thoraciques. Aucune différence n'existait entre les 2 types de courbures dans le plan transversal. L'influence de la sévérité de la déformation a montré des résultats contradictoires qui ne permettent pas de préciser si l'importance de la courbure modifie de manière significative les paramètres de marche ^{33,84}.

Au niveau des membres inférieurs, la diminution des amplitudes semble être un mécanisme de compensation pour le maintien d'un alignement dans le plan coronal de la partie supérieure du corps avec notamment une diminution des amplitudes au niveau du bassin ³³.

Sur le plan de la cinétique, les forces de réaction au sol sont asymétriques, mais non liées à la sévérité de la déformation, et prédominant du côté de la concavité, toujours en faveur d'un mécanisme compensatoire pour le maintien de l'équilibre global ^{81,82,86-89}.

La déformation modifie les longueurs et les volumes musculaires au niveau du rachis, ce qui peut expliquer les schémas asymétriques retrouvés dans l'étude électromyographique par Hopf et al. ^{90,91}. Cependant la mesure directe de la force musculaire n'étant pas possible et son rôle potentiel comme cause initiale de la déformation doit être prudemment interprété dans la scoliose idiopathique de l'adolescent, encore vierge de tout phénomène dégénératifs comme dans la scoliose de l'adulte ⁹²⁻⁹⁴. Les travaux récents en IRM axiale musculo-squelettiques réalisés chez l'adulte ainsi que l'évaluation par l'élastographie pourraient peut-être nous renseigner sur ces modifications musculaires mais également sur l'état des disques intervertébraux et des systèmes capsulo-ligamentaires dans la SIA ⁹⁴⁻⁹⁷.

4.3.3.2 *Syndrome du dos plat*

Le dos plat est défini par un aplatissement des courbures rachidiennes dans le plan sagittal. Celui-ci peut être congénital ou acquis (iatrogène)⁹⁸. Dans la scoliose idiopathique, déformation qui est tridimensionnelle, un dos plat peut être présent comme en témoigne la classification de Lenke et son modificateur sagittal (-) (Cyphose thoracique <10°) (**Figure 13**)⁶³. Les conséquences à long terme de cette déformation, sont une augmentation de la lordose lombaire, une rétroversion du bassin et une extension des hanches dans le but de rétablir un axe sagittal global correct. Celui-ci est très mal toléré avec une usure des disques intervertébraux et des rachialgies chroniques.

La modification de l'équilibre sagittal dans le dos plat modifie la position du centre de masse qui est alors projeté en avant. La direction du vecteur FRS est donc anormale et les mécanismes de compensation sont inévitables comme démontré dans l'étude de Sarwahi et al.⁹⁹. La base de support est élargie et la vitesse est diminuée par diminution de la longueur du pas, auxquelles sont associées une augmentation de la flexion antérieure du tronc et une diminution des amplitudes articulaires globales au niveau du rachis. Au niveau des membres inférieurs, flexion de genou et rotation latérale de hanche sont augmentées sur la cinématique. Sur la cinétique, les FRS verticales étaient diminuées de 8% au moment de la mise en charge, sans anomalies des moments au niveau de la hanche dans le plan sagittal malgré l'anteflexion du tronc. Au niveau du genou, il existait des moments diminués dans le plan sagittal (flexion-extension) et coronal (varus-valgus). Cependant l'analyse cinétique n'avait été réalisée que dans 76% en raison de la faible endurance et des longueurs de pas trop faibles dans leur population.

4.4 Synthèse de la revue de la littérature

La littérature met en évidence des modifications fonctionnelles lors de la marche associée à ces déformations dont l'analyse repose habituellement uniquement sur des mesures statiques sur les clichés radiographiques. C'est au clinicien de créer le lien pour une analyse globale.

Pour le comportement du rachis sain, tous les auteurs ont réalisé des analyses poly-segmentaire du tronc avec une analyse tridimensionnelle. Cependant, même si l'anatomie fonctionnelle étudiée était identique avec une description des mobilités des différents segments, le positionnement des marqueurs ainsi que la segmentation pour la modélisation étaient différents d'un article à l'autre, ne permettant donc pas de préciser le comportement rachidien normal de manière unanime.

Dans l'analyse du rachis pathologique, il est certain que les déformations structurelles retrouvées à l'imagerie modifient la fonction de marche. Les auteurs ont principalement rapportés les résultats de protocoles mono-segmentaires dans la scoliose avec une analyse des 3 plans. Mais pour une même

pathologie analysée, l'approche biomécanique était différente selon les études avec une description des orientations segmentaires différentes. Les résultats conventionnels de l'analyse du mouvement (paramètres spatio-temporels, cinématique, cinétique et EMG) ne permettent pas d'établir clairement les relations entre déformations du rachis et équilibre de la marche. Il semble donc logique de trouver des mesures nous permettant d'identifier et de quantifier les déséquilibres fonctionnels dans ces pathologies et plus particulièrement dans la scoliose idiopathique, puisqu'il s'agit de la pathologie rachidienne la plus fréquente de l'enfant.

5 Équilibre dynamique lors de la marche

Le centre de masse (CdM) d'un système est son barycentre géométrique. Aussi au cours du temps, si la forme géométrique du système varie, la localisation du CdM varie également.

Dans le cadre de la posture debout, pour être en situation d'équilibre, la projection verticale du centre de masse (CdM) au sol doit être localisée au plus proche du centre de la base de support (polygone de sustentation) qui correspond à la surface entre les deux pieds d'un individu ⁷³. Lorsque cette situation d'équilibre est respectée, l'activité musculaire nécessaire pour rester debout, est minime. En revanche, si la position de ce CdM est modifiée, sa projection verticale est alors éloignée du centre de la base de support, et l'individu doit alors fournir une activité musculaire supplémentaire qui nécessite un effort consommateur d'énergie (**Figure 15**): il s'agit du concept du cône d'économie développé par Jean Dubousset ¹⁰⁰.

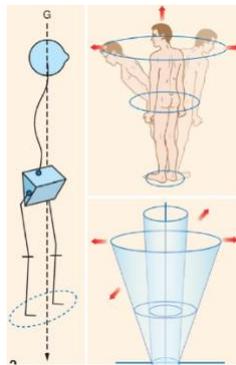


Figure 15- Concept du cône d'économie proposé par Jean Dubousset. Illustration issue de l'article de Le Huec et al, Eur Spine J 2019, intitulé : « Sagittal balance of the spine » ⁵¹. Lorsqu'un individu est en équilibre, la base du cône localisée au niveau de la tête est restreinte. En situation de déséquilibre, cette base est élargie avec des oscillations du tronc plus importantes.

Lors de la marche, cette condition ne peut plus être appliquée mais il existe tout de même une situation d'équilibre qui permet aux individus de passer des phases de stabilité (double appui) et d'instabilité (appui monopodal), sans chuter même lorsqu'il existe des obstacles ^{36,101,102}. Cependant, la manière dont la stabilité de la marche doit être définie et mesurée n'est pas consensuelle, et différentes approches existent dans la littérature ¹⁰³.

- (1) L'approche avec les mesures descriptives fondées sur les paramètres spatio-temporels (variabilité de la longueur du pas, de la largeur du pas et la durée du pas) qui sont le reflet indirect du contrôle de la stabilité lors de la marche ¹⁰⁴⁻¹⁰⁸.

- (2) Les mesures de la variabilité de la marche fondées sur la théorie des dynamiques non linéaire des mouvements cycliques, qui étudient la variabilité des valeurs cinématiques ^{109,110}.
- (3) Les mesures de la stabilité de la marche fondées sur la relation entre la base de support (BdS) et le centre de masse (CdM), qui étudient la capacité d'un individu à maintenir ou bien à restaurer la position de son CdM pour maintenir son équilibre ^{101,111}.

Dans le cadre de l'activité clinique et dans notre thématique, nous nous sommes d'abord intéressés aux 2 derniers paramètres de mesure de cet équilibre dynamique de la marche.

5.1 Techniques de mesures de l'équilibre dynamique

5.1.1 Stabilité dynamique locale et orbitale par le coefficient de Lyapunov et le multiplicateur de Floquet

Les stabilités dynamiques locale (exposant maximal de Lyapunov λ_{Max}) et orbitale (multiplicateur de Floquet Max FM) permettent d'évaluer le comportement dynamique d'un système après des perturbations infinitésimales, mais les hypothèses sur la nature du système diffèrent selon que l'on considère l'une ou l'autre de ces stabilités ¹¹². Elles sont toutes les 2 fondées sur la prévisibilité d'un mouvement après de petites perturbations. La stabilité locale représente la vitesse à laquelle un système converge ou diverge de sa trajectoire initiale, en temps réel : elle s'applique aux systèmes strictement non-périodiques et se compose d'un composant à long terme (λ_L) et d'un composant à court terme (λ_s) ¹¹⁰. Lorsque le λ_{Max} augmente, l'équilibre dynamique augmente.

La stabilité orbitale (MaxFM), quantifie la tendance d'un système à retourner périodiquement aux limites de ses orbites : elles s'applique donc aux systèmes périodiques ^{103,110}. Lors de la marche, elle est calculée en un point identique du cycle et quantifie les variations d'une enjambée à une autre. Une amplitude inférieure à 1 signifie que le système est stable.

La marche humaine n'obéit pas strictement à l'une ou l'autre de ces conditions : elle n'est ni strictement périodique, ni strictement non-périodique. Les deux méthodes doivent donc être associées. La stabilité locale et orbitale d'un segment ne préjugent pas de celle du segment adjacent en particulier dans les déformations rachidiennes ⁷³. Pour la stabilité locale, le temps minimal nécessaire pour obtenir des données fiables est de 5min pour le composant à long terme mais au détriment d'une diminution de la précision du composant à court terme et de la stabilité orbitale ¹¹²⁻¹¹⁴. La variabilité des deux composants du λ_{Max} diminue sur tapis roulant contrairement à la stabilité

orbitale ^{109,110}. L'augmentation de la vitesse augmente la sensibilité aux perturbations locales et modifie les deux stabilités dynamiques ^{32,115}.

5.1.2 Marge de stabilité dynamique (MSD)

Elle est définie par la plus courte distance entre le centre extrapolé de masse (CdM_{ex}) et les limites de la base de support (BdS). Elle correspond à la divergence qu'un système peut endurer avant de perdre l'équilibre ^{37,73,101}. Le CdM_{ex} est une fonction de la projection verticale du centre de masse (CdM) et de sa vitesse, de la gravité et de la hauteur trochantérienne ^{37,101,116}. Une distance positive indique un système stable ^{36,119}. Son avantage est de mesurer directement l'équilibre dynamique au cours de la marche mais sa mesure nécessite une méthode de calcul fiable de la position du CdM en évitant un calcul de la moyenne des segments d'après Hahn et al. ¹²⁰⁻¹²³. Il existe trois moyens de mesurer le déplacement du CdM au cours du cycle ¹²⁰ : deux méthodes cinématiques (marqueurs sacrés et analyse segmentaire) et une méthode cinétique par les plateformes de forces. La littérature a montré que l'analyse segmentaire et la méthode cinétique ne sont pas influencées par la vitesse de marche et elles sont donc plus recommandées que la méthode des marqueurs sacrés. Cette mesure peut également se faire en utilisant des accéléromètres tri-axiaux, avec une précision comparable à l'analyse segmentaire, et dont l'avantage est d'être réalisée en condition écologique, tout en sachant que le calcul de la BdS ne peut actuellement s'effectuer qu'en laboratoire de la marche ^{124,125}.

La mesure de la BdS peut se calculer par 2 méthodes : la cinématique (marqueurs aux pieds) et les semelles plantaires de captures de FRS ¹²⁵. Le temps minimal requis pour avoir des données fiables est de 2 enjambées à vitesses différentes, la marche sur tapis roulant ne la modifiant pas ^{126,127}. Enfin, il reste à démontrer si la MSD peut être utilisée dans des études avec des conditions de marche avec obstacles, comme cela été souligné par Wu et al. ¹²⁸.

5.1.3 Comparaison des 2 techniques de mesures appliquées aux déformations rachidiennes

La reproductibilité des données pour la stabilité dynamique et la MSD sont excellentes chez l'adulte sain, bien que les résultats puissent être influencés par la durée d'acquisition, qui était de 20 min dans l'étude de Bruijn et al. ^{114,126}. En effet, plusieurs épreuves de 150 enjambées consécutives sont recommandées pour un calcul fiable des stabilités locale et orbitale alors que cela n'est pas le cas pour la MSD. En fonction de la pathologie étudiée, ceci doit donc être pris en compte car il s'agit d'un facteur limitant pour certains enfants et adultes ¹¹⁴.

La diminution de la variabilité naturelle de la marche humaine sur tapis roulant ne modifie ni la stabilité orbitale, ni la MSD chez l'individu sain mais ceci reste à démontrer dans les situations pathologiques ^{110,126}. Les stabilités locale et orbitale et MSD sont influencées par les changements volontaires des PST

et notamment aux changements de vitesse ^{32,129,130}. Ainsi, il existe des modifications des valeurs de la MSD similaires à celles rencontrées pour la stabilité dynamique locale et orbitale lorsqu'il y a un changement de longueur ou de largeur de pas, montrant l'impact que le placement volontaire et contrôlé du pied au sol peut avoir notamment en situation non écologique ^{36,129,130}.

La comparaison des 2 techniques de mesures montre des résultats équivalents quant à la reproductibilité des données. Cependant, la durée d'acquisition étant importante pour le calcul de la stabilité locale, il nous semblait plus adapté d'utiliser la MSD pour évaluer les conséquences fonctionnelles des anomalies rachidiennes lors de la marche.

Comme indiqué dans la problématique de ce travail de thèse (Chapitre 2, page 12), notre 2^{ème} objectif vise à quantifier l'impact des déformations de la colonne vertébrale sur l'équilibre dynamique lors de la marche. La quantification de cet équilibre dynamique par la marge de stabilité dynamique décrite par Hof et al., a reposé sur l'étude de la marche de deux groupes : un groupe ayant des déformations rachidiennes (Étude 1), dont les résultats ont fait l'objet d'un déjà article publié (**Annexe 2**) ¹³¹ et un groupe d'adolescents ayant une scoliose idiopathique (Étude 2) dont la publication est en soumission.

5.2 Intérêt de la quantification par la marge de stabilité dynamique dans les déformations rachidiennes (Étude 1)

5.2.1 Introduction

La stabilité dynamique lors de la marche dépend du contrôle de la position et de la vitesse du centre de masse (CdM) et du déplacement de la base de support (BdS), ce dernier critère étant en lien avec un positionnement approprié des pieds ^{36,37,119}. En utilisant le modèle biomécanique du pendule inversé pour représenter le déplacement du corps humain, Hof et al. ont développé une mesure complémentaire : le centre de masse extrapolé ($CdM_{ex} = p_{CdM} + v_{CdM}/\omega_0$, p_{CdM} et v_{CdM} étant la position et la vitesse du CdM et ω_0 la fréquence propre du pendule) ^{36,37}. Les mêmes auteurs ont ensuite défini un autre paramètre pour quantifier cette stabilité dynamique : la marge de stabilité dynamique (MSD = $CdM_{ex} - BdS$) qui correspond à la plus courte distance entre le CdM_{ex} et la BdS, à n'importe quel moment du cycle de marche. Lorsque le CdM_{ex} est à l'intérieur de la base de support, le sujet est en équilibre dynamique et inversement il est en déséquilibre si le CdM_{ex} est en dehors ¹¹⁹.

L'objectif de ce travail préliminaire était de comparer l'équilibre dynamique de patients présentant une déformation rachidienne dans le plan sagittal et/ou coronal avec des sujets sains, en utilisant comme paramètre de mesure la MSD. L'hypothèse était que ces patients présentaient un déséquilibre

dynamique avec des asymétries droite/gauche sur les valeurs de la MSD et de la longueur du pas, ainsi que des irrégularités au cours du cycle de marche évaluées par la variabilité de ces 2 paramètres.

5.2.2 Matériels et méthodes

5.2.2.1 Population

Tous les patients présentant une déformation rachidienne (Groupe déformation : Groupe D) nécessitant une intervention ou bien une reprise chirurgicale ont été prospectivement inclus entre 2011 et 2014. Les critères d'inclusion étaient : (1) tous les patients marchants, (2) présentant une déformation rachidienne dans le plan sagittal et/ou coronal (scoliose, cyphoscoliose, spondylolisthésis, dos plat iatrogénique) et (3) ayant eu une analyse de la marche avec mesure de la MSD. Douze adultes jeunes et sains, sans aucune déformation du rachis, ont été inclus dans le Groupe contrôle (Groupe C). Les critères d'exclusion pour les 2 groupes étaient : (1) la présence d'une pathologie neurologique, (2) toute anomalie des membres inférieurs pouvant modifier la marche et (3) tout trouble cognitif ne permettant pas au sujet de comprendre les instructions pour l'analyse de la marche. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique local et le consentement écrit des patients a été recueilli.

5.2.2.2 Mesures radiologiques

Des radiographies de rachis entier debout, face et profil, ont été réalisées pour tous les patients du Groupe D pour analyser leurs déformations, caractéristiques qui ont été mesurées sur le logiciel Surgimap Spine 2.0 (Nemaris Inc, New York, NY, USA). Dans le plan sagittal, l'incidence pelvienne (IP), la lordose lombaire L1-S1 (L1-S1), la cyphose thoracique T1-T12 (T1-T12) et l'inclinaison sagittale globale spino-pelvienne (T1-SPI) ont été mesurées⁵⁵. Dans le plan coronal, l'équilibre global a été mesuré par la gîte coronale de C7 (c-GC7)^{46,47}.

5.2.2.3 Mesures dynamiques

Tous les sujets recevaient comme consigne de marcher pieds nus, à vitesse choisie de confort, sur une longueur totale de 8 mètres avec un minimum de 5 allers et 5 retours. Le protocole d'analyse tridimensionnelle utilisait un set de 43 marqueurs réfléchissants positionnés sur les repères anatomiques selon le modèle corps entier Plug In Gait, les marqueurs étant détectés par 10 caméras infra-rouge avec une fréquence de 120Hz (Motion Analysis Inc, Santa Rosa, CA, USA) (**Figure 16**)¹³²⁻¹³⁴.

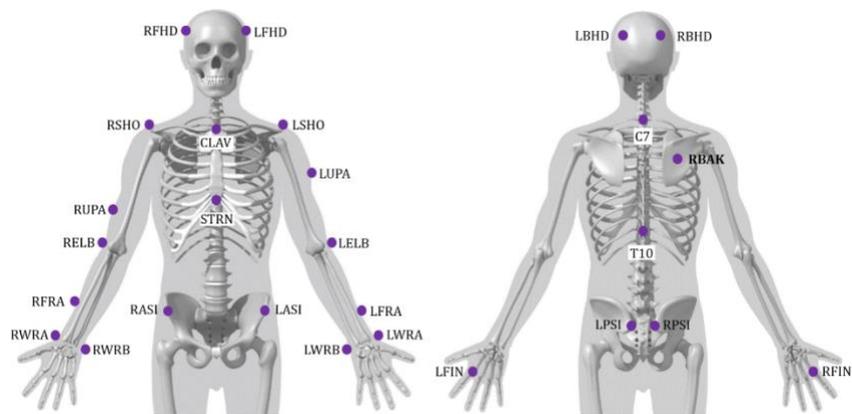


Figure 16- Positions des marqueurs du tronc utilisé dans l'étude (Plug-In-Gait). Illustration issue de Visual 3D Wiki Documentation

Les données des marqueurs résultaient d'un filtrage passe-bas avec filtre Butterworth de 4^{ème} génération, avec une fréquence seuil de 8Hz. La longueur du pas, la BdS et le CdM_{ex} étaient calculées à partir de la position de ces 43 marqueurs. Le calcul du CdM_{ex} nécessite une estimation de la position et de la vitesse du CdM du corps entier qui a été réalisée à l'aide d'une modélisation du corps en 13 segments rigides nécessaire à l'analyse segmentaire (Matlab 8.1 R2013a, Mathworks, Natick, MA, USA) ^{120,135,136}. Les limites de la base de support (BdS) était calculée en utilisant un protocole à 4 marqueurs sur chaque pied ¹¹⁹.

Les mesures anthropométriques nécessaires au calcul de la MSD étaient : la taille (cm), la longueur des membres inférieurs mesurées de l'épine iliaque antéro-supérieure à la pointe de la malléole médiale (cm), les longueurs et largeurs des 2 pieds (cm). En s'appuyant sur les données de Hof et al, selon lesquelles la MSD est maximale juste avant l'attaque du pas, la MSD étaient calculée entre 2 attaques de pas consécutives, séparément pour chaque côté, sur 3 passages représentatifs ¹¹¹. Les coordonnées 3D des marqueurs étaient analysées à l'aide du logiciel Visual 3D (C-Motion Inc., Rockville, MD, USA) pour le calcul des cinématiques articulaires.

5.2.2.4 Analyse des données

Les liens entre la MSD et la longueur du pas ont été évaluées avec une normalisation sur la taille ¹³⁶.

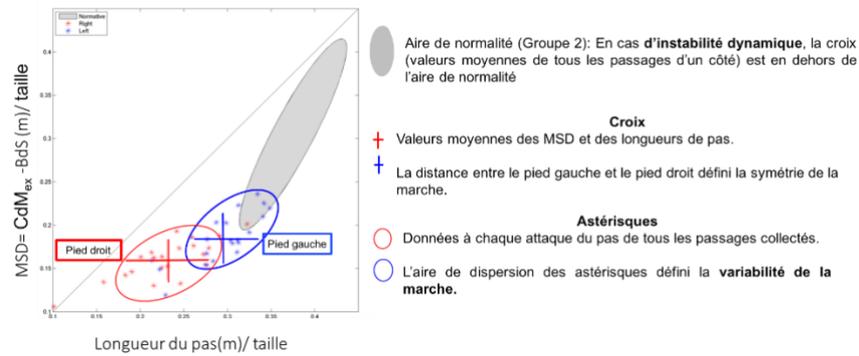


Figure 17- Relations entre MSD et longueur de pas chez une patiente de 59 ans, présentant une cyphose jonctionnelle proximale secondaire à une arthrodèse T2-S1 pour une scoliose lombaire dégénérative.

L'ellipse grise représentait l'aire de normalité correspondant aux 12 patients du Groupe C. Trois variables dépendantes étaient identifiées pour chaque patient du Groupe D et qui étaient fonction de la relation entre la MSD et la longueur du pas : la stabilité, la symétrie et l'harmonie. En fonction des résultats, les patients étaient classés comme en situation d'équilibre favorable (stable, symétrique et harmonieux) ou défavorable (instable, asymétrique et disharmonieux). La stabilité était définie par les valeurs moyennes de la MSD et de la longueur du pas au cours des passages (croix) : le sujet était considéré instable si au moins un côté était en dehors de l'aire de normalité. La distance entre les valeurs moyennes du pied droit et du pied gauche définissait la symétrie. L'harmonie était définie par la dispersion (étalement des astérisques) pour les valeurs de la MSD et de la longueur du pas, chaque astérisque représentant la valeur des 2 variables à l'attaque du pas.

Cinq variables indépendantes ont également été calculées pour étudier la fiabilité des 3 variables dépendantes : la distance cartésienne des coordonnées (x et y), la médiane et la variabilité de la MSD, la médiane et la variabilité de la longueur du pas. La distance entre les coordonnées permettait de calculer la symétrie, sachant qu'un patient était considéré comme symétrique s'il existait peu de variation des valeurs moyennes des variables entre chaque cycle. La distance cartésienne était calculée pour chaque moyenne de coordonnées entre les 2 côtés. La médiane des 2 variables étaient utilisées pour éviter l'effet des valeurs extrêmes et définissait la stabilité. La déviation standard des 2 variables était calculée, représentant la variabilité et donc l'harmonie.

5.2.2.5 Analyses statistiques

L'analyse statistique a été effectuée avec JMP 10 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA). Un test de Shapiro-Wilk a été réalisé pour déterminer la distribution des données. Les données quantitatives étaient exprimées en moyennes \pm déviation standard (SD) et intervalle de confiance (IC95%). La comparaison des groupes a été faite en utilisant un T-test de Student pour les données avec une distribution

normale et un test de Wilcoxon pour les données non-paramétriques, avec une valeur de $p < 0.05$ considérée comme significative.

La comparaison entre les 3 variables dépendantes étaient faite par un test du χ^2 de Pearson. Une analyse discriminante séquentielle quadratique avec des courbes ROC a été utilisée pour valider l'interprétation graphique de la **Figure 17**. Le modèle a été élaboré en utilisant les valeurs de 12 patients dans chacun des 2 groupes. En se référant à ce modèle, l'aire sous la courbe (ASC) a été calculée en fonction de chaque courbe ROC obtenue pour chacune des 3 variables dépendantes. L'ASC représentait le risque que la variable dépendante soit mal classée. Plus l'ASC est proche de 1, plus la variable est fiable.

La spécificité, la sensibilité et la précision du modèle étaient calculées pour les 5 patients restants du Groupe D, non inclus dans l'analyse discriminante.

5.2.3 Résultats

5.2.3.1 Caractéristiques démographiques des sujets

Dix-sept patients ont été inclus dans le Groupe Déformation. Il y avait 6 spondylolisthésis par lyse isthmique, avec 3 Grade III et 3 Grade IV selon la classification de Meyerding¹³⁷. Dans un cas, il existait une scoliose lombaire olisthésique associée (angle de Cobb 17°). Il y avait 4 sujets présentant une scoliose : dégénérative (2), secondaire à une instrumentation thoracique sur SIA (1) et une scoliose congénitale secondaire à une agénésie de S1 (1). Quatre sujets présentaient une déformation cyphotique : cyphose lombaire post-traumatique (1), congénitale sur une maladie de Scheuermann (1) et deux cyphoses jonctionnelles secondaire à une arthrodèse rachidienne. Un patient présentait une cyphoscoliose dégénérative et 2 patients présentaient un dos plat secondaire à une chirurgie rachidienne. Parmi les 8 patients opérés, la chirurgie primaire avait été réalisée dans un autre centre et les patients avaient été adressés dans la présente institution pour la reprise chirurgicale.

Les caractéristiques démographiques étaient similaires entre les 2 groupes exceptées pour la taille, Une normalisation sur la taille a été réalisée (**Tableau 2**).

Variables	Groupes		Valeurs de p
	Groupe Déformation (n=17)	Groupe Contrôle (n= 12)	
Age (Années) †	37.1±6.3 [23.8 ; 50.4]	25.2±0.9 [23.2; 27.1]	0.8
Taille (cm)	160.8±2.0 [156.3; 164.8]	172.4±1.8 [171.5; 179.3]	<0.001*
IMC (kg.m ⁻²)	27.9±8.7 [23.3; 32.5]	22.1±0.6 [20.8; 23.5]	0.02*
Hauteur trochantérienne (cm)	87.1±6.1 [82.0; 92.2]	88.9±1.2 [86.3; 91.4]	0.49
Longueur du pied (cm)	24.9±0.4 [23.9; 25.8]	25.7±0.4 [24.8; 26.7]	0.2
Largeur du pied (cm)	9.6±0.2 [9.1; 10.1]	9.5±0.2 [9.1; 9.8]	0.69
Sexe	2M/15F	5M/7F	

Tableau 2 - Caractéristiques démographiques des sujets. Les données sont exprimées en moyenne ± Déviation standard et leur intervalle de confiance (IC 95%). IMC : Index de masse corporelle ; M : Masculin ; F : Féminin.

* Seuil de significativité à $p < 0.05$.

† Distribution non-paramétrique selon le test de Shapiro-Wilk.

5.2.3.2 Mesures radiologiques

L'incidence pelvienne ($64.1 \pm 34.5^\circ$) et la version pelvienne ($27.4 \pm 3.3^\circ$) étaient augmentées dans le Groupe D par rapport aux valeurs normales rapportées dans la littérature^{56,138}. Les patients présentaient un déséquilibre antérieur global sur le T1-SPI ($3.6 \pm 0.9^\circ$) (**Figure 18**).



Figure 18- Radiographies de rachis entier de face et de profil de la patiente de 59 ans (Figure 17) montrant un déséquilibre sagittal antérieur (T1-SPI de 22.3°)

La lordose lombaire L1-S1 et la cyphose thoracique T1-T12 étaient dans les normes de la littérature avec des valeurs moyennes respectives de $46.5 \pm 38.7^\circ$ et $40.1 \pm 36.4^\circ$. Dans le plan coronal (c-GC7), l'alignement moyen était dans les normes ($2.4 \pm 0.4^\circ$).

5.2.3.3 Mesures dynamiques

Les mesures étudiées étaient significativement différentes entre les 2 groupes (**Tableau 3**)

Variables	Groupes		Valeur de p
	Groupe D (n=17)	Groupe C (n= 12)	
Distance cartésienne (m) †	0.05±0.01 [0.03; 0.07]	0.02±0.002 [0.02; 0.03]	0.008*
Médiane longueur de pas (m)	0.32±0.02 [0.28; 0.35]	0.38±0.007 [0.36; 0.39]	0.002*
Ecart-type longueur de pas †	0.02±0.004 [0.01; 0.03]	0.01±0.001 [0.008; 0.012]	0.01*
Médiane MSD	0.25±0.02 [0.19; 0.29]	0.31±0.01 [0.28; 0.33]	0.04*
Ecart-type MSD	0.022±0.003 [0.02; 0.03]	0.016±0.002 [0.01; 0.02]	0.04*

Tableau 3- Valeurs moyennes, écart-type et intervalle de confiance des 5 variables indépendantes

* Seuil de significativité à $p < 0.05$.

† Distribution non-paramétrique selon le test de Shapiro-Wilk.

Parmi les autres paramètres de marche étudiés, la vitesse de marche ($m \cdot sec^{-1}$) était également significativement diminuée dans le Groupe D ($p=0.02$) : 1.1 ± 0.1 ; IC 95% [0.9;1.3] vs. 1.3 ± 0.04 ; IC95% [1.2; 1.4]. La distance cartésienne montraient une plus grande asymétrie, une diminution de la longueur du pas et de la MSD. Quatorze patients parmi les 17 du Groupe D étaient instables selon les valeurs de l'aire de normalité. Les 3 patients stables étaient une cyphoscoliose dégénérative (60 ans), une maladie de Scheuermann (16 ans) et une spondylolisthésis grade IV (13 ans) qui n'avait pas encore été opérées.

5.2.3.4 Stabilité, symétrie et harmonie

Les patients du Groupe D étaient statistiquement moins stables, moins symétriques et moins harmonieux que les patients du Groupe C. Concernant les variables dépendantes, la plus prévisible était la stabilité avec une ASC plus importante que la symétrie et l'harmonie (**Tableau 4**)

Variabes	Stabilité	Symétrie	Harmonie
Aire sous la courbe (ASC)	0.98	0.82	0.69
Spécificité	0.50	0.50	1.00
Sensibilité	0.86	0.71	0.75
Précision	0.78	0.67	0.78

Tableau 4- Résultats de l'analyse discriminante pour les 3 variables dépendantes.

Valeurs exprimées sous forme décimale.

La spécificité du modèle était faible uniquement pour la stabilité et la symétrie, mais la sensibilité et la précision du modèle étaient élevées pour la stabilité et l'harmonie.

5.2.4 Discussion et synthèse

Les activités de la vie quotidienne sont dynamiques et nécessitent de se déplacer dans l'espace. L'un des objectifs de la chirurgie de la colonne vertébrale est de restaurer l'alignement rachidien radiologique. Des paramètres de l'équilibre dynamique, dont la MSD, ont été développés dans la littérature, notamment pour étudier les troubles de l'équilibre et les risques de chute chez les personnes âgées ^{103,139,140}. L'application de cette mesure aux déformations rachidiennes a été réalisée dans la présente étude.

5.2.4.1 Mesures dynamiques

Dans la littérature, il existe des changements du comportement dynamique dans la scoliose et les lombalgies chroniques avec des modifications sur les paramètres spatio-temporels de la marche, la cinématique, la posture et les forces de réaction au sol ^{33,141-143}. Paul et al. en 2014, ont étudié le déplacement du CdM et du centre de pression (CdP) au cours de la marche chez le patient présentant une SIA avec pour objectif de rapporter des améliorations de la stabilité dynamique lors de la marche après chirurgie d'arthrodèse ¹⁴⁴. Leurs résultats ont montré une diminution des oscillations dans le plan coronal mais les stratégies de compensation n'ont pas été étudiées puisque la position des pieds et la BdS n'ont pas été analysées. La présente étude a montré une diminution de la stabilité dynamique des patients avec une déformation rachidienne puisque les valeurs de la MSD étaient significativement inférieures à une population de sujets sains. Bien que la vitesse influence les valeurs de la MSD, une diminution de la vitesse de marche et de la longueur du pas étaient également retrouvées ^{115,145}. Cependant les valeurs de vitesse de déplacement de la MSD étaient probablement mieux contrôlées que dans certaines études, puisqu'une méthode segmentaire, recommandée par Gard et al., a été utilisée ¹²⁰.

5.2.4.2 Stabilité, symétrie et harmonie

Dans la présente institution, l'analyse par les cliniciens de la stabilité dynamique (MSD) en relation avec la longueur du pas, repose sur l'interprétation visuelle plus que sur les valeurs de ce paramètre dont les normes ne sont pas encore établies (**Figure 17**). C'est pourquoi la validation de cette interprétation était nécessaire et qu'elle a été réalisée par l'analyse discriminante. La représentation graphique telle qu'utilisée dans l'étude a permis de caractériser 3 paramètres : la stabilité, la symétrie et l'harmonie de la marche des individus. D'après les résultats des courbes ROC, le paramètre le plus

fiable était la stabilité, suivi par la symétrie puis l'harmonie (**Tableau 4**). Cependant une spécificité de 100% était retrouvée pour l'harmonie. Dans la littérature, le déplacement de la MSD est soit analysée dans la plan coronal (médio-latéral) soit dans le plan sagittal (antéro-postérieur)^{120,145}. Cependant, nos sujets présentant des déformations hétérogènes affectant au minimum un plan, une analyse bidimensionnelle ne nous semblait que peu applicable pour cette population.

5.2.4.3 Limites de l'étude

La 1^{ère} limite est le caractère hétérogène des pathologies rachidiennes, mais il s'agissait de résultats préliminaires cherchant à mettre en évidence l'existence ou non d'anomalies de l'équilibre dynamique en utilisant la MSD. Même si l'échantillon était faible et hétérogène, des différences significatives ont été mises en évidence. Une analyse en sous-groupe, fonction du type de déformation a été réalisée, mais non concluante en raison des faibles effectifs. La 2^{nde} limite est l'influence de la vitesse sur les valeurs de la MSD^{115,145}. Une analyse à vitesse constante aurait pu être réalisée et comparée au groupe de sujets sains, mais imposer ce changement n'aurait pas permis de mettre en évidence les variations interindividuelles liées à la vitesse choisie par le patient. Ces résultats nécessitent donc des études plus larges, sur des groupes homogènes, réalisées dans différentes conditions de marche pour confirmer ou non nos résultats et vérifier s'il existe des schémas de stabilité dynamique propres à chaque pathologie et leurs éventuelles corrélations avec les mesures anatomiques radiologiques. La 3^{ème} limite est l'absence d'appariement entre le groupe témoin (Groupe D) et le groupe contrôle (Groupe C). Les résultats démographiques (**Tableau 2**) ont montré que les groupes étaient similaires, excepté sur la taille, mais cette dernière a été utilisée dans la normalisation du calcul de la MSD. Enfin, la reproductibilité intersession des mesures de la MSD n'a pas été étudiée dans le Groupe D. Cependant, la MSD est fondée sur des mesures cinématiques avec des modèles dont la reproductibilité est régulièrement évaluée dans le laboratoire.

5.2.4.4 Synthèse

Cette étude préliminaire a donc montré une altération de l'équilibre dynamique, avec une diminution de la stabilité, de la symétrie et de l'harmonie de la marche pour les patients présentant une déformation rachidienne. D'autres études doivent cependant être menées pour déterminer si ce paramètre peut être utilisé comme un outil d'aide de décision chirurgicale et de suivi pour ces déformations. Il s'agit d'une piste prometteuse de recherche, complémentaire de l'analyse structurelle radiologique qui pourrait permettre d'améliorer la compréhension de ces déformations et optimiser les résultats opératoires des patients et leur équilibre.

5.3 Intérêt de la quantification par la marge de stabilité dynamique dans la scoliose idiopathique de l'adolescent (Étude 2)

Dans cette 2nde partie du travail sur la marge de stabilité dynamique, nous nous sommes intéressés à une pathologie spécifique : la scoliose idiopathique de l'adolescent afin d'étudier l'existence ou non de perturbations de leur équilibre dynamique lors de la marche. Cette population a été comparée à une population témoin d'adolescents du même âge, sans pathologie orthopédique et/ou rachidienne associée.

5.3.1 Introduction

Dans la SIA, les conséquences douloureuses et la qualité de vie à l'âge adulte sont directement liées à l'évolution naturelle de la déformation : plus la déformation devient sévère, plus les répercussions sur la consommation d'énergie et les anomalies de la marche deviennent visibles ^{14,15,146,147}. La littérature a largement montré l'importance de restaurer un alignement anatomique dans le plan sagittal, puisque ces paramètres sont directement corrélés aux résultats fonctionnels de la chirurgie mais son influence sur la restauration d'une position dynamique du tronc dans les activités de la vie quotidienne n'a été que peu étudiée ^{52,148,149}.

Nault et al. ont montré des dysfonctionnements posturaux chez les sujets scoliotiques, qu'ils ont corrélés aux paramètres cliniques de la déformation avec une augmentation des oscillations de déplacement du CdM en position debout ³⁰. La littérature a également montré qu'il existait une modification de la position du CdM chez les patients scoliotiques, position qui dépend de la localisation et de la sévérité de la déformation ¹⁵⁰⁻¹⁵². La restauration de la position du CdM dans le plan coronal et dans le plan sagittal serait donc un élément supplémentaire à prendre en compte dans la planification chirurgicale pour améliorer les résultats fonctionnels de la chirurgie ¹⁵³. De ce fait, l'étude de la MSD dans cette population, qui à notre connaissance n'a pas encore été étudiée, nous paraissait particulièrement pertinente.

L'objectif de notre étude était de voir si l'équilibre dynamique de la marche était modifié dans la scoliose idiopathique de l'adolescent par rapport à des adolescents sans déformation rachidienne avec comme hypothèse qu'il existe une perturbation de la MSD.

5.3.2 Matériels et méthodes

5.3.2.1 Populations

Il s'agissait d'une étude cas-témoin observationnelle, monocentrique, approuvée par le comité d'éthique local et menée entre 2019 et 2020. Deux groupes de sujets ont été étudiés : un groupe scoliosé (Groupe S) et un groupe d'adolescents témoins sans déformation rachidienne (Groupe C). Les critères d'inclusion dans les 2 groupes étaient : (1) des patients âgés de 11 ans à 18 ans, (2) sans antécédent de pathologie ou de traumatismes des membres inférieurs et (3) dont les parents acceptaient la participation à l'étude. Pour le Groupe S, les patients présentant une scoliose à début précoce ou bien une scoliose de cause secondaire n'étaient pas inclus : seuls les patients avec une scoliose idiopathique de l'adolescent non opérée étaient retenus.

Dans notre institution, les patients présentant une scoliose avec une indication chirurgicale, sont hospitalisés pour une journée de bilan (imagerie, explorations fonctionnelles respiratoires, bilans sanguins), comprenant également une analyse fonctionnelle de la marche sur tapis de marche (GaitRite®), par baropodométrie (Zebris®) et par vidéographie depuis 2016. La mise à disposition fin 2018 d'un matériel de capture de mouvement a permis de compléter ces bilans d'analyse simplifiée avec une analyse cinématique tridimensionnelle.

Pour la cohorte de sujets sains, il s'agissait de patients adressés en consultation d'orthopédie pour un dépistage de scoliose par le médecin traitant et pour lesquels ni le contrôle clinique et ni le contrôle radiologique n'ont permis de vérifier ce diagnostic. A l'issue de cette consultation, ces sujets étaient directement adressés sur la plateforme pour effectuer une analyse de la marche après recueil de leur consentement. Les données anthropométriques recueillies étaient les mêmes que celles recueillies pour la 1^{ère} étude.

5.3.2.2 Protocole d'analyse cinématique et paramètres mesurés

Le même protocole que celui de l'étude précédente a été appliqué et utilisait le même matériel de capture de mouvement (Motion Analysis Inc, Santa Rosa, CA, USA) à l'aide de 8 caméras. La numérisation des données était effectuée sur le même logiciel (Matlab 8.1 R2013a, Mathworks, Natick, MA, USA). Les patients étaient équipés du même jeu de marqueurs (43 marqueurs), répartis sur les mêmes repères anatomiques (Plug In Gait corps entier), permettant la même modélisation en 13 segments (**Figure 16**).

Les instructions de marche pied nus étaient cependant réalisées dans 2 conditions différentes : (1) marche à vitesse de confort choisie et (2) marche à vitesse rapide. Un nombre minimal de 10 passages allers et 10 retours étaient requis sur une longueur d'acquisition de 3 mètres de marche lancée. Le même protocole a été appliqué dans les 2 groupes. Les variables mesurées étaient les paramètres

spatio-temporels de la marche (PST), la marge de stabilité dynamique (MSD) et la position et la vitesse de déplacement du centre de masse (CdM). La même relation que celle utilisée dans le 1^{ère} étude (**Figure 17**), entre MSD et longueur de pas, a été étudiée.

5.3.2.3 Analyses radiologiques

Tous les patients du Groupe S avaient un bilan d'imagerie permettant de caractériser leurs déformations. Il s'agissait dans tous les cas d'une stéréoradiographie bi-planaire, debout, de rachis en entier, face et profil utilisant le système EOS (EOS Imaging, Paris, France), qui a été réalisée selon des protocoles micro-doses décrits dans la littérature ⁴⁰.

Les mesures ont été faites sur le logiciel KEOPS (SMAIO, Lyon, France) ¹⁵⁴. Les paramètres mesurés dans le plan coronal étaient : l'angle de Cobb, l'obliquité des épaules, l'obliquité du bassin et la gîte coronale de C7 (c-GC7). Dans le plan sagittal les mesures étaient : la gîte sagittale de C7 (s-GC7), la cyphose et la lordose maximales (CTmax et LLmax) et les 3 paramètres pelviens (IP, PS et VP). La classification de Lenke a été utilisée pour caractériser les types de déformations ⁶³.

5.3.2.4 Analyses statistiques

L'analyse statistique a été effectuée avec SPSS statistics 23.0 (SPSS Inc., Armonk, NY, USA). Un test de Shapiro-Wilk a été réalisé pour déterminer la distribution des données. Les données quantitatives étaient exprimées en Moyennes \pm Déviation standard (DS) et intervalle de confiance [IC95%]. Les variables quantitatives ont été comparées par un T-test de Student ou un test de Mann-Whitney. Les variables qualitatives ont été comparées par un test de Chi² ou un test Exact de Fischer. Une valeur de $p < 0.05$ était considérée comme significative.

5.3.3 Résultats

5.3.3.1 Populations et caractéristiques anthropométriques des 2 groupes

Au total 27 patients (75% de filles) ont été inclus dans l'étude : 16 patients dans le groupe scoliose (Groupe S) et 11 patients dans le groupe contrôle (Groupe C). Les 2 groupes ne montraient pas de différence significative, excepté pour le poids (**Tableau 5**).

Variables démographiques		Groupe S (n=16)	Groupe C (n=11)	Valeur de p
Âge (ans)		15.3 ± 0.4 [14.6;16]	14.0 ± 0.6 [13.5;15.5]	0.13
Sexe (M/F)		4/12	3/8	0.68
Latéralité	Droite/ Gauche	13/3	8/3	0.66
Taille (cm)	Totale	161.4 ± 1.5 [158;164]	157.8 ± 3.8 [152;162]	0.37
	Mb Inférieur Gauche (cm)	80.1 ± 1.0 [77;81]	76.5 ± 1.5 [73.6;78.6]	0.12
	Mb Inférieur Droit (cm)	80.7 ± 1.2 [76.8;81.2]	76.5 ± 1.6 [73.7;78.7]	0.17
ILMI ≥ 10mm (nb cas)		2	0	0.63
Pied (cm)	Longueur Droit	24 ± 0.3 [23.2;24.4]	23.5 ± 0.6 [22.2;24.2]	0.45
	Longueur Gauche	24.1 ± 0.4 [23.1;24.5]	23.5 ± 0.6 [22.3;24.3]	0.49
	Largeur Droit	9.3 ± 0.1 [9;9.6]	9.1 ± 0.3 [8.4;9.4]	0.75
	Largeur Gauche	9.6 ± 0.1 [9.4;9.8]	9.1 ± 0.2 [8.7;9.3]	0.46
Poids (kg)		56.9 ± 2.3 [49.3;58.1]	47.3 ± 3.1 [42;52]	0.02*
Condition à vitesse normale	Nb cycle à droite	17.6 ± 0.8 [15.4;18.6]	18.2 ± 1 [15.4;18.6]	0.50
	Nb cycle à gauche	17.9 ± 0.8 [17;20]	18.5 ± 0.9 [17.5;20.5]	0.59
Condition à vitesse rapide	Nb cycle à droite	13.0 ± 1 [11.9;16.1]	13.2 ± 0.57 [13.1;14.9]	0.57
	Nb cycle à gauche	13.4 ± 1.1 [11.6;15.4]	13.8 ± 0.70 [12.9;15.1]	0.90

Tableau 5 - Variables démographiques dans le Groupe S et le Groupe C. Les données sont exprimées en moyennes ± DS et [IC95%]

Mb : Membre ; ILMI : inégalité de longueur des membres inférieurs. *p<0.05.

Le nombre de cycles de marche complets, enregistrés dans les 2 groupes, était également similaire.

5.3.3.2 Analyses radiologiques

Les caractéristiques du type de déformations des patients du Groupe S sont résumées dans le **Tableau 6**. Les courbures les plus fréquentes étaient des courbures simples thoraciques (Lenke1) ou lombaire (Lenke 5). Aucune triple courbure ou double courbure thoracique n'était trouvée.

Côté courbure principale	Droite	9 (56%)
	Gauche	7 (44%)
Classification de Lenke	1	7 (44%)
	3	1 (6%)
	5	5 (31%)
	6	3 (19%)
	A	1 (6%)
Modificateur lombaire	B	8 (50%)
	C	7 (44%)
	N	15 (96%)
Déséquilibre global (Gîtes de C7)	(-)	1 (6%)
	Frontal	7 (44%)
	Sagittal	0 (0%)

Tableau 6 - Caractéristiques des scolioses (n=16). Les variables sont exprimées en nombre de cas et pourcentages (%).

Les moyennes et déviations standard des différentes mesures radiologiques sont résumées dans le **Tableau 7**.

Mesures angulaires radiologiques		Groupe S (n=16)	Groupe C (n=11)	Valeur de p	
Plan coronal	c-GC7 (°)	2.6 ± 0.3	0.9 ± 0.1	<10 ⁻⁵ *	
	Cobb principal (°)	56 ± 3.9	-	<10 ⁻⁵ *	
	Obliquité des épaules (°)	2.9 ± 0.3	1.2 ± 0.2	<10 ⁻⁵ *	
	Obliquité du bassin (°)	3.3 ± 0.6	1.6 ± 0.6	0.06	
Plan sagittal	Paramètre global s-GC7 (°)	3.7 ± 0.5	2.6 ± 0.8	0.1	
	Paramètres rachidiens	MaxTK (°)	41.2 ± 3.3	40.4 ± 4.5	0.9
		MaxLL (°)	64.4 ± 2.8	53.4 ± 3.3	0.02*
	Paramètres pelviens	Pente sacrée (°)	40.4 ± 1.7	34.8 ± 2.4	0.07
		Version pelvienne (°)	6.9 ± 1.3	7.9 ± 2.4	0.5
Incidence pelvienne (°)		47 ± 2.3	42.7 ± 2.5	0.2	

Tableau 7- Comparaison des mesures radiologiques entre les 2 groupes.

Les patients du groupe S présentait une différence significative pour les déséquilibres globaux dans le plan coronal , différence pouvant être mis en lien avec l'augmentation de l'obliquité des épaules. Dans le plan sagittal, le groupe S présentait une lordose lombaire moyenne plus importante, sans différence significative pour les paramètres pelviens des sujets du Groupe C.

5.3.3.3 Mesures cinématiques à vitesse normale

Il n'existait pas de différence de valeur pour la MSD entre les 2 groupes (**Tableau 8**). Parmi les paramètres mesurés, une diminution de la symétrie de la longueur du pas (p=0.04) et une

augmentation de la variabilité de cette symétrie ($p=0.02$) étaient retrouvées dans le Groupe S suggérant une asymétrie plus importante dans ce groupe que chez les sujets sains. La symétrie en phase d'appui ne différait pas entre les 2 groupes, cela suggérait donc que l'asymétrie de longueur du pas retrouvée dans la Groupe S devait se produire en phase oscillante.

Une diminution de la variabilité du déplacement du centre de masse dans le plan coronal (médio-latéral) et une augmentation de la variabilité de la vitesse de déplacement dans le plan antéro-postérieur étaient également retrouvées.

			Groupe S (n=16)	Groupe C (n=11)	Valeur de p
Marge de stabilité dynamique (m)	Moyennes		0.52± 0.02	0.51± 0.03	0.87
	DS		0.04 ± 0.005	0.03 ± 0.003	0.64
Paramètres spatio-temporels	Vitesse (m.sec ⁻¹)	Moyennes	1.15 ± 0.04	1.15± 0.06	0.99
		DS	0.054 ± 0.009	0.049 ± 0.007	0.6
	Longueur de pas (m)	Moyennes	0.59± 0.01	0.57± 0.02	0.41
		DS	0.021 ± 0.002	0.019 ± 0.002	0.25
	Largeur du pas (m)	Moyennes	0.1± 0.007	0.09±0.004	0.45
		DS	0.028 ± 0.002	0.030 ± 0.002	0.37
	Symétrie longueur du pas	Moyennes	95.8 ± 0.6	97.1± 0.03	0.04*
		DS	3.1 ± 0.47	2.2 ± 0.28	0.02*
	Symétrie phase d'appui	Moyennes	96.8 ± 0.3	97.3± 0.3	0.31
		DS	2.7± 0.6	2.2 ± 0.2	0.9
Déplacement du Centre de Masse (m)	Antéro-postérieur	Moyennes	0.08 ± 0.004	0.1± 0.007	0.06
		DS	0.03 ± 0.003	0.04 ± 0.004	0.08
	Médio-latéral	Moyennes	2.36± 0.04	2.46± 0.04	0.1
		DS	0.21 ± 0.02	0.25 ± 0.01	0.03*
	Vertical	Moyennes	0.06± 0.005	0.06± 0.004	0.68
		DS	0.008 ± 0.002	0.006 ± 0.0005	0.23
Vitesse déplacement Centre de Masse (m.sec⁻¹)	Antéro-postérieur	Moyennes	0.19 ± 0.01	0.16 ± 0.009	0.58
		DS	0.12 ± 0.04	0.04 ± 0.007	0.03*
	Médio-latéral	Moyennes	1.34 ± 0.06	1.29 ± 0.06	0.54
		DS	0.24 ± 0.1	0.05 ± 0.006	0.42

Tableau 8 - Valeurs moyennes et déviation standard des variables cinématiques à vitesse normale choisie pour les 2 groupes.

La relation entre longueur du pas et la MSD normalisés sur la taille, ne montrait pas d'instabilité dans le Groupe S (**Figure 19**).

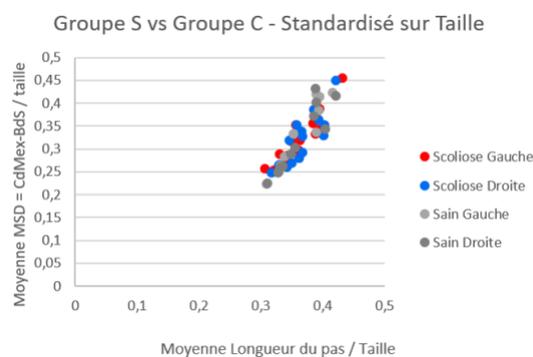


Figure 19- Relation entre les moyennes de la MSD et les moyennes des longueurs de pas standardisée sur la taille entre le Groupe S et le Groupe C ne montrant pas de modification de l'équilibre dynamique chez les adolescents avec une SIA à vitesse normale.

De même, cette relation ne montrait pas de différence lorsqu'une standardisation sur la vitesse était réalisée (**Figure 20**) mais avec une relation cette fois-ci linéaire.

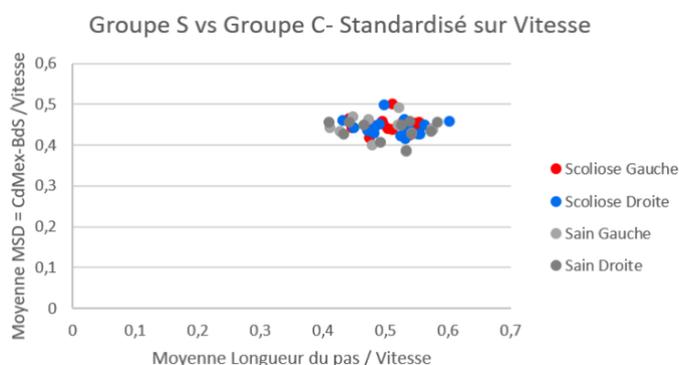


Figure 20- Relation entre les moyennes des MSD et les moyennes des longueurs de pas standardisée sur la vitesse entre le Groupe S et le Groupe C ne montrant pas de modification de l'équilibre dynamique chez les adolescents avec une SIA et une relation linéaire entre les 2 variables à vitesse normale.

5.3.3.4 Mesures cinématiques à vitesse rapide

Il n'existait pas de différence de valeur pour la MSD entre les 2 groupes (**Tableau 9**). Parmi les mesures analysées, il existait une diminution de la variabilité de la largeur du pas ($p=0.04$) dans le groupe scoliosé pouvant suggérer la mise en place de phénomènes de compensations aux membres inférieurs chez ces sujets. Il existait également une diminution du déplacement du CdM et de sa variabilité dans le plan sagittal (antéro-postérieur) certainement en lien avec les mêmes phénomènes de compensation susmentionnés.

			Groupe S (n=16)	Groupe C (n=11)	Valeurs de p
Marge de stabilité dynamique (m)	Moyennes		0.81± 0.02	0.8± 0.03	1
	DS		0.05 ± 0.005	0.047 ± 0.002	0.98
Paramètres spatio-temporels	Vitesse (m.sec ⁻¹)	Moyennes	1.76± 0.04	1.76± 0.06	0.93
		DS	0.079 ± 0.009	0.088 ± 0.007	0.45
	Longueur de pas (m)	Moyennes	0.69± 0.01	0.68± 0.02	0.69
		DS	0.026 ± 0.003	0.025 ± 0.002	0.54
	Largeur du pas (m)	Moyennes	0.1± 0.005	0.09±0.004	0.08
		DS	0.029 ± 0.002	0.034 ± 0.002	0.04*
	Symétrie longueur du pas	Moyennes	95.8 ± 0.4	96.9± 0.31	0.11
		DS	3.6 ± 0.62	2.7 ± 0.3	0.68
	Symétrie phase d'appui	Moyennes	95.8 ± 0.5	96.8± 0.3	0.09
		DS	3.2± 0.62	2.5 ± 0.24	0.64
Déplacement du Centre de Masse (m)	Antéro-postérieur	Moyennes	0.06 ± 0.004	0.1± 0.008	0.002*
		DS	0.026 ± 0.003	0.036 ± 0.003	0.01*
	Médio-latéral	Moyennes	2.61± 0.03	2.63± 0.04	0.67
		DS	0.15 ± 0.02	0.16 ± 0.02	0.39
	Vertical	Moyennes	0.072± 0.005	0.067± 0.006	0.54
		DS	0.009 ± 0.002	0.007 ± 0.0008	0.9
Vitesse déplacement Centre de Masse (m.sec⁻¹)	Antéro-postérieur	Moyennes	0.22 ± 0.06	0.17 ± 0.01	0.9
		DS	0.26 ± 0.21	0.04± 0.002	1
	Médio-latéral	Moyennes	2.14 ± 0.2	1.94 ± 0.06	0.79
		DS	0.89 ± 0.8	0.1 ± 0.01	0.57

Tableau 9- Valeurs moyennes et déviation standard des variables cinématiques à vitesse rapide pour les 2 groupes.

La relation entre MSD et longueur de pas, standardisées sur la taille, ne permettait pas de mettre en évidence de différence entre les 2 groupes (**Figure 21**). Il existait cependant une augmentation de la dispersion des valeurs moyennes entre les individus en comparaison avec la vitesse normale (p=0.71).

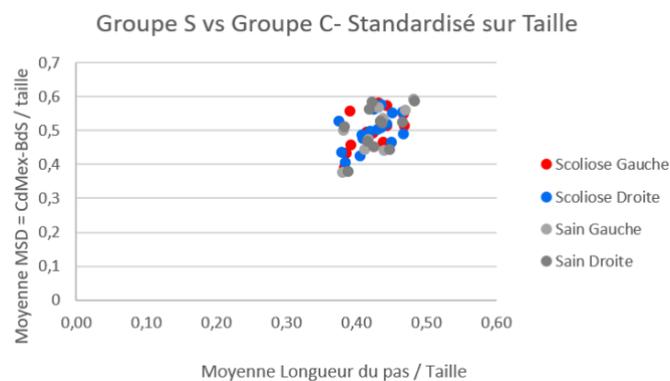


Figure 21- Relation entre les moyennes des MSD et les moyennes des longueurs de pas standardisé sur la taille entre le Groupe S et le Groupe C ne montrant pas de modification de l'équilibre dynamique chez les adolescents avec une SIA à vitesse rapide.

La standardisation sur la vitesse, montrait la même relation linéaire qu'à vitesse normale et sans différence entre les 2 groupes ($p=0.81$).

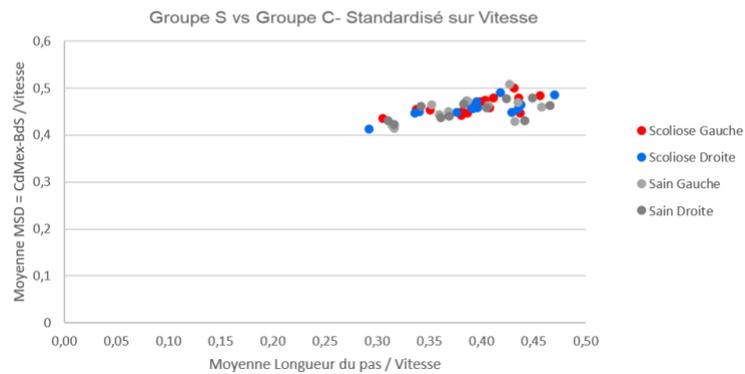


Figure 22- Relation entre les moyennes des MSD et les moyennes des longueurs de pas standardisé sur la vitesse entre le Groupe S et le Groupe C ne montrant pas de modification de l'équilibre dynamique chez les adolescents avec une SIA et une relation linéaire entre les 2 variables à vitesse rapide.

5.3.3.5 Influence de la vitesse sur les mesures cinématiques

La comparaison des valeurs des paramètres cinématiques entre vitesse normale et vitesse rapide est résumée dans le **Tableau 10**.

		Groupe S (n=16)			Groupe C (n=11)		
		Vitesse normale	Vitesse rapide	Valeur p	Vitesse normale	Vitesse rapide	Valeur p
Marge de stabilité dynamique	Moyennes	0.52	0.81	<10^{-5*}	0.51	0.8	<10^{-5*}
		± 0.02	± 0.02		± 0.03	± 0.03	
	DS	0.04	0.05	0.04*	0.03	0.047	0.002*
		± 0.005	± 0.005		± 0.003	± 0.002	
Vitesse (m.sec ⁻¹)	Moyennes	1.15	1.76	<10^{-5*}	1.15	1.76	<10^{-5*}
		± 0.04	± 0.04		± 0.06	± 0.06	
	DS	0.054	0.079	0.03*	0.049	0.088	0.001*
		± 0.009	± 0.009		± 0.007	± 0.007	
Longueur de pas (m)	Moyennes	0.59	0.69	<10^{-5*}	0.57	0.68	0.0003*
		± 0.01	± 0.01		± 0.02	± 0.02	
	DS	0.021	0.026	0.19	0.019	0.025	0.009*
		± 0.002	± 0.003		± 0.002	± 0.002	
Paramètres spatio-temporels	Moyennes	0.1	0.1	0.38	0.09	0.09	0.24
		± 0.007	± 0.005		± 0.004	± 0.004	
	DS	0.028	0.029	0.72	0.030	0.034	0.16
		± 0.002	± 0.002		± 0.002	± 0.002	
Symétrie longueur du pas	Moyennes	95.8	95.8	0.75	97.1	96.9	0.44
		± 0.6	± 0.4		± 0.03	± 0.31	
	DS	3.1	3.6	0.99	2.2	2.7	0.12
		± 0.47	± 0.62		± 0.28	± 0.3	
Symétrie phase d'appui	Moyennes	96.8	95.8	0.31	97.3	96.8	0.19
		± 0.3	± 0.5		± 0.3	± 0.3	
	DS	2.7	3.2	0.14	2.2	2.5	0.40
		± 0.6	± 0.62		± 0.2	± 0.24	
Déplacement du Centre de Masse (m)	Moyennes	0.08	0.06	0.02*	0.1	0.1	0.8
		± 0.004	± 0.004		± 0.007	± 0.008	
	DS	0.03	0.026	0.19	0.04	0.036	0.39
		± 0.003	± 0.003		± 0.004	± 0.003	
Médio-latéral	Moyennes	2.36	2.61	<10^{-5*}	2.46	2.63	0.01*
		± 0.04	± 0.03		± 0.04	± 0.04	
	DS	0.21	0.15	0.01	0.25	0.16	0.002*
		± 0.02	± 0.02		± 0.01	± 0.02	
Vertical	Moyennes	0.06	0.072	0.12	0.06 ± 0.004	0.067 ± 0.006	0.25
		± 0.005	± 0.005				
	DS	0.008	0.009	0.15	0.006 ± 0.0005	0.007 ± 0.0008	0.74
		± 0.002	± 0.002				
Antéro-postérieur	Moyennes	0.19	0.22	0.36	0.16 ± 0.009	0.17 ± 0.01	1
		± 0.01	± 0.06				
	DS	0.12	0.26 ± 0.04	0.21	0.04 ± 0.007	0.04 ± 0.002	0.43
		± 0.04	0.21				
Médio-latéral	Moyennes	1.34	2.14	<10^{-5*}	1.29 ± 0.06	1.94 ± 0.06	<10^{-5*}
		± 0.06	± 0.2				
	DS	0.24	0.89	0.36	0.05 ± 0.006	0.1 ± 0.01	0.0004*
		± 0.1	± 0.8				

Tableau 10- Comparaison des données cinématiques entre vitesse rapide et normale dans chacun des groupes.

Dans les 2 groupes, l'augmentation de la vitesse était logiquement associée à une augmentation significative de la vitesse et des longueurs du pas, avec pour le groupe C une augmentation significative de la variabilité de cette dernière, non retrouvée dans le Groupe S. Elle s'accompagnait également

d'une augmentation des valeurs moyennes de la MSD et de sa variabilité ($p < 10^{-5}$). Dans le plan coronal (médio-latéral), une augmentation du déplacement et de la vitesse de déplacement du CdM avec une diminution de la variabilité de déplacement étaient retrouvées.

Dans le plan sagittal, la seule différence retrouvée dans le groupe S était une diminution significative du déplacement du CdM ($p = 0.02$).

5.3.4 Discussion et synthèse

Les résultats de cette étude montrent que les adolescents avec une scoliose idiopathique ne présentent pas de perturbation de leur équilibre dynamique lors de la marche, même à vitesse rapide, ce qui ne permet donc pas de vérifier l'hypothèse de départ. Cependant, l'analyse des paramètres entrant dans le calcul de la MSD ont montré certaines différences notamment dans la variabilité de ces derniers.

5.3.4.1 Paramètres spatio-temporels

Aucune différence dans les moyennes des paramètres spatio-temporels (PST), si ce n'est pour la symétrie de longueur du pas à vitesse choisie, n'a été montrée dans la présente étude (**Tableau 8 et 9**). Dans la littérature, les résultats concernant la modification des PST sont cependant contradictoires^{35,155}. Certains auteurs retrouvent une augmentation de la longueur du pas du côté de l'apex, ce qui est en accord avec l'asymétrie de longueur de pas retrouvée dans notre étude, asymétrie qui semble se produire au moment de la phase oscillante (**Tableau 8**)^{33,81,84,156}. Il reste cependant encore à montrer si cette asymétrie peut être en rapport avec des asymétries d'amplitudes articulaires au niveau de la hanche ou bien si celle-ci peut être liée à une modification de l'orientation du bassin.

La diminution de la variabilité de la symétrie de la longueur du pas à vitesse normale n'était pas constatée à vitesse rapide. Dans les conditions d'examen de notre étude, la vitesse normale était choisie par l'individu, soulignant donc une possibilité de régulation de sa marche. Une évaluation en situation écologique à l'aide de centrales inertielles pourrait avoir un intérêt pour limiter ce biais¹¹³.

5.3.4.2 Stabilité dynamique dans la scoliose idiopathique de l'adolescent

Bien qu'il n'y ait pas de différence significative des valeurs moyennes entre les 2 groupes dans les valeurs de MSD, il existait une différence significative dans la variabilité des vitesses de déplacement et de la position du CdM. Yang et al. ont montré que ces variations étaient associées à un risque accru de chute chez la personne âgée, tout comme l'augmentation de la variabilité des paramètres spatio-temporels¹⁰⁸.

Dans le groupe S, à vitesse normale (**Tableau 8**), il existait une augmentation de la variabilité de la vitesse de déplacement du CdM dans le plan sagittal associée à une diminution de la variabilité de la position du CdM dans le plan coronal signifiant un risque accru de chute dans le Groupe S, cependant associé à des mécanismes de contrôle efficaces pour éviter les chutes ¹⁰⁸. La littérature a bien montré qu'il existe une modification de la position du CdM dans le plan sagittal dans les scolioses (à la verticale du bassin pour les courbures lombaires, en avant du bassin pour les courbures thoraciques), position d'autant plus altérée que la déformation est sévère ^{151,152}. Dans le plan coronal, les mêmes auteurs ont montré une compensation par le reste du corps de la position de ce CdM. La sévérité des courbures est également associée à une augmentation de son amplitude de déplacements au cours de la marche ¹⁵².

Les modifications sur la cinématique des différents segments corporels constatés dans la SIA sont considérées comme des moyens de compensation pour maintenir un équilibre dynamique ^{32,99,128}. Wu et al. ont montré que dans les SIA thoraciques, le contrôle de la relation entre CdM et centre de pression (angle d'inclinaison CdM-CdP) était altéré, avec des difficultés pour le transfert de masse ¹⁵⁷.

5.3.4.3 Influence de la vitesse dans la stabilité dynamique

L'augmentation de la vitesse de marche a montré une augmentation de la stabilisation dans le groupe S suggérant une augmentation des systèmes de compensation chez les patients présentant une SIA. Ceci confirme les résultats de Nault et al. qui ont montré une augmentation des oscillations du tronc en statique dans la SIA, témoin de ces mécanismes de compensation ³⁰. Cependant, bien que cette marche rapide semble être performante, celle-ci doit sans doute être « plus raide » pour limiter le déplacement vertical du CdM. En effet, comme montré par Mahaudens et al., dans la SIA, il existe une diminution du travail mécanique en lien avec une diminution de l'efficacité de la musculature du tronc mais qui se fait aux dépens d'une consommation accrue d'énergie, de plus de 30% par rapport à une population normale ^{33,147}.

5.3.4.4 Limites de l'étude

La 1^{ère} limite est celle de l'effectif faible dans les 2 groupes. En se fondant sur les critères de l'analyse de puissance réalisée dans l'étude de Wu et al., avec une puissance de 0.8 et un niveau de significativité à 0.5, un échantillon de 11 patients dans chaque groupe serait suffisant ¹⁵⁷. La 2^{nde} limite était la non faisabilité d'une analyse en sous-groupes selon le type de courbure ainsi que celle d'une analyse de corrélations avec les paramètres radiologiques. La 3^{ème} limite est celle de la différence significative de poids dans les 2 groupes, modifiant leur index de masse corporelle (IMC) qui a pu influencer nos résultats. Gao et al. et Herssens et al. ont en effet montré que l'augmentation de l'IMC modifiait les

valeurs de la MSD ^{158,159}. Enfin, cette étude ne comprenait pas d'auto-questionnaires patients et parents pour mesurer l'impact de leur déformation sur leur qualité de vie ²².

5.3.4.5 Synthèse

La marge de stabilité dynamique et sa relation avec la longueur du pas n'étaient pas altérées dans notre groupe de scoliose idiopathique de l'adolescent. Des perturbations significatives de la variabilité de la position et de la vitesse de déplacement du CdM ont pourtant été observées à vitesse normale, de même qu'une asymétrie de la phase oscillante, compensées par une stratégie médio-latérale de la position du CdM. L'augmentation de la vitesse semblait limiter ces différences, montrant que les performances des sujets pathologiques à vitesse rapide étaient équivalentes à celle d'un sujet normal. Les patients présentant une SIA sont donc capables de compenser fonctionnellement les déséquilibres structuraux liés à leurs déformations et sont donc aussi performants que des adolescents sains. L'influence du type de déformation a cependant encore été peu étudiée et la recherche d'asymétries fonctionnelles en lien avec les déséquilibres structuraux de la déformation doit encore être recherchée puisque la MSD ne s'intéresse pas aux asymétries fonctionnelles. C'est dans ce but que nous avons donc réalisé une étude analytique des patients atteints d'une SIA ayant bénéficié d'un examen de la marche et de la posture sur plateforme baropodométrique dans le cadre du bilan fonctionnel des scolioses opérées dans notre institution.

6 Existence de corrélations entre les asymétries structurelles et les anomalies fonctionnelles dans la scoliose idiopathique de l'adolescent : approche baropodométrique (Études 3 et 4)

Comme indiqué dans la présentation de notre problématique de travail (Chapitre 2, page 12), notre 3^{ème} partie vise à déterminer les caractéristiques baropodométriques de la marche en lien avec les déformations structurelles radiologiques dans la SIA. Une approche analytique approfondie de ces paramètres a été réalisée sur une cohorte de patients pour laquelle une indication chirurgicale était posée. En effet, l'analyse de la MSD a montré qu'il n'existait pas d'asymétries fonctionnelles liées aux asymétries structurelles, la MSD étant un paramètre de mesure global. L'analyse en baropodométrie, pourrait donc permettre soit d'affirmer ou d'infirmer les résultats de l'étude précédente sur les adolescents atteints d'une scoliose idiopathique. Ces individus sont-ils donc fonctionnellement « normaux » et si tel est le cas, où se situent les anomalies en lien avec leurs déformations structurelles ?

6.1 Introduction

Nous sommes partis du postulat que la distribution des forces sur la surface d'appui au sol ne traduit pas uniquement les modifications morphologiques du pied mais peut également être la conséquence de perturbations et/ou d'adaptations du système locomoteur dans son ensemble. Bien que la baropodométrie soit couramment utilisée en podologie pour orienter la décision thérapeutique, tel que le choix des appareillages, elle permet également de suivre facilement les paramètres spatio-temporels du cycle de marche. En clinique, cet outil permet une analyse quantitative, statique et dynamique de la répartition des pressions plantaires au cours du temps. Cette analyse repose entre autre sur la topographie des appuis mais également sur le calcul de paramètres plus spécifiques comme le déplacement du centre de pression ou encore la mesure de symétrie des paramètres spatio-temporels du cycle de marche (**Figure 23**).

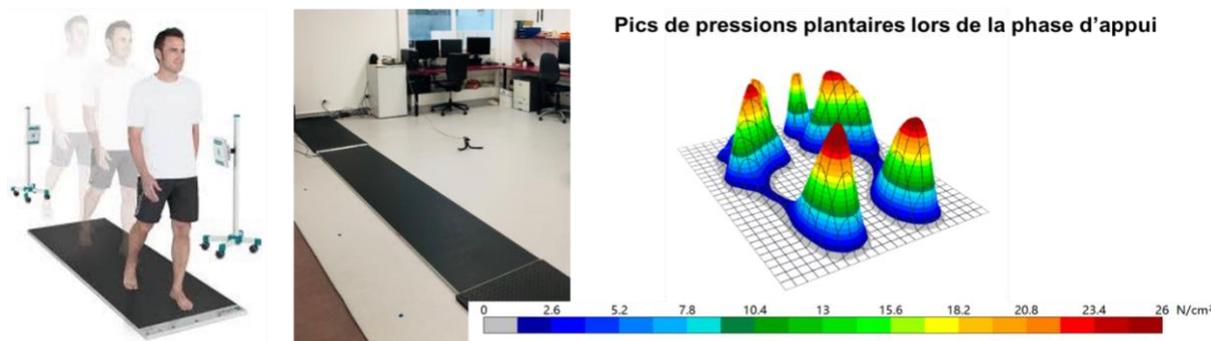


Figure 23– Plateforme Zebris dans notre laboratoire et mesure des pics de pressions plantaires en phase d'appui chez une patiente de la cohorte

Plusieurs systèmes d'analyse existent, utilisant différentes technologies, dont celle utilisée par le système Zebris® (Zebris Medical GmbH, Isny, ALLEMAGNE), qui utilise des capteurs capacitifs qui permettent une excellente précision des mesures avec une mesure des force verticales lors des phases d'appui, instrument qui a également été validé chez l'enfant ¹³⁷⁻¹³⁹.

L'objectif de l'étude était donc de cartographier les asymétries de fonction lors de la marche, ainsi qu'en posture orthostatique dans une population de scolioses idiopathiques de l'adolescent. Nous avons formulé l'hypothèse qu'il existait des corrélations entre les asymétries structurelles mesurées sur les radiographies de rachis entier et les paramètres de marche mesurés en baropodométrie. Du fait que la baropodométrie permet une analyse détaillée de la phase d'appui et de la trajectoire du centre de pression (CdP), ainsi que l'analyse de la répartition des appuis, l'hypothèse pouvant expliquer la normalité de fonction sur l'analyse de la MSD, serait qu'il existe des stratégies croisées entre l'avant-pied et l'arrière-pied et entre les côtés droit et gauche en fonction de la déformation.

6.2 Matériels et méthodes

6.2.1 Population d'étude

Cette étude, approuvée par le comité d'éthique local, a été réalisée de manière prospective dans le cadre du soin courant lors de la journée d'examen préopératoires en vue d'une chirurgie rachidienne effectuée dans notre institution. Tous les patients analysés présentaient une scoliose idiopathique de l'adolescent à maturité osseuse (cartilages tri-radiés fermés) pour lesquels une indication chirurgicale était posée. Cette indication chirurgicale reposait sur les critères de la SRS et étaient fonction de la sévérité et la localisation de la courbure, de l'évolutivité de cette (ces) courbure(s) (>5° en 6 mois), avec ou sans traitement orthopédique (corset) mais également sur les défauts d'alignement global dans le plan coronal et/ou sagittal (clinique et radiologique). Les critères d'inclusion étaient : (1)

patient de 11 à 18 ans, (2) sans antécédent chirurgical au niveau du rachis et (3) sans anomalie des membres inférieurs associée. Les patients présentant une cause secondaire de scoliose, une scoliose idiopathique à début précoce, des troubles du comportement ne permettant pas de réaliser l'examen de la marche n'étaient pas inclus dans l'étude.

Au total, 90 patients ont été analysés et dont les caractéristiques démographiques et cliniques sont résumées dans le **Tableau 11**.

		Moyenne \pm SD	Min-Max
Données démographiques	Age (ans)	15.2 \pm 1.7	
	Sexe (M/F)	18/72 (20%/80%)	
	Index Masse Corporel (kg.m ⁻²)	20.6 \pm 3.9	14.5-38
Données de l'examen physique	Torsion fémorale (°)	20.3 \pm 4.5	5-40
	Torsion tibiale (angle cuisse-pied)	9.7 \pm 6.4	0-25
	Angle poplité (90°+ x°)	90+ 64.2	25-90
	Flexion dorsale de cheville genou fléchi	25.3 \pm 5.9	5-40
	Flexion dorsale de cheville genou tendu	16.9 \pm 5.5	0-30

Tableau 11- Caractéristiques démographiques et cliniques de la cohorte des 90 patients présentant une scoliose idiopathique de l'adolescent

Aucun patient ne présentait d'inégalité de longueur des membres inférieurs supérieure à 1cm et il n'y avait pas de différence de longueur moyenne significative entre les 2 côtés (p=0.92).

6.2.2 Analyses baropodométriques

L'acquisition instrumentale réalisée dans cette étude était effectuée sur une plateforme Zébris® FDM 3 (Zebris Medical GmbH, Isny, ALLEMAGNE) mesurant 307 cm de longueur et 60.5 cm de largeur, et possédant 22 528 capteurs de pression de haute résolution (1.4 capteurs.cm⁻²). La fréquence d'acquisition des capteurs était de 100 Hz pour l'analyse lors de la marche et de 60 Hz pour la posture, avec une étendue de mesure de 1 à 120 N.cm⁻².

Deux études ont été réalisés sur cette plateforme :

- Une analyse de la marche et du déroulé du pas pour l'analyse dynamique (Étude 3)
- Une analyse de la posture effectuée yeux ouverts et yeux fermés pour l'analyse statique (Étude 4)

Un rapport des analyses est généré automatiquement et donne les mesures moyennes et déviations standard des paramètres calculés (**Annexe 3**).

6.2.3 Analyses radiologiques

Tous les patients ont eu un bilan d'imagerie comprenant une stéréoradiographie bi-planaire, debout, de rachis en entier, face et profil utilisant le système EOS (EOS Imaging, Paris, France) réalisée selon des protocoles micro-doses décrits dans la littérature ⁴⁰.

Les mesures ont été faites sur le logiciel KEOPS (SMAIO, Lyon, France) ¹⁵⁴. Les paramètres mesurés dans le plan coronal étaient : l'angle de Cobb, l'obliquité des épaules (angle entre les coracoïdes et l'horizontale), l'obliquité du bassin (angle entre les épines iliaques et l'horizontale) et la gîte coronale de C7 (c-GC7) et ceux dans le plan sagittal étaient : la gîte sagittale de C7 (s-GC7), la cyphose maximale (CT_{max}) et 2 paramètres pelviens (IP et PS). La classification de Lenke a été utilisée pour caractériser les types de déformations ⁶³. Les caractéristiques des courbures des patients selon la classification de Lenke, est résumée dans le **Tableau 12**.

Localisation de(s) courbure(s) principale(s)	Type	Modificateur coronal lombaire	Modificateur thoracique sagittal	Nb de cas	Pourcentage
Thoracique (61%)	Lenke 1 (53%)	A	Normal	14	15.7%
			Hypercyphose	1	1.1%
			Hypocyphose	4	4.4%
		B	Normal	14	15.7%
			Hypercyphose	3	3.3%
			Hypocyphose	3	3.3%
	C	Normal	3	3.3%	
		Hypercyphose	2	2.2%	
		Hypocyphose	4	4.4%	
	Lenke 2 (8%)	A	Normal	3	3.3%
			Hypocyphose	1	1.1%
		B	Normal	2	2.2%
Double majeure (8%)	Lenke 3 (8%)	B	Normal	1	1.1%
			Hypercyphose	1	1.1%
		C	Normal	2	2.2%
	Hypercyphose	1	1.1%		
	Hypocyphose	2	2.2%		
	Thoraco-lombaire et lombaire (31%)	Lenke 5 (26%)	C	Normal	17
Hypercyphose				3	3.3%
Hypocyphose				3	3.3%
Lenke 6 (5%)		C	Normal	5	5.5%

Tableau 12- Caractéristiques des courbures selon la classification de Lenke

Le **Tableau 13** résume les valeurs moyennes et déviations standards des paramètres radiologiques mesurés dans l'étude.

Paramètres	Angles	Moyennes ± DS	
Paramètres globaux	c- GC7 (°)	2.44 ± 1.6	
	s- GC7 (°)	3.14 ± 2.5	
Paramètres locaux	Angle de Cobb	59.3 ± 16.7	
	Plan frontal	Obliquité pelvienne	2.36 ± 0.2
		Équilibre épaules	2.04 ± 0.2
	Plan sagittal	Cyphose Max	41 ± 1.6
	Lordose Max	67.2 ± 1.7	
Paramètres pelviens	Pente sacrée	41.6 ± 1.1	
	Version pelvienne	7.7 ± 0.9	
	Incidence pelvienne	49 ± 12.7	

Tableau 13- Mesures radiologiques

Dans la population étudiée, seulement 10% des patients ne présentaient aucun déséquilibre dans le plan coronal et sagittal (c-GC7 < 3° et s-GC7 < 5°) et 49% présentaient un déséquilibre associé dans les 2 plans. Dans 73% des cas, un déséquilibre coronal était mesuré (35 cas à gauche et 31 à droite). Dans 66% des cas, il existait un déséquilibre dans le plan sagittal (39 cas en postérieur et 20 en antérieur).

6.2.4 Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été effectuées avec XLSTAT 2021.2 (Addinsoft Inc, New York, NY, USA). Un test de Shapiro-Wilk a été réalisé pour déterminer la distribution des données. Les données quantitatives étaient exprimées en Moyennes ± Déviations standard (DS). Les variables quantitatives ont été comparées par un T-test de Student ou un test de Mann-Whitney.

Des analyses de corrélation bi-variées ont été réalisées pour identifier des relations entre les déformations structurelles et les paramètres fonctionnels en baropodométrie dynamique et statique. Un test de Pearson était utilisé pour les corrélations entre les variables quantitatives et un test de Kendall pour les corrélations entre les variables qualitatives et quantitatives. Une valeur de $p < 0.05$ était considérée comme significative.

6.2.5 Corrélations structurelles

Les mesures des corrélations des paramètres radiographiques ont été réalisées dans les 2 plans pour aider à l'interprétation des corrélations entre paramètres structurels et fonctionnels.

	Lenke (1 à 6)	Côté sommet	Modificateur lombaire	c-GC7	Obliquité bassin	Obliquité épaules
Lenke (1 à 6)	1	$\tau = -0.91$	$\tau = 0.55$	$\tau = -0.28$	NS	$\tau = 0.19$
Côté sommet		1	NS	NS	NS	NS
Modificateur lombaire			1	$\tau = -0.43$	$\tau = -0.3$	NS
c-GC7				1	$\tau = 0.34$	$\tau = 0.22$
Obliquité bassin					1	NS
Obliquité épaules						1

Tableau 14- Corrélations radiologiques des paramètres dans le plan coronal

	Modificateur thoracique	s-GC7	Incidence pelvienne	Pente sacrée	Cyphose max
Modificateur thoracique	1	NS	NS	NS	$\tau = 0.71$
s-GC7		1	NS	NS	NS
Incidence pelvienne			1	$\tau = 0.41$	NS
Pente sacrée				1	NS
Cyphose max					1

Tableau 15- Corrélations radiologiques des paramètres dans le plan sagittal

6.3 Corrélations avec les anomalies dynamiques lors de la marche (Étude 3)

6.3.1 Matériels et méthodes

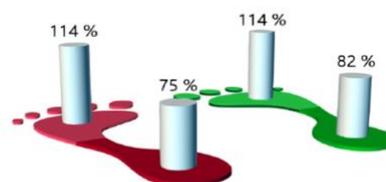
Tous les patients recevaient l'instruction de marcher pieds nus, à vitesse choisie et de confort avec le même nombre de cycles entre le côté gauche et le côté droit. Un total de 116 paramètres a été analysé. Les paramètres retenus ont été divisés en 5 catégories (ci-dessous).

Pour tous les paramètres bilatéraux, la mesure des asymétries et les côtés d'asymétrie ont été calculés, en prenant comme référence le côté droit, les valeurs négatives étant donc associées au côté gauche.

6.3.1.1 La répartition des pressions maximales

Celle-ci est exprimée en pourcentage du poids du corps lors des 1^{er} et 3^{ème} pivots (**Figure 24**).

Répartition avant-pied/arrière-pied ...
Max load (% of body weight)



- Sur l'arrière pied et sur l'avant pied

- Sur le pied droit et sur le pied gauche

Les calculs des asymétries réalisés sur ces paramètres étaient les suivants :

- L'asymétrie médio-latérale (Droite vs Gauche) au niveau de l'avant-pied et de l'arrière-pied avec l'orientation du côté de l'asymétrie (droite ou gauche)
- L'asymétrie antéro-postérieure (Avant-pied vs arrière-pied) pour le pied droit et le pied gauche
- L'asymétrie croisée entre avant-pied gauche/arrière-pied droit et l'asymétrie croisée entre avant-pied droit/arrière-pied gauche

6.3.1.2 Les paramètres de la marche

Ceux-ci sont composés des mesures suivantes

- Les paramètres spatiaux de la marche (Figure 25)

Géométrie			
Rotation du pied, degré	Gauche	5,2±3,6	-12°
	Droite	7,1±3,7	
Longueur du pas, cm	Gauche	65±2	150 cm
	Droite	66±2	
Longueur de la foulée, cm		131±3	150 cm
Largeur du pas, cm		7±4	

- L'angle de rotation du pied droit et gauche (°) : angle entre la direction la ligne de progression et la direction du grand axe du pied (centre du talon-2^{ème} tête métatarsienne) (positif si latéral, négatif si médial)

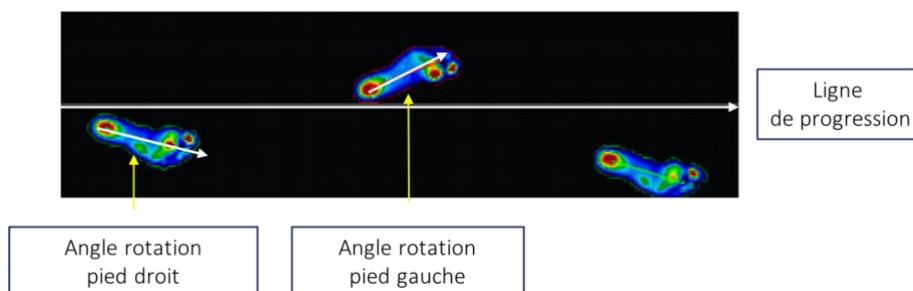


Figure 26- Patiente de 13 ans, présentant une scoliose Lenke 1AN avec un angle de Cobb à 59° avec un déséquilibre postérieur (s-GC7 -9°) et une antéversion du bassin (PS 47°), marchant avec une rotation latérale des pieds (18° à droite et 20° à gauche).

- La longueur du pas droite et gauche (cm) : distance entre les centres des deux talons

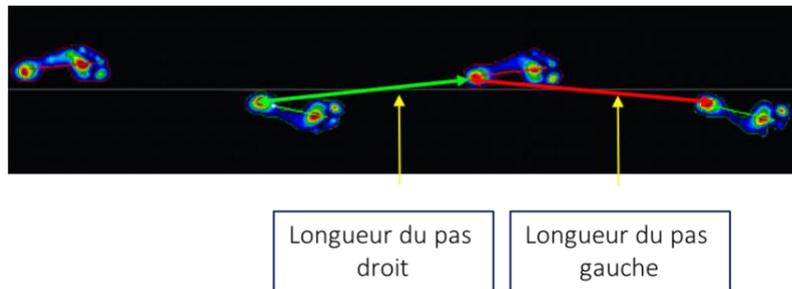


Figure 27- Patiente de 16 ans présentant une scoliose Lenke 5CN avec un angle de Cobb de 71° et un déséquilibre postérieur (s-GC7 -6°). A la marche, il présente une asymétrie de longueur du pas, avec un pas droit plus court de 8cm que le pas gauche selon la définition des paramètres sur plateforme Zebris.

- La largeur du pas (cm) qui est l'écartement entre les deux pieds au cours de la marche et correspond à la distance entre les 2 centres des talons en additionnant les distances (cm) des projections orthogonales sur la ligne de progression.

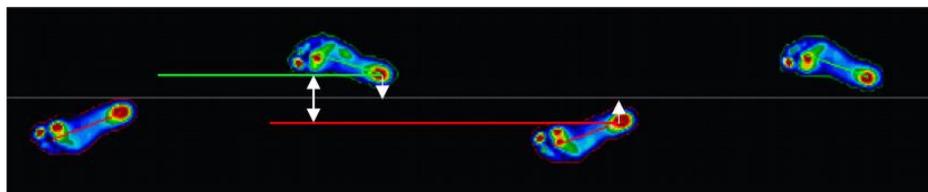
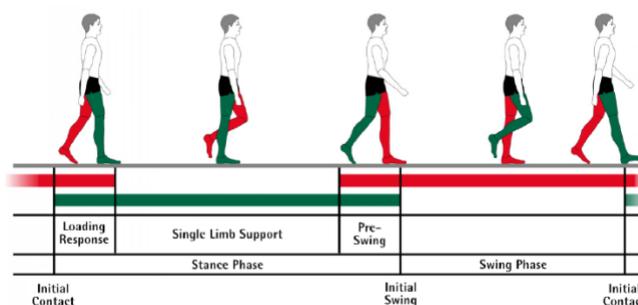


Figure 28- Cas de la patiente de 13 ans de la **Figure 26** marchant avec une largeur du pas moyenne augmentée à 19cm.

- Les pourcentages des phases du cycle (%) (**Figures 29 et 30**)

Paramètres de la marche



- Phase d'appui droite et gauche
 - 1^{er} double appui
 - Phase de simple appui
 - Phase pré-oscillante
- Phase oscillante droite et gauche
- Phase de double appui (bilatérale)

Phases

Phase d'appui, %	Gauche	63,5±1,8		100 %
	Droite	63,8±1,6		
Premier double appui, %	Gauche	13,5±0,5		
	Droite	13,9±1,1		
Phase de simple appui, %	Gauche	36,0±1,5		
	Droite	36,4±1,9		
Phase pré-oscillante, %	Gauche	14,0±1,1		
	Droite	13,6±0,4		
Phase oscillante, %	Gauche	36,5±1,8		
	Droite	36,2±1,6		
Phase de double appui, %		27,4±1,2		

- Le rythme de la marche (Figure 31)

Rythme

Durée du pas, s	Gauche	0,62±0,02		1.4 s
	Droite	0,60±0,03		
Durée de la foulée, s		1,22±0,03		1.4 s
Cadence, pass/min		99±3		110 pass/min
Vitesse, km/h		3,9±0,1		5 km/h

- Durée du pas droit et gauche (sec) : période entre le 1^{er} contact d'un pied et le 1^{er} contact du pied controlatéral
- La vitesse (km.h⁻¹)

Nota Bene : La cadence étant une donnée dépendante de la vitesse et des longueurs des membres inférieurs, celle-ci n'a pas été conservée dans l'analyse. De même que la durée de la foulée car il s'agit de la mesure cumulative des durées de pas à droite et à gauche.

6.3.1.3 L'analyse de la trajectoire du centre de pression (CdP) (Figure 32)

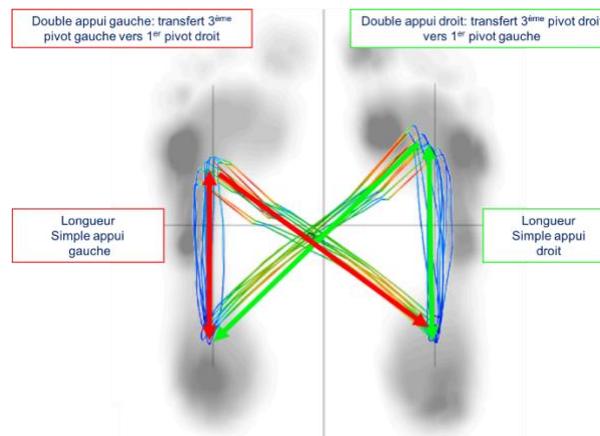


Figure 32- Patiente de 14.5 ans avec une scoliose Lenke 3BN avec des angles de Cobb à 63° et 61°, une gîte coronale latéralisée à droite (4°) avec une bascule des épaules homolatérale (2.3°) et une gîte antérieure de 6°. A la marche, la longueur de la phase d'appui est diminuée.

- Les longueurs de la phase d'appui (mm) et de la phase de simple appui

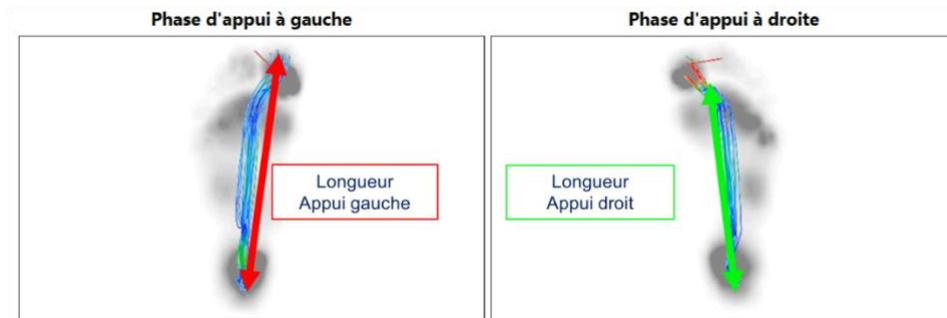


Figure 33- Patiente de 13.5 ans présentant une scoliose Lenke 6CN avec un angle de Cobb de 47°, une gîte coronale (3.4°) latéralisée à gauche et une gîte sagittale antérieure (4°) avec une asymétrie des longueurs de phase d'appui au détriment du côté droit.

- *La position antéro-postérieure du CdP* (mm) définie sur les phases de double appui (**Figure 34**). Cette position va traduire la précocité ou le retard du transfert de masse entre le pied le plus postérieur et celui le plus antérieur.
- *La symétrie latérale du CdP* (mm) définie sur les phases de double appuis et qui correspond à la position médio latérale du CdP de part et d'autre de l'axe des x, la position « 0 » représentant la symétrie parfaite (**Figure 34**).

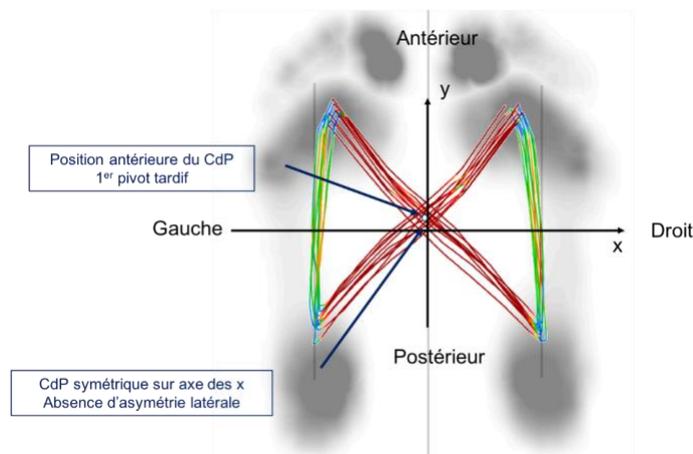


Figure 34- Illustration du cyclogramme chez une patiente de 15 ans dont le centre de pression est symétrique et légèrement antérieur, une bonne stabilité en phase d'appui avec peu de variabilité, de même sur les transferts d'appui.

A noter, que plus la zone d'intersection est large, plus il existe de la variabilité médio-latérale et plus la zone d'intersection s'étale en longueur, plus il existe de la variabilité antéro-postérieure.

- *La vitesse maximale du CdP* ($\text{cm}\cdot\text{sec}^{-1}$) qui fonctionne sur un code couleur : plus on va vers les couleurs chaudes, plus la vitesse est augmentée (**Figure 35**).

Paramètres liés au cyclogramme

Longueur lors de la phase d'appui, mm	Gauche	221,1±3,9		
	Droite	220,6±2,6		
Longueur lors de la phase de simple app...	Gauche	119,9±7,7		
	Droite	122,9±3,8		
Position antéro-postérieure, mm		8,1±4,4	-120 mm	120 mm
Symétrie latérale, mm		-1,0±3,1	-21 mm	21 mm
Vitesse maximale du CdP, cm/s		83,2		

6.3.1.4 L'analyse des forces et des pressions

- Forces maximales (N)

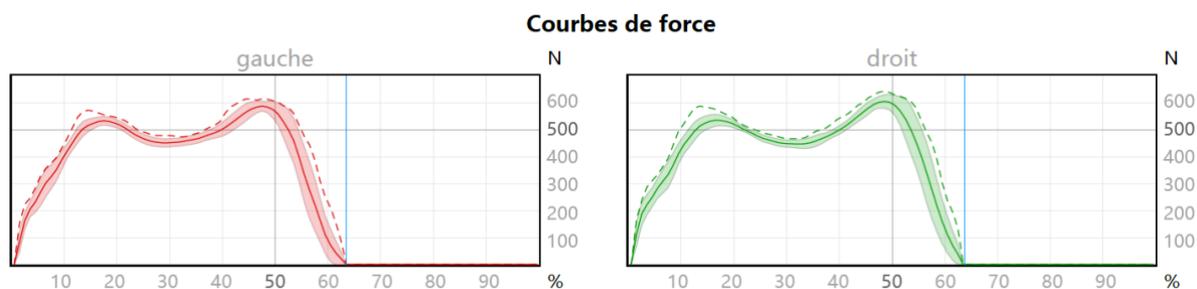


Figure 36- Courbes de force lors de la phase d'appui montrant 2 pics lors de la phase de mise en charge et lors de la phase pré-oscillante. Le trait plein est la moyenne des différents cycles. Le corridor représente la variabilité des cycles analysés et les pointillés les valeurs maximales.

- Pressions maximales (N.cm⁻²)

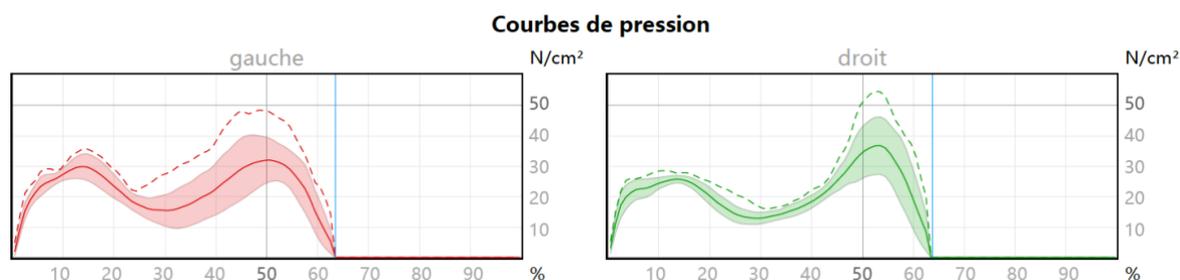


Figure 37- Courbes de pressions correspond à la courbe de force (Figure x) pondérée par la surface d'appui (= nombre de capteurs activés x surface d'un capteur (0.8 x 0.8 mm)) lors de la phase d'appui.

Le trait plein correspond à la moyenne des différents cycles. Le corridor représente la variabilité des cycles analysés et les pointillés les valeurs maximales. Dans cet exemple, il existe une variabilité à gauche entre le 2^{ème} et 3^{ème} pivot et une variabilité à droite sur le 3^{ème} pivot.

- Paramètres de force (Figure 38)

- Pic (N) et instant de pic de Force 1 (%) pour le 1^{er} pivot (arrière-pied)
- Pic (N) et instant de pic de Force 2 (%) pour le 3^{ème} pivot (avant-pied)

Pic force 1, N	Gauche	534,4		700 N
	Droite	536,4		
Instant pic de force 1, %	Gauche	17		100%
	Droite	16		
Pic force 2, N	Gauche	588,7		700 N
	Droite	606,3		
Instant pic de force 2, %	Gauche	47		100%
	Droite	48		

6.3.2 Résultats détaillés de la baropodométrie dynamique

En moyenne, 8 ± 2 passages (allers ou retours) ont été enregistrés par patients, de 5 à 14 passages avec une moyenne de 34 ± 12 cycles enregistrés par patient, de 18 à 72 cycles. Les résultats des différents paramètres de marche recueillis lors de la marche sont résumés dans le **Tableau 16**.

			Moyennes \pm DS	Valeur de p	
Pourcentage du poids du corps (%)	Avant-pied	Gauche	105.9 \pm 5.5	0.36	
		Droit	106.7 \pm 5.8		
	Arrière-pied	Gauche	84.3 \pm 8.4	0.70	
		Droit	84.8 \pm 9.2		
Paramètres spatio-temporels	Angles de rotation (°)	Pied gauche	Moyenne	6.3 \pm 5.3	Moyennes <10 ⁻⁵ DS : 0.56
			DS	2.8 \pm 0.9	
		Pied droit	Moyenne	10.2 \pm 5.8	
			DS	2.9 \pm 0.87	
	Longueur du pas (cm)	Gauche	Moyenne	61.1 \pm 6.7	Moyennes : 0.56 DS : 0.24
			DS	3.1 \pm 1.5	
		Droit	Moyenne	61.6 \pm 6.7	
			DS	2.8 \pm 1.3	
	Largeur du pas (cm)			Moyenne	10.4 \pm 2.9
				DS	3.1 \pm 0.9
	Vitesse (km.h ⁻¹)			Moyenne	4.0 \pm 0.6
				DS	0.21 \pm 0.1
	Durée du pas	Gauche	Moyenne	0.56 \pm 0.06	Moyennes : 0.74 DS : 0.66
			DS	0.03 \pm 0.01	
		Droit	Moyenne	0.56 \pm 0.01	
			DS	0.03 \pm 0.01	
	Phase d'appui (%)	Gauche	Moyenne	62.5 \pm 1.59	Moyennes : 0.24 DS : 0.78
			DS	1.8 \pm 0.73	
		Droit	Moyenne	62.8 \pm 1.79	
			DS	1.73 \pm 0.76	
Simple appui (%)	Gauche	Moyenne	37.2 \pm 1.78	Moyennes : 0.27 DS : 0.42	
		DS	1.66 \pm 0.63		
	Droit	Moyenne	37.5 \pm 1.6		
		DS	1.74 \pm 0.65		
Double appui (%)			Moyenne	25.3 \pm 3.1	
			DS	1.9 \pm 0.78	
Paramètres du cyclogramme	Longueur de la phase d'appui (mm)	Gauche	Moyenne	219.4 \pm 17.0	Moyennes : 0.93 DS : 0.58
			DS	8.2 \pm 6.3	
		Droite	Moyenne	219.2 \pm 16.3	
			DS	8.7 \pm 7.0	
	Longueur lors de la phase de simple appui (mm)	Gauche	Moyenne	119.2 \pm 14.4	Moyennes : 0.60 DS : 0.65
			DS	9.1 \pm 4.0	
		Droite	Moyenne	118.8 \pm 14.0	
			DS	9.3 \pm 4.9	
	Position antéro-postérieure du CdP (mm)			Moyenne	1.59 \pm 5.7
				DS	4.6 \pm 2.7
	Symétrie latérale du CdP			Moyenne	-0.42 \pm 3.4
				DS	4.64 \pm 2.5
Vitesse maximale du CdP			212.9 \pm 77.6		

Tableau 16 - Moyennes et déviations standard des paramètres de marche lors de l'examen baropodométrique dynamique.

Les forces maximales et les pourcentages du poids du corps étant localisés sur l'avant-pied, les patients présentaient un schéma de marche en propulsion (3^{ème} pivot) compatible avec une marche économe respectant le principe de conservation d'énergie (**Tableau 17**).

			Moyennes \pm DS	Valeur de p	
Forces maximales pied (N)	Avant-pied (3 ^{ème} pivot)	Gauche	Moyenne DS	550.3 \pm 114.4 27.4 \pm 13.3	Moyennes 0.75 DS : 0.49
		Droit	Moyenne DS	555.8 \pm 117.5 26.0 \pm 12.6	
	Médio-pied (2 ^{ème} pivot)	Gauche	Moyenne DS	128.3 \pm 71.7 30.8 \pm 13.8	Moyennes : 0.97 DS : 0.39
		Droit	Moyenne DS	127.9 \pm 64.7 32.6 \pm 14.4	
	Talon (1 ^{er} pivot)	Gauche	Moyenne DS	402.4 \pm 83.8 32.7 \pm 14.1	Moyennes : 0.98 DS : 0.96
		Droit	Moyenne DS	402.8 \pm 85.9 32.8 \pm 14.9	
Pressions maximales (N.m⁻²)	Avant-pied (3 ^{ème} pivot)	Gauche	Moyenne DS	35.3 \pm 9.0 6.8 \pm 3.5	Moyennes : 0.74 DS : 0.68
		Droit	Moyenne DS	34.9 \pm 8.4 6.6 \pm 3.6	
	Médio-pied (2 ^{ème} pivot)	Gauche	Moyenne DS	11.8 \pm 4.9 3.7 \pm 2.4	Moyennes : 0.91 DS : 0.74
		Droit	Moyenne DS	11.7 \pm 3.8 3.8 \pm 2.5	
	Talon (1 ^{er} pivot)	Gauche	Moyenne DS	30.4 \pm 9.5 4.1 \pm 2.3	Moyennes : 0.52 DS : 0.85
		Droit	Moyenne DS	29.5 \pm 9.0 4.0 \pm 2.6	
Pic de Force (N)	1	Gauche	555.9 \pm 118.5	0.73	
		Droit	562.1 \pm 121.8		
	2	Gauche	566.3 \pm 119.3	0.63	
		Droit	566.7 \pm 116.9		
Instant de Pic de Force (%)	1	Gauche	15.6 \pm 2.6	0.98	
		Droit	15.4 \pm 2.8		
	2	Gauche	46.5 \pm 1.4	0.71	
		Droit	46.6 \pm 1.5		

Tableau 17- Moyennes et déviations standards des mesures des forces et des pressions en baropodométrie dynamique

Il n'existait pas d'asymétries significatives pour les variables mesurées de manière bilatérales ($p > 0.05$) (Tableaux 16 et 17).

6.3.2.1 Influence de l'apex de la déformation

Les corrélations entre les paramètres dynamiques et les paramètres radiologiques en rapport avec l'apex, la classification de Lenke et la sévérité de la déformation dans le plan coronal sont résumées dans le **Tableau 18**.

Variables	Lenke 1 à 6	Côté du sommet	Modificateur		Angle de Cobb (°)		
			Coronal	Sagittal	Principal	Supérieur	Inférieur
% du poids du corps	Asymétrie avant-pied	$\tau = -0.19$ $p=0.02$	$\tau = 0.19$ $p=0.03$				
	Asymétrie arrière-pied				$\tau = 0.19$ $p=0.03$		
	Côté asymétrie arrière-pied				$\tau = 0.26$ $p=0.01$		
Paramètres spatio-temporels	Asymétrie longueur du pas	$\tau = 0.21$ $p=0.01$	$\tau = -0.31$ $p < 10^{-5}$	$\tau = 0.21$ $p=0.01$			
	Asymétrie durée du pas (sec)		$\tau = 0.19$ $p=0.03$				
	Durée du pas gauche			$\tau = 0.16$ $p=0.05$			
% du cycle	Phase d'appui D		$\tau = -0.19$ $p=0.03$				
	Phase simple appui G		$\tau = 0.17$ $p=0.04$				
	Phase oscillante D		$\tau = 0.19$ $p=0.03$				
Cyclogramme	Longueur appui G (mm)						$r=0.24$ $p=0.03$
	Longueur simple appui D (mm)					$r=0.22$ $p=0.04$	
	Vitesse max CdP (cm.sec ⁻¹)				$r=0.26$ $p=0.01$	$r=0.25$ $p=0.02$	
	Symétrie latérale (phase double appui)			$\tau = -0.17$ $p=0.04$			
Force max (N)	Asymétrie arrière-pied			$\tau = 0.18$ $p=0.03$			
Pression max (N.cm ⁻²)	Avant-pied D	$\tau = 0.18$ $p=0.03$					
Instant pic de force (%)	Asymétrie Pic 1	$\tau = 0.18$ $p=0.04$	$\tau = -0.25$ $p=0.005$				
	Force 2 droit		$\tau = -0.25$ $p=0.005$				

Tableau 18 - Corrélations significatives en lien avec l'apex de la déformation et la classification de Lenke et ses modificateurs lors de la marche.

Pour les apex droits, présents dans les scolioses thoraciques (Lenke 1 et 2), il existe une propulsion (3^{ème} pivot) plus importante (asymétrie avant-pied, $\tau=0.19$, $p=0.03$) et plus précoce (instant pic de force droit $\tau=-0.25$, $p=0.005$) sur le membre inférieur droit, associée à une augmentation de la durée du pas droit ainsi qu'à une augmentation du pourcentage de phase de simple appui du côté gauche et donc de la phase oscillante à droite, le tout étant en lien avec la diminution du pourcentage total de la phase d'appui à droite ($\tau=-0.19$, $p=0.03$). La durée de phase d'appui étant plus courte à droite avec une longueur parcourue par le CdP plus longue en simple appui qu'à gauche, cela signifie donc que la phase

d'appui à droite va avoir un 1^{er} pivot et un 3^{ème} pivot plus court en distance comme en durée que pour le pied gauche.

Pour les courbures lombaires (Lenke 5 et 6), localisées à gauche, une augmentation de la longueur du pas à droite est retrouvée ($t=-0.31$, $p<10^{-5}$) ainsi qu'une augmentation de la pression maximale sur l'avant-pied droit : l'asymétrie médio-latérale se fait donc au bénéfice du membre inférieur droit dans ces courbures.

L'asymétrie de l'instant de pic de force 1 peut être interprétée de 2 manières : soit il est plus tardif dans les courbures lombaires gauche, soit il est plus précoce dans les courbures thoraciques droite. Cependant la corrélation retrouvée sur l'augmentation de la longueur de la phase d'appui lorsque l'angle de Cobb inférieur (courbures lombaires) augmente, est en faveur de la validation de la 1^{ère} hypothèse : l'amorti (1^{er} pivot) est plus tardif dans les courbures lombaires.

Des corrélations sont également retrouvées pour le modificateur sagittal thoracique, en lien avec la cyphose thoracique. Il existe moins d'amortissement à droite dans les (+), ce qui est confirmé par l'augmentation de la force maximale sous le talon droit ($\tau=0.18$, $p=0.03$). De même, le CdP est latéralisé à droite pendant les phases de double appui pour les (+).

Il existe peu de corrélation en lien avec l'importance de l'angle de Cobb principal. Une augmentation de la vitesse de déplacement du CdP lors de la phase d'appui existe plus l'angle de Cobb principal et supérieur augmente, mais sans préjuger de la période de la phase d'appui où celle-ci se produit.

6.3.2.2 Influence de l'équilibre global et de la cyphose maximale

Les corrélations entre les paramètres dynamiques et les paramètres radiologiques en rapport avec l'alignement globale dans les 2 plans et la cyphose thoracique maximale sont résumées dans le **Tableau 19**.

Variables	Déviation Gîte c-GC7 (D/N/G)	Déviation Gîte s-GC7 (Ant/N/Post)	Cyphose maximale	
			Angle	Sévérité angle (Hypocyphose/N/Hypercyphose) (<10°,10-20°,20-40°,40-60°,>60°)
% du poids du corps	Asymétrie avant-pied	$\tau = 0.17$ $p=0.05$	$r=-0.22$ $p=0.04$	$\tau = -0.17$ $p=0.04$
	Côté asymétrie arrière-pied			$\tau = 0.24$ $p=0.01$
Paramètres spatio-temporels	Longueur du pas D (cm)	$\tau = -0.17$ $p=0.04$		
	Asymétrie longueur du pas	$\tau = -0.32$ $p < 10^{-5}$		
Forces max (N)	Avant-pied G	$\tau = -0.3$ $p < 10^{-5}$		
	Avant-pied D	$\tau = -0.26$ $p=0.002$		
	Médio-pied D		$\tau = 0.18$ $p=0.03$	
	Arrière-pied G	$\tau = -0.2$ $p=0.02$		
	Arrière-pied D	$\tau = -0.2$ $p=0.02$		$r=0.25$ $p=0.02$
	Asymétrie antéro-post G	$\tau = -0.18$ $p=0.03$		
Pression max (N.cm ²)	Avant-pied G	$\tau = -0.28$ $p=0.001$		
	Avant-pied D	$\tau = -0.26$ $p=0.002$		
Pic de force 1 (N)	Gauche	$\tau = -0.31$ $p < 10^{-5}$		
	Droit	$\tau = -0.32$ $p < 10^{-5}$		
Pic de force 2 (N)	Gauche	$\tau = -0.30$ $p=0.001$		
	Droit	$\tau = -0.28$ $p < 10^{-5}$		
	Asymétrie		$r=-0.33$ $p=0.002$	$\tau = -0.19$ $p=0.02$

Tableau 19 - Corrélations significatives en lien avec l'équilibre global de la déformation lors de la marche

L'équilibre sagittal global (s-GC7) n'a que peu d'influence sur les paramètres de marche puisqu'une seule corrélation a été retrouvée au niveau de la force maximale au niveau du médio-pied droit. Il existe 2 hypothèses pour cette corrélation : soit la force maximale est augmentée à droite pour les gîtes antérieures ($t=0.18$, $p=0.03$) ou diminuée à droite dans les gîtes postérieures.

Toujours dans le plan sagittal, la CT_{Max} joue un rôle plus important dans les modifications des paramètres dynamiques. Il existe une asymétrie d'efficacité de la propulsion (asymétrie % du poids du corps avant-pied) influencée par l'angle de cyphose ($r=-0.22$, $p=0.04$) et sa déviation ($t=-0.17$, $p=0.04$): la propulsion (% du poids du corps avant-pied) est soit plus efficace à gauche lorsque l'angle augmente ou bien plus efficace à droite lorsque celui-ci diminue ($r=-0.22$, $p=0.03$). La corrélation existant pour l'asymétrie du pic de propulsion est en faveur de la 1^{ère} hypothèse ($r=-0.33$, $p=0.002$). A l'inverse, pour le côté de l'asymétrie d'arrière-pied, plus l'angle et la déviation de la cyphose augmentent, moins les

patients amortissent à droite, ce qui se traduit également par une augmentation de la force maximale d'arrière pied à droite ($r= 0.25, p=0.02$).

Dans le plan coronal, seul le côté de la déviation de la gîte et non pas la valeur de cet angle, est corrélé aux paramètres dynamiques. Lorsque la gîte est déviée à droite, le pourcentage du poids du corps est augmenté sur l'avant-pied droit ou lorsqu'elle est déviée à gauche, il est diminué sur l'avant-pied gauche. La longueur du pas droit augmente lorsque la gîte coronale est déviée à gauche ($t=-0.17, p=0.04$) ou la longueur du pas droit est diminuée lorsque la gîte est déviée à droite. Il existe une asymétrie de longueur du pas ($t=-0.32, p<10^{-5}$) du côté droit pour les gîtes gauches ou du côté gauche pour les gîtes droites, permettant de valider la 1^{ère} hypothèse avec une augmentation de la longueur du pas droit dans les gîtes gauches. La variabilité est donc dans le pas droit en fonction de la déviation coronale.

La force maximale est diminuée sur l'avant pied gauche dans les gîtes déviées à droite ou augmentée dans celles déviées à gauche ($t=-0.3, p<10^{-5}$). De même, il existe une diminution de la force maximale d'avant pied à droite dans les gîtes droites ou une augmentation dans les gîtes gauches ($t=-0.26, p=0.002$). Pour l'arrière pied, la force est diminuée à gauche si la déviation est à droite ou augmentée pour les gîtes gauches ($t=-0.2, p=0.02$). De la même manière, il existe une diminution à droite si la déviation est à droite ou une augmentation à droite si la déviation est à gauche ($t=-0.2, p=0.02$). L'asymétrie antéro-postérieure gauche étant négative, celle-ci est déportée en arrière du côté gauche dans les déséquilibres droits ou alors déportée en avant à gauche dans les déséquilibres gauches. La pression maximale d'avant-pied est diminuée à gauche si la gîte est à droite ou augmentée si elle est à gauche. Il en est de même pour l'avant-pied droit. Ces résultats sont à rapporter à la surface de contact pour produire cet effort, car pour une même force, les pressions peuvent être plus faibles si une grande surface d'appui du pied est en contact avec le sol ou plus forte si cette force de réaction est produite par une plus petite surface de pied. Le pic de force du talon (1^{er} pivot) est diminué à gauche pour les gîtes droites ou augmenté à gauche pour les gîtes gauches. Il en est de même pour le pic de force du talon du côté droit. Des corrélations également similaires sont mises en évidence pour le 3^{ème} pivot. Au total, l'ensemble de ces résultats peuvent être résumés de la manière suivante : les patients présentant un déséquilibre coronal droit, compense ce déséquilibre en sollicitant de manière plus importante le membre inférieur gauche et inversement.

6.3.2.3 Influence des paramètres pelviens et de l'obliquité des ceintures

Les corrélations entre les paramètres dynamiques et les paramètres radiologiques en rapport avec les paramètres pelviens sont résumées dans le **Tableau 20**.

Variables		Incidence pelvienne		Pente sacrée		
		Angle	Déviaton (Diminuée/N/Augmentée)	Angle	Déviaton (ATV/N/RTV)	
% du poids du corps	Côté asymétrie arrière-pied				$\tau = 0.22$ $p=0.03$	
	Angle de rotation D				$\tau = -0.21$ $p=0.01$	
Paramètres spatio-temporels	Asymétrie angle de rotation				$\tau = -0.29$ $p=0.001$	
	Côté asymétrie angle de rotation	$r = 0.25$ $p=0.02$				
	Duré du pas G				$\tau = -0.19$ $p=0.03$	
	Durée du pas D				$\tau = -0.23$ $p=0.007$	
	Asymétrie durée pas	$r=0.25$ $p=0.02$				
	Cyclogramme	Longueur appui G			$r=-0.26$ $p=0.01$	$\tau = -0.17$ $p=0.05$
Longueur appui D				$r=-0.24$ $p=0.02$	$\tau = -0.17$ $p=0.04$	
Symétrie latérale			$\tau = 0.21$ $p=0.02$			
Forces max (N)	Avant-pied G			$r=-0.24$ $p=0.02$	$\tau = -0.27$ $p=0.002$	
	Avant-pied D			$r=-0.23$ $p=0.03$	$\tau = -0.27$ $p=0.002$	
	Médio-pied G				$\tau = -0.17$ $p=0.04$	
	Asymétrie médio-pied	$r=0.23$ $p=0.03$		$r=0.24$ $p=0.02$		
	Arrière-pied G				$\tau = -0.18$ $p=0.04$	
	Arrière-pied D				$\tau = -0.18$ $p=0.03$	
	Asymétrie antéro-post G				$\tau = -0.21$ $p=0.02$	
	Asymétrie antéro-post D				$\tau = -0.19$ $p=0.03$	
	Pression max (N.cm ²)	Avant-pied D				$\tau = -0.26$ $p=0.003$
		Asymétrie arrière-pied	$r=-0.31$ $p=0.004$			
Asymétrie antéro-postérieur G					$\tau = -0.19$ $p=0.02$	
Asymétrie antéro-postérieur D		$r=0.21$ $p=0.05$			$\tau = -0.34$ $p < 10^{-5}$	
Pic de force 1 (N)	Gauche			$r=-0.25$ $p=0.02$	$\tau = -0.19$ $p=0.02$	
	Droit			$r=-0.22$ $p=0.04$	$\tau = -0.2$ $p=0.02$	
Pic de force 2 (N)	Gauche			$r=-0.24$ $p=0.02$	$\tau = -0.26$ $p=0.002$	
	Droit			$r=-0.24$ $p=0.02$	$\tau = -0.26$ $p=0.002$	
Instant Pic de Force 2 (%)	Gauche	$r=0.23$ $p=0.03$			$\tau = -0.20$ $p=0.04$	

Tableau 20- Corrélations significatives en lien avec les paramètres pelviens lors de la marche

L'incidence pelvienne (IP) augmente l'asymétrie de rotation du pas ($r=0.25$, $p=0.02$) ainsi que l'asymétrie de durée du pas, sans que l'on puisse préjuger du côté. L'asymétrie de rotation se reflète également au niveau des paramètres du cyclogramme puisqu'il existe une latéralisation de la symétrie

du CdP, vers la droite si l'IP augmente ou vers la gauche lorsque l'IP diminue ($\tau = 0.21$, $p = 0.02$). Le sens de l'asymétrie de force maximale du médio-pied ne peut être interprété : soit l'asymétrie augmente lorsque l'IP augmente ou diminue avec la diminution de l'IP ($r = 0.23$, $p = 0.03$) et elle est associée à une diminution de la force sur le 3^{ème} pivot à gauche (pic de force 2). Pour les pressions maximales (asymétrie d'arrière-pied et asymétrie antéro-postérieure droite), l'augmentation de l'IP majore la pression sur l'avant-pied droit et l'arrière-pied gauche.

Pour la pente sacrée (PS), il existe une asymétrie de l'amortissement fonction de l'orientation de la pente ($\tau = 0.22$, $p = 0.03$). Il existe également une asymétrie des angles de rotation ($\tau = -0.29$, $p = 0.001$) au détriment du côté droit avec comme hypothèse retenue que l'angle de rotation latéral augmente chez les patients avec une rétroversion (RTV) du bassin (PS diminuée). Pour la durée du pas, il existe une asymétrie sans que l'on puisse préciser le sens de l'inclinaison : la durée du pas est diminuée à droite et à gauche dans les antéversions (ATV) ou augmentée dans les RTV. Il en est de même pour les longueurs de phase d'appui à droite et à gauche. Les résultats concernant les forces maximales témoignent d'une stratégie d'adaptation des pieds identiques quel que soit le côté : soit la force augmente sur l'avant-pied et diminue sur l'arrière dans les RTV, soit elle diminue sur l'avant-pied et augmente sur l'arrière-pied dans les ATV. Il existe également une modulation des forces dans le médio-pied avec une corrélation positive pour l'asymétrie ($r = 0.24$, $p = 0.02$), en faveur du côté droit et donc d'une diminution de la force du médio-pied gauche dans les ATV. Des corrélations identiques sont retrouvées pour les pressions maximales avec une augmentation sur l'avant-pied dans les RTV et une augmentation sur l'arrière-pied dans les ATV. Le pic de force du 1^{er} pivot est diminué des 2 côtés dans les RTV et augmenté dans les ATV sans modification de l'instant contrairement au 3^{ème} pivot dont le pic est diminué de manière bilatérale dans les ATV et augmenté dans le RTV avec un instant plus tardif à gauche mais plus fort à droite dans les RTV.

Les corrélations entre les paramètres dynamiques et les paramètres radiologiques en rapport avec l'obliquité des ceintures sont résumées dans le **Tableau 21**.

Variables	Obliquité bassin		Obliquité épaules	
	Angle	Côté bascule	Angle	Côté bascule
% du poids du corps	Avant-pied D		r=0.21 p=0.05	
	Arrière-pied D			$\tau = 0.18$ $p=0.03$
	Côté asymétrie arrière-pied			$\tau = -0.21$ $p=0.04$
	Asymétrie antéro-postérieur D		r=0.25 p=0.02	
	Asymétrie antéro-postérieur G			$\tau = -0.19$ $p=0.03$
	Asymétrie croisée Avant-pied G			$\tau = -0.18$ $p=0.04$
	Asymétrie croisée Avant-pied D			r=0.26 p=0.01
Paramètres spatio-temporels	Angle de rotation D			$\tau = -0.20$ $p=0.02$
	Asymétrie de longueur du pas			$\tau = -0.2$ $p=0.02$
	Asymétrie de durée pas	r=-0.22 p=0.04		
% cycle de marche	Appui G		r=-0.28 p=0.02	
	Appui D			$\tau = 0.20$ $p=0.02$
	1 ^{er} double appui G			$\tau = 0.18$ $p=0.03$
	1 ^{er} double appui D		r=-0.27 p=0.01	$\tau = 0.18$ $p=0.04$
	Simple appui G			$\tau = -0.20$ $p=0.02$
	Simple appui D		r=0.27 p=0.01	
	Pré-oscillante G		r=-0.26 p=0.02	$\tau = 0.18$ $p=0.03$
	Pré-oscillante D			$\tau = 0.18$ $p=0.03$
	Oscillante G		r=0.28 p=0.009	
	Oscillante D			$\tau = -0.2$ $p=0.02$
	Double appui		r=-0.24 p=0.02	$\tau = 0.18$ $p=0.03$
	Asymétrie antéro-postérieur D des pressions max (N.cm⁻²)			
Instant Pic de Force 1 (%)	Gauche			$\tau = 0.23$ $p=0.009$
	Droit			$\tau = 0.24$ $p=0.008$
	Asymétrie			$\tau = -0.19$ $p=0.04$
Instant Pic de Force 2 (%)	Droit	r=0.22 p=0.03		$\tau = 0.2$ $p=0.03$

Tableau 21- Corrélations significatives en lien avec l'obliquité des ceintures

L'obliquité du bassin joue également un rôle dans les modifications des paramètres de marche surtout en faveur des bascules droites (crête iliaque plus basse du côté droit). L'analyse des corrélations

retrouve une augmentation du pourcentage du poids du corps et de la pression maximale sur l'arrière-pied droit et donc une diminution à gauche pour les bascules droites impliquant une stratégie croisée sur les avant-pieds : augmentation sur l'avant-pied gauche et diminution sur l'avant-pied droit (asymétrie croisée). Il existe également une diminution de la rotation latérale dans les bascules droites associée à une diminution de la longueur du pas droit. Enfin, l'instant de pic du 1^{er} pivot est plus précoce pour ces bascules.

Enfin, l'orientation des ceintures (scapulaire et pelvienne) joue également un rôle sur la répartition des forces locales et sur la temporalité des différentes phases du cycle de marche, sans modifier les pressions et les métriques lors de la marche. Une augmentation du pourcentage du poids du corps sur l'avant-pied droit est retrouvée lorsque l'angle d'obliquité des épaules augmentait, résultat confirmé par la corrélation positive pour l'asymétrie antéro-postérieure à droite ainsi que pour l'asymétrie croisée de l'avant-pied à droite. Concernant les phases du cycle de marche, l'augmentation de l'angle est accompagnée d'une diminution de la phase de double appui totale par diminution de cette phase du côté droit, mais aussi d'une augmentation du simple appui du même côté avec en parallèle, une diminution de la phase pré-oscillante à gauche avec une augmentation de la phase oscillante de ce côté. Le côté de bascule des épaules est également associé à des asymétries de mesures. Les bascules à droite sont associées à une diminution de pourcentage du poids du corps sur l'arrière-pied gauche. Il existe aussi une diminution de la phase de simple appui à gauche dans les bascules droites avec diminution de la phase oscillante droite et une augmentation des phases de double appui sur les phases pré-oscillantes de manière bilatérale. Les instants de pic de force du 1^{er} pivot sont retardés dans les bascules droites en lien avec l'augmentation du double appui lié à la phase pré-oscillante. Du côté droit, le 3^{ème} pivot est plus tardif dans les bascules droites.

6.3.3 Synthèse des résultats issus de la quantification en baropodométrie dynamique

6.3.3.1 Concernant l'influence de la déformation dans le plan coronal

La stratégie d'équilibration fonctionnelle en lien avec l'équilibre global (c-GC7) est la même quel que soit le côté du déséquilibre et n'est pas fonction de l'importance de cet angle :

- Les patients présentant un déséquilibre coronal à droite, compensaient ce déséquilibre en sur-sollicitant le membre inférieur gauche lors du cycle de marche avec un meilleur amorti et une meilleure propulsion par déport des forces sur l'arrière-pied gauche.
- Les patients présentant un déséquilibre coronal à gauche avaient un moins bon amorti mais une meilleure propulsion avec un déport des forces sur l'avant-pied gauche.

La sévérité de la courbure mesurée par l'angle de Cobb joue peu de rôle sur les paramètres fonctionnels de la marche.

La localisation de la courbure principale, tant du point de vue anatomique (thoracique ou lombaire) que du côté du sommet, modifie les paramètres de marche de la manière suivante :

- Dans les courbures thoraciques droites (Lenke 1 et 2), la propulsion est plus importante mais aussi plus précoce à droite avec une augmentation de la durée du pas à droite en lien avec une diminution de la phase d'appui totale par augmentation de la phase oscillante droite.
- Les courbures lombaires gauches (Lenke 5 et 6), semblent avoir une stratégie d'augmentation de déroulé du pas (droit et gauche) sur toute la longueur du pied, c'est-à-dire que ces patients ont une attaque plus taligrade et un décollement plus digitigrade. Cette stratégie pourrait être en lien avec des anomalies cliniques au niveau des membres inférieurs telles que des rétractions musculaires des ischio-jambiers et/ou des gastrocnémiens qui devront donc être étudiées.

6.3.3.2 Concernant l'influence des paramètres structurels sagittaux sur les paramètres dynamiques

Le déséquilibre sagittal global (s-GC7) n'a que très peu d'influence mais il semble réguler l'avancée du centre de masse au niveau du médio-pied lors de la phase de simple appui (2^{ème} pivot) ce qui pourrait être mis en lien avec la vitesse de déplacement du CdP lors d'une analyse ultérieure. Le pied le plus lent a besoin d'un appui plus fort pour contrôler cette avancée.

L'augmentation de la cyphose thoracique (modificateur thoracique et cyphose maximale) s'accompagne d'une augmentation des asymétries avec un 1^{er} pivot (amortit) moins efficace à droite mais un 3^{ème} pivot (propulsion) plus efficace à gauche et inversement lorsque la cyphose diminue.

Bien que les paramètres pelviens étudiés (IP et PS) soient par définition corrélés entre eux ($r=0.76$, $p<10^{-5}$), les paramètres de marche que chacun influence, sont différents.

- L'incidence pelvienne modifie la partie temporelle de la phase d'appui et par conséquent la vitesse, notamment par une asymétrie de rotation des pieds. Contrairement à la cyphose, plus l'IP augmente, plus l'amorti est diminué à gauche et la propulsion augmentée à droite avec une modulation dans le médio-pied, l'IP et la cyphose n'étant pas corrélées ($r=-0.13$, $p=0.23$).
- La pente sacrée, qui est une mesure dans le plan sagittal, modifie de la même manière, les stratégies de marche que la gîte coronale globale (c-GC7), sachant que ces 2 paramètres ne sont pas corrélés ($\tau=0.12$, $p=0.3$). Il existe en effet, une symétrie d'adaptation de l'amorti et de la propulsion en lien avec le sens de la pente sacrée. Dans les antéversions (PS augmentée),

il existe un défaut d'amortit bilatéral alors que dans les rétroversions (PS diminuée), il n'existe pas de défaut d'amortissement mais un besoin d'augmenter la propulsion à droite et un retard de propulsion à gauche. Les patients avec une antéversion du bassin arrivent donc à compenser les asymétries latérales, alors que celles-ci sont subies dans les rétroversions avec une compensation du côté droit.

6.3.3.3 *Concernant l'influence de l'obliquité des ceintures*

L'obliquité du bassin, notamment à droite, module l'amortissement et la propulsion au détriment du membre inférieur droit avec une stratégie croisée avant-pied/arrière-pied.

Il existe également une stratégie symétrique et bilatérale fonction du côté de l'obliquité des épaules. En effet, dans les épaules plus basses à droite, le double appui est augmenté, lié à une propulsion plus tardive à droite. Même si dans les 2 cas, le double appui est modulé par l'avant pied, il existe un décalage sur l'avant pied à droit avec un pic plus tardif à droite.

6.4 Corrélations avec les anomalies statiques lors de la posture (Étude 4)

6.4.1 Matériels et méthodes

Tous les patients étaient pieds nus et recevaient l'instruction de se positionner debout en position de confort. La même position était maintenue lors des 2 conditions d'exams (yeux ouverts et fermés). L'écartement des pieds n'était donc pas standardisé entre les patients, comme cela est recommandé par Pinsault et par Patti, car l'objectif n'était pas d'effectuer une tâche de contrôle postural mais plutôt d'étudier l'attitude spontanée de ce groupe de patients ^{160,161}. L'intérêt d'imposer un écartement standardisé aurait été d'assurer une reproductibilité des mesures, en contrôlant les différentes afférences. Mais cette condition aurait pu, en revanche, entraîner une instabilité. L'objectif était donc de décrire la stratégie posturale spontanée d'une population de SIA avec une indication de chirurgie, description en lien avec les analyses des asymétries, se rapprochant ainsi d'une analyse clinique et non pas d'une comparaison avec des sujets normaux. D'après les résultats de l'étude précédente, nous pourrions donc émettre comme hypothèse qu'il existe des stratégies posturales qui dépendent du côté de la déformation dans le plan coronal avec un déport de charge du côté du sommet ou bien du côté controlatéral.

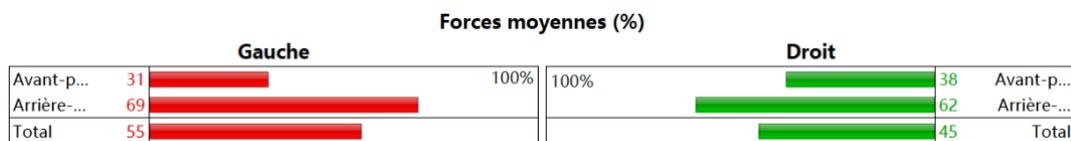
La durée d'analyse de la posture, était de 30 secondes, conformément aux normes internationales établies (> 25 sec, > 50 Hz) pour tous les sujets ^{162,163}.

L'analyse de la posture était réalisée selon 2 conditions :

- Yeux ouverts
- Yeux fermés. Dans cette condition, le contrôle postural se reporte sur le système vestibulaire et les entrées plantaires périphériques liées à la proprioception tactile et tendineuse, témoignant de facteurs d'adaptation en cas de modification des paramètres dans cette condition.

6.4.1.1 Les stratégies de position d'appui

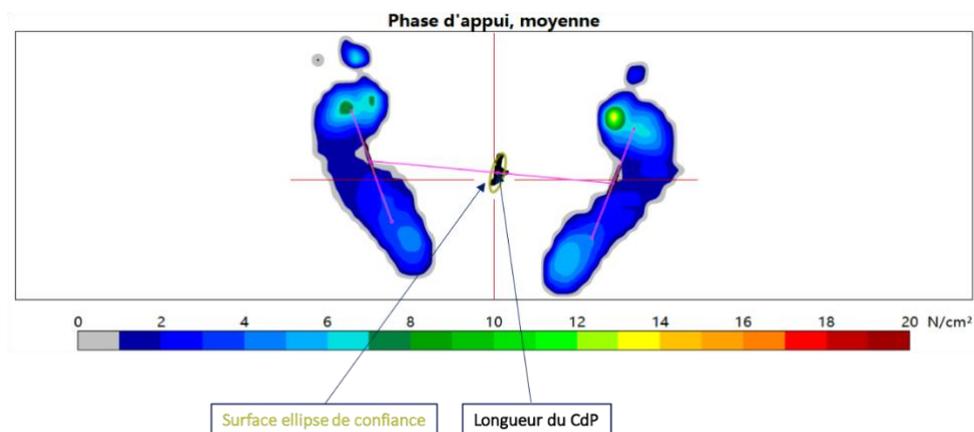
Il s'agissait du calcul des forces moyennes (%) et la recherche des asymétries médio-latérales (**Figure 39**)



- Totales
 - Droite & Gauche
- Locales droite et gauche
 - Force avant-pied définie par $(\% \text{ de force locale sur l'avant-pied} \times \% \text{ de force totale})/100$
 - Force arrière-pied définie par $(\% \text{ de force locale sur l'arrière-pied} \times \% \text{ de force totale})/100$

6.4.1.2 Les stratégies de contrôle postural

Les **Figures 40 et 41** illustrent les mesures réalisées en posture en lien avec les stratégies de contrôle postural.



- La surface de l'ellipse de confiance à 95% (mm²)
- La longueur de la trajectoire du CdP (mm)
- La vitesse moyenne du CdP (mm.sec⁻¹)

Paramètres		
Période d'analyse, s	30,0	40 s
Surface de l'ellipse de confiance à 95 %, ...	463	500 mm ²
Longueur de la trajectoire du CdP, mm	262	300 mm
Vitesse moyenne du CdP, mm/s	9	10 mm/s

- Le coefficient de Romberg = surface de l'ellipse confiance YF/YO qui permet d'évaluer l'importance de l'entrée visuelle sur la posture, la norme étant définie pour une valeur de 2.5 ^{163,164}.
- La longueur de la trajectoire du CdP en fonction la surface de l'ellipse de confiance à 95% (Longueur CdP/ Surface ellipse), qui permet de donner une notion sur la consommation d'énergie durant la posture ¹⁶⁰.

6.4.2 Résultats détaillés de la baropodométrie statique

Il n'y avait aucune différence significative (p=0.631) dans les durées des périodes d'analyse yeux ouverts (30.9 ± 4.7 sec) et yeux fermés (31.3 ± 5.9 sec). Les valeurs moyennes ± déviation standard (DS) des paramètres statiques dans les 2 conditions sont résumées dans le **Tableau 22**.

Variables		Yeux ouverts (YO)	Asymétrie YO (valeur de p)	Yeux fermés (YF)	Asymétrie YF (valeur de p)
Force totale pied (%)	Gauche	49.3 ± 6.1 [22.9 ; 60.1]	p=0.2	49.2 ± 7 [14.9 ; 63.3]	p=0.2
	Droit	50.8 ± 6.1 [39.9 ; 77.2]		50.8 ± 7 [36.7 ; 85]	
	Asymétrie (D vs G)	1.5 ± 12.2 [-20.2 ; 54.3]		1.5 ± 14 [-26.5 ; 70.1]	
Force locale (%) avant-pied	Gauche	19.4 ± 5.6 [8.5 ; 34.7]	p=1	19.4 ± 6.1 [6 ; 34]	p=0.2
	Droit	20.4 ± 5.2 [9.1 ; 30.8]		20.7 ± 5.2 [8.1 ; 32.4]	
	Asymétrie (D vs G)	1.0 ± 6.3 [-13.9 ; 16.6]		1.3 ± 6.9 [-14.7 ; 21.3]	
Force locale (%) arrière-pied	Gauche	29.9 ± 6.7 [12.7 ; 44.5]	p=0.8	29.8 ± 7.1 [8.9 ; 46.9]	p=0.8
	Droit	30.4 ± 6.6 [16.6 ; 52.1]		30.1 ± 7.1 [15.2 ; 57.7]	
	Asymétrie (D vs G)	0.5 ± 9.9 [-17.7 ; 37.7]		0.3 ± 10.9 [-21.6 ; 48.8]	
Surface ellipse (mm²)*		168.5 ± 142.9 [33;918]		259.8 ± 259.1 [27.3 ; 1458.3]	
Longueur de la trajectoire du CdP (mm)		566 ± 331.4 [127;1898]		668.3 ± 380.2 [139.6 ; 2052]	
Vitesse moyenne du CdP (mm.sec ⁻¹)		18.6 ± 11.2 [4.2;63.1]		21.6 ± 12.1 [4.7 ; 68.2]	
Longueur CdP/Surface ellipse		5.3 ± 4.4 [0.5 ; 18.8]		4.7 ± 4.4 [0.3 ; 23.9]	
Coefficient de Romberg (YF/YO)			0.9 ± 0.6 [0.2 ; 3.3]		

Tableau 22- Comparaison des paramètres de posture yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF). Les variables sont exprimées en moyennes ± déviation standard.

La condition yeux fermés ne modifiait pas les valeurs moyennes des variables de manière significative excepté pour la surface de l'ellipse de confiance à 95% (p=0.009). De la même manière, aucune asymétrie droite/gauche n'était retrouvée pour chacune des 2 conditions d'examen.

6.4.2.1 Influence de l'apex de la déformation

Les corrélations entre les paramètres statiques et les paramètres radiologiques en rapport avec l'apex, la classification de Lenke et la sévérité de la déformation dans le plan coronal sont résumées dans le

Tableau 23.

Variables	Lenke 1 à 6		Côté du sommet (D vs G vs Bilatéral)		Modificateur Coronal lombaire		Angle de Cobb principal	
	YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	Y F
% force totale	Gauche	$\tau = 0.29$ $p < 10^{-5}$	$\tau = 0.24$ $p = 0.004$	$\tau = -0.32$ $p < 10^{-5}$	$\tau = -0.24$ $p = 0.004$	$\tau = 0.38$ $p < 10^{-5}$	$\tau = 0.3$ $p < 10^{-5}$	
	Droit	$\tau = -0.29$ $p < 10^{-5}$	$\tau = -0.24$ $p = 0.004$	$\tau = 0.32$ $p < 10^{-5}$	$\tau = 0.24$ $p = 0.004$	$\tau = -0.38$ $p < 10^{-5}$	$\tau = -0.3$ $p < 10^{-5}$	
	Asymétrie	$\tau = -0.29$ $p < 10^{-5}$	$\tau = -0.24$ $p = 0.004$	$\tau = 0.32$ $p < 10^{-5}$	$\tau = 0.24$ $p = 0.004$	$\tau = -0.38$ $p < 10^{-5}$	$\tau = -0.3$ $p < 10^{-5}$	
% force locale	Avant- pied				$\tau = -0.18$ $p = 0.04$	$\tau = -0.18$ $p = 0.03$		
		Droit						
	Arrière- pied							
		Droit	$\tau = -0.2$ $p = 0.02$	$\tau = -0.19$ $p = 0.02$	$\tau = 0.21$ $p = 0.01$	$\tau = 0.22$ $p = 0.008$		
	Gauche	$\tau = 0.23$ $p = 0.005$	$\tau = 0.23$ $p = 0.006$	$\tau = -0.25$ $p = 0.003$	$\tau = -0.24$ $p = 0.005$	$\tau = 0.3$ $p < 10^{-5}$	$\tau = 0.31$ $p < 10^{-5}$	
	Asymétrie	$\tau = -0.31$ $p < 10^{-5}$	$\tau = -0.29$ $p < 10^{-5}$	$\tau = 0.31$ $p < 10^{-5}$	$\tau = -0.29$ $p = 0.001$	$\tau = -0.31$ $p < 10^{-5}$	$\tau = -0.3$ $p < 10^{-5}$	$r = 0.25$ $p = 0.02$

Tableau 23- Corrélations significatives en lien avec l'apex de la déformation et la classification de Lenke lors de la posture

Concernant la classification de Lenke et le côté de l'apex, quelle que soit la condition d'examen (yeux ouverts ou fermés), les corrélations mises en évidence montrent un déport de charge qui est fonction du niveau de la courbure et de son côté avec, soit une augmentation du pourcentage de force à gauche lorsque le stade de Lenke augmente (Lenke 5 et 6, courbures lombaires gauche), soit une diminution sur le pied gauche lorsque le stade de Lenke diminue (Lenke 1 et 2, courbures thoraciques droite). Une augmentation des asymétries du côté gauche est également retrouvée lorsque le stade de Lenke augmente et du côté droit lorsqu'il diminue, report de charge se produisant principalement sur l'arrière pied avec une augmentation à gauche et une diminution à droite pour les Lenke 5 et 6 et inversement pour les courbures Lenke 1 et 2. Le modificateur coronal lombaire joue également un rôle important dans la modification des paramètres de posture, de manière similaire dans les 2 conditions avec une augmentation des reports de charge vers la gauche, lorsque le modificateur lombaire augmente (C) ce qui est cohérent avec les corrélations précédentes en lien avec le stade de Lenke et le côté du sommet. Le modificateur sagittal thoracique ne semble pas avoir de rôle de modification posturale.

Enfin, concernant l'angle de Cobb principal, il existe un report de charge sur l'arrière-pied droit lorsque l'angle de Cobb augmente, en lien avec la localisation ($\tau = -0.27$; $p=0.001$) de la déviation principale c'est-à-dire que les courbures les plus importantes étaient principalement retrouvées dans les scolioses thoraciques (Lenke 1 et 2).

6.4.2.2 Influence de l'équilibre global coronal et sagittal

Les corrélations entre les paramètres statiques et les paramètres radiologiques en rapport avec l'alignement global dans les 2 plans et la cyphose thoracique maximale sont résumées dans le **Tableau 24**.

Variables	Gîte coronale				Cyphose max			
	Angle		Déviation		Angle		Déviation	
	YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF
Vitesse moyenne du CdP			$\tau = 0.17$ $p=0.05$	$\tau = 0.16$ $p=0.05$				
Surface de l'ellipse					$r=0.3$ $p=0.006$		$\tau = 0.17$ $p=0.04$	
% force totale	Gauche	$r=0.23$ $p=0.03$	$r=0.23$ $p=0.03$	$\tau = -0.36$ $p<10^{-5}$	$\tau = -0.28$ $p=0.001$			
	Droit	$r=-0.23$ $p=0.03$	$r=-0.23$ $p=0.03$	$\tau = 0.36$ $p<10^{-5}$	$\tau = 0.28$ $p=0.001$			
	Asymétrie	$r=-0.23$ $p=0.03$	$r=-0.23$ $p=0.03$	$\tau = 0.36$ $p<10^{-5}$	$\tau = 0.28$ $p=0.001$			
% force locale	Avant-pied			$\tau = -0.21$ $p=0.01$				
	Arrière-pied	Droit	$r=-0.24$ $p=0.03$	$r=-0.25$ $p=0.02$	$\tau = 0.25$ $p=0.003$	$\tau = 0.21$ $p=0.01$		
	Asymétrie	Avant-Pied			$\tau = 0.25$ $p=0.002$	$\tau = 0.19$ $p=0.02$		
		Arrière-pied	$r=-0.27$ $p=0.01$	$r=-0.29$ $p=0.008$	$\tau = 0.24$ $p=0.004$	$\tau = 0.21$ $p=0.01$		
Coefficient de Romberg							$\tau = -0.17$ $p=0.05$	

Tableau 24 - Corrélations significatives en lien avec l'équilibre global de la déformation en posture

La gîte sagittale ne semble pas avoir d'influence sur les asymétries de posture tout comme le modificateur sagittal de la classification de Lenke, paramètres par conséquent moins discriminants que la mesure de la cyphose maximale, seul paramètre sensible à l'afférence visuelle. Ainsi, dans la condition yeux fermés, la surface de l'ellipse de confiance augmente lorsque la cyphose maximale augmente et donc le Coefficient de Romberg diminue. L'augmentation de la surface de l'ellipse de confiance signifie que les amplitudes d'oscillation antéro-postérieures et médio-latérales augmentent avec la cyphose sans lien avec un potentiel déséquilibre sagittal.

Dans le plan coronal et dans les 2 conditions, la vitesse moyenne de déplacement du CdP augmente pour les déviations du côté droit. Seule cette hypothèse est retenue compte tenu des résultats sur les asymétries de pourcentage de force totale avec une augmentation à droite pour les déviations allant vers la droite. Au plan local, les forces diminuent sur l'avant-pied gauche et augmentent sur l'arrière-pied droit pour les déviations droites

Toutefois, sans préjuger du côté de la déviation, l'augmentation de l'angle de la gîte coronale, diminue l'asymétrie totale et l'asymétrie locale d'arrière-pied, notamment du côté droit.

6.4.2.3 Influence des paramètres pelviens et de l'obliquité des ceintures

Les corrélations entre les paramètres statiques et les paramètres radiologiques en rapport avec les paramètres pelviens et l'obliquité des ceintures sont résumées dans le **Tableau 23**.

Variables	Déviation Pente sacrée ATV/N/RTV		Obliquité bassin Côté de bascule		Obliquité épaules				
					Angle		Bascule		
	YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF	
% force totale	Gauche		$\tau = -0.39$ $p < 10^{-5}$	$\tau = -0.42$ $p < 10^{-5}$					
	Droite		$\tau = 0.39$ $p < 10^{-5}$	$\tau = 0.42$ $p < 10^{-5}$					
	Asymétrie		$\tau = 0.39$ $p < 10^{-5}$	$\tau = 0.42$ $p < 10^{-5}$					
% force locale	Avant-pied	Droit	$\tau = 0.24$ $p = 0.004$	$\tau = 0.26$ $p = 0.002$					
		Gauche	$\tau = -0.21$ $p = 0.02$						
	Arrière-pied	Droit		$\tau = 0.23$ $p = 0.007$					
		Gauche		$\tau = -0.24$ $p = 0.004$	$\tau = -0.26$ $p = 0.002$				
	Asymétrie	Avant-Pied	$\tau = 0.28$ $p = 0.001$	$\tau = 0.3$ $p < 10^{-5}$	$r = 0.24$ $p = 0.03$				
		Arrière-pied	$\tau = 0.28$ $p = 0.001$	$\tau = 0.32$ $p < 10^{-5}$				$\tau = -0.2$ $p = 0.02$	

Tableau 25- Corrélations significatives en lien avec l'équilibre des épaules et du bassin et les paramètres pelviens lors de la posture.

L'incidence pelvienne ne semble pas avoir de rôle dans les asymétries de posture dans la SIA contrairement à la pente sacrée avec un pourcentage de force locale augmenté sur l'avant-pied gauche dans les rétroversions ou bien diminué dans les antéversions, sans asymétrie locale.

Il n'existe pas d'influence de l'angle de bascule du bassin. En revanche, le côté de bascule dans les 2 conditions était le paramètre structurel influençant le plus les modifications de posture. Les asymétries totales augmentaient pour les bascules du côté droit avec également une augmentation des

asymétries locales à droite pour ces mêmes bascules, réparties sur l'avant-pied et l'arrière-pied les yeux ouverts et avec une tendance à aller sur l'arrière-pied droit à la fermeture des yeux.

Enfin l'obliquité des épaules avait peu d'influence sur les asymétries de posture et uniquement dans la condition yeux fermés, avec une diminution des asymétries d'arrière-pied droit pour les bascules droites et une augmentation des différences de pourcentage sur l'avant-pied droit avec l'augmentation de l'angle de bascule des épaules.

6.4.3 Synthèse des résultats issus de la quantification en baropodométrie statique

De manière globale, il existait peu d'influence de l'afférence visuelle dans les corrélations entre paramètres structurels et paramètres de posture, permettant d'exclure l'entrée visuelle comme un facteur d'adaptation en position spontanée. A noter, qu'il n'existait aucune corrélation avec l'angle. Seules la cyphose maximale et l'obliquité des épaules montraient quelques corrélations liées à la fermeture des yeux, témoignant de leur potentielle influence sur le système vestibulaire et les entrées proprioceptives plantaires.

De même, les paramètres structurels dans le plan sagittal (gîte sagittale, modificateur thoracique et paramètres pelviens) n'avaient que très peu d'influence sur les asymétries posturales.

En revanche, dans le plan coronal, il existait des stratégies de reports de charge fonction de la classification de Lenke et donc du côté du sommet ainsi que de la gîte coronale. La stratégie retrouvée en lien avec la localisation de la courbure principale est une adaptation se produisant sur les arrière-pieds avec une augmentation des différences médio-latérales du côté gauche dans les courbures lombaires gauches et du côté droit dans les courbures thoraciques droites (Lenke 1 et 2). Pour la gîte coronale, il existait une diminution des asymétries totales et locales avec l'augmentation de l'angle. Quant au côté de la gîte coronale, les déviations à droite augmentaient les pourcentages de force sur l'arrière pied droit ou les diminuaient dans les déviations gauches.

6.5 Discussion et synthèse des études 3 et 4

Dans cette étude baropodométrique, une évaluation indirecte des forces internes a donc été réalisée dans la SIA. Nos résultats montrent que même s'il s'agit d'un outil d'analyse simplifiée de la marche, de nombreuses corrélations entre la fonction et la structure ont été mises en évidence avec une interprétation complexe. Ceci confirme donc notre hypothèse principale de départ en montrant des stratégies croisées permettant à ces individus de ne pas présenter d'asymétrie fonctionnelle entre les côtés malgré leurs déformations ¹⁶⁵.

Ce lien entre les mesures fonctionnelles en analyse du mouvement et les mesures structurales radiologiques a déjà été réalisé dans la littérature mais principalement sur la cinématique tridimensionnelle du tronc ou les mesures des pressions plantaires, mesures mises en relation avec des paramètres d'alignement global radiologiques ^{84,166-169}. Il s'agit donc de la 1^{ère} étude prenant en compte autant de paramètres de marche et de caractéristiques squelettiques dans la SIA. Les principales corrélations concernent les défauts d'alignement squelettiques dans le plan coronal ainsi que les paramètres pelviens, et les paramètres spatiaux dans l'analyse dynamique et statique en baropodométrie.

6.5.1 Potentiel structurel de l'adolescent avec une scoliose idiopathique

Dans la présente étude, aucune asymétrie droite/gauche n'a été mise en évidence ni en statique, ni en dynamique de manière globale (**Tableaux 16 et 17 et Tableau 22**), ce qui est conforme aux résultats de Ma et al. ¹⁶⁹. Cela valide donc l'hypothèse que ces individus étiquetés comme pathologiques structurellement sont normaux dans leur fonctionnalité. Tous les patients présentaient cependant une déformation définie comme sévère, puisque tous avaient une indication chirurgicale ¹²⁻¹⁵. Or, Zhu et al. ont récemment démontré que plus la déformation est sévère, plus il existe d'anomalies des performances de marche et que la sévérité de la déformation est également associée à des modifications de la morphologie des pieds, avec une tendance au pied plat et à la pronation d'avant-pied ¹⁷⁰. Ces anomalies sont en revanche non retrouvées dans les courbures < 20°, ce qui d'après Donath et al. est probablement lié à la possibilité de pouvoir rigidifier son tronc par co-activation des muscles rachidiens et abdominaux, muscles encore efficaces dans ces courbures minimales ^{76,147}. Le tronc est le 2nd niveau stabilisateur postural chez l'Homme, après l'articulation talo-crurale. Les muscles érecteurs du rachis contrôlent les mouvements antéro-postérieurs du tronc et les droits abdominaux et les obliques externes complètent la rigidification de ce segment ⁷⁵. Cependant, l'augmentation de la déformation doit logiquement entraîner une nécessité d'adaptation fonctionnelle qui risque de faire sortir le patient de sa normalité.

6.5.2 Adaptations fonctionnelles aux déformations structurales

Comme cela a été montré dans notre étude sur la MSD dans la SIA, il existe une adaptation fonctionnelle qui permet aux patients présentant une SIA de maintenir un équilibre dynamique et donc une certaine performance lors de la marche. Or, des anomalies d'oscillation du tronc et de ses amplitudes au cours de la marche, de même que des asymétries et des défauts de contrôle de la posture sont rapportés dans la littérature ^{80,81,83,171-173}. Les données ne sont pas consensuelles comme le révèle la revue par Daryabor et al., ce qui peut tout aussi bien s'expliquer par l'hétérogénéité des

populations étudiées mais également par la possibilité que ces patients soient capables de stratégies multiples pour s'adapter fonctionnellement à leur déformation, adaptations possibles en raison de leur âge ¹⁵⁵.

Dans notre étude, les défauts d'alignement dans le plan coronal (gîte coronale, obliquité du bassin, obliquité des épaules) étaient corrélés à la localisation des pourcentages du poids du corps et aux instants et aux pics de force du 1^{er} (amorti) et 3^{ème} (propulsion) pivots. Des stratégies de compensation bilatérale et symétrique, croisées entre l'avant- et l'arrière-pied et qui s'alternaient à droite ou à gauche en fonction du côté du déséquilibre, ont été mises en évidence. Notre résultat est en accord avec l'étude de Ma et al. dans laquelle les auteurs montrent bien des asymétries de pression plantaire liées aux défauts d'alignement dans le plan coronal, asymétries à prendre en compte dans l'évaluation postopératoire, tant au plan esthétique que fonctionnel ¹⁶⁹.

Ces asymétries peuvent également être la conséquence de stratégies d'optimisation qu'il faudra alors corrélérer avec les données de l'examen clinique (**Tableaux 16 et 17 et Tableau 23**). En effet, il sera important d'analyser la morphologie des pieds pour déterminer si le sujet utilise globalement l'ensemble de sa surface d'appui à sa disposition (plus faible sur un pied creux) ou s'il utilise une surface d'appui moins importante que celle à sa disposition (surface plus importante sur un pied plat).

6.5.3 Optimisations fonctionnelles et influence de la localisation de l'apex sur les défauts fonctionnels dynamiques et statiques

Notre étude confirme que les déformations dans le plan coronal influencent majoritairement la fonction, bien plus que celles du plan sagittal ^{85,168,169}. Bien que la restauration d'un alignement correct dans le plan sagittal soit directement corrélée à la qualité de vie et aux risques de complications chirurgicales, dans notre étude, aucun argument fonctionnel n'a pu être mis en évidence pour l'expliquer ^{23,52,148}. Cependant, il semble exister une régulation qui s'effectue au niveau du médio-pied, directement en lien avec le déséquilibre sagittal mais surtout avec l'importance de la cyphose thoracique et l'orientation de la pente sacrée (**Tableau 19 et Tableau 24**). Ces résultats sont confirmés par l'étude de Yi et al. dans laquelle pente sacrée et cyphose thoracique sont fortement corrélées aux distributions des pressions plantaires (surface de contact plus importante sur l'avant-pied), du côté de l'apex ¹⁶⁸.

Dans le plan coronal, la localisation de la courbure principale modifie la cinématique du tronc et son contrôle, surtout lorsqu'il existe un défaut d'alignement global ^{84,85,173}. Dans notre étude, il apparaît qu'il y ait plus d'asymétries dans les courbures lombaires, ce qui nous semble surtout lié au type de modificateur lombaire (C) et à l'obliquité du bassin. En effet, dans les courbures basses, le bassin étant inclus dans la déformation, cela influence nécessairement les segments sous-jacents et explique les

asymétries de forces articulaires de hanche (Yazji et al.) et les anomalies cinématiques des membres inférieurs rapportées dans la littérature ^{33,156}. Pour les courbures thoraciques, il existe aussi quelques anomalies, qui sont surtout liées à la temporalité des paramètres de marche et au probable défaut de coordination en le segment thoracique et lombaire rapporté par Sung et al. dans ce type de scoliose ¹⁷⁴. De même, les asymétries de positionnement des ceintures décrits par Pesenti et al., qui sont le reflet indirect du plan transversal, peut expliquer les différences de pressions entre arrière- et avant-pied ⁸³.

Au final, nos résultats montrent des compensations fonctionnelles plus importantes dans les courbures distales lombaires, qui donnent une explication rationnelle à la nécessité d'une prise en charge plus précoce de ce type de déformation ^{12,14,15}. Nos résultats ont cependant pu être biaisés par le fait qu'il s'agissait de courbures déjà évoluées et une confirmation sur des déformations moins sévères doit donc être réalisée.

6.5.4 Limites des études

Ces études présentent plusieurs limites. La 1^{ère} limite est l'absence de lien réalisé avec les mesures cliniques telles que les longueurs musculaires aux membres inférieurs, la morphologie des pieds et le côté dominant pour l'analyse dynamique et la mesure de la largeur du bassin à mettre en lien avec l'écartement spontané des pieds pour l'analyse statique. L'équilibre sagittal peut modifier les longueurs musculaires notamment au niveau des ischio-jambiers et cette analyse complémentaire devra être réalisée pour compléter ces 2 études. La 2^{ème} limite est l'absence d'un groupe contrôle de sujets normaux. Sweeney et al. ont bien montré que la plateforme Zebris présentait une bonne sensibilité et fiabilité pour analyser la marche des enfants entre 9 et 13 ans ¹⁷⁵. L'interprétation des résultats concernant les pourcentages de phase du cycle et certains paramètres temporels doit être prudente, car il s'agit des paramètres de mesure les moins fiables dans la littérature ^{176,177}. Tous les patients de la présente étude avaient bénéficié d'une analyse sur tapis de marche GaitRite juste avant l'analyse sur la plateforme Zebris. La comparaison des moyennes a montré qu'il existait effectivement des différences significatives sur les paramètres temporels (vitesse et pourcentage de phase d'appui). Mais les corrélations mises en évidence dans notre analyse baropodométrique, concernaient essentiellement des paramètres spatiaux. De même, des mesures intersessions comme suggéré par de Oliveira et al. n'ont pas été réalisées ¹⁷⁸. Nous avons un nombre moyen de passages sur la plateforme en dynamique élevé (8 en moyenne) et la durée de recueil en statique était conforme aux recommandations de Pinsault et al. ¹⁶⁰. La 3^{ème} limite est l'absence d'analyse dans le plan transversal, tant sur la stéréoradiographie que sur la dynamique. Cependant, Pesenti et al. n'ont montré aucune différence dans le plan transversal en analyse du mouvement entre les courbures thoraciques et

lombaires⁸⁵. Enfin, la 4^{ème} limite est l'absence de normalisation des mesures mais ceci était volontaire et le but d'aider à l'interprétation des données pour les comparer à la littérature, dans laquelle les données ne sont que très rarement normalisées^{178,179}.

6.5.5 Synthèse

L'approche analytique en baropodométrie a permis de mettre en évidence les stratégies croisées lors la phase d'appui dans le SIA. Celles-ci dépendent principalement de l'orientation de la déformation dans le plan coronal, sans que la sévérité mesurée par l'angle de Cobb puisse être incriminée. Les patients présentant une déformation à localisation lombaire montrent plus d'anomalies sur les paramètres mesurés, en faveur d'une prise en charge plus précoce de ces déformations.

7 Synthèse et perspectives

La problématique de ce travail de thèse était de caractériser les compensation posturales et fonctionnelles par une approche biomécanique en analyse de la marche dans les déformations rachidiennes et principalement dans la scoliose idiopathique de l'adolescent.

Dans notre 1^{ère} étude expérimentale, une modification significative de l'équilibre de la marche, mesuré par la marge de stabilité dynamique, était mise en évidence dans les déformations rachidiennes ; mais notre population était hétérogène tant au point de vue des pathologies que de la prise en charge thérapeutique.

Dans la 2^{ème} étude expérimentale sur la marge de stabilité dynamique dans la scoliose idiopathique de l'adolescent sévère, aucune modification de leur équilibre dynamique n'a été mise en évidence, témoin du caractère performant de la marche de ces patients. Cependant, certaines asymétries et anomalies ont pu être retrouvées, nous permettant d'affirmer que des phénomènes d'adaptation sont mis en jeu chez ces patients, leur permettant ainsi de rester dans un cône de normalité pour leur équilibre.

Dans la 3^{ème} étude expérimentale, l'approche analytique en baropodométrie dynamique et statique a mis en évidence des stratégies d'équilibrations spatiales, croisées et bilatérales, dans le but de symétriser les paramètres fonctionnels de la marche en fonction de la localisation de la déformation. Les déformations dans le plan sagittal avaient peu de conséquences sur le plan fonctionnel. Les courbures basses, c'est-à-dire lombaires, modifiaient les paramètres fonctionnels de manière plus importante que les courbures thoraciques, en faveur d'indications plus précoces de la chirurgie chez ces patients, comme cela est recommandé dans la littérature. La raison de ces conséquences est probablement en lien avec l'inclusion du bassin dans ces courbures, le bassin étant considéré comme la dernière vertèbre.

Les perspectives de ce travail sont nombreuses tant pour l'approche globale que pour l'approche analytique, et pour lesquelles certains projets sont actuellement en cours.

7.1 Personnalisation de l'approche globale

Dans l'approche globale, la normalité de l'équilibre dynamique retrouvée chez nos patients ne doit pas faire abandonner ce paramètre de mesure. En effet, ces adolescents sont encore suffisamment performants puisqu'ils sont en mesure de maintenir leur équilibre lors de la marche. Or la littérature, a bien montré qu'il existe une augmentation des oscillations du tronc et une modification de la position du centre de masse ainsi qu'une modification de la qualité et de la fonction des muscles du tronc.

Les questions qui peuvent encore être étudiées pour la MSD sont les suivantes :

- (1) Dans quelle mesure une intervention chirurgicale va-t-elle modifier ce paramètre d'équilibre fonctionnel lors de la marche ?
- (2) Dans quel délai un patient opéré peut-il revenir à une normalité d'équilibre fonctionnel?
- (3) Un patient qui ne rétablit pas un équilibre dynamique est-il en échec chirurgical et dans quelle mesure doit-il être repris ?
- (4) L'évolution naturelle de ces scolioses à l'âge adulte va-t-elle vers une rupture de l'équilibre dynamique ? La chirurgie est-elle alors nécessaire et peut-elle permettre de restaurer un équilibre qui a été rompu.

Les travaux envisagés sur cette approche globale sont résumés dans les parties suivantes.

7.1.1 Personnalisation du modèle biomécanique du rachis dans la scoliose idiopathique

7.1.1.1 *Du modèle cinématique : Segmentation du modèle rachis scoliose et influence du plan transversal*

Dans notre travail, la cinématique du tronc et de ses différents segments n'a pas été étudiée. Une analyse du plan transversal pourrait alors être mise en lien avec les anomalies structurales transversales mesurées à partir des reconstructions 3D en stéréoradiographie ¹⁸⁰. Un modèle personnalisé avec un jeu de 53 marqueurs, utilisé lors du passage des patients de l'étude sur la MSD dans le SIA, pourra nous servir pour ce projet (**Figure 42**).

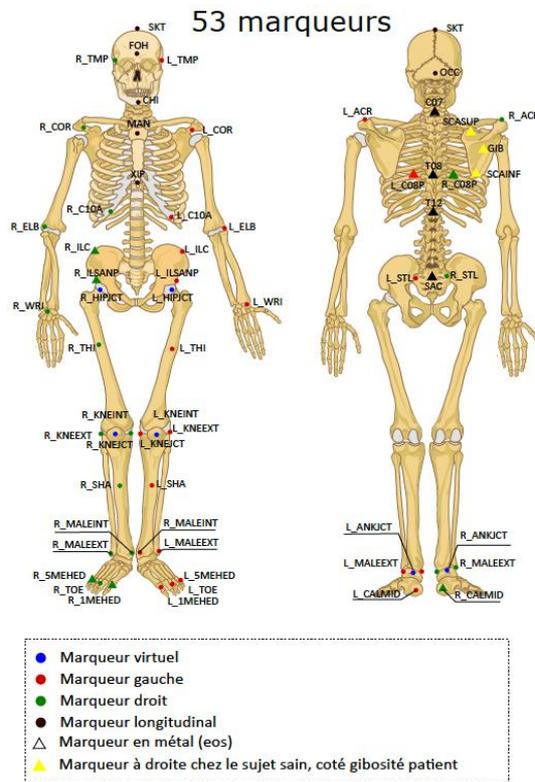


Figure 42- Repères anatomiques et proposition d'un jeu de marqueurs pour une analyse tridimensionnelle du rachis en 4 segments adaptés à la scoliose lors de la marche.

L'analyse de ces résultats pourra être comparée à ceux déjà décrits dans la littérature ^{67,83,181}. Le modèle que nous proposons compartimente le rachis en 4 segments: rachis cervical (occiput-C7), rachis thoracique supérieur (au-dessus de T8, apex), rachis thoracique inférieur (de T8 à T12) et le rachis lombaire (T12-S1). Il s'agit d'un modèle qui tient compte des spécificités de la déformation scoliootique.

7.1.1.2 Du modèle anthropométrique : utilisation des reconstructions 3D en stéréoradiographie

7.1.1.2.1 Centre de masse et barycentrométrie

Une analyse de la position du barycentre pourra être utilisée et surtout comparée aux résultats de la cinématique et de la MSD pour une personnalisation du centre de masse par l'imagerie ¹⁸². Les travaux de Langlais et al. ont déjà permis de valider la barycentrométrie mesurée en stéréoradiographie dans la scoliose idiopathique ¹⁸³.

7.1.1.2.2 *Personnalisation du calcul du centre articulaire de hanche par la méthode innovante*

La position du centre articulaire de hanche repose actuellement sur une estimation en cinématique de par son inaccessibilité à la palpation. Il existe donc risque d'erreur possible en analyse tridimensionnelle de la marche. Dans un contexte clinique, une mauvaise estimation du centre articulaire de hanche induit des erreurs dans le calcul des moments articulaires de la hanche et du genou des forces de contact de la hanche, ou de la cinématique articulaire ¹⁸⁴⁻¹⁸⁶. L'accumulation de ces erreurs entraîne des biais d'interprétation pouvant conduire à une stratégie thérapeutique inadaptée ¹⁸⁷. Une attention particulière doit donc être accordée au choix de la méthode pour estimer le centre articulaire de la hanche. La littérature décrit trois méthodes pour estimer le centre articulaire de hanche : la méthode standard, la méthode fonctionnelle et la méthode innovante. La méthode standard majoritairement utilisée en routine clinique s'appuie sur des équations de régression issues de données anthropométriques expérimentales provenant d'imagerie médicale ou d'études cadavériques ^{132,188,189}. Mais cette méthode est remise en cause en raison d'erreurs moyennes comprises entre 14 et 17 mm, erreurs directement liées à la précision du positionnement des marqueurs ¹⁹⁰⁻¹⁹³. De plus, les méthodes prédictives sont issues de données anthropométriques recueillies uniquement chez l'adulte et elles ne tiennent pas compte des variations géométriques et anatomiques du bassin de l'enfant ¹⁹⁴. La 2^{ème} méthode dite fonctionnelle estime le centre articulaire de hanche par l'intermédiaire de mouvements spécifiques de la cuisse par rapport au bassin ^{190,195,196}. Pour ce type de méthode, l'erreur d'estimation du centre articulaire de hanche est comprise entre 11 et 21 mm et qui est principalement expliquée par le déplacement des tissus mous lors du mouvement induisant un déplacement des marqueurs externes ^{191,193,197}. Afin de limiter au maximum ces artefacts, les méthodes fonctionnelles sont dépendantes du placement des marqueurs externes. Ils doivent être placés le plus loin possible les-uns des autres avec leur centre le plus près possible du centre articulaire de hanche ¹⁹⁸. La 3^{ème} méthode, appelée méthode innovante, consiste à utiliser l'imagerie médicale pour estimer in vivo les coordonnées du centre articulaire de hanche. Dans ce contexte de la SIA, les reconstructions 3D à partir de la stéréoradiographie réalisée en routine clinique chez nos patients pourrait être utilisée, les repères anatomiques utilisés étant illustrés dans la **Figure 43** ¹⁹⁹. La précision des mesures pour le centre articulaire de hanche a déjà été validée chez l'adulte une précision de 2.9 mm en moyenne ²⁰⁰.

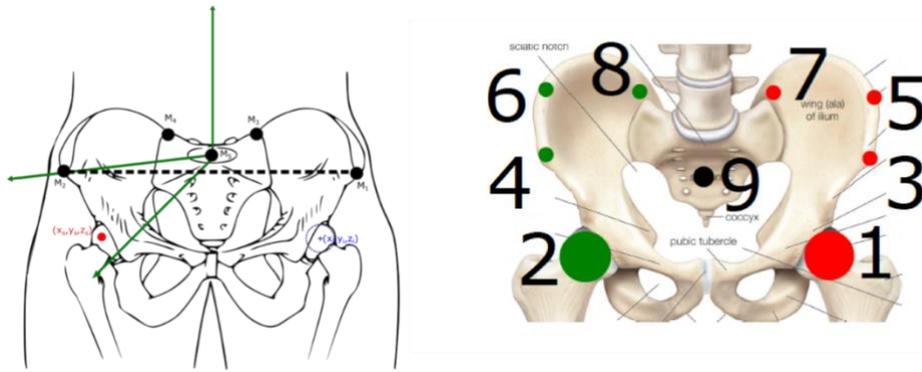


Figure 43- Repères anatomiques pour le calcul des centres articulaires de hanche pour la méthode innovante à partir des clichés de stéréoradiographie de face et de profil

Dans ce contexte, l'objectif principal de notre étude est de tester l'équivalence entre la méthode standard et la méthode innovante, puis de quantifier la variabilité inter-opérateur et la variabilité intra-opérateur. Ce projet est déjà approuvé par le comité d'éthique local et il est actuellement en cours.

7.2 De l'approche globale personnalisée vers une spécificité analytique

Nous avons montré que la baropodométrie était un outil de mesure intéressant, d'autant plus qu'il est facilement accessible sur un plan économique pour les cliniciens et les chercheurs. De par sa simplicité d'utilisation, celle-ci peut être utilisée pour un suivi longitudinal des patients dès leur prise en charge initiale. Cela pourrait permettre de mieux comprendre l'évolution naturelle des anomalies dans la scoliose et pouvoir préciser l'impact des thérapeutiques mises en place et ainsi pouvoir progresser sur la stratégie de prise en charge rééducative, orthopédique (corset), podologique et chirurgicale. Cependant, Ramakrishnan et al. ont bien montré qu'il ne fallait pas s'attacher à corriger toutes les asymétries car celles-ci peuvent être adaptatives et les supprimer pourraient rompre la normalité acquise du patient ²⁰¹. Enfin, le recueil d'une base de données d'enfants sains est en cours sur notre plateforme afin de pouvoir comparer nos résultats sur les sujets pathologiques.

7.2.1 Analyse de la forme du cyclogramme

Le rapport généré par le système Zebris (**Annexe 3**) ne nous donne pas les valeurs de la vitesse lors des transferts d'appuis, ni celles de la variabilité et de la position du CdP. Nous avons uniquement une illustration du cyclogramme et de la vitesse maximale de déplacement du CdP (**Figure 32 et Figure 35**). Dans notre étude analytique en baropodométrie, il existait peu de corrélation avec les paramètres simplifiés du cyclogramme. Nous souhaiterions cependant poursuivre cette analyse en validant tout d'abord son interprétation visuelle en inter- et intra-observateur (**Figure 44**).

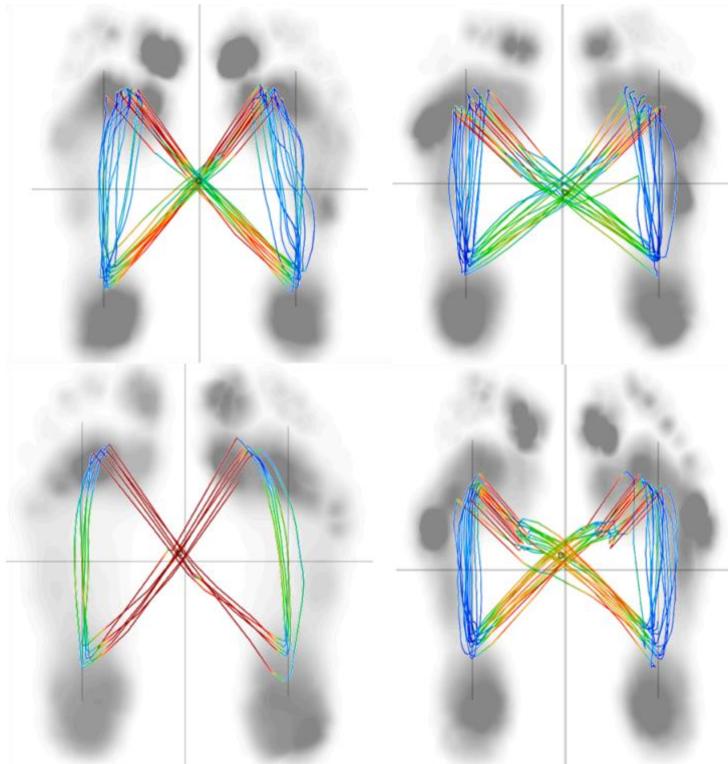


Figure 44- Illustration de plusieurs « diagrammes en papillon » dans notre cohorte de patients montrant de grande différences de formes.

7.2.2 Analyse de la temporalité et de la densité du cyclogramme

En suivant la même démarche que celle effectuée dans les travaux de Lee et al., qui ont étudié l'intérêt du cyclogramme dans les séquelles d'accident vasculaire cérébral, nous souhaiterions analyser la distribution de la densité (estimation de la densité de Kernel) et de la temporalité du CdP dans la SIA et de son évolution au cours du suivi des patients ²⁰².

Il nous semblerait également intéressant d'étudier l'influence de la sévérité de la courbure, mesurée par l'angle de Cobb sur la vitesse de déplacement du CdP par une analyse graphique du cyclogramme.

7.3 Évaluation en conditions écologiques

Enfin, comme nous l'avons souligné, les 2 approches de ce travail ont utilisé des systèmes d'analyse du mouvement en laboratoire d'analyse du mouvement, ne permettent sans doute pas de refléter la fonction en condition réelle de ces patients. Une évaluation en situation écologique serait donc particulièrement intéressante, comme celle utilisant des centrales inertielles avec des accéléromètres ou des semelles embarquées ^{203,204}.

8 RÉFÉRENCES

1. Marketos, S. G. & Skiadas, P. Hippocrates. The father of spine surgery. *Spine* **24**, 1381–1387 (1999).
2. Vasiliadis, E. S., Grivas, T. B. & Kaspiris, A. Historical overview of spinal deformities in ancient Greece. *Scoliosis* **4**, 6 (2009).
3. Marketos, S. G. & Skiadas, P. K. Galen: a pioneer of spine research. *Spine* **24**, 2358–2362 (1999).
4. Burwell, R. G., Clark, E. M., Dangerfield, P. H. & Moulton, A. Adolescent idiopathic scoliosis (AIS): a multifactorial cascade concept for pathogenesis and embryonic origin. *Scoliosis Spinal Disord.* **11**, 8 (2016).
5. Veldhuizen, A. G., Wever, D. J. & Webb, P. J. The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors. *Eur. Spine J.* **9**, 178–184 (2000).
6. Konieczny, M. R., Senyurt, H. & Krauspe, R. Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis. *J. Child. Orthop.* **7**, 3–9 (2013).
7. Sakullertphasuk, W. *et al.* Prevalence of Scoliosis among High School Students. *J. Med. Assoc. Thai.* **98 Suppl 5**, S18-22 (2015).
8. Willner, S. & Udén, A. A prospective prevalence study of scoliosis in Southern Sweden. *Acta Orthop. Scand.* **53**, 233–237 (1982).
9. Rogala, E. J., Drummond, D. S. & Gurr, J. Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study. *J. Bone Joint Surg. Am.* **60**, 173–176 (1978).
10. Carter, O. D. & Haynes, S. G. Prevalence rates for scoliosis in US adults: results from the first National Health and Nutrition Examination Survey. *Int. J. Epidemiol.* **16**, 537–544 (1987).
11. Weinstein, S. L., Dolan, L. A., Wright, J. G. & Dobbs, M. B. Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis. *N. Engl. J. Med.* **369**, 1512–1521 (2013).
12. Weinstein, S. L. & Ponseti, I. V. Curve progression in idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg. Am.* **65**, 447–455 (1983).
13. Weinstein, S. L. Natural history. *Spine* **24**, 2592–2600 (1999).
14. Weinstein, S. L., Dolan, L. A., Cheng, J. C. Y., Danielsson, A. & Morcuende, J. A. Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet* **371**, 1527–1537 (2008).
15. Pesenti, S. *et al.* Evolution of adolescent idiopathic scoliosis: results of a multicenter study at 20 years' follow-up. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* **101**, 619–622 (2015).
16. GUIDE SMACDAM - lap_scoliose_web.pdf. http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/lap_scoliose_web.pdf.
17. Roy-Beaudry, M. *et al.* Validation and clinical relevance of a French-Canadian version of the

spinal appearance questionnaire in adolescent patients. *Spine* **36**, 746–751 (2011).

18. Carreon, L. Y. *et al.* Spinal appearance questionnaire: factor analysis, scoring, reliability, and validity testing. *Spine* **36**, E1240-1244 (2011).
19. Lonjon, G. *et al.* Reliability and validity of the French-Canadian version of the scoliosis research society 22 questionnaire in France. *Spine* **39**, E26-34 (2014).
20. Erwin, J., Carlson, B. B., Bunch, J., Jackson, R. S. & Burton, D. Impact of unoperated adolescent idiopathic scoliosis in adulthood: a 10-year analysis. *Spine Deform.* **8**, 1009–1016 (2020).
21. Parent, E. C. *et al.* Discriminative and predictive validity of the scoliosis research society-22 questionnaire in management and curve-severity subgroups of adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine* **34**, 2450–2457 (2009).
22. Parent, E. C. *et al.* Score distribution of the scoliosis research society-22 questionnaire in subgroups of patients of all ages with idiopathic scoliosis. *Spine* **35**, 568–577 (2010).
23. Kubat, O. & Ovidia, D. Frontal and sagittal imbalance in patients with adolescent idiopathic deformity. *Ann. Transl. Med.* **8**, 29 (2020).
24. Saint-Pierre F., Devaud C., Cardoso R., Pages F. HAS. Service d'évaluation des actes professionnels (Novembre 2006). Analyse tridimensionnelle de la marche sur plateforme de force. https://www.chu-nantes.fr/medias/fichier/has_aqm_1333476613957.pdf
25. Cook, R. E., Schneider, I., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J. & Robb, J. E. Gait analysis alters decision-making in cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* **23**, 292–295 (2003).
26. Ferrari, A., Brunner, R., Faccioli, S., Reverberi, S. & Benedetti, M. G. Gait analysis contribution to problems identification and surgical planning in CP patients: an agreement study. *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* **51**, 39–48 (2015).
27. Loftørød, B., Terjesen, T., Skaaret, I., Huse, A.-B. & Jahnsen, R. Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopedic decision making in children with cerebral palsy: comparison between clinical evaluation and gait analysis in 60 patients. *Acta Orthop.* **78**, 74–80 (2007).
28. Chen, P.-Q. *et al.* The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clin. Biomech.* **13**, S52–S58 (1998).
29. Cromwell, R. L., Aadland-Monahan, T. K., Nelson, A. T., Stern-Sylvestre, S. M. & Seder, B. Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **31**, 255–262 (2001).
30. Nault, M.-L. *et al.* Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* **27**, 1911–1917 (2002).
31. Kramers-de Quervain, I. A., Müller, R., Stacoff, A., Grob, D. & Stüssi, E. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.* **13**, 449–456 (2004).
32. England, S. A. & Granata, K. P. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking.

Gait Posture **25**, 172–178 (2007).

33. Mahaudens, P., Banse, X., Mousny, M. & Detrembleur, C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *Eur. Spine J.* **18**, 512–521 (2009).
34. Simon, A. L., Ilharreborde, B., Souchet, P. & Kaufman, K. R. Dynamic balance assessment during gait in spinal pathologies - a literature review. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* **101**, 235–246 (2015).
35. Karimi, M. T., Kavyani, M. & Kamali, M. Balance and gait performance of scoliotic subjects: A review of the literature. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* **29**, 403–415 (2016).
36. Hof, A. L., Gazendam, M. G. J. & Sinke, W. E. The condition for dynamic stability. *J. Biomech.* **38**, 1–8 (2005).
37. Hof, A. L. The ‘extrapolated center of mass’ concept suggests a simple control of balance in walking. *Hum. Mov. Sci.* **27**, 112–125 (2008).
38. Brink, R. C. *et al.* Upright, prone, and supine spinal morphology and alignment in adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis Spinal Disord.* **12**, 6 (2017).
39. Deschênes, S. *et al.* Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine* **35**, 989–994 (2010).
40. Ilharreborde, B., Ferrero, E., Alison, M. & Mazda, K. EOS microdose protocol for the radiological follow-up of adolescent idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.* **25**, 526–531 (2016).
41. Hirsch, C., Ilharreborde, B. & Mazda, K. Flexibility analysis in adolescent idiopathic scoliosis on side-bending images using the EOS imaging system. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* **102**, 495–500 (2016).
42. Hirsch, C., Ilharreborde, B. & Mazda, K. EOS suspension test for the assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.* **24**, 1408–1414 (2015).
43. Ilharreborde, B. *et al.* Angle measurement reproducibility using EOS three-dimensional reconstructions in adolescent idiopathic scoliosis treated by posterior instrumentation. *Spine* **36**, E1306-1313 (2011).
44. Yeung, K. H. *et al.* Accuracy on the preoperative assessment of patients with adolescent idiopathic scoliosis using biplanar low-dose stereoradiography: a comparison with computed tomography. *BMC Musculoskelet. Disord.* **21**, 558 (2020).
45. Ilharreborde, B. *et al.* How to determine the upper level of instrumentation in Lenke types 1 and 2 adolescent idiopathic scoliosis: a prospective study of 132 patients. *J. Pediatr. Orthop.* **28**, 733–739 (2008).
46. Zhang, R.-F. *et al.* Reliability of a new method for measuring coronal trunk imbalance, the axis-line-angle technique. *Spine J.* **15**, 2459–2465 (2015).
47. Akel, I. *et al.* Evaluation of shoulder balance in the normal adolescent population and its correlation with radiological parameters. *Eur. Spine J.* **17**, 348–354 (2008).

48. Cobb, J. R. Scoliosis; quo vadis. *J. Bone Joint Surg. Am.* **40-A**, 507–510 (1958).
49. Hong, J.-Y., Suh, S.-W., Yang, J.-H., Park, S.-Y. & Han, J.-H. Reliability analysis of shoulder balance measures: comparison of the 4 available methods. *Spine* **38**, E1684-1690 (2013).
50. Banno, T. *et al.* Impact of pelvic obliquity on coronal alignment in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine Deform.* **8**, 1269–1278 (2020).
51. Le Huec, J. C., Thompson, W., Mohsinaly, Y., Barrey, C. & Faundez, A. Sagittal balance of the spine. *Eur. Spine J.* **28**, 1889–1905 (2019).
52. Ilharberorde, B. Sagittal balance and idiopathic scoliosis: does final sagittal alignment influence outcomes, degeneration rate or failure rate? *Eur. Spine J.* **27**, 48–58 (2018).
53. Roussouly, P., Gollogly, S., Nosedá, O., Berthonnaud, E. & Dimnet, J. The vertical projection of the sum of the ground reactive forces of a standing patient is not the same as the C7 plumb line: a radiographic study of the sagittal alignment of 153 asymptomatic volunteers. *Spine* **31**, E320-325 (2006).
54. Ferrero, E., Ould-Slimane, M., Gille, O., Guigui, P., & French Spine Society (SFCR). Sagittal spinopelvic alignment in 654 degenerative spondylolisthesis. *Eur. Spine J.* **24**, 1219–1227 (2015).
55. 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* **34**, E599-606 (2009).
56. Vialle, R. *et al.* Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *J. Bone Joint Surg. Am.* **87**, 260–267 (2005).
57. 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.* **20**, 451–462 (1992).
58. 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.* **7**, 99–103 (1998).
59. Le Huec, J. C., Aunoble, S., Philippe, L. & Nicolas, P. Pelvic parameters: origin and significance. *Eur. Spine J.* **20 Suppl 5**, 564–571 (2011).
60. Humbert, L., De Guise, J. A., Aubert, B., Godbout, B. & Skalli, W. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med. Eng. Phys.* **31**, 681–687 (2009).
61. Pedersen, P. H., Vergari, C., Alzakri, A., Vialle, R. & Skalli, W. A reduced micro-dose protocol for 3D reconstruction of the spine in children with scoliosis: results of a phantom-based and clinically validated study using stereo-radiography. *Eur. Radiol.* **29**, 1874–1881 (2019).
62. Illés, T. S. *et al.* Axial plane dissimilarities of two identical Lenke-type 6C scoliosis cases visualized and analyzed by vertebral vectors. *Eur. Spine J.* **27**, 2120–2129 (2018).

63. Lenke, L. G. *et al.* Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J. Bone Joint Surg. Am.* **83**, 1169–1181 (2001).
64. Lenke, L. G. Lenke classification system of adolescent idiopathic scoliosis: treatment recommendations. *Instr. Course Lect.* **54**, 537–542 (2005).
65. Merchant, R. A. *et al.* Is Trunk Posture in Walking a Better Marker than Gait Speed in Predicting Decline in Function and Subsequent Frailty? *J. Am. Med. Dir. Assoc.* **17**, 65–70 (2016).
66. Redmond, A. C., Crosbie, J. & Ouvrier, R. A. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin. Biomech.* **21**, 89–98 (2006).
67. Leardini, A., Biagi, F., Belvedere, C. & Benedetti, M. G. Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. *Clin. Biomech.* **24**, 542–550 (2009).
68. Stokes, V. P., Andersson, C. & Forssberg, H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J. Biomech.* **22**, 43–50 (1989).
69. Crosbie, J., Vachalathiti, R. & Smith, R. Patterns of spinal motion during walking. *Gait Posture* **5**, 6–12 (1997).
70. Saunders, S. W., Schache, A., Rath, D. & Hodges, P. W. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clin. Biomech.* **20**, 784–793 (2005).
71. Negrini, S. *et al.* Trunk motion analysis: a systematic review from a clinical and methodological perspective. *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* **52**, 583–592 (2016).
72. Winter, D. A., MacKinnon, C. D., Ruder, G. K. & Wieman, C. An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Prog. Brain Res.* **97**, 359–367 (1993).
73. Winter, D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* **3**, 193–214 (1995).
74. Hu, H. *et al.* Control of the lateral abdominal muscles during walking. *Hum. Mov. Sci.* **31**, 880–896 (2012).
75. Duchene, Y., Mornieux, G., Petel, A., Perrin, P. P. & Gauchard, G. C. The trunk's contribution to postural control under challenging balance conditions. *Gait Posture* **84**, 102–107 (2021).
76. Donath, L., Kurz, E., Roth, R., Zahner, L. & Faude, O. Leg and trunk muscle coordination and postural sway during increasingly difficult standing balance tasks in young and older adults. *Maturitas* **91**, 60–68 (2016).
77. Kim, D. S., Park, S. H., Goh, T. S., Son, S. M. & Lee, J. S. A meta-analysis of gait in adolescent idiopathic scoliosis. *J. Clin. Neurosci.* **81**, 196–200 (2020).
78. Mahaudens, P., Thonnard, J.-L. & Detrembleur, C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine J.* **5**, 427–433 (2005).
79. Mahaudens, P., Raison, M., Banse, X., Mousny, M. & Detrembleur, C. Effect of long-term

- orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine J.* **14**, 1510–1519 (2014).
80. Park, H.-J. *et al.* Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.* **25**, 385–393 (2016).
81. Yang, J. H., Suh, S.-W., Sung, P. S. & Park, W.-H. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.* **22**, 2407–2413 (2013).
82. Bruyneel, A.-V. *et al.* Dynamical asymmetries in idiopathic scoliosis during forward and lateral initiation step. *Eur. Spine J.* **18**, 188–195 (2009).
83. Pesenti, S. *et al.* Characterization of trunk motion in adolescents with right thoracic idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.* **28**, 2025–2033 (2019).
84. Nishida, M. *et al.* Position of the major curve influences asymmetrical trunk kinematics during gait in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait Posture* **51**, 142–148 (2017).
85. Pesenti, S. *et al.* Curve location influences spinal balance in coronal and sagittal planes but not transversal trunk motion in adolescents with idiopathic scoliosis: a prospective observational study. *Eur. Spine J.* **29**, 1972–1980 (2020).
86. Bruyneel, A.-V., Chavet, P., Bollini, G. & Mesure, S. Gait initiation reflects the adaptive biomechanical strategies of adolescents with idiopathic scoliosis. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* **53**, 372–386 (2010).
87. Chockalingam, N., Dangerfield, P. H., Rahmatalla, A., Ahmed, E.-N. & Cochrane, T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *Eur. Spine J.* **13**, 750–754 (2004).
88. Giakas, G., Baltzopoulos, V., Dangerfield, P. H., Dorgan, J. C. & Dalmira, S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine* **21**, 2235–2242 (1996).
89. Schizas, C. G., Kramers-de Quervain, I. A., Stüssi, E. & Grob, D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. *Eur. Spine J.* **7**, 95–98 (1998).
90. Hopf, C., Scheidecker, M., Steffan, K., Bodem, F. & Eysel, P. Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery: a comparison of the pre- and postoperative muscle activation pattern. *Eur. Spine J.* **7**, 6–11 (1998).
91. Ferrero, E. *et al.* Relationships between radiographic parameters and spinopelvic muscles in adult spinal deformity patients. *Eur. Spine J.* **29**, 1328–1339 (2020).
92. Allenbach, E. & Wiest, E. Condition of the paravertebral musculature in idiopathic scolioses before and after grafting. *Rev. Chir. Orthopédique Réparatrice Appar. Mot.* **39**, 588–590 (1953).
93. Riddle, H. F. & Roaf, R. Muscle imbalance in the causation of scoliosis. *Lancet* **268**, 1245–1247 (1955).
94. Ferrero, E. *et al.* Volume of spinopelvic muscles: comparison between adult spinal deformity

patients and asymptomatic subjects. *Spine Deform.* (2021) doi:10.1007/s43390-021-00357-9.

95. Watanabe, K. *et al.* The Influence of Lumbar Muscle Volume on Curve Progression After Skeletal Maturity in Patients With Adolescent Idiopathic Scoliosis: A Long-Term Follow-up Study. *Spine Deform.* **6**, 691-698.e1 (2018).
96. Linek, P., Wolny, T., Sikora, D. & Klepek, A. Intrarater Reliability of Shear Wave Elastography for the Quantification of Lateral Abdominal Muscle Elasticity in Idiopathic Scoliosis Patients. *J. Manipulative Physiol. Ther.* **43**, 303–310 (2020).
97. Langlais, T. *et al.* Shear-wave elastography can evaluate annulus fibrosus alteration in adolescent scoliosis. *Eur. Radiol.* **28**, 2830–2837 (2018).
98. Boody, B. S. *et al.* Iatrogenic Flatback and Flatback Syndrome: Evaluation, Management, and Prevention. *Clin. Spine Surg.* **30**, 142–149 (2017).
99. Sarwahi, V., Boachie-Adjei, O., Backus, S. I. & Taira, G. Characterization of gait function in patients with postsurgical sagittal (flatback) deformity: a prospective study of 21 patients. *Spine* **27**, 2328–2337 (2002).
100. Dubousset, J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. in *The pediatric spine: principles and practice* (1994).
101. Pai, Y. C. & Patton, J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J. Biomech.* **30**, 347–354 (1997).
102. Hamacher, D., Singh, N. B., Van Dieën, J. H., Heller, M. O. & Taylor, W. R. Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *J. R. Soc. Interface* **8**, 1682–1698 (2011).
103. Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J. & van Dieën, J. H. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *J. R. Soc. Interface R. Soc.* **10**, 20120999 (2013).
104. Owings, T. M. & Grabiner, M. D. Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *J. Biomech.* **37**, 935–938 (2004).
105. Grabiner, M. D. & Troy, K. L. Attention demanding tasks during treadmill walking reduce step width variability in young adults. *J. Neuroengineering Rehabil.* **2**, 25 (2005).
106. Hausdorff, J. M. *et al.* When human walking becomes random walking: fractal analysis and modeling of gait rhythm fluctuations. *Phys. A* **302**, 138–147 (2001).
107. Rodríguez-Molinero, A. *et al.* The spatial parameters of gait and their association with falls, functional decline and death in older adults: a prospective study. *Sci. Rep.* **9**, 8813 (2019).
108. Yang, F. & Pai, Y.-C. Can stability really predict an impending slip-related fall among older adults? *J. Biomech.* **47**, 3876–3881 (2014).
109. Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Cavanagh, P. R. & Sternad, D. Local dynamic stability versus

- kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *J. Biomech. Eng.* **123**, 27–32 (2001).
110. Dingwell, J. B. & Kang, H. G. Differences between local and orbital dynamic stability during human walking. *J. Biomech. Eng.* **129**, 586–593 (2007).
111. Hof, A. L. The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *J. Biomech.* **40**, 451–457 (2007).
112. Kang, H. G. & Dingwell, J. B. Intra-session reliability of local dynamic stability of walking. *Gait Posture* **24**, 386–390 (2006).
113. Bruijn, S. M. *et al.* Estimating dynamic gait stability using data from non-aligned inertial sensors. *Ann. Biomed. Eng.* **38**, 2588–2593 (2010).
114. Bruijn, S. M., van Dieën, J. H., Meijer, O. G. & Beek, P. J. Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability. *J. Neurosci. Methods* **178**, 327–333 (2009).
115. Dingwell, J. B. & Marin, L. C. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *J. Biomech.* **39**, 444–452 (2006).
116. Patton, J. L., Pai, Y.-C. & Lee, W. A. Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance. *Gait Posture* **9**, 38–49 (1999).
119. Lugade, V., Lin, V. & Chou, L.-S. Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait Posture* **33**, 406–411 (2011).
120. Gard, S. A., Miff, S. C. & Kuo, A. D. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Hum. Mov. Sci.* **22**, 597–610 (2004).
121. Hahn, M. E. & Chou, L. S. Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly? *Clin. Biomech.* **18**, 737–744 (2003).
122. Rispens, S. M. *et al.* Consistency of gait characteristics as determined from acceleration data collected at different trunk locations. *Gait Posture* **40**, 187–192 (2014).
123. Saini, M., Kerrigan, D. C., Thirunarayan, M. A. & Duff-Raffaele, M. The vertical displacement of the center of mass during walking: a comparison of four measurement methods. *J. Biomech. Eng.* **120**, 133–139 (1998).
124. Floor-Westerdijk, M. J., Schepers, H. M., Veltink, P. H., van Asseldonk, E. H. F. & Burke, J. H. Use of inertial sensors for ambulatory assessment of center-of-mass displacements during walking. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **59**, 2080–2084 (2012).
125. Lugade, V. & Kaufman, K. Dynamic stability margin using a marker based system and Tekscan: A comparison of four gait conditions. *Gait Posture* **40**, 252–254 (2014).
126. Süptitz, F., Karamanidis, K., Moreno Catalá, M. & Brüggemann, G.-P. Symmetry and reproducibility of the components of dynamic stability in young adults at different walking velocities on the treadmill. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **22**, 301–307 (2012).

127. Rosenblatt, N. J. & Grabiner, M. D. Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. *Gait Posture* **31**, 380–384 (2010).
128. Wu, K.-W. *et al.* Altered balance control in thoracic adolescent idiopathic scoliosis during obstructed gait. *PloS One* **15**, e0228752 (2020).
129. McAndrew Young, P. M. & Dingwell, J. B. Voluntarily changing step length or step width affects dynamic stability of human walking. *Gait Posture* **35**, 472–477 (2012).
130. McAndrew Young, P. M. & Dingwell, J. B. Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability. *Gait Posture* **36**, 219–224 (2012).
131. Simon, A.-L., Lugade, V., Bernhardt, K., Larson, A. N. & Kaufman, K. Assessment of stability during gait in patients with spinal deformity-A preliminary analysis using the dynamic stability margin. *Gait Posture* **55**, 37–42 (2017).
132. Davis, R., Ounpuu, S. & Tyburski, D. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* **10**, 575–87 (1991).
133. Baker, R., Leboeuf, F., Reay, J. & Sangeux, M. The conventional Gait Model: the success and limitations. in *Handbook of human motion* **1**, 489–508 (2018).
134. Leboeuf, F. *et al.* The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait Posture* **69**, 126–129 (2019).
135. Winter DA. Center of mass of a multi-segment system. in *Biomechanics and motor control of human movement*, Ed. Wiley (2009).
136. Hof, A. L. Scaling gait data to body size. *Gait Posture* **4**, 222–223 (1996).
137. Meyerding, M. Spondylolisthesis. *Surg Gynecol Obstet.* **54**, 371–77 (1932).
138. Mac-Thiong, J.-M., Labelle, H., Berthonnaud, E., Betz, R. R. & Roussouly, P. Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents. *Eur. Spine J.* **16**, 227–234 (2007).
139. Hurmuzlu, Y. & Basdogan, C. On the measurement of dynamic stability of human locomotion. *J. Biomech. Eng.* **116**, 30–36 (1994).
140. Moe-Nilssen, R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clin. Biomech.* **13**, 320–327 (1998).
141. Fortin, C., Nadeau, S. & Labelle, H. Inter-trial and test-retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.* **17**, 204–216 (2008).
142. Simmonds, M. J., Lee, C. E., Etnyre, B. R. & Morris, G. S. The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. *Pain Res. Treat.* **2012**, 214980 (2012).
143. Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher And, M. & Banzer, W. Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine* **26**, 1910–1919 (2001).
144. Paul, J. C. *et al.* Gait stability improvement after fusion surgery for adolescent idiopathic

scoliosis is influenced by corrective measures in coronal and sagittal planes. *Gait Posture* **40**, 510–515 (2014).

145. Hak, L., Houdijk, H., Beek, P. J. & van Dieën, J. H. Steps to take to enhance gait stability: the effect of stride frequency, stride length, and walking speed on local dynamic stability and margins of stability. *PloS One* **8**, e82842 (2013).
146. Danielsson, A. J. & Nachemson, A. L. Radiologic findings and curve progression 22 years after treatment for adolescent idiopathic scoliosis: comparison of brace and surgical treatment with matching control group of straight individuals. *Spine* **26**, 516–525 (2001).
147. Mahaudens, P., Detrembleur, C., Mousny, M. & Banse, X. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. *Eur. Spine J.* **18**, 1160–1168 (2009).
148. 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* **35**, 2224–2231 (2010).
149. Marks, M. C., Stanford, C. F., Mahar, A. T. & Newton, P. O. Standing lateral radiographic positioning does not represent customary standing balance. *Spine* **28**, 1176–1182 (2003).
150. Damavandi, M., Farahpour, N. & Allard, P. Determination of body segment masses and centers of mass using a force plate method in individuals of different morphology. *Med. Eng. Phys.* **31**, 1187–1194 (2009).
151. Dalleau, G. *et al.* Horizontal body and trunk center of mass offset and standing balance in scoliotic girls. *Eur. Spine J.* **20**, 123–128 (2011).
152. Damavandi, M., Dalleau, G., Stylianides, G., Rivard, C.-H. & Allard, P. Head and trunk mass and center of mass position estimations in able-bodied and scoliotic girls. *Med. Eng. Phys.* **35**, 1607–1612 (2013).
153. Engsberg, J. R. *et al.* Methods to locate center of gravity in scoliosis. *Spine* **28**, E483–489 (2003).
154. Maillot, C., Ferrero, E., Fort, D., Heyberger, C. & Le Huec, J.-C. Reproducibility and repeatability of a new computerized software for sagittal spinopelvic and scoliosis curvature radiologic measurements: Keops®. *Eur. Spine J.* **24**, 1574–1581 (2015).
155. Daryabor, A. *et al.* Gait and energy consumption in adolescent idiopathic scoliosis: A literature review. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* **60**, 107–116 (2017).
156. Syczewska, M., Graff, K., Kalinowska, M., Szczerbik, E. & Domaniecki, J. Influence of the structural deformity of the spine on the gait pathology in scoliotic patients. *Gait Posture* **35**, 209–213 (2012).
157. Wu, K.-W. *et al.* Whole body balance control in Lenke 1 thoracic adolescent idiopathic scoliosis during level walking. *PloS One* **15**, e0229775 (2020).
158. Gao, X. *et al.* Dynamic walking stability of elderly people with various BMIs. *Gait Posture* **68**,

168–173 (2019).

159. Herssens, N. *et al.* An investigation of the spatio-temporal parameters of gait and margins of stability throughout adulthood. *J. R. Soc. Interface* **17**, 20200194 (2020).
160. Pinsault, N. & Vuillerme, N. Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Med. Eng. Phys.* **31**, 276–286 (2009).
161. Patti, A. *et al.* Postural control and balance in a cohort of healthy people living in Europe: An observational study. *Medicine* **97**, e13835 (2018).
162. Kapteyn, T. S. *et al.* Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie* **24**, 321–326 (1983).
163. Scoppa, F., Capra, R., Gallamini, M. & Shiffer, R. Clinical stabilometry standardization: basic definitions--acquisition interval--sampling frequency. *Gait Posture* **37**, 290–292 (2013).
164. van Parys, J. A. & Njiokiktjien, C. J. Romberg's sign expressed in a quotient. *Agressologie* **17**, 95–99 (1976).
165. Yazji, M. *et al.* Are the mediolateral joint forces in the lower limbs different between scoliotic and healthy subjects during gait? *Scoliosis* **10**, S3 (2015).
166. Lenke, L. G. *et al.* Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* **26**, E330-337 (2001).
167. Pesenti, S. *et al.* Correlations linking static quantitative gait analysis parameters to radiographic parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* **105**, 541–545 (2019).
168. Yi, L. *et al.* Evaluation of correlation between sagittal balance and plantar pressure distributions in adolescent idiopathic scoliosis: A pilot study. *Clin. Biomech.* **83**, 105308 (2021).
169. Ma, Q. *et al.* Correlation between spinal coronal balance and static baropodometry in children with adolescent idiopathic scoliosis. *Gait Posture* **75**, 93–97 (2020).
170. Zhu, F. *et al.* A comparison of foot posture and walking performance in patients with mild, moderate, and severe adolescent idiopathic scoliosis. *PLoS One* **16**, e0251592 (2021).
171. Yang, J. H., Suh, S.-W., Sung, P. S. & Park, W.-H. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.* **22**, 2407–2413 (2013).
172. Haumont, T., Gauchard, G. C., Lascombes, P. & Perrin, P. P. Postural instability in early-stage idiopathic scoliosis in adolescent girls. *Spine* **36**, E847-854 (2011).
173. Gauchard, G. C., Lascombes, P., Kuhnast, M. & Perrin, P. P. Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine* **26**, 1052–1058 (2001).
174. Sung, P. S. & Park, M. S. Lumbar spine coordination during axial trunk rotation in adolescents with and without right thoracic idiopathic scoliosis. *Hum. Mov. Sci.* **73**, 102680 (2020).
175. McSweeney, S. C., Reed, L. F. & Wearing, S. C. Reliability and minimum detectable change of measures of gait in children during walking and running on an instrumented treadmill. *Gait Posture* **75**,

105–108 (2020).

176. Reed, L. F., Urry, S. R. & Wearing, S. C. Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system. *BMC Musculoskelet. Disord.* **14**, 249 (2013).
177. Rudisch, J. *et al.* Agreement and consistency of five different clinical gait analysis systems in the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Gait Posture* **85**, 55–64 (2021).
178. de Oliveira, J. M. Statokinesigram normalization method. *Behav. Res. Methods* **49**, 310–317 (2017).
179. Gouelle, A. & Megrot, F. Interpreting spatiotemporal parameters, symmetry, and variability in clinical gait analysis. in *Handbook of Human Motion* **1**, 1–20 (2016).
180. Pau, M. *et al.* Trunk rotation alters postural sway but not gait in female children and early adolescents: Results from a school-based screening for scoliosis. *Gait Posture* **61**, 301–305 (2018).
181. Pesenti, S. *et al.* Spinal alignment evolution with age: A prospective gait analysis study. *World J. Orthop.* **8**, 256–263 (2017).
182. Thenard, T., Vergari, C., Hernandez, T., Vialle, R. & Skalli, W. Analysis of Center of Mass and Gravity-Induced Vertebral Axial Torque on the Scoliotic Spine by Barycentremetry. *Spine Deform.* **7**, 525–532 (2019).
183. Langlais, T. *et al.* Balance, barycentremetry and external shape analysis in idiopathic scoliosis: What can the physician expect from it? *Med. Eng. Phys.* **94**, 33–40 (2021).
184. Stagni, R., Leardini, A., Cappozzo, A., Grazia Benedetti, M. & Cappello, A. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J. Biomech.* **33**, 1479–1487 (2000).
185. Lenaerts, G. *et al.* Subject-specific hip geometry and hip joint centre location affects calculated contact forces at the hip during gait. *J. Biomech.* **42**, 1246–1251 (2009).
186. Pohl, M. B., Lloyd, C. & Ferber, R. Can the reliability of three-dimensional running kinematics be improved using functional joint methodology? *Gait Posture* **32**, 559–563 (2010).
187. Kainz, H., Carty, C. P., Modenese, L., Boyd, R. N. & Lloyd, D. G. Estimation of the hip joint centre in human motion analysis: A systematic review. *Clin. Biomech.* **30**, 319–329 (2015).
188. Bell, A. L., Pedersen, D. R. & Brand, R. A. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J. Biomech.* **23**, 617–621 (1990).
189. Seidel, G. K., Marchinda, D. M., Dijkers, M. & Soutas-Little, R. W. Hip joint center location from palpable bony landmarks--a cadaver study. *J. Biomech.* **28**, 995–998 (1995).
190. Schwartz, M. H. & Rozumalski, A. A new method for estimating joint parameters from motion data. *J. Biomech.* **38**, 107–116 (2005).
191. Sangeux, M., Peters, A. & Baker, R. Hip joint centre localization: Evaluation on normal subjects in the context of gait analysis. *Gait Posture* **34**, 324–328 (2011).
192. Peters, A., Baker, R., Morris, M. E. & Sangeux, M. A comparison of hip joint centre localisation

techniques with 3-DUS for clinical gait analysis in children with cerebral palsy. *Gait Posture* **36**, 282–286 (2012).

193. Sangeux, M., Pillet, H. & Skalli, W. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait Posture* **40**, 20–25 (2014).

194. Begon, M., Scherrer, S.-A., Coillard, C., Rivard, C.-H. & Allard, P. Three-dimensional vertebral wedging and pelvic asymmetries in the early stages of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine J.* **15**, 477–486 (2015).

195. Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N. & Heller, M. O. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J. Biomech.* **39**, 2798–2809 (2006).

196. Piazza, S. J., Erdemir, A., Okita, N. & Cavanagh, P. R. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *J. Biomech.* **37**, 349–356 (2004).

197. Hicks, J. L. & Richards, J. G. Clinical applicability of using spherical fitting to find hip joint centers. *Gait Posture* **22**, 138–145 (2005).

198. Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G. & Cappozzo, A. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *J. Biomech.* **39**, 1096–1106 (2006).

199. Dubousset, J. *et al.* A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system. *Bull. Académie Natl. Médecine* **189**, 287–300 (2005).

200. Pillet, H., Sangeux, M., Hausselle, J., El Rachkidi, R. & Skalli, W. A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers. *Gait Posture* **39**, 655–658 (2014).

201. Ramakrishnan, T., Kim, S. H. & Reed, K. B. Human Gait Analysis Metric for Gait Retraining. *Appl. Bionics Biomech.* **11**, 1286864 (2019).

202. Lee, Y.-J. & Liang, J. N. Characterizing intersection variability of butterfly diagram in post-stroke gait using Kernel Density Estimation. *Gait Posture* **76**, 157–161 (2020).

203. Donath, L. *et al.* Mobile inertial sensor based gait analysis: Validity and reliability of spatiotemporal gait characteristics in healthy seniors. *Gait Posture* **49**, 371–374 (2016).

204. Washabaugh, E. P., Kalyanaraman, T., Adamczyk, P. G., Claffin, E. S. & Krishnan, C. Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait Posture* **55**, 87–93 (2017).

9 LISTE DES ABREVIATIONS

ASC : Aire sous la courbe

ATV : Antéversion / RTV : Rétroversion BdS : Base de support

CdM : Centre de masse / CdM_{ex} : Centre de masse extrapolé

CdP : Centre de pression

CHVA : Central Vertical Hip Axis

c-GC7 : Gîte coronale de C7 / s-GC7 : Gîte sagittale de C7

CSVL : Central sacral vertical line

CT : Cyphose thoracique / CT_{max} : Cyphose thoracique maximale

DS : Déviation standard / IC95% : Intervalle de confiance à 95%

EMG : Electromyogramme

FRS : Force de réaction au sol

IMC : Index de masse corporelle

IP : Incidence pelvienne / PS : Pente sacrée / VP : Version pelvienne

LL : Lordose lombaire / LL_{max} : Lordose lombaire maximale

MaxFM : Stabilité orbitale/ multiplicateur de Floquet

MSD : Marge de stabilité dynamique

Nb : Nombre

P_{CdM} : Position du centre de masse / V_{CdM} : Vitesse du centre de masse

PST : Paramètres spatio-temporels

SI : Scoliose idiopathique / SIA : Scoliose idiopathique de l'adolescent

SRS : Scoliosis Research Society

SVA : Sagittal vertical axis

YF : yeux fermés / YO : Yeux ouverts

λ_{Max} : Exposant maximal de Lyapunov / stabilité locale

λ_S : Composant de Lyapunov à court terme

λ_L : Composant de Lyapunov à long terme

ω_0 : fréquence pendulaire

10 LISTE DES TABLEAUX ET DES FIGURES

LISTE DES FIGURES

Figure 1- Bilan radiographique préopératoire avec les différents clichés pouvant être réalisés : face et profil sans et avec traction, clichés en inclinaison et cliché couché.

Figure 2- Représentation du système de balayage vertical d'une cabine EOS permettant l'acquisition simultanée de clichés orthogonaux de face et de profil

Figure 3- Mesures de l'alignement global dans le plan coronal

Figure 4- Mesure de l'angle de Cobb et repérage de la vertèbre sommet

Figure 5- Mesures des obliquités du bassin et des épaules et leur aspect clinique

Figure 6- Mesures de l'alignement global dans le plan sagittal

Figure 7- Mesures des cyphoses thoraciques et des lordoses lombaires

Figure 8- Mesures des paramètres pelviens (illustrations issues du logiciel KEOPS)

Figure 9- Mesures 3D à partir des reconstructions EOS de face et de profil réalisées en simultané

Figure 10- Détails de la classification radiologique de Lenke

Figure 11- Illustration radiologique des différentes courbures de la classification de Lenke chez des adolescentes présentant une scoliose idiopathique

Figure 12- Illustrations des modificateurs lombaires dans le plan coronal

Figure 13- Illustrations des modificateurs thoraciques dans le plan sagittal

Figure 14- Organigramme de la méthode de sélection des articles analysés dans la revue de la littérature

Figure 15- Le cône d'économie du Professeur Dubouset.

Figure 16- Positions des marqueurs du tronc utilisé dans l'étude (Plug-In-Gait).

Figure 17- Relations entre MSD et longueur de pas chez une patiente de 59 ans présentant une cyphose jonctionnelle proximale secondaire à une arthrodèse T2-S1 pour une scoliose lombaire dégénérative

Figure 18- Radiographies de rachis entier de face et de profil de la patiente de 59 ans (Figure 17) montrant un déséquilibre sagittal antérieur (T1-SPI de 22.3°)

Figure 19- Relation entre les moyennes de la MSD et les moyennes des longueurs de pas standardisée sur la taille entre le Groupe S et le Groupe C ne montrant pas de modification de l'équilibre dynamique chez les adolescents avec une SIA à vitesse normale.

Figure 20- Relation entre les moyennes des MSD et les moyennes des longueurs de pas standardisée sur la vitesse entre le Groupe S et le Groupe C ne montrant pas de modification de l'équilibre

dynamique chez les adolescents avec une SIA et une relation linéaire entre les 2 variables à vitesse normale.

Figure 21- Relation entre les moyennes des MSD et les moyennes des longueurs de pas standardisé sur la taille entre le Groupe S et le Groupe C ne montrant pas de modification de l'équilibre dynamique chez les adolescents avec une SIA à vitesse rapide.

Figure 22- Relation entre les moyennes des MSD et les moyennes des longueurs de pas standardisé sur la vitesse entre le Groupe S et le Groupe C ne montrant pas de modification de l'équilibre dynamique chez les adolescents avec une SIA et une relation linéaire entre les 2 variables à vitesse rapide.

Figure 23- Plateforme Zebris dans notre laboratoire et mesure des pics de pressions plantaires en phase d'appui chez une patiente de la cohorte

Figure 24- Répartition des pressions maximales lors des 1^{er} et 3^{ème} pivots

Figure 25- Paramètres spatiaux de la marche

Figure 26- Patiente de 13 ans, présentant une scoliose Lenke 1AN avec un angle de Cobb à 59° avec un déséquilibre postérieur (s-GC7 -9°) et une antéversion du bassin (PS 47°), marchant avec une rotation latérale des pieds (18° à droite et 20° à gauche).

Figure 27- Patiente de 16 ans présentant une scoliose Lenke 5CN avec un angle de Cobb de 71° et un déséquilibre postérieur (s-GC7 -6°). A la marche, il présente une asymétrie de longueur du pas, avec un pas droit plus court de 8cm que le pas gauche

Figure 28- Cas de la patiente de 13 ans de la Figure 26 marchant avec une largeur du pas moyenne augmentée à 19cm.

Figure 29- Phases du cycle de marche

Figure 30- Pourcentage des phases du cycle de marche

Figure 31- Rythme de la marche

Figure 32- Analyse de la trajectoire du Centre de Pression (CdP)

Figure 33- Patiente de 13.5 ans présentant une scoliose Lenke 6CN avec un angle de Cobb de 47°, une gîte coronale (3.4°) latéralisée à gauche et une gîte sagittale antérieure (4°) avec une asymétrie des longueurs de phase d'appui au détriment du côté droit.

Figure 34- Illustration du cyclogramme chez une patiente de 15 ans dont le centre de pression est symétrique et légèrement antérieur, une bonne stabilité en phase d'appui avec peu de variabilité, de même sur les transferts d'appui.

Figure 35- Paramètres liés au cyclogramme

Figure 36- Courbes de force lors de la phase d'appui montrant 2 pics lors de la phase de mise en charge et lors de la phase pré-oscillante.

Figure 37- Courbes de pressions correspond à la courbe de force (Figure x) pondérée par la surface d'appui (= nombre de capteurs activés x surface d'un capteur (0.8 x 0.8 mm)) lors de la phase d'appui.

Figure 38- Paramètres de force

Figure 39- Répartition des forces moyennes totales et locales

Figure 40- Positions du CdP en statique

Figure 41- Paramètres du CdP en statique

Figure 42- Repères anatomiques et proposition d'un jeu de marqueurs pour une analyse tridimensionnelle du rachis en 4 segments adaptés à la scoliose lors de la marche.

Figure 43- Repères anatomiques pour le calcul des centres articulaires de hanche pour la méthode innovante à partir des clichés de stéréoradiographie de face et de profil

Figure 44- Illustration de plusieurs « diagrammes en papillon » dans notre cohorte de patients montrant de grande différences de formes.

LISTE DE TABLEAUX

Tableau 1- Eudes sur la cinématique du tronc chez les sujets sains

Tableau 2- Caractéristiques démographiques des sujets de l'étude N°1 sur la MSD.

Tableau 3- Valeurs moyennes, écart-type et intervalle de confiance des 5 variables indépendantes

Tableau 4- Résultats de l'analyse discriminante pour les 3 variables dépendantes.

Tableau 5- Variables démographiques dans le Groupe S et le Groupe C dans l'étude N°2 sur la MSD

Tableau 6- Caractéristiques des scolioses (n=16) dans l'étude N°2 sur la MSD

Tableau 7- Comparaison des mesures radiologiques entre les 2 groupes dans l'étude N°2 sur la MSD.

Tableau 8- Valeurs moyennes et déviation standard des variables cinématiques à vitesse normale choisie pour les 2 groupes dans l'étude N°2 sur la MSD.

Tableau 9- Valeurs moyennes et déviation standard des variables cinématiques à vitesse rapide pour les 2 groupes dans l'étude N°2 sur la MSD.

Tableau 10- Comparaison des données cinématiques entre vitesse rapide et normale dans chacun des groupes dans l'étude N°2 sur la MSD.

Tableau 11- Caractéristiques démographiques et cliniques de la cohorte des 90 patients présentant une scoliose idiopathique de l'adolescent dans l'étude en baropodométrie

Tableau 12- Caractéristiques des courbures selon la classification de Lenke dans l'étude en baropodométrie

Tableau 13- Mesures radiologiques dans l'étude en baropodométrie

Tableau 14- Corrélations radiologiques des paramètres dans le plan coronal dans l'étude en baropodométrie

Tableau 15- Corrélations radiologiques des paramètres dans le plan sagittal dans l'étude en baropodométrie

Tableau 16- Moyennes et déviations standard des paramètres de marche lors de l'examen baropodométrique dynamique.

Tableau 17- Moyennes et déviations standards des mesures des forces et des pressions en baropodométrie dynamique

Tableau 18- Corrélations significatives en lien avec l'apex de la déformation et la classification de Lenke et ses modificateurs lors de la marche

Tableau 19- Corrélations significatives en lien avec l'équilibre global de la déformation lors de la marche

Tableau 20- Corrélations significatives en lien avec les paramètres pelviens lors de la marche

Tableau 21- Corrélations significatives en lien avec l'obliquité des ceintures

Tableau 22- Comparaison des paramètres de posture yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF).

Tableau 23- Corrélations significatives en lien avec l'apex de la déformation et la classification de Lenke lors de la posture

Tableau 24- Corrélations significatives en lien avec l'équilibre global de la déformation en posture

Tableau 25- Corrélations significatives en lien avec l'équilibre des épaules et du bassin et les paramètres pelviens lors de la posture.

11 ANNEXES

Annexe 1: Orthopaedic & Traumatology : Surgery & Research. Avril 2015; 101(2):235-46

Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research 101 (2015) 235–246



Available online at
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

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



Review article

Dynamic balance assessment during gait in spinal pathologies – A literature review



A.L. Simon^{a,b}, B. Ilharreborde^b, P. Souchet^b, K.R. Kaufman^{a,*}

^a Motion Analysis Laboratory, Mayo Clinic, Charlton North Building, 200 First Street SW, 55905 Rochester, MN, USA

^b Pediatric Orthopedic Department, Robert-Debré Hospital, 48, boulevard Serrurier, 75019 Paris, France

ARTICLE INFO

Article history:
Received 5 August 2014
Accepted 28 November 2014

Keywords:
Spine
Dynamic balance
Gait

ABSTRACT

The role of the spine as a gait stabilizer is essential. Dynamic assessment, while walking, might provide complementary data to improve spinal deformity management. The aim of this paper was to review spine dynamic behavior and the various methods that have been used to assess gait dynamic balance in order to explore the consequences of spinal deformities while walking. A review was performed by obtaining publications from five electronic databases. All papers reporting pathological or non-pathological spine dynamic behavior during gait and dynamic balance assessment methods were included. Sixty articles were selected. Results varied widely according to pathologies, study conditions, and balance assessment techniques. Three methods assessing dynamic stability during gait were identified: local-orbital dynamic stability, tri-axial accelerometry, and dynamic stability margin. Data from conventional gait analysis techniques were established essentially for scoliosis and low back pain, but they do not assess specific consequences on gait dynamic balance. Three techniques investigate gait dynamic balance and have been validated in normal subjects. Further investigations need to be performed for validation in spinal pathologies as well as the value for clinical practice.

Level of evidence: Level IV.

© 2015 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

1. Introduction

Given that walking is the most frequent activity of daily living, it is conceivable that a dynamic assessment of spinal motion and the consequences on gait should be performed regarding spinal deformities. Spine function is inseparable from gait function. The trunk is not a passive “passenger unit” of the human body. The trunk movement assists with active control of whole body mechanics in order to achieve the goal of efficient locomotion. Therefore spinal deformities modify the natural balance of walking. Gait is a challenging balance task, which can be assessed by different methods including mathematical algorithms and physical parameters. Three techniques exist to assess gait stability. The first method is the local (the maximum Lyapunov exponent λ_{max}) and orbital (Floquet multiplier FM_{max}) dynamic stability that quantify dynamic behavior of a system after infinitesimally perturbations. Each one considers different properties of a system dynamics [1]. Local stability (short-term λ_s and long-term λ_l exponents of the λ_{max}) can be defined as the system’s sensitivity to respond continuously and in

real-time [2]. In other words, this is how quickly a system converges toward or diverges away from the original trajectory. An increase λ_{max} indicates a decrease in local dynamic stability. Orbital stability quantifies the tendency of a system’s state to return to the periodic limit cycle orbit. The FM_{max} is calculated at a single point during the cycle and quantifies how much small perturbations grow or decay after one subsequent stride. An FM_{max} ’s magnitude below one indicates orbital stability. The second method consists of tri-axial accelerometry that measures segment accelerations during gait. It is based on the concept that gait balance has the capacity to minimize upper body sways [3]. The lack of smoothness in trunk acceleration represents a suggestive assessment of gait dysfunction and imbalance. The third method, the dynamic stability margin (DSM), is defined as the shortest distance between the extrapolated center of mass (xCoM) and the boundaries of the base of support (BoS), and corresponds to the divergence that a system can handle before losing balance [4–6]. The xCoM is a function from the CoM vertical projection and velocity, the gravity, and trochanteric height [4,7,8]. A positive distance indicates stability [5,9].

The aim of this paper was to review spine dynamic behavior and the various methods that have been used to assess gait dynamic balance in order to explore the consequences of spinal deformities while walking.

* Corresponding author. Tel.: +1507 284 2262; fax: +1507 266 2227.
E-mail address: kaufman.kenton@mayo.edu (K.R. Kaufman).

2. Materials and methods

The electronic search of databases with retrieval of published reports indexed from 1959 to 2014 was limited to MEDLINE, EMBASE, Cochrane Library, CINAHL, and SCOPUS. Only full-texts in English or French were selected from the electronic databases. Titles and abstracts included the following combination of words: (spine OR trunk OR back OR upper body OR spine deformity) AND (gait OR walking OR locomotion OR motion AND balance OR stability) AND dynamic. Complete procedure and exclusion criteria are summarized in Fig. 1. Additional manual search was supplemented by screening relevant articles based on the reference list of the retrieved articles.

3. Results

A meta-analysis was not possible due to the fact that the studies were widely variable in terms of the dynamic balance assessment methods and in terms of pathologies.

3.1. Search yield

Initially the electronic searches yielded to a total of 7164 titles. The title and abstract screening process eliminated 7031 articles. Following the application of inclusion and exclusion criteria, 44 articles were selected for review. Sixteen articles were retrieved from the reference lists, yielding a final total of 60 articles.

3.2. Study characteristics

Study design retrieved 23 comparative observational studies, 35 non-comparative studies, and 2 reviews. Nineteen studies were performed on a treadmill, 37 were performed over ground, and two studies included both conditions. Thirty-three studies were performed at a self-selected normal walking speed only, 20 at different speeds, and in 5 studies the walking speed was not reported.

3.3. Participants

The reviewed articles tested participants with varying numbers of subjects (5 to 282), varying ages, and varying physical characteristics. Among the non-comparative studies, only five included pathological subjects. Among the comparative studies, there were no significant differences in ages for 20 studies. Minors were tested exclusively in articles related to adolescents with idiopathic scoliosis [10–22].

3.4. Spine/trunk dynamic behavior during gait

Nine non-comparative studies reported trunk dynamic behavior during gait as is summarized in Table 1 [23–31].

3.4.1. Kinematics

All studies used a different spine kinematic model since marker placement and trunk segments were variable and demonstrated a high variability in range of motion (ROM) values between subjects (Table 1) [23–26,30]. However, patterns of motion were similar and the upper trunk demonstrated higher ROM than the lumbar spine [24,30,32,33]. The high decrease of horizontal acceleration confirms the role of the trunk as a gait progression stabilizer, as well as the opposite movement between lumbar spine and pelvis and between the head-neck unit and the trunk [26,27].

3.4.2. Kinetics

Few authors reported trunk normal kinetics during gait. The trunk principal forces during gait act in the antero-posterior and

medio-lateral planes and peaks of forces occur simultaneously and increase with velocity [28]. Natural asymmetries of human walking are well emphasized by ground reaction force (GRF) data [10–12,24].

3.4.3. Electromyography (EMG)

While walking, spinal extensors and abdominal muscles play a fundamental role to control inertial and gravitational forces. Muscular activity increases with walking velocity in order to stabilize the spine around a neutral position [31]. The erector spinae muscles have a phasic activity pattern with peak activity at heel-strike [26,30]. Given to phasic activity between abdominal muscles and ES, results are controversial. Only one study used fine-wires and emphasizes a near constant activity of lateral abdominal muscles during gait [31].

3.5. Dynamic behavior in spinal pathologies

3.5.1. Scoliosis

Thirteen studies reported gait anomalies related to scoliosis and are presented in Table 2 [10–22,34]. Patients' characteristics regarding the deformity were variable (Table 3).

Temporal-distance parameters are controversial (Table 4). AIS subjects have about 7% shorter step length but authors do not agree on the decrease of gait velocity [10,17,19,21,22]. Opposite results are reported regarding the influence of the severity of the deformity on time-distance parameters [19,21]. One study assesses time-distance parameters in adult scoliosis and demonstrates a reduced velocity due to a reduced cadence [34].

AIS subjects do not show side-to-side 3D kinematic trunk asymmetry except for in the transverse plane [17,19,22]. Lower limb kinematics showed a reduction in ROM of the pelvis, hips, and shoulders in the frontal plane; a transverse plane reduction of hip ROM; and a sagittal plane reduction of knee ROM [19,21]. Regarding the influence of the severity of the deformity, reported results are controversial for pelvis, hip, and knee sagittal ROM [19,21]. Adults with scoliosis have an increased trunk flexion and restricted ROM in the frontal and transverse plane, with a slight tilt and external rotation on the right shoulder [34]. Lower limb kinematics are not affected [35].

Kinetics are relevant and reliable to assess gait compensatory mechanisms [10,14,15,20,22]. Tri-dimensional GRF are asymmetrical and higher impulses on the concave side is reported as a control mechanism [10,11,13]. Given to the severity of the deformity and the main side of the primary curve, the lack of correlation with GRF asymmetries has been proved [13,15,20].

Only two reports assessed paraspinal muscular activity during gait and do not agree on the pattern of activity [16,19]. However, paraspinal muscle activity is extended during gait. Abdominal and lateral abdominal muscle activity was not reported.

3.5.2. Low back pain (LBP)

The ten comparative studies assessing spinal behavior in LBP during gait are summarized in Table 5 [36–45].

Patients exhibit significant slower walking speeds, shorter strides and slower cadence (Table 4) [36,38–40,42,43]. Slow walking is a voluntary choice. LBP patients are able to voluntarily increase their walking velocity with controversial results regarding the level of significance [36,38,40].

LBP patients exhibit similar bi-phasic kinematic ROM compared to control subjects without LBP [38,41–43]. Nevertheless, the timing is different, even more with increased velocity. LBP patients do not achieve physiological anti-phase trunk-pelvis rotation [41–43]. They have higher harmonicity confirming more stiffness of the transverse plane trunk motion. Conversely, in the frontal plane, subjects show more variability and less tight movements [41].

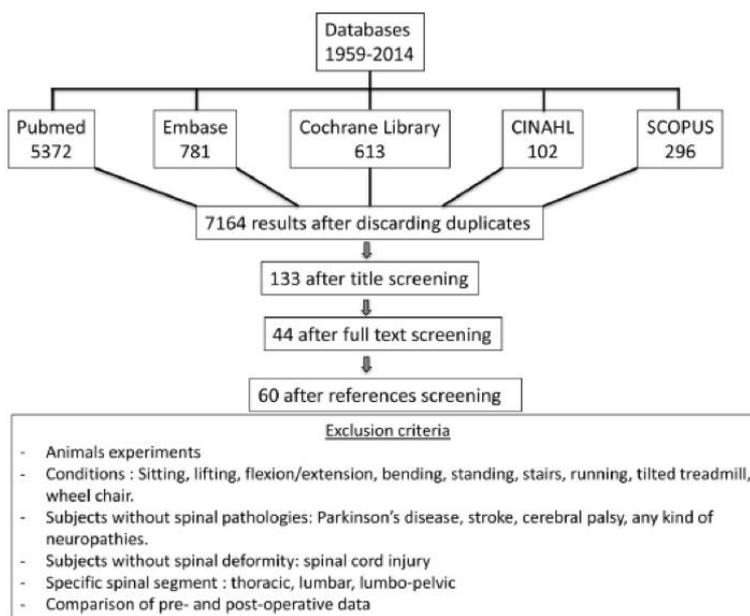


Fig. 1. Flow-chart reporting studies selection and exclusion criteria.

Three-dimensional GRF in patients with LBP are reduced but results differ whether there are or are not significant differences from normal subjects [36,39,40].

Erector spinae (ES) have an earlier onset with higher and extended activity during gait [38,41,45]. Studies considering average values from consecutive trials do not enhance different patterns [38,45]. Once the variability is considered, pattern of activity enhanced less coordination for ES activation in LBP [41]. The rectus abdominis (RA) has the same abnormal pattern described above for ES [45]. Obliquus externus muscles (OE) activity does not differ from normal subjects.

3.5.3. Postoperative flatback syndrome

All data suggest a compensatory mechanism to achieve more stability during the stance phase, in response to the anterior position of the center of mass (CoM) in only one study [44]. Subjects have shorter step length, increased step width, and slower velocity. Kinematic data reveal an increased anterior tilt of the torso and a decrease ROM. Patients also exhibit increased knee flexion and hip external rotation. Kinetics showed decrease vertical GRF.

3.5.4. Spondylolisthesis and ankylosing spondylitis

As sagittal imbalance is evident in these pathologies, no study reported specific results from spinal dynamic anomalies and imbalance during gait.

3.6. Assessment of dynamic balance

3.6.1. Local and orbital dynamic stability

Eight non-comparative studies were reviewed for local and orbital dynamic stability and are summarized in Table 6 [1,2,32,46–50].

To achieve reliable precision of the λ_1 measurement, a minimal time of five minutes is required [1]. However, too large data series

lead to overlapped data for the orbital dynamic stability and the λ_5 exponent [47,49]. Treadmill walking reduces both components of the local stability and, to a lesser extent, the orbital dynamic stability [2,51]. Increase of walking velocity affects local-orbital dynamic stability measurements by increasing the sensitivity to local perturbations [32,48]. The influence of walking speed on the λ_5 is still unclear as studies report opposite results [46,48]. Changes in stride width and length influenced local and orbital dynamic stability especially the λ_5 exponent, and did not confirm the theory according to which shorter step length and wider step width increased gait stability [50].

3.6.2. Tri-axial accelerometry

Seven studies (one review, two comparative studies, and four non-comparative studies) were reviewed and are summarized in Table 7 [3,52–54,56–58].

Unstable subjects make more frequent, but less consistent, adjustment to stabilize their trunk that leads to a non-smooth pattern [56,59,60]. Nineteen to twenty strides are sufficient to provide reliable data [3]. Test-retest reliability shows high intra-class correlation coefficients (ICC: 0.78–0.93) with low coefficients of variation (C_v : 3.1% to 6.8%) [53,54]. Determination of gait parameters also has good test-retest reliability (ICC: 0.94–0.96 and C_v : 1.37% to 1.64%) [52]. Tri-axial accelerometers are also accurate devices for the estimation of the CoM displacement during gait [58].

3.6.3. Dynamic margin of stability (MoS)

Seven studies (two comparative and six non-comparative) were reviewed and summarized in Table 8 [9,46,61–66].

CoM determination can be performed by three different methods: the sacral marker method, the segmental analysis method, and a kinetic method [63]. The determination of the BoS boundaries can either be performed by kinematics, or by a foot pressure measurement device [66]. Two consecutive gait trials are sufficient for

Table 1
Spine normal dynamic behavior during gait.

Study	Participants characteristics	Tool for dynamic stability assessment	Instrumented gait analysis data	Gait conditions
Leardini et al., 2009 [23]	10 healthy subjects 5 M/5 F Mean age 25.2 Y Range [23–30] Y	3 planes ROM	<i>Kinematics</i> 14 markers 5 pelvis 9 trunk (C7, T2, T8, T10, L5) 4 segments	Self-selected speed
Stokes et al., 1989 [24]	8 healthy subjects 5 M/3 F	ROM Frontal 9 deg Sagittal 6 deg Transversal 5 deg	<i>Kinematics</i> (SELSPOT system, LED) 2 triangular plates: 1 pelvis, 1 thorax Trunk: thorax + pelvis	Treadmill 5 speeds 3 trials 6 consecutive strides/15 sec
Crosbie et al., 1997 [25]	108 healthy subjects 50 M/58 F [20–82] Y	ROM Frontal 7 deg Sagittal 2.5 deg Transversal 4.0 deg	<i>Kinematics</i> (Expert Vision, Motion Analysis Corp.) Trunk 13 markers 3 segments Upper/lower/lumbar trunk	3 trials
Cromwell et al., 2001 [26]	8 healthy subjects 6 M/2 F Mean age 25.6 Y Range [22–30] Y	Trunk angular position Surface electrodes: Erector spinae and rectus abdominis	<i>Kinematics</i> (Peak Performance Technologies) Trunk: 2 markers C7-S1 <i>EMG</i> (Therapeutics Unlimited)	5 trials Self-selected speed
Winter et al., 1993 [27]	5 healthy subjects	Thoracic and pelvis ROM and accelerations Sagittal and Frontal GRF and moments (hip) Surface electrodes: Stride to stride EMG Values average Trunk forces and couples	<i>Kinematics</i> Trunk 1 segment (C7-T1 to L3-L4) <i>Kinetics</i> 2 force platforms <i>EMG</i> : Erector spinae (L3-L4 and T9)	Self-selected speed 10 trials
Cappozzo, 1983 [28]	5 healthy males subjects		<i>Kinematics</i> (Stereo photographic method and active markers) Trunk C1-L4 and bilateral shoulder joint center	Photographic records 4 speeds 4 trials
Herzog et al., 1989 [29]	62 healthy subjects 33 M/29 F Mean age 26 Y	GRF	<i>Kinetics</i> (Kistler) 1 force platform	Self-selected speed 10 acceptable trials (5/side)
Saunders et al., 2005 [30]	7 health subjects 6 M/1 F	ROM Frontal 13 deg Sagittal 5 deg Transversal 7 deg Fine-wires: transversus abdominis, obliquus internus and externus Surface electrodes: erector spinae, rectus abdominis	<i>Kinematics</i> (VICON, Oxford Metrics) Trunk 1 segment T12-sacrum <i>EMG</i> (Aloka SSD) Right side	Treadmill 2 walking speed Kinematics: 10 sec data sampling <i>EMG</i> : 30 sec data sampling
Hu et al., 2012 [31]	12 healthy females Mean age 27.5 Y	ROM L5-S1 moments estimation Fine-wire: Transversus abdominis Surface electrodes Obliquus internus et externus	<i>Kinematics + kinetics</i> (Optotrak) 9 Cluster 3 LED, Trunk 2 segments (head-T6, T6-pelvis) <i>EMG</i> (Porti, TMS international) <i>Time-distance parameters</i>	

Y: years; ROM: range of motion; GRF: ground reaction force.

reliable analyses of the data [65]. There are no significant differences between over ground and treadmill walking [64]. Influence of voluntary change in step width or length and cadence on the MoS are similar to the changes in local and orbital dynamic stability [5,50,61]. Individuals can increase their MoS by wider and longer steps in more ways than shorter and narrower steps can decrease the MoS. Medio-lateral MoS is not affected by walking speed [46]. ICC are high and over 0.75 [65]. It is thought that there is no significant side-to-side asymmetry of the MoS during normal walking, however this is controversial [61,64,67].

4. Discussion

The diversity of study participants, methods, and modeling techniques precludes a simple conclusion about dynamic spinal balance assessment while walking. There were a number of domains that were not addressed adequately by any study, for example, most

studies did not perform sample size calculations or state the sampling strategy used. Non-comparative studies were mainly tested on healthy subjects and further clinical application needs to be performed for spinal pathologies.

4.1. Spine dynamic behavior during gait

The trunk is a combination of many joints that cannot be assessed individually and is usually considered as a single rigid body. However, according to the level, spine segments exhibit different behaviors during gait [6]. Many kinematic models have been developed but none of them have been validated [23]. A lack of correlation between static and dynamic spine measurement was demonstrated by Lenke et al. [18]. However, both assess different conditions.

The upper body represents 2/3 of the body mass and is the most responsible for the GRF.

Table 2
Dynamic behavior in scoliosis.

Study	Participants characteristics	Mathematical/physical model	Tool for dynamic stability assessment	Instrumented gait analysis data	Gait conditions
Kramers de Quervain et al., 2002 [17]	10 AIS females Mean age 14.4 Y	"Torsional offset" = (minimal + maximal pelvic trunk rotation)/2 GRF	ASI	Kinematics (VICON system, Oxford metrics) Trunk: 1 segment (T1-S1) Kinetics (Kistler) 2 force platforms	Self-selected speed 5 trials
Yang et al., 2013 [22]	20 AIS subjects 2 M/18 F Mean age 14.9 Y 20 matched controls 5 M/15 F Mean age 14.4 Y 41 AIS females Mean age 14.5 Y 3 subgroups according to the severity 13 control females Mean age 16.5 Y 30 AIS subjects 2 M/28 F Mean age 14 Y Ranges [12–18]	ROM GRF	Correlation coefficient (CC)	Time-distance parameters Kinematics (Motion Analysis Corp.) Trunk: 1 segment (T1-Sacrum) Kinetics (Berice: F4080) 2 force platforms Time-distance parameters	5 trials
Mahaudens et al., 2009 [19]	Mean age 14.4 Y 41 AIS females Mean age 14.5 Y 3 subgroups according to the severity 13 control females Mean age 16.5 Y 30 AIS subjects 2 M/28 F Mean age 14 Y Ranges [12–18]	ROM	Surface electrodes: Quadratus lumborum, Erector Spinae	Kinematics (Elite system BTS) 22 markers Trunk: shoulder motion EMG (Telemg BTS)	On a treadmill, 1 speed (4 km.h ⁻¹) 20 sec sample, 10 successive strides
Lenke et al., 2001 [18]	63 AIS females Age range [12–17] years 3 subgroups according to the severity 9 AIS 1 M/8 F Mean age 15.3 Y	ROM A-P and M-L Cop	Kinematic gait spine alignment: Sagittal vertical alignment (SVA), coronal vertical alignment (CVA), acromion-pelvis angle (APA)	Time-distance parameters Kinematics (Hibbs Motion Analysis Corporation system) Trunk: 3 segments C7-T10 T10-L4 L4-S2	5 to 7 trials
Syczewska et al., 2012 [21]	63 AIS females Age range [12–17] years 3 subgroups according to the severity 9 AIS 1 M/8 F Mean age 15.3 Y	ROM	Symmetry index $SI = [(X_1 - X_2) / 0.5 \times (X_1 + X_2)] \times 100$	Time-distance parameters Kinematics (VICON) Lower limb, Helen Hayes protocol Time-distance parameters Kinematics (Ariel Dynamics) 4 segments trunk model (C7-T6, T6-T12, T12-L4, L4-S2)	6 trials 6 trials
Chockalingam et al., 2008 [14]	20 AIS females Mean age 13 Y 20 control females Mean age 13 Y 10 AIS females Mean age 13.8 Y 15 control females Mean age 12.6 Y 16 scoliosis (13, AIS, 2 neurofibromatosis and 1 congenital) 4 M/12 F Mean age 11 Y Range [9–19] Y 10 AIS females Mean age 13.8 Y 15 control females Mean age 12.6 Y	GRF Harmonic analysis (frequency domain parameters) GRF	ASI	Kinetics (AMTI) Kinetics (AMTI system) 1 force platform 1 force platform	40 trials (20 per side)
Gialas et al., 1996 [15]	20 AIS females Mean age 13 Y 20 control females Mean age 13 Y 10 AIS females Mean age 13.8 Y 15 control females Mean age 12.6 Y	GRF	AI (asymmetry indicator) = [(right-left)/right × 100]: 5% threshold for dynamic asymmetry	Kinetics (AMTI) 2 forces platforms	Gait initiation: forward and lateral steps 5 trials of each
Bruyneel et al., 2009 [10]	10 AIS females Mean age 13.8 Y 15 control females Mean age 12.6 Y 16 scoliosis (13, AIS, 2 neurofibromatosis and 1 congenital) 4 M/12 F Mean age 11 Y Range [9–19] Y 10 AIS females Mean age 13.8 Y 15 control females Mean age 12.6 Y	A-P and vertical GRF	Symmetry index $SI = [(X_1 - X_2) / 0.5 \times (X_1 + X_2)] \times 100$	Kinetics (Advanced Mechanical Technologies) 1 force platform	Self-selected speed 3 trials per side
Chockalingam et al., 2004 [13]	20 AIS females Mean age 13 Y 20 control females Mean age 13 Y 10 AIS females Mean age 13.8 Y 15 control females Mean age 12.6 Y	A-P and vertical GRF	ASI	Kinetics (AMTI) Kinetics (AMTI system) 1 force platform	Gait initiation 2 series of 5 trials
Bruyneel et al., 2010 [11]	20 AIS females Mean age 13.8 Y 15 control females Mean age 12.6 Y	GRF	Vertical GRF	Kinetics (AMTI) 2 forces platforms	Several trials until 5 "clean" foot strikes
Schizas et al., 1998 [20]	21 AIS 1 M/20 F Mean age 16.1 Y 20 females with AIS Mean age 14.8 Y Ranges [12–17] Y	GRF	Kinematic gait spine alignment	Kinematics (Kistler) 1 force platforms Kinematics (Opotrak) Trunk: 3 segments (C7-T8, T8-T12, T12-pelvis) Kinetics (AMTI) 3 forces platform Kinematics (Hibbs Motion Analysis Corporation system) Trunk: 1 segment (C7-S2) Time-distance parameters	2 speeds: comfortable and maximal 5 trials 5–7 trials/subjects
Fortin et al., 2008 [14]	8 adults with scoliosis (idiopathic or degenerative) Mean age 46 Y 6 control females Mean age 44 Y	GRF	Kinematic gait spine alignment	Kinematics (Opotrak) Trunk: 3 segments (C7-T8, T8-T12, T12-pelvis) Kinetics (AMTI) 3 forces platform Kinematics (Hibbs Motion Analysis Corporation system) Trunk: 1 segment (C7-S2) Time-distance parameters	2 speeds: comfortable and maximal 5 trials 5–7 trials/subjects
Eggsberg et al., 2001 [34]	8 adults with scoliosis (idiopathic or degenerative) Mean age 46 Y 6 control females Mean age 44 Y	GRF	Kinematic gait spine alignment	Kinematics (Opotrak) Trunk: 3 segments (C7-T8, T8-T12, T12-pelvis) Kinetics (AMTI) 3 forces platform Kinematics (Hibbs Motion Analysis Corporation system) Trunk: 1 segment (C7-S2) Time-distance parameters	2 speeds: comfortable and maximal 5 trials 5–7 trials/subjects

AIS: adolescent idiopathic scoliosis; ASI: absolute symmetry index; A-P: antero-posterior; M-L: medio-lateral; Cop: center of pressure.

Table 3
Adolescent idiopathic scoliosis studies' characteristics.

Authors	Thoracic	Thoraco-lumbar	Lumbar	Double curves	Left side	Right side	Cobb angle Mean/median range	Number of patients	Control group
Yang et al. [22]	x	x	x	x	x	x	[7°–34°]	20	x
Mahaudens et al. [19]		x	x		x	x	20° ≤ Cobb < 40°	41	x
Kramers de Quervain et al. [17]	x		x		x	x	[3°–67°]	10	
Bruyneel et al. [10,11]	x					x	33.4° [17°–78°]	10	x
Giakas et al. [15]							42° [25°–62°]	20	x
Syczewska et al. [21]	x	x	x		x	x	36° [20°–60°]	63	
Chockalingam et al. [13,14]	x	x	x	x	x	x	61° [47°–85°]	9	
Schizas et al. [20]	x	x			x	x	42° [18°–90°]	21	
Fortin et al. [14]				x	x	x	33° [17°–50°]	20	
Lenke et al. [18]	x	x	x	x	x	x	57° [48°–77°]	30	

Back muscles and abdominal muscles have an active part in gait balance by controlling the antero-posterior trunk sways and by controlling rotational movements of the shoulder girdle [26,27,30,31]. Whether abdominal muscles coordinate activity with the erector spinae during gait is not clear [26,30]. Given the most recent study from Saunders et al., abdominal muscles have a lower and antagonist activity compared to paraspinal muscles [30].

4.2. Dynamic behavior in spinal pathologies

4.2.1. Scoliosis

Heterogeneity of the subjects might explain the dissimilar time-distance parameters from this review (Tables 2 and 3). Adolescents with idiopathic scoliosis have shorter steps and certainly a reduced walking speed. In their study Kramers de Quervain et al. do not enhance abnormal time-distance parameters [17]. However, half of their subjects were previously treated by brace with no mention for the treatment duration. As demonstrated by Mahaudens et al., gait parameters are normalized after six months of wearing a brace [68]. The study from Mahaudens et al., could not enhance lower velocity as the subjects walked at the same selected speed on a treadmill [19]. The decrease of the step initiation velocity enhanced progressive adaptive control mechanisms to normalized gait velocity [10].

Considering the dissimilar results from transverse plane kinematics, two studies suggested that AIS subjects have similar ROM amplitude compared to normal subjects, with no precision about frontal balance [19,22]. Trunk rotation is considered to be essential for the assertion of the horizontal line of pelvis and head progression, which are symmetrically oriented in normal subjects. The two studies assessing the influence of the severity of the deformity on kinematics were conducted into different walking conditions [19,21]. Treadmill walking reduces natural gait variability and therefore kinematics might be influenced by the severity of the deformity [32,33,51]. Limitation of lower limb ROM is a compensatory mechanism to maintain frontal plane upper body balance. Results from adult populations suggest age related modifications but the lack of data cannot confirm this assumption [34,35].

Kinetics are reliable and can detect the influence of spinal deformity on gait, but they do not directly assess dynamic stability [14]. GRF asymmetries suggest compensatory mechanisms, with no correlation to the severity of the deformity [10,11,13,15,20,22].

The consequences of the spinal deformity on muscular length explain the asymmetrical pattern of activity demonstrated by Hopf et al. [16]. However, since the direct measurement of muscular force is not possible yet, the role of the extensor muscles as a potential cause of spinal deformity must be interpreted cautiously [69,70].

Table 4
Time-distance parameters in spinal deformities.

Pathology	Authors	Velocity	Cadence	Step length	Stride length	Step width	Stance phase	Swing phase
Scoliosis	Engsberg [34,35] (adults)	↘	↘		Normal	Normal		
	Kramers de Quervain [17]	Normal	Normal	Normal	↘			
	Bruyneel [10,11]	↘						
	Mahaudens [19]	Normal		↘			↘	
	Syczewska [21]	↘		↘				
	Yang [22]	Normal	Normal	↘ (right side)	Normal		↗ (right side)	↘ (right side)
Low back pain	Lee [36]	↘ (self-selected speed)						
	Vogt [37,38]	↘		↘	↘			
	Khodadadeh [39]	↘	↘	↘	↘		↗	↗
	Simmonds [40]	↘ (self-selected speed)						
	Lamoth [41,42]	↘			↘			
Crosbie [43]	↘							

Table 5
Dynamic behavior in low back pain.

Study	Participants characteristics	Tool for dynamic stability assessment	Instrumented gait analysis data	Gait conditions
Sarwahi et al., 2002 [44]	21 postoperative flat back syndrome (3 M/18 F) Control group	ROM Moments GRF	Kinematics (Motion Analysis Corp.) Trunk 1 segment Kinetics (Berlec) 2 force platform Time-distance parameters	Self-selected speed 3 trials
Khodadadeh et al., 1993 [39]	30 LBP subjects 13 M/17 F Mean age 47 Y 20 controls 9 M/11 F	Moments	Kinetics (Kistler) 1 force platform Time-distance parameters	6 trials
Simmonds et al., 2012 [40]	Mean age 40 Y 20 LBP subjects Mean age 46 Y 20 leg pain + LBP subjects Mean age 46.1 Y 20 healthy controls Mean age 46.4 Y 20 LBP subjects Mean age 46 Y 20 leg pain + LBP subjects Mean age 46.1 Y 20 healthy controls Mean age 46.4 Y	GRF	Kinetics (AMTI) 1 force platform Time-distance parameters	3 trials 2 gait speeds; preferred and fastest Absolute and normalized velocity on stride length, body height and stride time
Lee et al., 2007 [36]	20 LBP subjects Mean age 46 Y 20 leg pain + LBP subjects Mean age 46.1 Y 20 healthy controls Mean age 46.4 Y	Vertical GRF	Kinetics (AMTI) 1 force platform Time-distance parameters	3 trials 2 speeds; preferred and fastest
Vogt et al., 2001 [38]	Mean age 46.4 Y 34 LBP subjects 16 M/22 F Mean age M/F: 34.8/29.4 Y 22 controls 21 M/13 F	ROM	Kinematics (3D ultrasonic system Zebris CMS 70) Trunk: T12-S1	Treadmill 4.5 km/h 30 sec recorded
Vogt et al., 2003 [37]	Mean age M/F: 36.3/32.1 Y 17 LBP males Mean age 36.3 Y 16 males controls Mean age 33.7 Y	Trunk ROM Index of Harmonicity (IH)	EMG (Biovision®) Erector spinae	Treadmill ≥ 20 strides
Lamoth et al., 2002 [42]	39 LBP subjects 12 M/27 F Mean age 38 Y 19 controls 10 M/9 F	Index of Harmonicity (IH) Lower trunk, lumbar and pelvis ROM	Kinematics (Selspot, Selcom) Active markers Trunk: 1 segment (T4-Sacrum) Uniaxial accelerometers (Coulbourn) Heel-strike moments	Treadmill Velocity sequentially increased from 1.4 to 5.4 km.h ⁻¹
Crosbie et al., 2013 [43]	Mean age 41 Y 19 LBP subjects 7 M/12 F Mean age 34 Y 19 controls 6 M/13 F	Index of Harmonicity (IH) Lower trunk, lumbar and pelvis ROM	Kinematics (Motion star wireless) Electromagnetic active markers Trunk 2 segments T6-L1 L1-S2	2 walking speeds Self-selected Fastest comfortable Midstance and heel-strike
Lamoth et al., 2006 [41]	Mean age 28.6 Y 22 LBP subjects 9 M/13 F Mean age 38 Y 17 controls 9 M/8 F	Transversal and frontal plane thoracic, lumbar and pelvis ROM	Kinematics (Opitrak) Trunk 2 segments T3-L2 L2-Sacrum EMG (Blue-Sensor, Medicotest)	Treadmill Self-selected speed and sequential increments
Van der Hulst et al., 2010 [45]	Mean age 31 Y 63 LBP subjects 33 M/30 F Mean age 41 33 controls 16 M/17 F Mean age 40 Y	EMG (Blue-Sensor, Medicotest) Erector spinae T12, L2, L4 Kinematics (VICON, Oxford Metrics) EMG (Biotek 99, Glonner Electronic) Rectus abdominis Obliquus externus abdominis	Surface electrodes	Treadmill ≥ 20 consecutive strides Sequential increase velocity

Table 6
Gait stability by local and orbital dynamic stability.

Study	Participants characteristics	Tool for dynamic stability assessment	Instrumented gait analysis data	Gait conditions
Hak et al., 2013 [46]	9 healthy subjects 6 M/4 F Mean age 21.9 Y	Local dynamic stability λ_S M-L and backward MoS	Kinematics (Optotrak®)	Treadmill 25 trials 4 min Comfortable walking speed 5 strides frequencies 5 strides lengths
Dingwell et al., 2006 [32]	12 healthy young subjects 6 M/6 F	Local dynamic stability ($\lambda_S \rightarrow \lambda_L$)	Kinematics (VICON 612, Oxford Metrics) 1 marker T1	Treadmill 4 speeds Percent of the preferred walking speed
Dingwell et al., 2007 [2]	10 healthy subjects 5 M/5 F Mean age 27.1 Y	Orbital (max FM) and local dynamic stability ($\lambda_S \rightarrow \lambda_L$)	Kinematics Tri-axial accelerometry (Kistler) Sternum	Treadmill and over ground Self-selected speed
Brujin et al., 2009 [47]	9 healthy males Mean age 25.5 Y	Orbital (max FM) and local dynamic stability ($\lambda_S \rightarrow \lambda_L$) Bootstrap procedure	Kinematics Active 3D movement registration (Optotrak®) 2 cluster of 3 LED T6	Treadmill 2 walking speeds At least 20 min for each speed
England et al., 2007 [48]	19 healthy subjects 6 M/13 F Mean age 22.5 Y	Local dynamic stability ($\lambda_S \rightarrow \lambda_L$)	Right foot Kinematics (VICON, Oxford Metrics) 21 markers sacrum to feet	Treadmill 5 walking speed 4 trials of 30 strides
Brujin et al., 2010 [49]	9 healthy males	Orbital (max FM) and local dynamic stability ($\lambda_S \rightarrow \lambda_L$)	Kinematics Active 3D movement registration (Optotrak®) Cluster of 3 LED (T8)	Treadmill 3 walking speeds 5 min each
Kang et al., 2006 [1]	20 healthy adults Mean age 40 Y Range [18–73]	Orbital (max FM) and local dynamic stability ($\lambda_S \rightarrow \lambda_L$)	Inertial sensors (3D gyroscopes, magnetometers, accelerometer) Kinematics (VICON 612 Oxford Metrics) Trunk T1–T10 6 markers	Treadmill 3 trials 5 min
McAndrew et al., 2012 [50]	14 healthy subjects 7 M/7 F [18–35] Y	Orbital (max FM) and local dynamic stability ($\lambda_S \rightarrow \lambda_L$)	Kinematics (VICON, Oxford Metrics) 1 marker C7	Treadmill 3 trials/3 min 6 $c \geq 120$ consecutive strides

FM: Floquet multiplier; $\lambda_S \rightarrow \lambda_L$: short- and long-term Lyapunov exponents.

Table 7
Gait stability by tri-axial accelerometry.

Study	Participants characteristics	Accelerometer positioning	Instrumented gait analysis data	Gait conditions
Henriksen et al., 2004 [52]	20 healthy subjects 4M/16F Mean age 35.2Y Range [18–57]Y	Lower trunk L3	Tri-axial accelerometry (Mega Electronics) Time-distance parameters	3 speeds Back and forth 10-m walkway
Moe-Nilssen et al., 1998 [53,54]	21 healthy subjects 4M/17F Mean age 22.9 Y Range [21–26]Y	Lower trunk "Over L3 region"	Tri-axial accelerometry	5 walking speeds 10-m walkway Wooden and uneven floor
Iosa et al., 2014 [55]	Elderly subjects	Upper body	Tri-axial accelerometry Review	Self-selected speed 40 m walkway 20.48 sec trials (19–20 gait cycles)
Auvinet et al., 2002 [3]	282 subjects 138 M/144F Range from 20 years to > 70 years	Lower trunk L3-L4	Tri-axial accelerometry (Locomotrix) Time-distance parameters	
Yack et al., 1993 [56]	20 elderly subjects over 65 Y 19 controls Mean age 24 Y	Upper trunk T2	Tri-axial accelerometry (EGAXT-F10, Entran Devices)	30-foot walkway 40 sec data 10 consecutive strides analyzed
Iosa et al., 2012 [57]	15 strokes 9M/6F Mean age 61.4Y 15 healthy elderly 10 M/5 F Mean age 65.1 Y 15 healthy young 7M/8F	Lower trunk L2-L3	Tri-axial accelerometry (FreeSense®, Sensorize)	Self-selected speed 10 m walkway
Floor-Westerdijk et al. [58]	8 healthy subjects Mean age 62.3Y Range from [50–75]Y	Sacrum Sacral inertial sensor Compensated sacral inertial sensor	Kinematics (VICON, Oxford Metrics) Trunk 1 segment Sacral marker and Segmental analysis Tri-axial accelerometry (MT9, Xsens Technologies)	Self-selected speed "Walk repeatedly" Center of mass determination

Table 8
Gait stability by the dynamic margin of stability.

Study	Participants characteristics	Tool for dynamic stability assessment	Instrumented gait analysis data	Gait conditions
Hak et al., 2013 [46]	9 healthy subjects 6 M/4 F Mean age 21.9 Y	Local dynamic stability λ_S M-L and backward MoS	<i>Kinematics</i> (Optotrak®)	Treadmill 25 trials, 4 min Comfortable walking speed 5 strides frequencies 5 strides lengths
Lugade et al., 2011 [9]	20 healthy young subjects 10 elderly healthy subjects 10 elderly fallers subjects	MoS	<i>Kinematics</i> (3 foot markers) <i>Kinetics</i> (Advanced Mechanical Technologies) 2 force platforms	4 gait cycle phases: heel-strike, midstance, heel off, toe-off
McAndrew et al., 2012 [61]	13 healthy subjects 7 M/6 F Age ranges [18–35] Y	MoS A-P and M-L directions xCoM	<i>Kinematics</i> (VICON MX, Oxford Metrics) 77 markers on the whole body 2 foot markers	Treadmill 3 trials 3 minutes 6 experimental conditions Normal metronome Normal metronome Wider steps Narrower steps Shorter step Longer step
Hahn et al., 2003 [62]	6 elderly subjects with balance disorders 1 M/5 F Mean age 76 Y 9 elderly healthy controls 7 M/2 F Mean age 72 Y	M-L excursion of CoM	<i>Kinematics</i> (Motion Analysis Corp.) 27 markers <i>Time-distance parameters</i>	Obstacle crossing
Gard et al., 2004 [63]	10 healthy subjects 5 M/5 F	Vertical whole body CoM excursion Comparison of 3 methods The sacral method The segmental analysis The force plates	<i>Kinematics</i> (Eagle Digital Real-Time Motion system) 21 markers 12-segment model 5 trunk and arms 7 lower limbs <i>Kinetics</i> (AMTI) 6 force platforms	4 walking speeds 0.8–2.0 m/s
Rosenblatt et al., 2010 [64]	10 healthy subjects Mean age 24.4 Y	MoS	<i>Kinematics</i> (Motion Analysis) 10-segment rigid body <i>Time-distance parameters</i>	Treadmill and over ground Self-selected comfortable walking speed
Süptitz et al., 2012 [65]	11 healthy females Mean age 25.5 Y	MoS Absolute Symmetry Index (ASI) $ X_R - X_L / (0.5 X_R + X_L)$	<i>Kinematics</i> (VICON, Oxford Metrics) 12-segment body model	Treadmill 6 walking speeds 10 trials per speed

MoS: margin of stability; CoM: center of mass; xCoM: extrapolated center of mass; A-P: antero-posterior; M-L: medio-lateral.

4.2.2. Low back pain

Identification of homogeneous groups of subjects remains difficult in LBP.

The decrease in gait velocity and step length suggests a cautious pattern to reduce and avoid pain, and is confirmed by the ability to increase gait velocity [36,38–40,42,43]. Although subjects' characteristics were dissimilar, both demonstrate the analgesic effect of walking. Significant differences in level of walking velocity result from the age and pain intensity.

LBP has no influence on the amplitude of angular spine movement [38,42,43]. High inter-individual variability can be explained by the lack of homogeneous groups. However, considering harmonicity, results from transverse and frontal plane suggested a compensatory mechanism to avoid pain. As transverse plane motion is smoothened, frontal plane motion increases to maintain the role of the trunk as a gait stabilizer as much as possible.

Patients with LBP walk slowly to reduce their GRF and therefore are more comfortable [36,39,40].

Lamoth et al., by considering motor variability, enhanced controversial results [41]. Most studies considered motor variability as a random phenomenon and therefore averaged the data over strides [37,45]. Motor variability is not simply a reflection of random noise but contains features and regularities that may provide

insight into both normal and pathological conditions. However, the extended and earlier activity of the ES and of the RA confirmed their role in the cautious mechanisms to avoid pain and transverse plane stiffness [37,45]. Similarly, OE activity confirmed the highest variability of motion in the frontal plane.

4.3. Assessment of dynamic balance

4.3.1. Local and orbital dynamic stability

Local and orbital dynamic stability are mathematical tools based on the predictability of the next movement after small perturbations. They quantify two different aspects of stability: local stability applies to strongly aperiodic systems and orbital stability to strictly periodic systems [2,71]. As human gait is neither strictly aperiodic, nor strictly periodic, both parameters should be conducted when studying walking. Another issue should also be taken into account regarding markers positioning [1,2,49,50]. Local and orbital stability of one segment does not necessarily assess stability of the adjoining segment, especially if associated with spinal deformities [6].

4.3.2. Tri-axial accelerometry

Body-segments move in a coordinated way with a proper speed to minimize body accelerations and explain the use of

accelerometry to assess dynamic stability. Tri-axial accelerometry has many advantages: handheld, light-weight, small dimension, and low cost [3,53,55–57]. Furthermore, the device can be used in real-life environment that cannot be recreated in laboratory experiments [58]. However, modifications and variations of accelerations during gait give only an indirect measure of gait stability. Another limitation is the influence of accelerometers positioning (Table 7) [56]. As demonstrated by Winter al. trunk acceleration is different if considering the upper or the lower trunk [6]. The lack of influence of sensor lumbar positioning has been demonstrated but further investigation needs to be performed to compare with cervical and thoracic positioning [72].

4.3.3. The dynamic margin of stability (MoS)

The MoS provides a direct measure of gait dynamic as spine's angles for static measurements. Difficulties remain in the more reliable way to determine the CoM position [62,63,72,73]. Hahn et al. demonstrated that the whole body CoM is a more sensitive tool to individualize gait imbalance than the individual segments CoM excursion [62]. The choice between methods remains an issue as each method has advantages and disadvantages [63,73]. Segmental analysis and kinetic methods are not influenced by gait velocity. Both methods showed equivalent results and are usually used. Recently, accuracy of tri-axial accelerometers using the compensated sacral inertial sensors was recently demonstrated. It can be performed in real-life conditions but still remains the calculation of the BoS, which cannot be dispensed without kinematic or kinetic measurement in a gait laboratory [58,66].

4.3.4. Techniques comparison

Tri-axial accelerometry and MoS need less time to be accurate than local and orbital dynamic stability [3,65]. Multiple trials of 150 consecutive strides are necessary to assess local and dynamic stability as demonstrated by Bruijn et al. [47]. When dealing with disabled children or adults, amputees, and elderly, it might be difficult for them to achieve the minimal time.

Test and retest studies were performed for tri-axial accelerometry [52,55]. Experimental studies assess accuracy and reproducibility of the local and orbital stability, and the MoS [47,65]. However, as the study of Bruijn et al. was conducted on more than 20 minutes of walking, fatigue may have influenced their results [47]. Treadmills reduce the natural variability of gait but do not affect orbital stability and MoS values [2,67]. However, studies conducted on normal subjects and pathological situation might produce errors that need to be assessed. Both local-orbital dynamic stability and MoS were influenced by voluntary changes in gait parameters (step length and width) [50,61]. Hak et al. did not enhance this difference for local stability, but data recording was conducted on a single two-minute trial that did not reach the minimal time recording for data reliability [46]. The influence of gait velocity was only performed for the local and orbital stability components and increased gait balance if slower [48].

5. Conclusion

Measurements from radiographs while standing are essential to assess postural spinal balance in patients with spinal deformity. However, a dynamic approach to assess the dynamic consequences on gait balance might provide further information to improve the management and treatment of spinal deformities. Standard gait parameters do not reveal a clear understanding of the relationship between gait characteristics in spinal deformity and gait dynamic balance. Three methods are currently validated to assess gait stability in normal subjects. Clinical validation and reproducibility of these measurements in patients with spinal deformity need to be

performed. Their additional value to radiographic measurements also needs to be assessed for daily clinical practice.

Disclosure of interest

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

Acknowledgments

The authors would like to thank the French Society of Orthopedic and Traumatology Surgery (SOFOT) for the financial support.

References

- [1] Kang HG, Dingwell JB. Intra-session reliability of local dynamic stability of walking. *Gait Posture* 2006;24:386–90.
- [2] Dingwell JB, Kang HG. Differences between local and orbital dynamic stability during human walking. *J Biomed Eng* 2007;129:586–93.
- [3] Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, et al. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture* 2002;16:124–34.
- [4] Hof AL. The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking. *Hum Mov Sci* 2008;27:112–25.
- [5] Hof AL, Gazendam MG, Sinke WE. The condition for dynamic stability. *J Biomech* 2005;38:1–8.
- [6] Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;3:193–214.
- [7] Pai Y-C, Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech* 1997;30:347–56.
- [8] Patton JL, Pai Y-C, Lee WA. Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance. *Gait Posture* 1999;9:38–49.
- [9] Lugade V, Lin V, Chou LS. Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait Posture* 2011;33:406–11.
- [10] Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Berton E, Mesure S. Dynamical asymmetries in idiopathic scoliosis during forward and lateral initiation step. *Eur Spine J* 2009;18:188–95.
- [11] Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Mesure S. Gait initiation reflects the adaptive biomechanical strategies of adolescents with idiopathic scoliosis. *Ann Phys Rehabil Med* 2010;53:372–86.
- [12] Chockalingam N, Bandi S, Rahmatalla A, Dangerfield PH, Ahmed el N. Assessment of the centre of pressure pattern and moments about S2 in scoliotic subjects during normal walking. *Scoliosis* 2008;3:10.
- [13] Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed el N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *Eur Spine J* 2004;13:750–4.
- [14] Fortin C, Nadeau S, Labelle H. Inter-trial and test-retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2008;17:204–16.
- [15] Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine* 1996;21:2235–42.
- [16] Hopf C, Scheidecker M, Steffan K, Bodem F, Eysel P. Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery: a comparison of the pre- and postoperative muscle activation pattern. *Eur Spine J* 1998;7:6–11.
- [17] Kramers-de Quervain IA, Muller R, Stacoff A, Grob D, Stussi E. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2004;13:449–56.
- [18] 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* 2001;26:E330–7.
- [19] Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *Eur Spine J* 2009;18:512–21.
- [20] Schizas CG, Kramers-de Quervain IA, Stussi E, Grob D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. *Eur Spine J* 1998;7:95–8.
- [21] Syczewska M, Graff K, Kalinowska M, Szerzbik E, Domaniecki J. Influence of the structural deformity of the spine on the gait pathology in scoliotic patients. *Gait Posture* 2012;35:209–13.
- [22] Yang JH, Suh SW, Sung PS, Park WH. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2013;22:2407–13.
- [23] Leardini A, Biagi F, Belvedere C, Benedetti MG. Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. *Clin Biomech* 2009;24:542–50.
- [24] Stokes VP, Andersson C, Forssberg H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J Biomech* 1989;22:43–50.
- [25] Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. Patterns of spinal motion during walking. *Gait Posture* 1997;5:6–12.
- [26] Cromwell RL, Aadland-Monahan TK, Nelson AT, Stern-Sylvestre SM, Seder B. Sagittal plane analysis of head, neck, and trunk kinematics and

- electromyographic activity during locomotion. *J Orthop Sport Phys Ther* 2001;31:255–62.
- [27] Winter DA, MacKinnon CD, Ruder GK, Wieman C. An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Prog Brain Res* 1993;97:359–67.
- [28] Cappozzo A. The forces and couples in the human trunk during level walking. *J Biomech* 1983;16:265–77.
- [29] Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc* 1989;21:110–4.
- [30] Saunders SW, Schache A, Rath D, Hodges PW. Changes in three-dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clin Biomech* 2005;20:784–93.
- [31] Hu H, Meijer OG, Hodges PW, Bruijn SM, Strijers RL, Nanayakkara PW, et al. Control of the lateral abdominal muscles during walking. *Hum Mov Sci* 2012;31:880–96.
- [32] Dingwell JB, Marin LC. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *J Biomech* 2006;39:444–52.
- [33] Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int J Sports Med* 1998;19:455–61.
- [34] Engsbjerg JR, Bridwell KH, Reitenbach AK, Uhrich ML, Baldus C, Blanke K, et al. Preoperative gait comparisons between adults undergoing long spinal deformity fusion surgery (thoracic to L4, L5, or sacrum) and controls. *Spine* 2001;26:2020–8.
- [35] Engsbjerg JR, Bridwell KH, Wagner JM, Uhrich ML, Blanke K, Lenke LG. Gait changes as the result of deformity reconstruction surgery in a group of adults with lumbar scoliosis. *Spine* 2003;28:1836–43.
- [36] Lee CE, Simmonds MJ, Etnyre BR, Morris GS. Influence of pain distribution on gait characteristics in patients with low back pain: Part 1: vertical ground reaction force. *Spine* 2007;32:1329–36.
- [37] Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Man Ther* 2003;8:21–8.
- [38] Vogt L, Pfeifer K, Portschner M, Banzer W. Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine* 2001;26:1910–9.
- [39] Khodadadeh S, Eisenstein SM. Gait analysis of patients with low back pain before and after surgery. *Spine* 1993;18:1451–5.
- [40] 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.
- [41] Lamoth CJ, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PI, 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;15:23–40.
- [42] Lamoth CJ, Meijer OG, Wuisman PI, 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:E92–9.
- [43] Crosbie J, de Faria Negrao Filho R, 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:E286–92.
- [44] Sarwahi V, Boachie-Adjei O, Backus SI, Taira G. Characterization of gait function in patients with postsurgical sagittal (flatback) deformity: a prospective study of 21 patients. *Spine* 2002;27:2328–37.
- [45] van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Hermens HJ. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: support of the “guarding” hypothesis? *J Electromyog Kines* 2010;20:31–8.
- [46] Hak L, Houdijk H, Beek PJ, van Dieen JH. Steps to take to enhance gait stability: the effect of stride frequency, stride length, and walking speed on local dynamic stability and margins of stability. *PLoS ONE* 2013;8:e82842.
- [47] Bruijn SM, van Dieen JH, Meijer OG, Beek PJ. Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability. *J Neurosci Methods* 2009;178:327–33.
- [48] England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture* 2007;25:172–8.
- [49] Bruijn SM, Ten Kate WR, Faber GS, Meijer OG, Beek PJ, van Dieen JH. Estimating dynamic gait stability using data from non-aligned inertial sensors. *Ann Biomed Eng* 2010;38:2588–93.
- [50] McAndrew Young PM, Dingwell JB. Voluntarily changing step length or step width affects dynamic stability of human walking. *Gait Posture* 2012;35:472–7.
- [51] Dingwell JB, Cusumano JP, Cavanagh PR, Sternad D. Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *J Biomech Eng* 2001;123:27–32.
- [52] Henriksen M, Lund H, Moe-Nilssen R, Bliddal H, Danneskiold-Samsøe B. Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait Posture* 2004;19:288–97.
- [53] Moe-Nilssen R. Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;79:1377–85.
- [54] Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: the instrument. *Clin Biomech* 1998;13:320–7.
- [55] Iosa M, Fusco A, Morone G, Paolucci S. Development and decline of upright gait stability. *Front Aging Neurosci* 2014;6:14.
- [56] Yack HJ, Berger RC. Dynamic stability in the elderly: identifying a possible measure. *J Gerontol* 1993;48:M225–30.
- [57] Iosa M, Fusco A, Morone G, Pratesi L, Coiro P, Venturiero V, et al. Assessment of upper-body dynamic stability during walking in patients with subacute stroke. *J Rehabil Res Dev* 2012;49:439.
- [58] Floor-Westerdijk MJ, Schepers HM, Veltink PH, van Asseldonk EHF, Buurke JH. Use of inertial sensors for ambulatory assessment of center-of-mass displacements during walking. *IEEE Trans Biomed Eng* 2012;59:2080–4.
- [59] Kavanagh JJ, Menz HB. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait Posture* 2008;28:1–15.
- [60] Mazza C, Iosa M, Pecoraro F, Cappozzo A. Control of the upper body accelerations in young and elderly women during level walking. *J Neuroeng Rehabil* 2008;5:30.
- [61] McAndrew Young PM, Dingwell JB. Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability. *Gait Posture* 2012;36:219–24.
- [62] Hahn ME, Chou LS. Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly? *Clin Biomech* 2003;18:737–44.
- [63] Gard SA, Miff SC, Kuo AD. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Hum Mov Sci* 2004;22:597–610.
- [64] Rosenblatt NJ, Grabiner MD. Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. *Gait Posture* 2010;31:380–4.
- [65] Suptitz F, Karamanidis K, Moreno Catala M, Bruggemann GP. Symmetry and reproducibility of the components of dynamic stability in young adults at different walking velocities on the treadmill. *J Electromyog Kines* 2012;22:301–7.
- [66] Lugade V, Kaufman K. Dynamic stability margin using a marker based system and Tekscan: a comparison of four gait conditions. *Gait Posture* 2014;40:252–4.
- [67] Rosenblatt NJ, Hurt CP, Grabiner MD. Sensitivity of dynamic stability to changes in step width during treadmill walking by young adults. *J Appl Biomech* 2012;28:616–21.
- [68] Mahaudens P, Raison M, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Effect of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine J* 2013;14(8):1510–9.
- [69] Allenbach E, Wiest E. Condition of the paravertebral musculature in idiopathic scoliosis before and after grafting. *Rev Chir Orthop* 1953;39:588–90.
- [70] Riddle HF, Roaf R. Muscle imbalance in the causation of scoliosis. *Lancet* 1955;268:1245–7.
- [71] Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, van Dieen JH. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *J R Soc Interface* 2013;10:20120999.
- [72] Rispen SM, Pijnappels M, van Schooten KS, Beek PJ, Daffertshofer A, van Dieen JH. Consistency of gait characteristics as determined from acceleration data collected at different trunk locations. *Gait Posture* 2014;40:187–92.
- [73] Saini M, Kerrigan DC, Thirunarayan MA, Duff-Raffaele M. The vertical displacement of the center of mass during walking: a comparison of four measurement methods. *J Biomed Eng* 1998;120:133–9.



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost

Full length article

Assessment of stability during gait in patients with spinal deformity—A preliminary analysis using the dynamic stability margin

Anne-Laure Simon^{a,b}, Vipul Lugade^{a,c}, Kathie Bernhardt^a, A. Noelle Larson^d, Kenton Kaufman^{a,*}^a Motion Analysis Laboratory, Mayo Clinic, 200 First Street SW, Rochester, MN 55905, USA^b Biomechanics Laboratory, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers—Paris Tech, 151 Bd de l'Hôpital, 75013 Paris, France^c Whitaker International Program, Department of Physical Therapy, Chiang Mai University, 110 Intawaroraj Rd, Sripoom, Chiang Mai 50200, Thailand^d Pediatric Orthopaedics Department, Mayo Clinic, 200 First Street SW, Rochester, MN 55905, USA

ARTICLE INFO

Keywords:
Gait stability
Spinal deformity
Dynamic stability margin
Extrapolated center of mass
Base of support

ABSTRACT

Daily living activities are dynamic, requiring spinal motion through space. Current assessment of spinal deformities is based on static measurements from full-spine standing radiographs. Tools to assess dynamic stability during gait might be useful to enhance the standard evaluation. The aim of this study was to evaluate gait dynamic imbalance in patients with spinal deformity using the dynamic stability margin (DSM). Twelve normal subjects and 17 patients with spinal deformity were prospectively recruited. A kinematic 3D gait analysis was performed for the control group (CG) and the spinal deformity group (SDG). The DSM (distance between the extrapolated center of mass and the base of support) and time-distance parameters were calculated for the right and left side during gait. The relationship between DSM and step length was assessed using three variables: gait stability, symmetry, and consistency. Variables' accuracy was validated by a discriminant analysis. Patients with spinal deformity exhibited gait instability according to the DSM (0.25 m versus 0.31 m) with decreased velocity (1.1 m s^{-1} versus 1.3 m s^{-1}) and decreased step length (0.32 m versus 0.38 m). According to the discriminant analysis, gait stability was the more accurate variable (area under the curve AUC = 0.98) followed by gait symmetry and consistency. However, gait consistency showed 100% of specificity, sensitivity, and accuracy of precision. The DSM showed that patients with spinal malalignment exhibit decreased gait stability, symmetry, and consistency besides gait time-distance parameter changes. Additional work is required to determine how to apply the DSM for preoperative and postoperative spinal deformity management.

1. Introduction

From degenerative scoliosis and kyphosis secondary to osteoporosis in the elderly to spondylolisthesis and scoliosis in young and active individuals, spinal deformities are common and require significant societal resources for treatment. The usual gold standard when quantifying alignment in patients with spinal deformities is based on two-dimensional full-length standing radiographic measurements. The key parameters are numerous and include both spinal and pelvic reference points in the coronal and sagittal planes [1]. However, radiographs do not assess the consequences of such deformities on dynamic balance during gait. Tools to assess the role of dynamic motion and stability are needed to guide clinical treatment. Dynamics in spinal deformities have been reported using data from conventional gait analysis. Patients with scoliosis exhibit modifications of time-distance parameters by reduced velocity and step length as well as asymmetrical ground reaction forces, but no particular modifications of trunk range

of motion [2–5]. Dynamic assessment has been recently reported for elderly adults with kyphosis secondary to osteoporosis [6,7]. They showed increased medio-lateral sway and decreased antero-posterior movement of the center of mass (CoM) during gait which is correlated with fall risk [8]. De Groot et al. recently showed similar results according to trunk acceleration smoothness, which was increased in the antero-posterior direction and decreased in the medio-lateral direction [6]. Dynamic balance during gait has not been reported in Scheuermann's disease nor in dysplastic or degenerative spondylolisthesis.

Dynamic stability during gait depends on control of the CoM position and velocity, and on base of support (BoS) displacement combined with proper foot placement [8–10]. On the basis of an inverted pendulum model, Hof et al. suggested a complementary measure for dynamic stability during gait: the extrapolated center of mass (xCoM) [8,9]. Using the xCoM, they defined a dynamic stability margin (DSM) to quantify gait dynamic balance. The DSM represents the shortest distance from the xCoM to the BoS at all times during the

* Corresponding author at: Motion Analysis Laboratory, Mayo Clinic, Charlton North, 200 First Street SW, Rochester, MN 55905, USA.
E-mail address: kaufman.kenton@mayo.edu (K. Kaufman).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.036>

Received 13 June 2016; Received in revised form 29 March 2017; Accepted 31 March 2017
0966-6362/ © 2017 Elsevier B.V. All rights reserved.

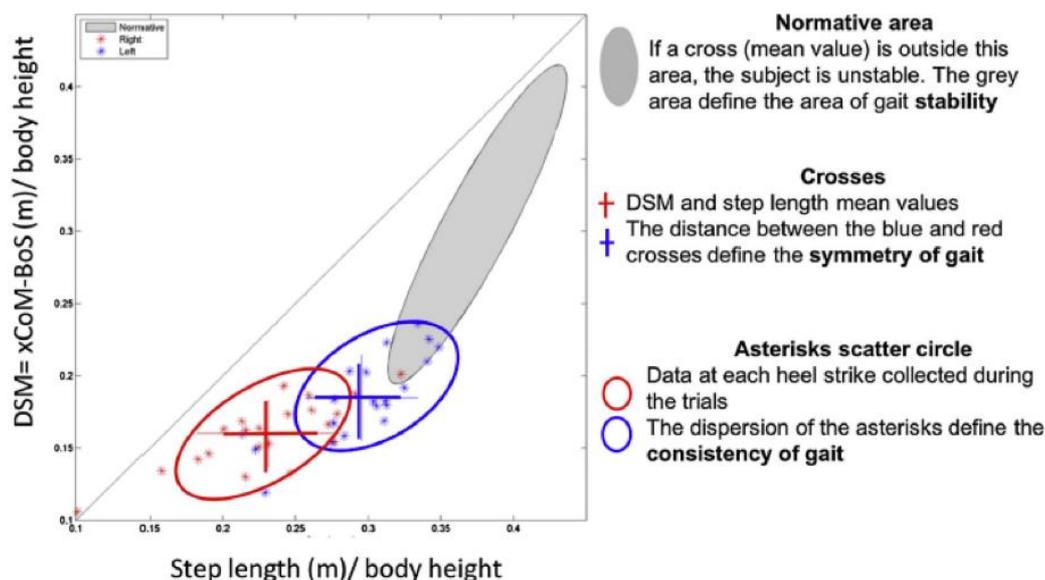


Fig. 1. DSM- step length relationship for a 59-year old female with a proximal junctional kyphosis secondary to a T2-S1 fusion for degenerative lumbar scoliosis.

gait cycle. An xCoM located within the BoS during gait indicates gait dynamic stability [10]. Gait instability is therefore defined by an xCoM located outside the BoS.

The aim of this preliminary study was to use the DSM to evaluate the dynamic balance of patients with sagittal and/or coronal spinal deformity. The hypothesis was that patients with spinal deformity would demonstrate reduced gait dynamic stability as shown by the DSM, with greater asymmetry, as evidenced by DSM and step length mean variation between sides, and inconsistency, as evidenced by greater step variability, in their gait when compared to healthy young adults.

2. Materials and methods

2.1. Patient recruitment and selection

To assess the consequences of spinal deformities on gait dynamic stability, patients undergoing primary or revision spinal surgery were prospectively enrolled between 2011 and 2014 and represent the spinal deformity group (SDG). Patient data were obtained prior to surgery and postoperative evaluation was not available. Inclusion criteria were ambulatory patients with spinal deformity in either the coronal or sagittal plane (scoliosis, kyphoscoliosis, lytic spondylolisthesis, and postoperative flatback). Twelve healthy young adults without spinal deformity constituted the control group (CG). Exclusion criteria for both groups, that might bias the consequences on gait of spinal deformity, included 1) any neurological disease, 2) abnormal gait due to lower limb pathology or injury, and 3) inability to cooperate with gait study. All data were collected after the subject signed an informed consent approved by the Institutional Review Board.

2.2. Radiographic parameters

Full-spine bi-planar standing radiographs were performed for the SDG patients. Measurements were performed using Surgimap Spine 2.0 (Nemaris Inc., New York, NY, USA). Sagittal plane measures included pelvic incidence, L1-S1 lordosis, T1-T12 kyphosis, and the sagittal T1 spino-pelvic inclination (T1-SPI). T1-SPI corresponds to the angle

between the center of the first thoracic vertebra to the middle of the bicoxo-femoral axis and the vertical reference line [11]. Frontal plane measures the C7-plumbline, which is the angle between the center of the seventh cervical vertebra to the center of the first sacral plate and the vertical reference line [12].

2.3. Dynamic measures

Subjects were instructed to walk barefoot at a self-selected comfortable speed along an 8-m walkway. The three-dimensional (3-D) motion of 43 markers placed over bony landmarks was tracked using a ten-camera motion capture system operating at 120 Hz (Motion Analysis Inc, Santa Rosa, CA, USA). Marker-data were low-pass filtered with a fourth order Butterworth filter at a cut-off frequency of 8 Hz. The step length, BoS, and xCoM were computed from the position of the reflective markers. Calculation of the xCoM required an estimation of the position and the velocity of the whole-body CoM. A 13-segment rigid body model was used to calculate the weighted-sum of the whole-body CoM (Matlab 8.1 R2013a, Mathworks, Natick, MA, USA) [13]. The boundaries of the BoS were defined using four markers placed on each foot [10]. Clinical measurements used for the DSM calculation were: patient height, trochanteric height, foot length, and width. In accordance with observations that the maximum DSM occurs immediately prior to heel strike, the DSM was calculated from two complete and consecutive heel strikes, separately on the left and right side during three consistent trials [14]. The 3-D coordinates marker data were input into Visual 3D (C-Motion Inc., Rockville, MD, USA) to calculate joint kinematics.

2.4. Data analysis

The relationship between the DSM and step length was evaluated (Fig. 1). Both values were normalized to body height. The grey elliptical area represents normative values, which contains all the values collected from the CG.

Three dependent variables were identified for each patient based on the relationship between the DSM and step length: stability, symmetry, and consistency. Patients were classified as positive (stable, symmetric,

or consistent) or negative (unstable, asymmetric, or not consistent). Stability was defined by the DSM and step length mean values: a subject was classified as unstable if one or both sides mean values were outside the normative area. The distance between left and right side mean DSM-step length coordinates defined symmetry. These mean values are represented by the crosses on Fig. 1. Consistency was defined by the dispersion (asterisks spread out) of the data (DSM and step length) collected during the trials. Each asterisk corresponds to a single value at heel strike.

Five independent variables were calculated in order to assess the reliability of the dependent variables: coordinates distance, median DSM, median step length, standard deviation of DSM, and standard deviation of step length. The coordinates distance was utilized to represent symmetry since a patient with symmetric gait does not have much variation in the DSM and step length values between trials. It was calculated using the Cartesian distance between right and left side mean values coordinates. The median DSM and median step length were calculated using the collected data for each subject in order to avoid any outlier's effect and defined gait stability. The standard deviation of the DSM and the step length were also calculated to represent consistency.

2.5. Statistical analysis

All statistical analyses were performed using the JMP 10 software package (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA). Numeric data were expressed as mean \pm standard error of the mean (SEM) and confidence intervals (CI95%). A Shapiro-Wilk test was performed to assess data distribution. Group comparisons were performed with a two-tailed Student *t*-test for the data with normal distribution. A 2-sample Wilcoxon test was performed for the non-parametric data. A *p*-value of less than 0.05 was considered statistically significant.

Group comparisons for the three dependent variables were performed with a Pearson's Chi-squared test. A stepwise quadratic discriminant analysis with ROC curves was used to validate the use of the graphic method. A model was constructed based on 12 SDG randomly selected patients and the 12 CG subjects. Based on this model, the area under the curve (AUC) was calculated given the ROC curves for each dependent variable. The AUC indicated the probability that a dependent variable misclassified the subject. The closer the AUC was to 1, the more reliable the dependent variable. Specificity, sensitivity, accuracy, and precision of the model were calculated for the remaining five patients with spinal deformity.

3. Results

3.1. Subject's characteristics

Seventeen patients with spinal deformities (SDG) were recruited for this preliminary report and had various diagnoses. A common inclusion parameter for spinal deformity was not possible, since the number of subjects for each group was too small. Six had lytic spondylolisthesis (grade III in 3 cases and grade IV in 3 cases). In one case, spondylolisthesis was associated with a mild lumbar scoliosis. Four subjects had scoliosis: degenerative (2), lumbar scoliosis following a thoracic fusion for thoracic adolescent idiopathic scoliosis (1), and congenital lumbar scoliosis secondary to congenital spondylolysis with a S1 agenesis (1). Four subjects had a kyphotic deformity: post-traumatic lumbar kyphosis (1), Scheuermann's disease (1), and junctional kyphosis secondary to spinal fusion (2). One patient had degenerative kypho-scoliosis. Two patients had a flatback syndrome secondary to spinal fusion. For eight patients, primary surgery was performed elsewhere and had come to the institution for revision surgery.

Patients' demographics did not differ between groups except for height (Table 1). Since gait variables for the dynamic stability were normalized to body height, the height difference did not interfere with

Table 1
Subjects demographics. Data are mean \pm SEM and CI 95%.

Variables	Study group				p-values
	Spinal deformity (n = 17)		Control (n = 12)		
	Mean \pm SEM	CI 95%	Mean \pm SEM	CI 95%	
Age (Years)*	37.1 \pm 6.3	[23.8; 50.4]	25.2 \pm 0.9	[23.2; 27.1]	0.8
Height (cm)	160.8 \pm 2.0	[156.3; 164.8]	172.4 \pm 1.8	[171.5; 179.3]	< 0.001*
BMI (kg m ⁻²)	27.9 \pm 8.7	[23.3; 32.5]	22.1 \pm 0.6	[20.8; 23.5]	0.02*
Trochanteric height (cm)	87.1 \pm 6.1	[82.0; 92.2]	88.9 \pm 1.2	[86.3; 91.4]	0.49
Foot length (cm)	24.9 \pm 0.4	[23.9; 25.8]	25.7 \pm 0.4	[24.8; 26.7]	0.2
Foot width (cm)	9.6 \pm 0.2	[9.1; 10.1]	9.5 \pm 0.2	[9.1; 9.8]	0.69
Gender	2M/15F		5M/7F		

* Significant at *p* < 0.05.

* Non parametric distribution of the data according to Shapiro-Wilk test.

data comparisons.

3.2. Radiographic parameters

Patients of the SDG had increased pelvic incidence (64.1° \pm 34.5°) and pelvic tilt (27.4° \pm 3.3°) compared to previously published reports of normal individuals [15,16] (Fig. 2). Global parameters showed an anterior T1-SPI (3.6° \pm 0.9°) (Fig. 2). Mean lordosis and kyphosis were within normal values respectively at 46.5° \pm 38.7° and 40.1° \pm 36.4°. Mean C7-plumbine was within normal values (2.4° \pm 0.4°).

3.3. Dynamic data

Gait characteristics differed significantly between the groups (Table 2). Subjects with spinal deformity had a reduced walking velocity (*p* = 0.017): 1.1 \pm 0.1; CI 95% [0.9;1.3] vs. 1.3 \pm 0.04; CI95% [1.2; 1.4] for the SDG and the CG respectively. According to the coordinates distance, they also showed decreased symmetry. Step length was shorter and DSM smaller in the SDG. However, step length was positively influenced by walking velocity. Fourteen patients were unstable according to the values located outside of the normative area. The remaining 3 patients were stable: degenerative kyphoscoliosis (1), thoracic kyphosis secondary to Scheuermann's disease (1), and grade IV lytic spondylolisthesis (1).

3.4. Stability, symmetry, and consistency

According to independent variables, patients with spinal deformity were significantly unstable compared to the CG (*p* < 0.05). SDG patients were also significantly less consistent and less symmetric.

According to dependent variables, the most predictable parameter was gait stability with the highest AUC rate (Table 3). Model sensitivity was low (0.5) except for gait consistency. The model showed 100% specificity and precision for gait stability and consistency. Perfect accuracy was found for gait consistency.

4. Discussion

Daily living activities are dynamic, requiring motion through space. One of the primary goals of spinal deformity surgery is to restore spinal alignment. However, current assessment of spinal balance is only based on static measurements from full-spine standing radiographs.



Fig. 2. Bi-planar radiographs from the 59-year old female with proximal junctional kyphosis.

Compared to literature values for asymptomatic subjects, radiographic measurements showed that the subjects of this study exhibited spinal misalignment [12,15,16]. Tools to assess spine dynamic motion and stability during gait may be useful to complement the standard radiographic evaluation. Previously, several measurements have been used to quantify gait dynamic stability [17–19]. However, none of these measurements have been specifically applied to patients with spinal

deformity. The analysis could be interesting for the assessment of gait development in younger patients affected by spinal deformity and serve as a surgical planning tool to predict the necessary amount of surgical deformity correction [20–22]. Furthermore, this analysis could be particularly useful in the elderly with degenerative spinal disease who are at increased risk of falls. Two studies have considered fall risk in the elderly with sagittal spinal deformities [6,7]. Although the fall

Table 2

Gait variables including results from the 5 independent variables. Data are mean \pm SEM and CI 95%.

Variables	Study group				p-values
	Spinal deformity (n = 17)		Control (n = 12)		
	mean \pm SEM	CI 95%	mean \pm SEM	CI 95%	
Velocity (m s^{-1}) ^a	1.1 \pm 0.1	[0.9; 1.3]	1.3 \pm 0.04	[1.2; 1.4]	0.017 [*]
Symmetry					
Right-to-left foot distance (m) ^a	0.05 \pm 0.01	[0.03; 0.07]	0.02 \pm 0.002	[0.02; 0.03]	0.008 [*]
Stability					
Median step length (m)	0.32 \pm 0.02	[0.28; 0.35]	0.38 \pm 0.007	[0.36; 0.39]	0.002 [*]
Median DSM (m)	0.25 \pm 0.02	[0.19; 0.29]	0.31 \pm 0.01	[0.28; 0.33]	0.04 [*]
Consistency					
Step length SD ^a	0.02 \pm 0.004	[0.01; 0.03]	0.01 \pm 0.001	[0.008; 0.012]	0.01 [*]
DSM SD	0.022 \pm 0.003	[0.02; 0.03]	0.016 \pm 0.002	[0.01; 0.02]	0.04 [*]

SD: Standard deviation.

^a Significant at $p < 0.05$.

^{*} Non-parametric data using 2-samples Wilcoxon test.

Table 3
Receiver Operating Characteristic (ROC) Analysis of Dependent Variables.

Variables	Stability	Symmetry	Consistency
Area under the curve	0.98	0.82	0.69
Specificity	0.50	0.50	1.00
Sensitivity	0.86	0.71	0.75
Accuracy	0.78	0.67	0.78

Percentages values expressed in decimal form.

risk scoring system was different, both studies showed that trunk acceleration was more variable compared to normal subjects. Gait pattern was related to difficulties in counterbalancing the forces in order to realign their CoM during gait. Therefore, spinal deformity patients were found to have increased propensity to fall, which is concordant to the results of this study.

The DSM used in this current study was a function of the CoM location, CoM velocity, and of the BoS. Therefore, this tool was of particular interest because it was a direct measure of gait stability. The maximum Lyapunov exponent and tri-axial accelerometry had also been used to quantify gait dynamic balance but only based on inter-individual variability of gait patterns [17,21].

4.1. Dynamic data

Several authors reported changes occurring during gait in patients with scoliosis or low back pain [23–26]. Time-distance parameters, kinematic ranges of motion, ground reaction forces, and dynamic electromyography data are modified in both pathologies. A recent study by Paul et al. used analysis of the CoM and center of pressure (CoP) displacements in patients with adolescent idiopathic scoliosis [24]. The aim was to report postoperative improvement of stability during gait. They showed coronal plane reduced CoM sway. However, their study did not illustrate if conservative strategies for better stability were adopted, since foot position and BoS were not examined.

Accordingly, compared to normal controls, this study showed that patients with spinal deformity had a significantly lower DSM. Patients also had shorter step lengths and slower velocity. Other authors have attempted to correlate velocity and DSM [27,28]. Hak et al. reported a positive association between the DSM and walking speed for normal subjects, such that an increased walking speed was associated with an increased DSM value in the antero-posterior direction [28]. Their study was conducted on a treadmill, which might have influenced the results [27]. Furthermore, determination of the whole-body CoM was based on a single sacral marker. Gard et al. demonstrated that with faster velocity, the sacral marker method produced greater excursion than with segmental analysis, which was used in this study [29]. Thus, further work needs to be done to evaluate the effect of walking velocity on the DSM.

4.2. Stability, symmetry, and consistency

Currently, assessment of gait stability by our institution is based on gait visual inspection and on the DSM to step length relationship graphic (Fig. 1). There is no range of normative values for this relationship. Therefore, a validation of the graphic method was necessary. This was provided by the discriminant analysis, which used quantitative variables calculated from the gait analysis data. The graph contained three dependent key parameters: stability, symmetry, and consistency. According to the ROC curves (Table 3), stability was the most accurate variable followed then by symmetry and consistency. However, 100% of specificity was identified for gait consistency. Previous reports have evaluated sagittal and frontal plane DSM excursion [7,28]. However, in the present study, various spinal deformities affecting sagittal and frontal radiological parameters were analyzed.

Therefore, bi-planar assessment of the DSM was not considered as relevant.

5. Limitations

This study aimed to report preliminary results and therefore had several limitations. First, the main limitation was the wide variety of diagnoses for the study cohort. Readers must take into account that these are preliminary results. The authors aimed to introduce the DSM. Even tested on a limited and heterogeneous population of patients, results showed significant dynamic differences between cases and controls. Subgroup analyses were attempted according to the different spinal pathologies, but results were not relevant due to the small sample size. Establishing a specific pattern of gait dynamic stability for each type of spinal deformity and their relationship to radiographic measurements requires further investigation with a larger and more homogeneous sample. Second, there were a limited number of subjects for the SDG without matching controls. There was no significant difference for the demographics between groups except for the height, which was a normalized variable for the DSM calculation (Table 1). Further investigation with a larger group and matched controls would provide more precise sensitivity, specificity, accuracy, and precision. Third, an assessment of the inter-session DSM repeatability in the SDG was not performed. However, the DSM was based on kinematic measurements, upon which repeatability was regularly performed at the laboratory. Finally, the walking speed was not controlled in this study. All subjects walked at their self-selected walking velocity which reflects how they would ambulate in the free-living environment. There was a difference in the walking speed between the two groups. A sensitivity analysis demonstrated that this difference in walking speed did not affect the conclusions reached regarding the DSM. This is due to the fact that the xCoM includes the subject's walking velocity as a component of the calculation for the DSM.

6. Conclusions

In summary, gait dynamic stability was altered in patients with spinal deformity compared to controls. In this study, the relationship between the DSM and step length permitted the validation of a model using normal and spinal deformity subjects. Patients with spinal deformity had decreased gait stability, symmetry, and consistency. Additional work is required to determine how to leverage these findings to perform effective preoperative planning for spinal deformity correction. This is a promising area of work to analyze complementary measures (static and dynamic) in spinal deformity. This understanding could help surgeons to better plan surgery and deformity correction in order to optimize patient outcomes and balance.

Conflicts of interest

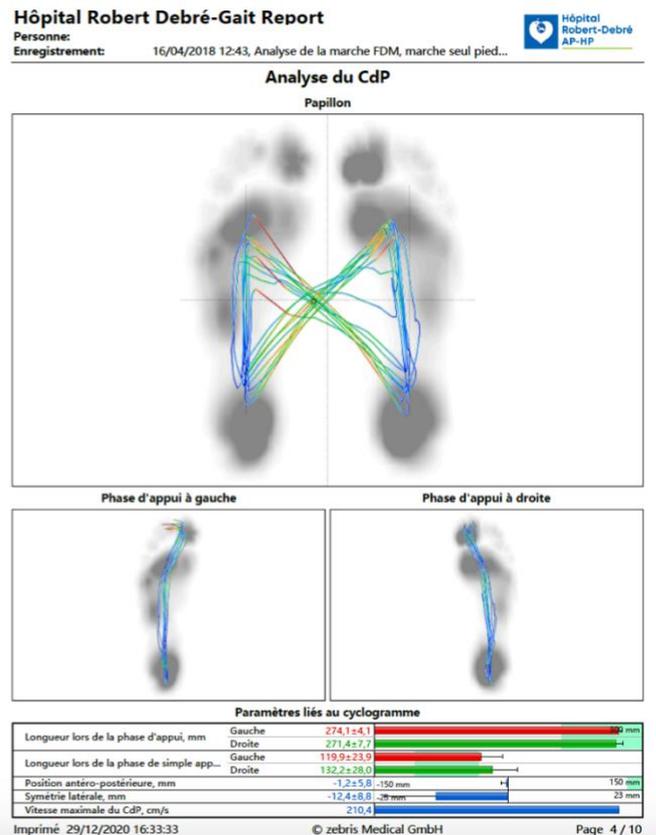
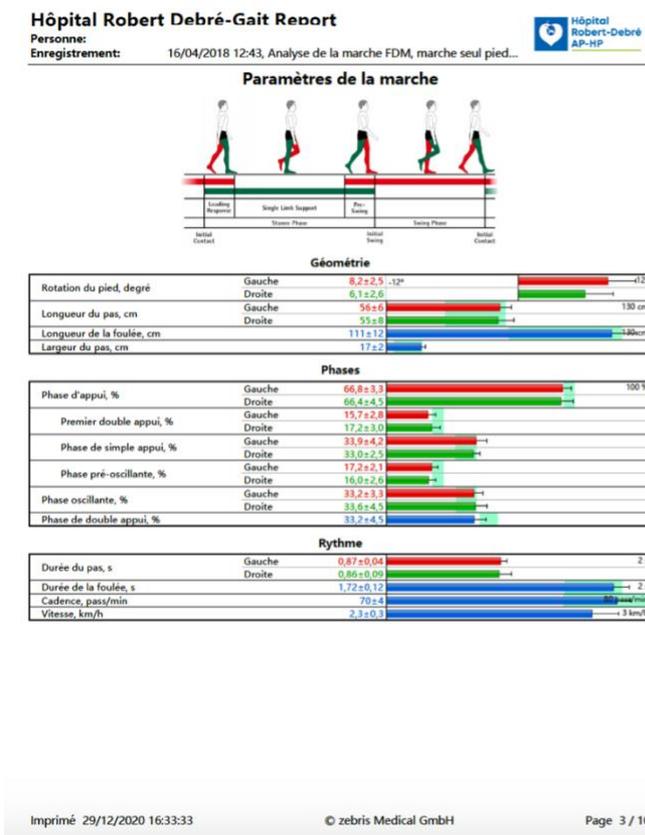
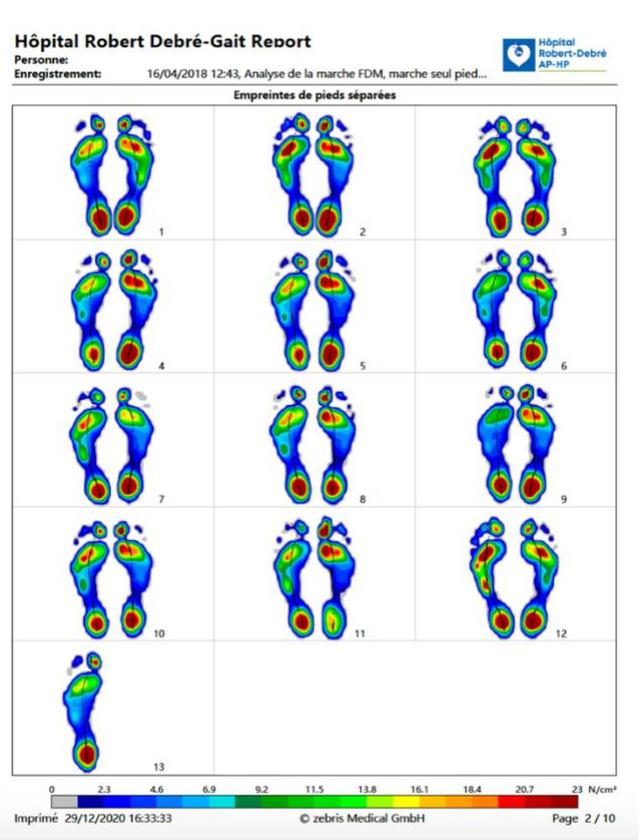
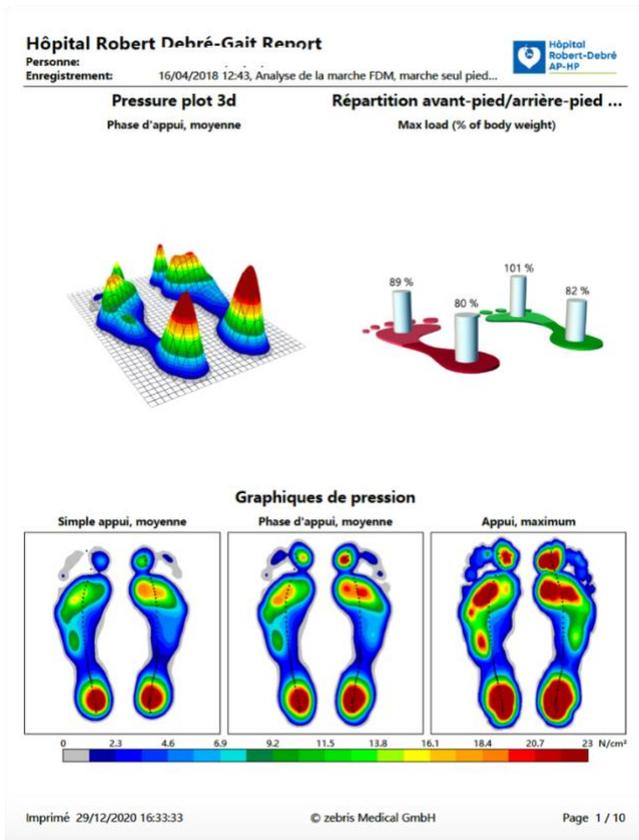
There is no financial or personal relationship to disclose, nor any other conflicts of interest, that may bias or influence this study.

References

- [1] G. Duval-Beaupere, C. Schmidt, P. Cosson, A barycentric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position, *Ann. Biomed. Eng.* 20 (1992) 451–462.
- [2] N. Chockalingam, P.H. Dangerfield, A. Rahmatalla, N. Ahmed el, T. Cochrane, Assessment of ground reaction force during scoliotic gait, *Eur. Spine J.* 13 (2004) 750–754.
- [3] G. Glakas, V. Baltzopoulos, P.H. Dangerfield, J.C. Dorgan, S. Dalimis, Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces, *Spine* 21 (1996) 2235–2242.
- [4] I.A. Kramers-de Quervain, R. Muller, A. Stacoff, D. Grob, E. Stussi, Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis, *Eur. Spine J.* 13 (2004) 449–456.
- [5] P. Mahaudens, X. Basse, M. Mousny, C. Detrembleur, Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis, *Eur. Spine J.* 18 (2009) 512–521.

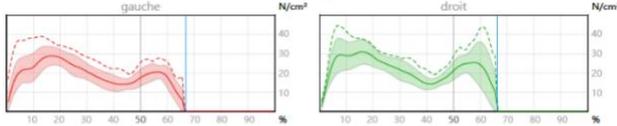
- [6] M.H. de Groot, H.C. van der Jagt-Willems, J.P. van Campen, W.F. Lems, J.H. Beijnen, C.J. Lamoth, A flexed posture in elderly patients is associated with impairments in postural control during walking, *Gait Posture* 39 (2014) 767–772.
- [7] M. Siraki, R.H. Brey, C.A. Hughes, D.R. Larson, K.R. Kaufman, Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength, *Osteoporos. Int.* 16 (2005) 1004–1010.
- [8] A.L. Hof, M.G. Gazendam, W.E. Sinke, The condition for dynamic stability, *J. Biomech.* 38 (2005) 1–8.
- [9] A.L. Hof, The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking, *Hum. Mov. Sci.* 27 (2008) 112–125.
- [10] V. Lugade, V. Lin, L.S. Chou, Center of mass and base of support interaction during gait, *Gait Posture* 33 (2011) 406–411.
- [11] V. Lafage, F. Schwab, A. Patel, N. Hawkinson, J.-P. Farcy, Pelvic tilt and truncal inclination: two key radiographic parameters in the setting of adults with spinal deformity, *Spine* 34 (2009) E599–E606.
- [12] J.-M. Mac-Thiong, P. Rousouly, E. Berthonnaud, P. Guigui, Sagittal parameters of global spinal balance: normative values from a prospective cohort of seven hundred nine caucasian asymptomatic adults, *Spine* 35 (2010) E1193–E1198.
- [13] D.A. Winter, Center of Mass of a Multi-segment System. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed., John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, 2009, p. 88.
- [14] A.L. Hof, The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance, *J. Biomech.* 40 (2007) 451–457.
- [15] J.-M. Mac-Thiong, H. Labelle, E. Berthonnaud, R.R. Betz, P. Rousouly, Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents, *Eur. Spine J.* 16 (2007) 227–234.
- [16] R. Vielle, N. Levassor, L. Rillardon, A. Templier, W. Skalli, P. Guigui, Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects, *J. Bone Joint Surg. Am.* 87-A (2005) 260–267.
- [17] S.M. Bruijn, O.G. Meijer, P.J. Beek, J.H. van Dieen, Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures, *J. R. Soc. Interface* 10 (2013) 20120999.
- [18] Y. Hurmuzlu, C. Basdogan, On the measurement of dynamic stability of human locomotion, *J. Biomech. Eng.* 116 (1994) 30–36.
- [19] R. Moe-Nilssen, A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: the instrument, *Clin. Biomech.* 13 (1998) 320–327.
- [20] F.B. Horak, C.L. Shupert, A. Mirka, Components of postural dyscontrol in the elderly: a review, *Neurobiol. Aging* 10 (1989) 727–738.
- [21] J.J. Kavanagh, H.B. Menz, Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking, *Gait Posture* 28 (2008) 1–15.
- [22] P.W. Overstall, A.N. Exton-Smith, F.J. Imms, A.L. Johnson, Falls in the elderly related to postural imbalance, *Br. Med. J.* 1 (1977) 261–264.
- [23] C. Fortin, S. Nadeau, H. Labelle, Inter-trial and test-retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis, *Eur. Spine J.* 17 (2008) 204–216.
- [24] J.C. Paul, A. Patel, K. Bianco, E. Godwin, Q. Naziri, S. Maier, et al., Gait stability improvement after fusion surgery for adolescent idiopathic scoliosis is influenced by corrective measures in coronal and sagittal planes, *Gait Posture* 40 (2014) 510–515.
- [25] M.J. Simmonds, C.E. Lee, B.R. Ernyne, G.S. Morris, 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.
- [26] L. Vogt, K. Pfeifer, M. Pörscher, W. Banzer, Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion, *Spine* 26 (2001) 1910–1919.
- [27] J.B. Dingwell, L.C. Marin, Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds, *J. Biomech.* 39 (2006) 444–452.
- [28] L. Hak, H. Houdijk, P.J. Beek, J.H. van Dieen, Steps to take to enhance gait stability: the effect of stride frequency, stride length, and walking speed on local dynamic stability and margins of stability, *PLoS One* 8 (2013) e82842.
- [29] S.A. Gard, S.C. Miff, A.D. Kuo, Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking, *Hum. Mov. Sci.* 22 (2004) 597–610.

Annexe 3: Rapport Zebris complet en dynamique et en statique

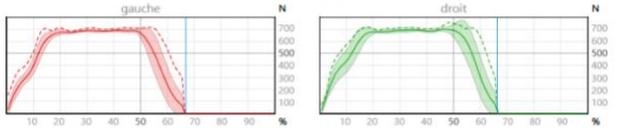


Force et pression

Courbes de pression



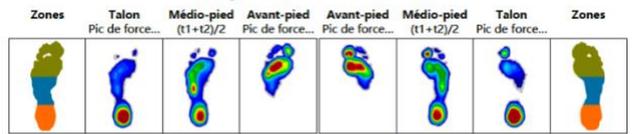
Courbes de force



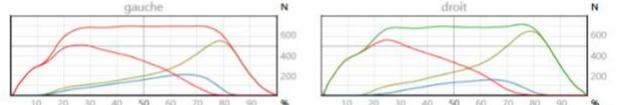
Paramètres de force

Pic force 1, N	Gauche: 691,6	Droite: 680,8	800 N
Instant pic de force 1, %	Gauche: 31	Droite: 20	100%
Pic force 2, N	Gauche: 692,8	Droite: 702,3	800 N
Instant pic de force 2, %	Gauche: 41	Droite: 46	100%

Analyse des pieds en trois zones



Superposition de la force



Modification de la charge

Instant du passage du talon vers l'avant...	Gauche: 0,66±0,10	Droite: 0,60±0,11	100%
Instant du passage du talon vers l'avant...	Gauche: 50,4±8,1	Droite: 52,7±8,5	100%

Force maximale, N

Avant-pied	Gauche: 505,9±84,0	Droite: 671,8±40,1	800 N
Médio-pied	Gauche: 238,9±29,7	Droite: 168,8±38,3	
Talon	Gauche: 525,9±58,8	Droite: 569,0±74,6	

Pression maximale, N/cm²

Avant-pied	Gauche: 23,1±3,4	Droite: 30,0±7,3	50 N/cm²
Médio-pied	Gauche: 11,9±3,9	Droite: 8,5±2,6	
Talon	Gauche: 30,3±5,1	Droite: 35,0±7,3	

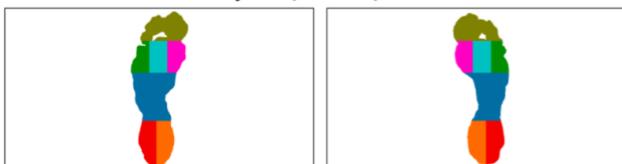
Instant pic de force, % de phase d'appui

Avant-pied	Gauche: 77,4±2,0	Droite: 77,7±2,0	100%
Médio-pied	Gauche: 65,5±5,4	Droite: 60,6±7,0	
Talon	Gauche: 24,5±4,2	Droite: 23,4±2,6	

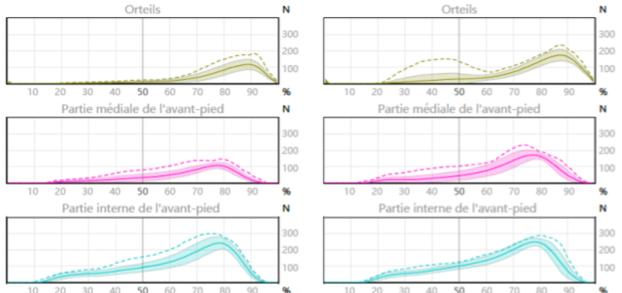
Durée de contact au sol, % de phase d'appui

Avant-pied	Gauche: 86,0±2,8	Droite: 83,0±2,1	100%
Médio-pied	Gauche: 72,0±3,8	Droite: 67,5±2,7	
Talon	Gauche: 70,7±5,4	Droite: 70,9±3,1	

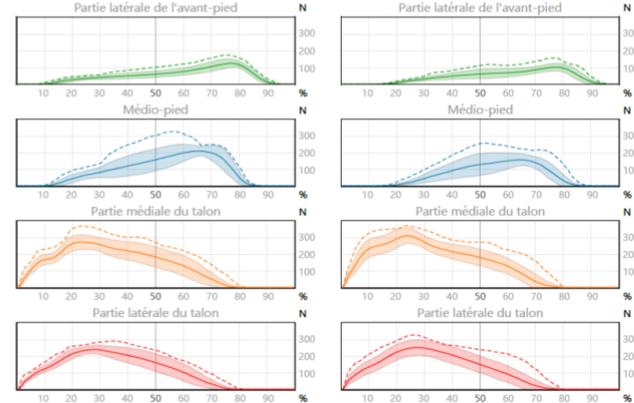
Analyse du pied en sept zones



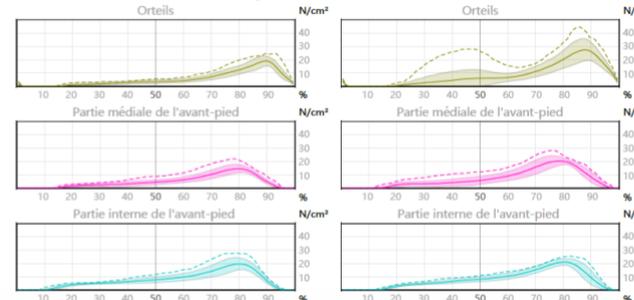
Force moyenne



Force moyenne

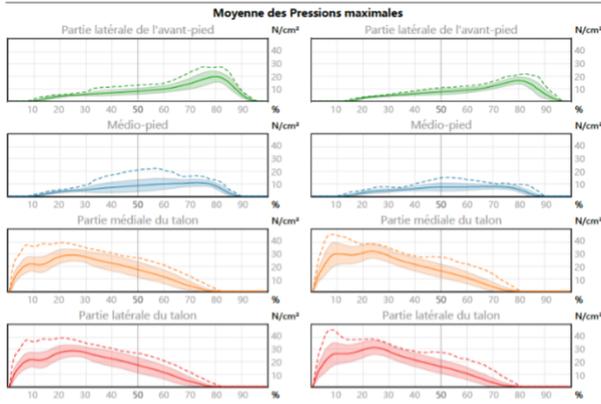


Moyenne des Pressions maximales



Hôpital Robert Debré-Gait Report

Personne: 16/04/2018 12:43, Analyse de la marche FDM, marche seul pied...
 Enregistrement: 16/04/2018 12:43, Analyse de la marche FDM, marche seul pied...



Durée de contact au sol, % de phase d'appui

Region	Side	Value (Mean ± SD)
Orteils	Gauche	74.9 ± 9.9
	Droite	72.2 ± 8.4
Partie médiale de l'avant-pied	Gauche	72.1 ± 7.5
	Droite	74.3 ± 4.7
Partie interne de l'avant-pied	Gauche	78.8 ± 3.2
	Droite	75.7 ± 2.6
Partie latérale de l'avant-pied	Gauche	78.3 ± 3.8
	Droite	75.2 ± 2.3
Médio-pied	Gauche	72.0 ± 3.8
	Droite	67.5 ± 2.7
Partie médiale du talon	Gauche	70.6 ± 5.3
	Droite	70.7 ± 3.2
Partie latérale du talon	Gauche	70.4 ± 5.8
	Droite	70.4 ± 3.4

Hôpital Robert Debré-Gait Report

Personne: 16/04/2018 12:43, Analyse de la marche FDM, marche seul pied...
 Enregistrement: 16/04/2018 12:43, Analyse de la marche FDM, marche seul pied...



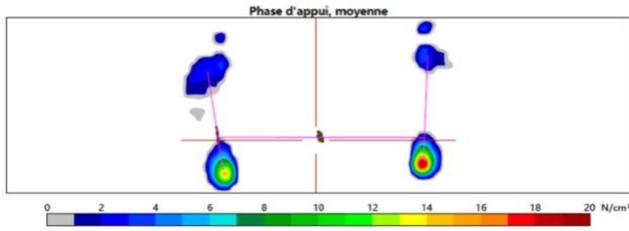
Force maximale, N

Region	Side	Value (Mean ± SD)
Orteils	Gauche	123.8 ± 34.0
	Droite	178.2 ± 34.8
Partie médiale de l'avant-pied	Gauche	113.2 ± 19.1
	Droite	180.7 ± 26.5
Partie interne de l'avant-pied	Gauche	249.8 ± 39.1
	Droite	258.4 ± 23.3
Partie latérale de l'avant-pied	Gauche	129.8 ± 25.5
	Droite	106.5 ± 22.8
Médio-pied	Gauche	238.9 ± 29.7
	Droite	168.8 ± 38.5
Partie médiale du talon	Gauche	283.0 ± 41.9
	Droite	322.0 ± 42.6
Partie latérale du talon	Gauche	246.9 ± 26.5
	Droite	257.9 ± 46.7

Instant pic de force, % de phase d'appui

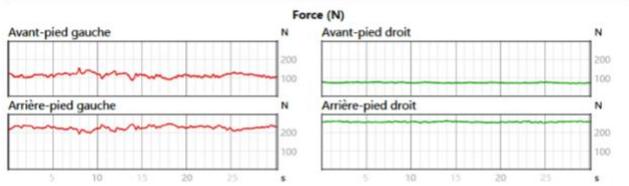
Region	Side	Value (Mean ± SD)
Orteils	Gauche	87.5 ± 2.3
	Droite	85.9 ± 1.5
Partie médiale de l'avant-pied	Gauche	75.9 ± 3.3
	Droite	75.7 ± 2.8
Partie interne de l'avant-pied	Gauche	77.0 ± 2.3
	Droite	76.7 ± 2.3
Partie latérale de l'avant-pied	Gauche	76.0 ± 2.2
	Droite	74.2 ± 7.0
Médio-pied	Gauche	65.5 ± 4.4
	Droite	60.6 ± 7.0
Partie médiale du talon	Gauche	23.1 ± 4.4
	Droite	22.4 ± 3.1
Partie latérale du talon	Gauche	25.5 ± 4.1
	Droite	26.2 ± 4.5

Paramètres d'analyse de la posture



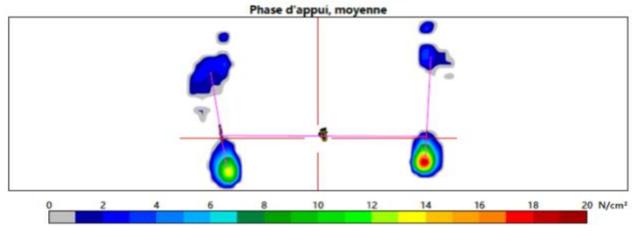
Paramètres	
Période d'analyse, s	30,1
Surface de l'ellipse de confiance à 95 %, ...	70
Longueur de la trajectoire du CdP, mm	1003
Vitesse moyenne du CdP, mm/s	33

Paramètres avancés	
Longueur de l'axe secondaire, mm	6,3
Longueur de l'axe principal, mm	14,3
Angle entre Y et l'axe principal, deg	9,1
Déviaton sur X, mm	2,7
Déviaton sur Y, mm	0,6



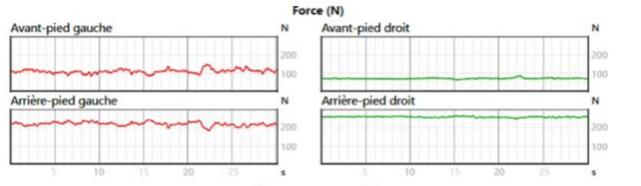
Forces moyennes (%)	
Gauche	
Avant-p...	33
Arrière...	67
Total	51
Droit	
Avant-p...	22
Arrière...	78
Total	49

Paramètres d'analyse de la posture



Paramètres	
Période d'analyse, s	30,0
Surface de l'ellipse de confiance à 95 %, ...	95
Longueur de la trajectoire du CdP, mm	1103
Vitesse moyenne du CdP, mm/s	39

Paramètres avancés	
Longueur de l'axe secondaire, mm	7,4
Longueur de l'axe principal, mm	16,4
Angle entre Y et l'axe principal, deg	9,9
Déviaton sur X, mm	-4,4
Déviaton sur Y, mm	-0,6



Forces moyennes (%)	
Gauche	
Avant-p...	33
Arrière...	67
Total	50
Droit	
Avant-p...	21
Arrière...	79
Total	50

Title : The influence of adolescent idiopathic scoliosis skeletal deformities on functional gait parameters: a gait analysis comprehensive and analytical approach

Keywords : Adolescent idiopathic scoliosis, gait analysis, dynamic balance, margin of stability, static and dynamic baropodometry

Abstract : Idiopathic scoliosis is the most frequent spine deformity either in children and adults. The diagnosis is made on physical examination, but follow-up and therapeutic decisions (bracing and/or surgery) depend on radiographic measurements. It has been proven that scoliosis deformities alter the head, trunk and pelvis orientation in space. The subsequent lack of postural control as well as static imbalance and modification of the position of the body center of mass that affects gait dynamic stability. The aim of this work was to characterize static and dynamic functional compensations by using biomechanical approaches for the evaluation of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) in order to improve clinical and surgical management.

In the 1st study, gait dynamic stability measured by the dynamic stability margin (DSM) was significantly modified in a population of various spinal deformities. In the 2nd study, performed on a homogenous population of AIS patients, no modification of the DSM was found suggesting that these patients were normally efficient in the control of gait dynamic stability. In the 3rd study, using an analytic baropodometric approach, spatial bilateral, symmetric and crossed strategies were found in AIS in order to mirror gait functional parameters, depending on the main curve locations in the coronal plane. Sagittal plane deformities affect gait parameters differently by modulating the 1st and the 3rd rocker during the stance phase, with a crucial role of pelvis position measured by the sacral slope.

Titre : Influences des déformations structurelles de la scoliose idiopathique de l'adolescent sur les paramètres fonctionnels de la marche : approche globale et analytique en analyse du mouvement

Mots clés : Scoliose idiopathique de l'adolescent, analyse de la marche, équilibre dynamique, marge de stabilité dynamique, baropodométrie dynamique et statique

Résumé : La scoliose idiopathique est la déformation du rachis la plus fréquente. Bien que le diagnostic soit clinique, le suivi et les prises de décisions thérapeutiques (traitement orthopédique et/ou chirurgical), reposent sur des critères d'évaluation radiographiques structurels. La littérature a montré qu'il existait dans la scoliose idiopathique des modifications de l'orientation de la tête, du tronc et du bassin dans les 3 plans de l'espace, associés à des troubles du contrôle postural, compromettant ainsi la stabilité en statique. Il existe également une modification de la position du centre de masse lié à la déformation, pouvant donc affecter la stabilité dynamique au cours de la marche. La problématique de ce travail était de caractériser les compensations posturales et fonctionnelles par approches biomécaniques des scolioses idiopathiques de l'adolescent (SIA), en vue d'améliorer la prise en charge clinique et plus particulièrement les stratégies chirurgicales.

Dans notre 1^{ère} étude, une modification significative de l'équilibre de la marche, mesuré par la marge de stabilité dynamique, était mise en évidence dans les déformations rachidiennes. Dans notre 2^{ème} étude, appliquée uniquement à la SIA sévère avec indication de chirurgie, aucune modification de leur équilibre dynamique n'a été mise en évidence, témoin du caractère performant de la marche de ces patients. Dans la 3^{ème} étude, l'approche analytique en baropodométrie dynamique et statique a mis en évidence des stratégies d'équilibrations spatiales, croisées et bilatérales, dans le but de symétriser les paramètres fonctionnels de la marche. Ces stratégies étaient liées à la localisation de la déformation et aux déséquilibres structuraux dans le plan frontal. Les déformations dans le plan sagittal avaient surtout un impact dans la modulation de l'amorti et de la propulsion au cours de la marche avec une influence particulière de la position du bassin.