



**HAL**  
open science

# Modélisation musculosquelettique personnalisée de la marche normale et altérée pour l'aide à la prise en charge thérapeutique : application à la scoliose dégénérative de l'adulte.

Guillaume Rebeyrat

► **To cite this version:**

Guillaume Rebeyrat. Modélisation musculosquelettique personnalisée de la marche normale et altérée pour l'aide à la prise en charge thérapeutique : application à la scoliose dégénérative de l'adulte.. Biomécanique [physics.med-ph]. HESAM Université, 2023. Français. NNT : 2023HESAE063 . tel-04503127

**HAL Id: tel-04503127**

**<https://pastel.hal.science/tel-04503127>**

Submitted on 13 Mar 2024

**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.

ÉCOLE DOCTORALE N° 432 : SCIENCES DES MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR  
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak

## THÈSE

pour obtenir le grade de :

**Docteur d'HESAM Université**

préparée à l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité

**Biomécanique**

présentée par :

**Guillaume REBEYRAT**

soutenue le 29 septembre 2023

# Modélisation musculosquelettique personnalisée de la marche normale et altérée pour l'aide à la prise en charge thérapeutique : application aux déformations rachidiennes de l'adulte

THÈSE dirigée par :

**Mme Wafa SKALLI**

et co-encadrée par :

**M Ayman ASSI et Mme Hélène PILLET**

### Jury :

**M Benjamin BLONDEL**, Professeur des Universités, Praticien Hospitalier,  
Université Aix-Marseille, Marseille

**M Charles PONTONNIER**, Maître de conférences, HDR, ENS, Rennes

**Mme Kariman ABELIN-GENEVOIS**, HDR, Doctorat ès sciences, Praticien  
Hospitalier, Centres des Massues – Croix Rouge, Lyon

**M Rami EL RACHKIDI**, Professeur associé, Faculté de Médecine, Hôpital  
Hôtel Dieu de France, Université Saint-Joseph de Beyrouth, Beyrouth

**Mme Virginie LAFAGE**, Professeure, Lenox Hill Hospital, New York

**M Ayman ASSI**, Professeur, Faculté de Médecine, Université Saint-  
Joseph de Beyrouth, Beyrouth

**Mme Hélène PILLET**, Professeur des Universités, ENSAM, Paris

**Mme Wafa SKALLI**, Professeur Émérite, ENSAM, Paris

**M Dominique BONNEAU**, Docteur ès science, ISTM, Avignon

**M Ismat GHANEM**, Professeur, Faculté de Médecine, Hôpital Hôtel Dieu  
de France, Université Saint-Joseph de Beyrouth, Beyrouth

Chirurgien	Rapporteur
Ingénieur	Rapporteur
Chirurgienne	Examinatrice
Chirurgien	Examineur
Ingénieure	Présidente
Ingénieur	Co-encadrant
Ingénieure	Co-encadrante
Ingénieure	Directrice
Anatomiste	Invité
Chirurgien	Invité

T  
H  
È  
S  
E

## Remerciement

Le texte suivant serait trop court pour remercier l'ensemble des personnes ayant permis la réalisation de cette thèse à travers de riches échanges, aides, avis d'expert et surtout soutien. Je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers toutes ces personnes.

Je voudrais tout d'abord remercier l'ensemble des membres du jury pour leur participation à ce jury. Je tiens particulièrement à remercier Benjamin Blondel et Charles Pontonnier, qui ont pris le temps de lire et d'évaluer mon travail, et qui ont offert des commentaires précieux qui ont grandement amélioré cette thèse. Leurs suggestions ont été essentielles à la réalisation de ce travail de qualité. Ainsi que Kariman Abelin-Genevois, Rami El Rachkidi et Virginie Lafage d'avoir accepté de participer au jury en tant qu'examineur.

Je souhaite aussi remercier Dominique Bonneau et Ismat Ghanem pour avoir accepté de participer au jury de cette thèse en temps que membre invité. Merci Dominique pour l'enseignement très précieux que tu as pu me donner, je suis extrêmement reconnaissant du temps que tu as pu libérer pour me partager ta passion pour le corps humain, et m'enseigner les fondements de l'anatomie. En espérant avoir une occasion future de retravailler avec toi.

Je remercie l'ensemble de l'équipe encadrante de cette thèse : Wafa Skalli, Ayman Assi et Hélène Pillet.

Je souhaite remercier en premier lieu Wafa Skalli, qui m'a proposé ce projet et a été une précieuse source de conseils et connaissances. Je suis très reconnaissant de la confiance qu'elle a placée en moi, sa passion pour la biomécanique et ses rêves d'avancées cliniques qu'elle a su partager. Merci à Ayman Assi, qui a été une grande source de soutien, d'inspiration et d'encouragement tout au long de mon parcours. Merci pour l'accueil chaleureux au Liban et cette belle expérience de vie. Je tiens de plus à remercier Hélène Pillet pour avoir toujours su se rendre disponible, m'aider et me guider sur les aspects les plus techniques. Merci pour l'écoute et les encouragements dans les moments de doute. Merci à vous trois d'avoir accepté de m'accompagner dans cette aventure, vos idées, votre expertise et votre amitié l'ont rendue très enrichissante.

Je remercie aussi le programme de chaire « BiomecAM Innovation et Handicap » de la Fondation ParisTech pour avoir financé ces travaux.

Merci à Sébastien Laporte de m'avoir accueilli au sein de l'IBHGC, merci pour ses conseils très judicieux et sa grande écoute.

Je souhaiterais aussi remercier l'ensemble du personnel du l'IBHGC pour leur amitié, pour la grande richesse des échanges, les moments conviviaux et les multiples verres à la Fut Gueuse (merci Juliette !). Merci à Sylvain et Marine pour l'aide précieuse fournie à tous les doctorants et stagiaires. Mention spéciale aux doctorants et à la petite famille qui s'est créée. Merci à Francois, Sandrine, Aude, Capucine, Marc et Matteo pour tous ces moments passés comme co-bureaux, en espérant pouvoir retrouver une si bonne ambiance dans le futur.

Merci aussi à l'ensemble des étudiants et personnel du LBIM à Beyrouth pour le partage des données et le temps passé pour les acquisitions qui m'ont permis de réaliser cette thèse. Merci pour votre accueil

plus que chaleureux, et le temps que vous avez passé à me présenter votre merveilleux pays. J'en garderai un souvenir impérissable, en espérant recroiser votre route bientôt.

Big Up à la Team One Piece, à ses analyses et à ses discussions à la limite de la philosophie. Nos conversations continueront bien après la thèse.

Une pensée festive à la fine équipe de l'ESMAC, ce congrès était génial, je suis ravie de l'avoir passé avec vous, merci pour ce moment inoubliable et cette redécouverte de la Guinness.

Merci aux membres de l'ADDAM et à ces belles rencontres, travailler avec vous a été une source de grande joie et j'espère pouvoir continuer de vous retrouver pour partager de nouveaux projets. Grosse pensée aux Bordelais et à leur accueil fabuleux !

Merci à la promotion de Master BME 2020 sans qui je n'aurais jamais fait de thèse et aurait plutôt rejoint le grand capital, merci pour cette merveilleuse année et la grande amitié qui en est née. Merci pour votre présence, pour ces moments de joie sans bornes et pour l'intensité des sentiments à chaque retrouvaille.

Merci à mes colocs, vous avez été d'une aide inestimable lors des périodes compliquées, que ce soit à la Rez ou à la Kremlin-Buvette, vivre avec vous était super nickel. Une pensée émue pour le risotto rouge de Deli et le couscous de Tanguy, seuls plats à la fois merveilleux pour le réconfort et efficaces pour la maçonnerie.

Merci à tous les autres, les copains, vous êtes trop nombreux pour tous vous nommer, mais j'espère que vous vous reconnaitrez dans ces lignes, que l'on se soit rencontré au primaire, au collège, au lycée, en prépa ou aux Arts, votre amitié m'est extrêmement précieuse et m'a, d'une manière ou d'un autre, amené à l'endroit où j'en suis actuellement. J'ai hâte de vous revoir et de vous faire de gros câlins !

Pour finir ces remerciements, je tiens à dédier ces lignes à ma famille. Les occasions sont trop rares pour vous dire merci. Merci à mes parents de nous avoir emplis d'amour, de nous avoir donné la liberté de choisir notre vie et d'être éternellement présents. Thibaud, Simon, merci de me faire rêver, hâte de profiter de vos savoir-faire qui me seront bien plus utiles que vos précédents emplois de cadre. Je vous aime.

Et la meilleure pour la fin : Sacha. Tu es en grande partie responsable de la réussite de cette thèse, merci d'avoir été là à chaque étape de ces trois années. Merci infiniment de m'avoir si souvent fait décrocher pour profiter des merveilles de la vie, merci pour ton soutien, ta compréhension, ton explosivité, ta soif de découverte et pour ton humanité. Les mots sont déjà trop faibles alors que ce n'est qu'un début, hâte de conjuguer futur et aventure avec toi. Merci.

Merci à tous !

## Résumé en français

Les déformations rachidiennes de l'adulte donnent lieu à divers mécanismes compensatoires visant à rétablir l'équilibre global du corps. Le diagnostic de cette pathologie repose sur l'évaluation radiographique statique permettant de quantifier des paramètres d'alignement global et segmentaire. Cependant, une évaluation globale prenant en compte la fonction du patient et les muscles serait indispensable pour mieux comprendre cette pathologie et surtout les complications qui peuvent survenir après d'éventuel traitement chirurgical.

Dans ce contexte, les travaux de thèse présentés dans ce manuscrit visent à contribuer au développement d'un modèle musculosquelettique personnalisé en statique et durant le mouvement de la marche.

Ce manuscrit propose dans un premier temps de s'attarder sur la description de la posture normale et altérée durant le cycle de marche. En particulier, la déviation de positionnement de l'axe tête/bassin par rapport à la verticale, identifié comme invariant dans la population de référence, est apparu comme un marqueur de déséquilibre non seulement postural, mais aussi fonctionnel. De plus, les patients compensant par une rétroversion pelvienne élevée ont présenté des altérations cinématiques de la hanche favorisant l'apparition d'arthrose de hanche.

Ces résultats ont été complétés dans une seconde partie par une contribution à la personnalisation de modèle musculosquelettique du membre inférieur et à son application dans le cadre d'une analyse de la marche. Ce modèle a montré que les patients ayant une rétroversion pelvienne élevée présentent une diminution de la longueur musculaire des ischio-jambiers en statique et durant la marche ainsi qu'une diminution de leur variation de longueur durant le mouvement.

Ce travail a pu contribuer au développement d'un modèle musculosquelettique personnalisé en statique et durant le mouvement et a montré l'intérêt clinique de son application dans le cadre de la déformation rachidienne de l'adulte. Ce modèle permettra l'accès à des paramètres biomécaniques d'intérêts dans le suivi de ces patients.

## Résumé en anglais

Adult spinal deformities give rise to various compensatory mechanisms aimed at restoring the body's overall balance. Diagnosis of this pathology relies on static radiographic evaluation to quantify global and segmental alignment parameters. However, a global assessment taking into account the patient's function and muscles would be essential to a better understanding of this pathology and of the complications that may arise following surgical treatment.

In this context, the work presented in this manuscript aims to contribute to the development of a personalized musculoskeletal model in statics and during gait.

To this end, this manuscript first proposes to focus on the description of normal and altered posture during the gait cycle. Particularly, deviations in the positioning of the head/pelvis axis in relation to the vertical, identified as invariant in the reference population, emerged as a marker of not only postural but also functional imbalance. In addition, patients compensating with high pelvic retroversion showed kinematic alterations of the hip favoring the onset of hip osteoarthritis.

These results were complemented in a second part by a contribution to the personalization of a musculoskeletal model of the lower limb and its application in gait analysis. This model showed that patients with high pelvic retroversion have reduced hamstring muscle lengths both statically and during gait as well as a decrease in their length variation during movement.

This work has contributed to the development of a personalized musculoskeletal model in static and during movement, and has demonstrated the clinical interest of its application in adult spinal deformity. This model will provide access to biomechanical parameters of interest in the follow-up of these patients.

## Préambule

Cette thèse a été réalisée dans le cadre du programme de chaire ParisTech BiomecAM en modélisation musculo-squelettique personnalisée, portée sur le plan scientifique depuis 2010 par Wafa Skalli au sein de l'Institut de biomécanique Humaine Georges Charpak de l'ENSAM. Elle a également été réalisée dans le cadre d'une collaboration Franco-Libanaise entre l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak et le Laboratoire de Biomécanique et d'Imagerie Médicale de la Faculté de Médecine de l'Université Saint-Joseph de Beyrouth (projet franco-libanais CEDRE 46556SG), collaboration portée par Ayman Assi, en partenariat avec Hélène Pillet et Wafa Skalli.

Ainsi cette thèse a bénéficié de plusieurs avancées scientifiques :

En amont de la chaire et dans le cadre de celle-ci, l'équipe de Wafa Skalli, en collaboration avec divers partenaires dont les équipes de Ayman Assi et d'Hélène Pillet, a développé des techniques innovantes de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes de différentes régions du squelette, de reconstruction rapide de muscles à partir d'imagerie IRM, de méthode de personnalisation de modèles musculo-squelettiques et de méthode de correction des incertitudes de mesures obtenues à l'aide de système optoélectronique (Amabile et al., 2018a; Chaibi et al., 2012; Dubois, 2014; Ferrero et al., 2020; Jolivet et al., 2008; Lahkar et al., 2021; Pillet et al., 2014). Un volet important de ces recherches a porté sur la biomécanique clinique du rachis, en particulier dans les déformations rachidiennes.

L'équipe d'Ayman Assi au laboratoire libanais a également abordé de manière intensive l'analyse des pathologies rachidiennes et a pu mener, grâce à un soutien de l'Eurospine, un protocole expérimental d'analyse radiographique et du mouvement sur une centaine de sujets atteints de déformation rachidienne de l'adulte, patients du Dr. Rami Rachkidi et du Pr. Ismat Ghanem, et une centaine de sujets sains conduisant à plusieurs études fonctionnelles cinématiques et servant de base à ces travaux de thèse.

Ainsi, cette thèse a pu bénéficier des avancées méthodologiques, d'outils innovants et données originales pour aborder la problématique de contribution à la modélisation musculosquelettique personnalisée afin de calculer des paramètres biomécaniques d'intérêt clinique majeur en statique et durant le mouvement, chez les patients ayant une déformation rachidienne de l'adulte.

## Table des matières

Remerciement .....	2
Résumé en français .....	4
Résumé en anglais.....	5
Préambule .....	6
Introduction générale.....	10
Partie 1 : Rappel anatomique, contexte clinique et revue de littérature .....	14
Chapitre 1. Rappel anatomique et contexte clinique.....	15
1.1. Rappels anatomiques .....	16
1.1.1. Le système osseux .....	16
1.1.2. Le système musculaire .....	18
1.2. Contexte clinique : pathologie des déformations rachidiennes de l'adulte .....	20
1.2.1. Physiopathologie des déformations rachidiennes de l'adulte .....	20
1.2.2. Mécanismes compensatoires .....	20
1.2.3. Impact sur la vie quotidienne.....	21
1.2.4. Traitements et enjeux actuels .....	21
1.3. Exploration clinique des pathologies musculosquelettiques .....	22
1.3.1. Posture radiographique.....	22
1.3.2. Analyse cinématique et fonctionnelle.....	26
1.3.3. Exploration musculaire.....	26
1.4. Bilan du contexte clinique et positionnement de la thèse.....	27
Chapitre 2. Revue de littérature.....	28
2.1. Analyse quantifiée du mouvement .....	29
2.1.1. Méthodes expérimentales et définition de repères .....	29
2.1.2. Calcul de cinématique et prise en compte des artefacts de tissus mous .....	30
2.1.3. Paramètres d'étude cinématique.....	32
2.1.4. Apport de l'analyse quantifiée de la marche dans la compréhension des déformations rachidiennes de l'adulte .....	33
2.2 Modélisation musculosquelettique.....	36
2.2.1. Modèles musculosquelettiques géométriques .....	36
2.2.2. Modèles musculosquelettiques validés pouvant permettre l'étude des déformations rachidiennes de l'adulte .....	40
2.3. Bilan de la revue de littérature et objectif du projet .....	45
Partie 2 : Travail personnel.....	46
Chapitre 3. Analyse cinématique de paramètres radiologique décrivant les pathologies musculosquelettiques : application aux déformations rachidiennes de l'adulte .....	47
3.1. Méthode d'analyse cinématique des paramètres radiologiques.....	48



3.1.1. Acquisition de données .....	48
3.1.2. Exploitation des données radiographiques .....	49
3.1.3. Calcul cinématique .....	50
3.1.4. Choix des paramètres cinématiques étudiés .....	51
3.1.5. Calcul des paramètres radiologiques au cours du mouvement .....	52
3.1.6. Analyse statistique .....	52
3.2. Application 1 : étude de l'équilibre global des patients atteint de déformation rachidienne de l'adulte durant la marche .....	53
3.2.1. Méthodologie spécifique à cette étude .....	53
3.2.2. Résultats de l'étude .....	54
3.2.3. Discussion des résultats .....	59
3.2.4. Limitation et conclusion .....	61
3.3. Application 2 : étude de l'orientation de la hanche durant la marche .....	63
3.3.1. Méthodologie spécifique à cette étude .....	63
3.3.2. Résultats de l'étude .....	64
3.3.3. Discussion des résultats .....	68
3.3.4. Limitations et conclusion .....	69
3.4. Synthèse du chapitre 3 .....	72
Chapitre 4 : Personnalisation de modèle musculosquelettique du membre inférieur pour l'étude de variations de longueur musculaires durant la marche chez des populations pathologiques .....	73
4.1. Personnalisation d'un modèle musculosquelettique et impact sur les variations de longueurs musculaires au cours de la marche .....	74
4.1.1. Introduction .....	74
4.1.2. Méthode .....	74
4.1.3. Résultats .....	80
4.1.4. Discussion .....	81
4.1.5. Conclusion .....	82
4.2. Effet du choix de la méthode de résolution de cinématique sur l'estimation des longueurs musculaires au cours de la marche .....	84
4.2.1. Introduction .....	84
4.2.2. Méthode de calcul des longueurs musculaires au cours de la marche et de comparaison avec les résultats fournis par le logiciel OpenSim .....	84
4.2.3. Résultats .....	85
4.2.4. Discussion .....	86
4.2.5. Conclusion .....	88
4.3. Etude des variations de longueurs musculaires entre population saine et pathologique .....	89
4.3.1. Méthodologie d'étude .....	89

4.3.2. Résultats .....	90
4.3.3. Discussion : .....	94
4.3.4. Conclusion : .....	95
4.4. Synthèse du chapitre 4 .....	96
Conclusion générale .....	97
Liste des publications .....	101
Publications à revues internationales avec comité de lecture.....	101
Communications à des congrès scientifiques internationaux.....	101
Liste des illustrations .....	103
Liste des tableaux .....	106
Bibliographie.....	108
Annexe 1 : Extension au corps complet - Etude exploratoire .....	118
Personnalisation du modèle musculosquelettique de la région lombaire .....	119
Données expérimentales.....	119
Déformation du modèle musculosquelettique .....	119
Evaluation du modèle musculosquelettique personnalisé .....	121
Conclusion de l'annexe 1.....	127
Annexe 2 : Etude de longueurs musculaires du membre inférieur au cours de la marche chez différents groupes de patients atteints de déformation rachidienne .....	128
Méthodologie d'étude.....	129
Résultats .....	131
Discussion .....	138
Conclusion de l'annexe 2.....	139

## Introduction générale

Les déformations rachidiennes de l'adulte, également connues sous le nom de Adult Spinal Deformity (ASD), se caractérisent par des déformations de la colonne vertébrale dans un ou plusieurs plans de l'espace. Ces pathologies affectent un pourcentage important de la population âgée, touchant jusqu'à 60% des personnes de plus de 60 ans (Schwab et al., 2005), et leurs prévalences augmentent avec le vieillissement de la population. Les déformations peuvent être de plusieurs types, comme la scoliose de novo, la scoliose idiopathique progressive de l'adolescent chez les patients adultes, l'hypercyphose ou la déformation sagittale (iatrogène, dégénérative ou post-traumatique) (Diebo et al., 2019).

La déformation initiale de la colonne vertébrale entraîne un déséquilibre global qui déclenche divers mécanismes compensatoires au niveau du rachis, du bassin et des membres inférieurs afin de rétablir un équilibre corporel (Barrey et al., 2013). Différentes complications peuvent alors survenir, plus particulièrement au niveau des hanches, ce qui est connu sous le nom de « *spine-hip syndrom* » (Rivière et al., 2018). Ces modifications posturales ont un impact significatif sur les activités quotidiennes des patients, altérant lourdement leur qualité de vie (Schwab et al., 2005). Les patients souffrent notamment d'un manque d'autonomie dans leurs fonctions et tâches quotidiennes, où la fatigue, l'instabilité et le risque de chute sont constamment exacerbés (Haddas et al., 2018b; Yagi et al., 2017).

De plus, les traitements proposés, qu'ils soient chirurgicaux ou non, ne donnent pas toujours des résultats cliniques entièrement satisfaisants. Actuellement, les traitements visent principalement à soulager la douleur et éventuellement à renforcer les muscles grâce à des séances de kinésithérapie. Toutefois, si une déformation évolutive de la colonne vertébrale se produit ou si les traitements précédents se révèlent inefficaces, une intervention chirurgicale est envisagée. L'objectif de la chirurgie est alors d'obtenir un alignement optimal des courbures rachidiennes et de la posture globale, afin de stopper et corriger les défauts d'alignement des patients. Cependant, il est important de noter que près de 40% des patients peuvent être confrontés à des complications postopératoires (Shlobin et al., 2022). Ces complications sont généralement d'ordre mécanique, où les montages orthopédiques échouent à contraindre les courbures rachidiennes, et pourrait s'expliquer par plusieurs facteurs biomécaniques comme une instrumentation chirurgicale inadaptée aux postures quotidiennes des patients ou un affaiblissement du système musculaire. Il semble donc essentiel de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents aux déformations rachidiennes de l'adulte afin d'aider à la prise de décision thérapeutique.

Dans cette perspective, les évaluations actuelles permettant de décrire les déformations posturales se concentrent non seulement sur l'examen clinique du rachis, mais également sur l'ensemble du système squelettique, de la tête aux pieds, en deux ou trois dimensions et en utilisant des systèmes d'imagerie radiographique biplane. La littérature propose ainsi de nombreux paramètres pour évaluer les déformations posturales, tels que la mesure des courbures de la colonne vertébrale, des orientations et formes du bassin (Schwab et al., 2012), ainsi que de l'angle entre l'axe tête-bassin et la verticale, considéré comme invariant dans une population saine (Amabile et al., 2018a). Ces paramètres ont permis de mettre en évidence des corrélations entre les troubles d'alignement postural et la détérioration des scores de qualité de vie, mais sont quantifiés lors d'une évaluation en position debout, statique. Cependant, de tels scores de qualité de vie visent à quantifier les niveaux de douleur et limitations fonctionnelles ressentis par les patients dans leurs activités quotidiennes, qui ne peuvent se résumer à une posture équilibrée en position debout.

De plus, des études antérieures ont montré que l'association de mesures radiographiques avec une analyse des géométries et qualité des tissus musculaires pourrait permettre une meilleure compréhension des phénomènes dégénératifs impliqués dans cette pathologie (Ferrero et al., 2020).

Il apparaît donc nécessaire de proposer une évaluation quantitative et fonctionnelle des troubles musculosquelettiques afin de mieux comprendre les mécanismes pathologiques et contribuer à proposer des traitements plus adaptés aux patients ayant une déformation rachidienne de l'adulte.

L'utilisation d'outils d'analyse quantifiée du mouvement en trois dimensions a déjà permis d'élaborer des premières évaluations fonctionnelles dans d'autres pathologies comme la paralysie cérébrale (Dobson et al., 2007). Cette technique semble ainsi indiquée pour répondre à cet objectif. En effet, quelques équipes ont quantifié la cinématique articulaire et segmentaire conventionnelle durant des activités quotidiennes chez des patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (Saad et al., 2022; Semaan et al., 2022; Severijns et al., 2020). Cependant, ces analyses cinématiques conventionnelles présentent des limites importantes. Premièrement, elle approxime les repères et centres articulaires associés aux segments squelettiques à l'aide de marqueurs placés sur la peau, ce qui ne permet pas de capturer avec précision des déformations et cinématiques osseuses propres aux sujets pathologiques. Deuxièmement, la présence de mouvements artefacts provenant des tissus mous introduit des incertitudes sur l'estimation des mouvements des segments squelettiques. Ces deux limitations compromettent la précision et la fiabilité des résultats obtenus par cette méthode. Il serait donc intéressant d'approfondir cette analyse cinématique globale afin d'examiner en détail les mécanismes de compensation impliqués au niveau postural et segmentaire pendant le mouvement, le tout en s'affranchissant des limitations techniques susmentionnées.

De plus, la modélisation musculosquelettique, qui est couramment utilisée dans l'étude de la paralysie cérébrale ou de l'arthrose du genou (Ogaya et al., 2014; Salami et al., 2019) semble avoir un potentiel important dans l'exploration clinique de pathologies musculosquelettiques. De tels modèles permettent d'accéder à des paramètres cliniques d'intérêt comme les longueurs musculaires et les efforts intra-articulaires. Cependant il s'agit le plus souvent de modèles génériques qui ne prennent pas totalement en compte les spécificités d'un patient, en particulier ses déformations osseuses et ses altérations musculaires. Il serait donc intéressant d'explorer les pistes de personnalisation de tels modèles afin de calculer des paramètres biomécaniques d'intérêt chez les patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte.

Ainsi, l'objectif global de cette thèse est de contribuer à la modélisation musculosquelettique personnalisée pour calculer des paramètres biomécaniques d'intérêt clinique majeur durant le mouvement, chez les patients ayant une déformation rachidienne de l'adulte.

Pour ce faire, ce manuscrit se séparera en deux grandes parties, la première partie établira le contexte anatomique et clinique, suivi d'une revue de la littérature qui justifiera les objectifs spécifiques de cette étude. La deuxième partie de cette thèse se concentrera sur le travail personnel.

Dans un premier chapitre de travail personnel, nous nous intéresserons au calcul de la cinématique segmentaire et posturale durant le mouvement en appliquant des méthodes innovantes pour s'affranchir des limitations techniques dues au calcul de la cinématique conventionnelle, et à la présence des artefacts des tissus mous.

Dans un second chapitre, nous contribuerons à l'adaptation et la personnalisation de modèle musculosquelettique des membres inférieurs développés au sein de l'institut afin de calculer des paramètres biomécaniques d'intérêt chez les patients atteints de déformations rachidiennes, au cours de la marche.

Une synthèse du travail réalisé, ainsi que ses limites et ses perspectives, conclura ce manuscrit.

Partie 1 : Rappel anatomique, contexte clinique et revue de littérature

## Chapitre 1. Rappel anatomique et contexte clinique



## 1.1. Rappels anatomiques

Cette partie présente des éléments d'anatomie générale et propose de donner le vocabulaire clef à la compréhension de la suite du manuscrit. L'ensemble des éléments présentés provient des travaux des Dr Bonneau et Drake (Bonneau, 2017; Drake et al., 2010).

### 1.1.1. Le système osseux

#### *La tête*

La tête, située au sommet de la colonne vertébrale, abrite le système visuel et l'oreille interne, deux systèmes sensoriels essentiels à la régulation de l'équilibre. En raison de son poids, d'environ 4 à 5 kg (Vital and Senegas, 1986), la position de son centre de gravité par rapport à ceux des autres segments du corps revêt une importance primordiale. Cette position doit de plus permettre d'assurer, pour toute posture du corps, un regard droit et horizontal. La tête est reliée à la colonne vertébrale par deux articulations, au niveau du rachis cervical supérieur (C1-C2) qui autorise des rotations dans les trois plans de l'espace. Ces articulations garantissent le bon positionnement de la tête à chaque instant.

#### *Rachis ou colonne vertébrale*

Le rachis, également appelé colonne vertébrale, forme l'axe central du squelette. Il se compose d'un empilement de vertèbres, reliées entre elles des disques intervertébraux et ligaments. Chez l'humain, le rachis présente plusieurs courbures qui permettent d'assurer une absorption optimale des forces de compression dues à la gravité, mais sans les muscles associés, le rachis serait instable. Il se distingue en quatre niveaux selon le rôle et la position des vertèbres associés, voir Figure 1a. Le niveau cervical est composé de sept vertèbres situées près du crâne (nommées C1 à C7), sa fonction principale est d'assurer les mouvements et la stabilité de la tête. Le niveau thoracique est composé de douze vertèbres (nommées T1 à T12) et est principalement impliqué dans la fonction respiratoire. Il forme d'ailleurs la cage thoracique en association avec les côtes. Le troisième niveau est le niveau lombaire, qui se compose de cinq vertèbres (nommées L1 à L5). Son rôle est de soutenir le corps et de permettre la mobilité de l'ensemble du tronc. Enfin, le dernier niveau est le niveau sacral. Ce niveau est responsable de l'ancrage de la colonne dans le bassin et de la transmission des efforts du haut du corps vers les membres inférieurs (Dubousset, 2012).

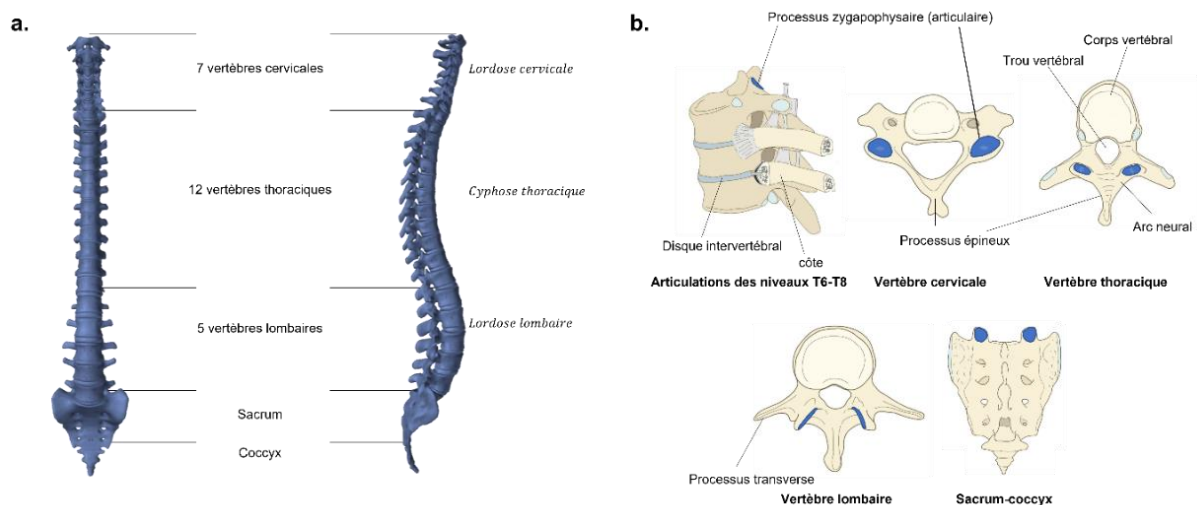


Figure 1: a. Rachis humain et identification des courbures rachidiennes, b. Détail de l'agencement vertèbre-disque intervertébral et des morphologies vertébrales au niveau cervical, thoracique et lombaire

### Le Bassin ou Pelvis

Le bassin est situé à la jonction entre le tronc et les membres inférieurs. Ses fonctions principales sont de transmettre les forces du bas vers le haut et vice versa, ainsi que de protéger les organes internes. Le bassin est formé de deux ailes iliaques et du sacrum qui s'articulent ensemble (voir Figure 2a). Il s'articule au rachis avec la liaison lombo-sacrée, entre le sacrum et L5, et aux membres inférieurs avec la hanche, entre les acétabulums et les têtes fémorales. Les deux ailes iliaques s'articulent au sacrum par la liaison sacro-iliaque, et se rejoignent à l'avant du bassin en une articulation fibreuse, la symphyse pubienne, permettant d'absorber les efforts de torsion et de compression résultant des mouvements des membres inférieurs.

### Les membres inférieurs

Les membres inférieurs se composent des os du pied, de la jambe et de la cuisse, ainsi que de leurs articulations.

Le squelette de la cuisse se compose du fémur qui s'étend de l'articulation de la hanche à celle du genou. Le fémur s'articule avec l'os pelvien par la tête fémorale pour former la hanche. La partie distale est composée des condyles (latéral et médial), qui s'articulent avec les os de la jambe pour former l'articulation du genou.

Le squelette de la jambe est constitué quant à lui de deux os longs, le tibia et la fibula. Le tibia s'étend du genou à la cheville. La partie proximale du tibia présente la surface articulaire connectée au fémur et formant le genou. La partie distale du tibia s'articule avec les os du pied pour former l'articulation de la cheville. Elle présente une protubérance médiale appelée malléole interne ou malléole médiale. La fibula, ou péroné, est un os plus fin situé latéralement par rapport au tibia qui s'étend du genou à la cheville. Son extrémité inférieure forme la malléole externe ou malléole latérale.

Le pied est composé de multiples os qui peuvent se diviser en trois parties : l'avant-pied, l'arrière du pied et le médio-pied. L'avant-pied, composé d'un ensemble de petits os permettant l'adaptation de l'ensemble à la surface du sol. L'arrière du pied est constitué d'os massifs qui facilitent le soutien du poids du corps. Le médio-pied fait le lien entre les deux parties.

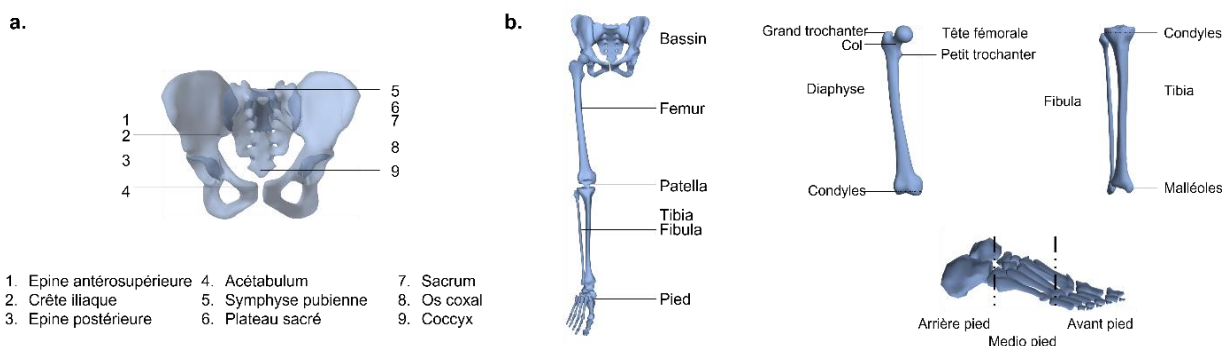


Figure 2: a. Détails anatomiques du bassin vu de face. b. Détails anatomiques des membres inférieurs vus de face et du pied vus de profil.

### 1.1.2. Le système musculaire

#### *Généralités sur les muscles*

Bien que le corps possède différents types de muscles, cette étude ne traitera que des muscles squelettiques, c'est-à-dire ceux responsables des mouvements du squelette. Ces muscles diffèrent par leurs insertions, leur longueur, leur section transversale, leur volume et leur composition fibreuse.

Les muscles sont mono-articulaires ou bi-articulaires en fonction du nombre d'articulations qu'ils traversent. En conséquence, l'action du muscle entraînera le mouvement d'une ou de deux articulations. Les points d'insertion d'un muscle vont participer à déterminer son action et ses bras de levier, c'est-à-dire la distance de sa ligne d'action aux articulations. De manière générale, les muscles à court bras de levier sont responsables de la stabilité des os auxquels ils s'attachent et ceux à grand bras de levier sont responsables de leur mise en mouvement sur de grandes amplitudes. La section transversale et le volume du muscle sont liés au nombre de fibres musculaires qui le composent et donc à la force qu'il peut produire. Enfin la composition musculaire, à savoir le type de fibre qui le compose et leur proportion, est intimement liée au type d'effort pouvant être produit par le muscle (effort important sur une courte durée, ou effort limité sur de longues durées).

#### *Les muscles du rachis*

Les muscles du rachis sont responsables du maintien de la posture et des mouvements du tronc. Dans la région de la colonne thoraco-lombaire, trois groupes de muscles peuvent être distingués dans le plan axial (Figure 3). Ils peuvent être regroupés en un groupe postérieur (muscles érecteurs du rachis), un groupe latéral (ilio-pectoral et quadratus lumborum) et un groupe antérieur (muscle droit de l'abdomen et obliques transverses, internes et externes).

Les muscles érecteurs du rachis sont composés de plusieurs muscles : les interspiniaux, les intertransversaires, le multifidus, le semi-épineux et l'ilio-costalis lombaire. Leur action principale est l'extension de la colonne vertébrale.

Le groupe latéral correspond à l'ilio-pectoral et au quadratus lumborum. L'ilio-pectoral est composé du psoas et de l'iliaque et peut entraîner la flexion ou la rotation latérale de la hanche, ainsi qu'une hyperlordose de la colonne vertébrale. Le quadratus lumborum effectue principalement des actions de flexion latérale de la colonne vertébrale et d'extension de la colonne vertébrale lombaire.

Le groupe antérieur présente quatre muscles qui composent la paroi abdominale. Le droit de l'abdomen et les groupes obliques qui sont composés des muscles obliques transverses, obliques internes et obliques externes, de l'intérieur vers l'extérieur. Ce groupe est responsable des mouvements de flexion et rotations axiales du tronc, ainsi que de son inclinaison latérale.

#### *Les muscles du membre inférieur*

Le système musculaire du membre inférieur est responsable de la mise en mouvement du corps et de la stabilité de la hanche.

Les muscles de la hanche assurent principalement des mouvements de rotation interne/externe, de flexion/extension et d'adduction/abduction de la cuisse.

Les muscles de la cuisse peuvent être répartis en trois compartiments (ou loges). Le compartiment antérieur est composé du quadriceps et du sartorius qui permettent des mouvements d'extension du

genou et de flexion de la hanche. Le compartiment médial, composé du pectiné, du gracile et des adducteurs (long, court, grand) est principalement responsable de l'adduction de la hanche, mais peut également contribuer aux rotations internes et externes de la cuisse. Le compartiment postérieur est constitué des muscles ischio-jambiers qui assurent la flexion du genou et l'extension de la hanche.

Le compartiment antérieur de la jambe permet la flexion dorsale du pied et l'extension des orteils. Le compartiment latéral de la jambe est responsable de la rotation interne ou externe du pied, tandis que le compartiment postérieur provoque la flexion plantaire.

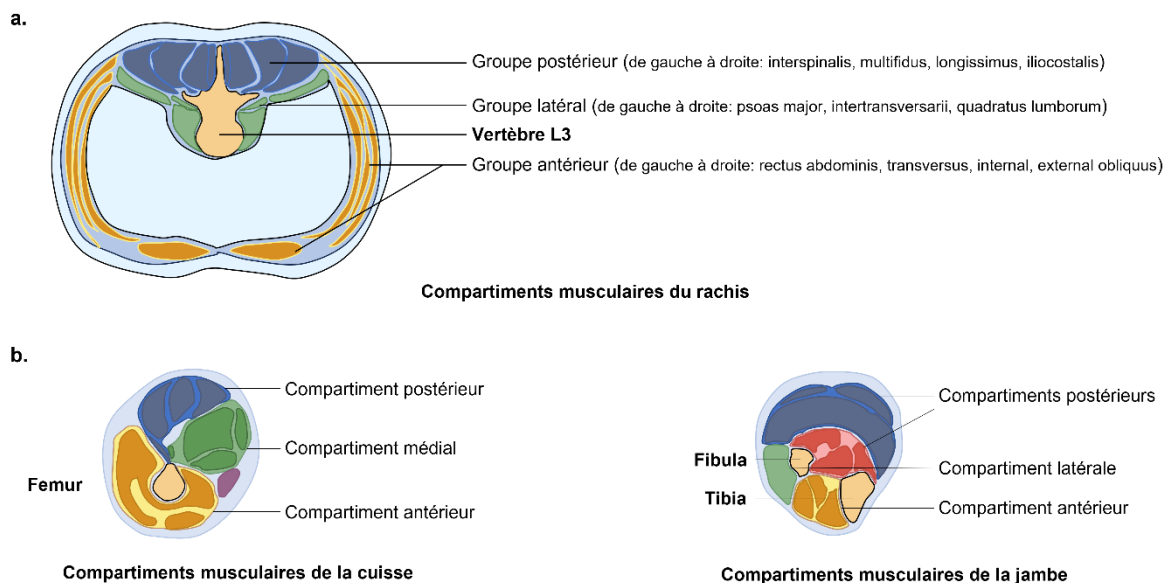


Figure 3 : a. Coupe axiale de la région lombaire au niveau de L3, groupes musculaires postérieurs, latéraux et antérieurs du rachis. b. Coupe axiale des compartiments musculaires de la cuisse et de la jambe, images issues de clichés IRM et de Mayo Foundation For Medical Education and Research.

## 1.2. Contexte clinique : pathologie des déformations rachidiennes de l'adulte

### 1.2.1. Physiopathologie des déformations rachidiennes de l'adulte

La déformation rachidienne de l'adulte est une déformation du rachis, parfois dans plans de l'espace, qui touche une partie importante de la population, avec une prévalence allant jusqu'à 60% des personnes de plus de 60 ans (Aebi, 2005; Kebaish et al., 2011; Schwab et al., 2005). Cette déformation peut prendre différentes formes. On distingue par exemple la scoliose de novo, la scoliose idiopathique progressive de l'adolescent chez les patients adultes, l'hypercyphose ou la déformation sagittale (iatrogène, dégénérative ou post-traumatique) (Lee et al., 2020).

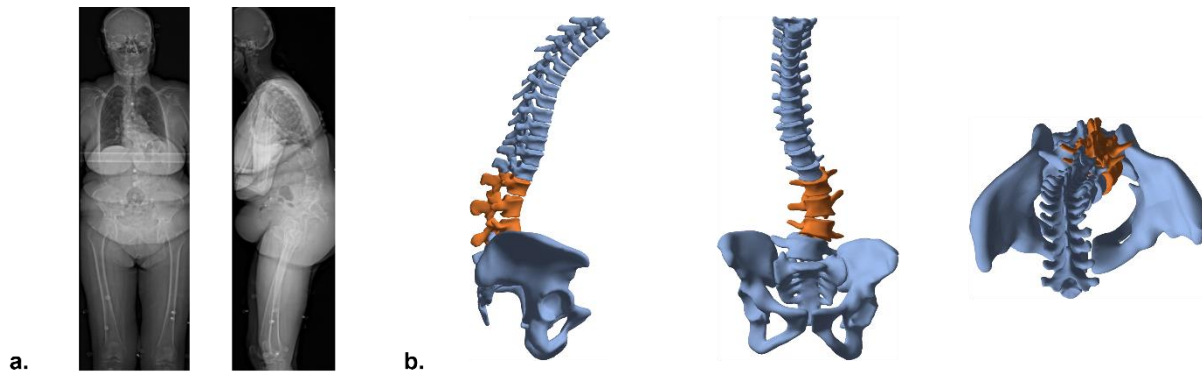


Figure 4: a. Radiographies face et profil d'une patiente atteinte de déformation rachidienne dégénérative de l'adulte. b. Reconstruction 3D du bassin et rachis de cette même patiente. Les vertèbres orange désignent la vertèbre apicale et ses vertèbres sus et sous-jacentes.

Plus spécifiquement les déformations rachidiennes provoquent l'apparition d'une cascade d'évènements. Les déformations initiales de la colonne vertébrale entraînent un changement de la posture globale du corps, ce qui modifie la répartition des charges mécaniques. Ces modifications posturales conduisent à des variations dans l'activation musculaire pour maintenir l'équilibre corporel (Banno et al., 2022; Kado, 2007). Cependant, cette nouvelle activité musculaire, combinée à une posture déséquilibrée, affecte les disques intervertébraux et les ligaments de la colonne vertébrale, ce qui accélère leur usure (Goh et al., 1999; Kosaka et al., 2007). L'altération des propriétés mécaniques des disques et des ligaments aggrave les déformations de la colonne vertébrale, amplifiant ainsi le cercle de dégradation. Ce cercle d'aggravation de la pathologie peut entraîner des complications médicales graves, telles que l'apparition d'arthrose, des glissements de vertèbres ou une compression de la moelle épinière (Diebo et al., 2019).

### 1.2.2. Mécanismes compensatoires

Pour faire face à cette déformation, des mécanismes posturaux sont mis en place dans le but de maintenir l'ensemble du corps dans un « cône d'économie » (Dubousset, 2012). Ce cône désigne l'espace où le corps reste dans le polygone de sustentation avec un minimum d'effort musculaire. Ces mécanismes sont appelés « mécanismes compensatoires » et les plus communs ont lieu au niveau du rachis, bassin, genou et cheville (Barrey et al., 2013).

La diminution de la lordose lombaire est parfois un élément de démarrage du processus. Elle peut être associée à une augmentation de la cyphose thoracique, ce qui entraîne un avancement du tronc. Pour compenser cette inclinaison antérieure, la rétroversion pelvienne est utilisée pour basculer le corps vers l'arrière (Skalli et al., 2006). Cependant cette capacité est limitée au niveau de la hanche due au besoin

de la mettre en extension pour se déplacer. Lorsque la rétroversion pelvienne ne suffit plus, la flexion du genou est sollicitée. Cela peut entraîner un avancement naturel du bassin remplaçant le corps dans le cône d'économie. Cependant cette configuration présenterait une altération de l'alignement du fémur avec le bassin, qui serait propice à l'apparition d'arthrose de hanche et du genou (Karam et al., 2020). Une augmentation de la lordose cervicale permet par ailleurs de maintenir un regard à l'horizontale lorsque la posture du corps est très altérée.

### 1.2.3. Impact sur la vie quotidienne

L'impact de la pathologie sur la vie quotidienne est couramment évalué à l'aide de questionnaires de qualité de vie, comme le Short Form 36 (SF-36), l'indice d'invalidité d'Oswestry (ODI) ou l'échelle visuelle analogique (EVA), qui ont démontré que les déformations rachidiennes de l'adulte peuvent entraîner des conséquences graves sur la santé à long terme des patients et avoir un impact considérable sur leur qualité de vie quotidienne (Semaan et al., 2022). Ces patients peuvent ainsi souffrir d'un manque d'autonomie dans leurs fonctions et tâches courantes, qui sont associées à de fortes douleurs.

La relation entre les scores de qualité de vie et les déséquilibres spinopelviens et de la posture globale a été largement étudiée dans la littérature (Diebo et al., 2019; Schwab et al., 2005). Des études ont ainsi montré que l'alignement postural après une chirurgie était corrélé à une amélioration des scores de qualité de vie chez les patients présentant des déformations rachidiennes. De plus, plus récemment, il a été démontré que la détérioration des scores de qualité de vie était liée aux limitations cinématiques chez ces patients (Kawkabani et al., 2021; Saad et al., 2022; Semaan et al., 2022).

### 1.2.4. Traitements et enjeux actuels

Les traitements actuels des déformations rachidiennes de l'adulte dépendent de plusieurs facteurs tels que l'âge et la sévérité de la déformation. Ce traitement peut inclure des séances de kinésithérapie pour renforcer les muscles de la colonne vertébrale et des membres inférieurs (Kuru et al., 2016; Lee et al., 2022). Dans les cas les plus avancés, une intervention chirurgicale est envisagée. La chirurgie implique souvent la fusion de plusieurs vertèbres par arthrodèse. Cette correction de la courbure sur plusieurs niveaux peut être réalisée à l'aide de tiges et de vis fixées à certains points des vertèbres et/ou du bassin. Cependant, cette solution entraîne souvent des complications chirurgicales, pouvant atteindre près de 40% des cas selon les études (Shlobin et al., 2022).

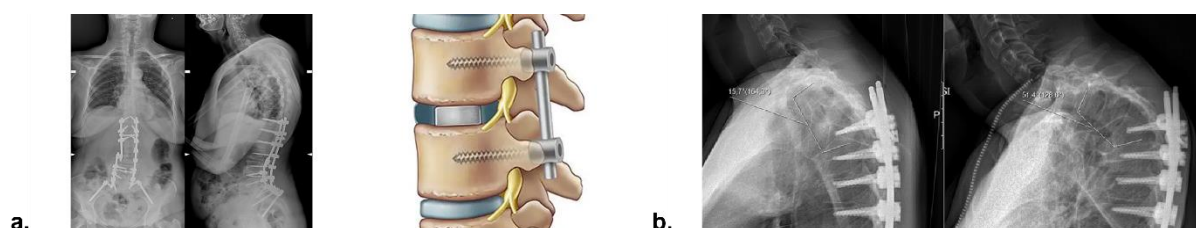


Figure 5: a. Radiographie et schéma d'un montage d'arthrodèse. b. Apparition d'un PJK post chirurgical : complication chirurgicale provoquant une cyphose jonctionnelle (Barone et al., 2021).

Ces complications chirurgicales restent en grande partie inexplicées et sont souvent d'ordre mécanique, comme la cyphose jonctionnelle (appelée en anglais *Proximal Junctional Kyphosis* – PJK). Pour prévenir de telles complications, il est essentiel d'identifier les causes potentielles qui peuvent être liées à l'alignement osseux global, à la qualité des tissus (tels que les os, les disques, les ligaments et les muscles) ainsi qu'aux forces exercées sur le rachis au cours des mouvements quotidiens.

### 1.3. Exploration clinique des pathologies musculosquelettiques

Cette partie présente les paramètres cliniques qui seront utiles à la compréhension du travail personnel.

#### 1.3.1. Posture radiographique

##### *Paramètres rachidiens*

Dans le plan coronal les déformations rachidiennes sont mesurées à l'aide de « l'angle de Cobb » qui correspond à l'angle entre les deux vertèbres les plus inclinées. Dans le plan sagittal, la colonne vertébrale est composée de trois grandes courbures : la lordose lombaire, la cyphose thoracique et la lordose cervicale (dans la majorité des cas), chacune étant mesurée par des angles. Pour les patients diagnostiqués avec une déformation rachidienne de l'adulte, des valeurs seuils ont été définies pour certaines de ces courbures. Cependant ces courbures sont souvent évaluées en 2D sur des radiographies ce qui comporte de forts biais de projections (Kawakami et al., 2004).

De plus, le développement du système de radiographie biplane EOS associé aux reconstructions 3D, de la tête aux pieds, a permis d'accéder à des paramètres dans le plan axial (Dubousset et al., 2005; Steffen et al., 2010). Ainsi l'étude des rotations intervertébrales en position debout est parfois réalisée mais ne peut s'effectuer que via l'utilisation de l'imagerie bi-plane (Ferrero et al., 2017).

##### *Paramètres d'alignement global*

Ces paramètres sont utilisés pour évaluer l'alignement de la colonne vertébrale et de la tête avec le bassin. Ce sont généralement des angles ou des distances calculées dans le plan sagittal : l'axe vertical sagittal (SVA), calculé comme la distance entre la ligne verticale passant par le centre de la vertèbre C7 mesure l'alignement de C7 par rapport au bassin, tandis que les gites T1 et T9 reflètent l'alignement des vertèbres T1 et T9 par rapport au centre des têtes fémorales.

De plus la tête, qui représente 4 à 5 kg posés au sommet du rachis, joue un rôle important dans l'équilibre global et les réarrangements posturaux (Dubousset, 2012). Dans le but de quantifier sa position par rapport au reste du corps, l'angle « *Odontoid to hip axis* » (ODHA), qui représente l'orientation de la « ligne » tête bassin par rapport à la verticale est couramment utilisé. Ce dernier est calculé comme l'angle entre le segment formé du milieu du segment joignant les deux têtes fémorales et le sommet de l'odontoïde avec la verticale. Cet angle reste invariant dans la population asymptomatique, mais il devient un marqueur de défaut d'alignement global chez les populations pathologiques ou vieillissantes (Amabile et al., 2018a; Attali et al., 2019). L'ODHA est par ailleurs quantifié en trois dimensions.

Il est à noter qu'il existe d'autres paramètres pour quantifier le déséquilibre global du sujet, comme le global sagittal axis ou le global tilt (Diebo et al., 2016; Obeid et al., 2016), qui ne seront pas traités dans ce manuscrit.

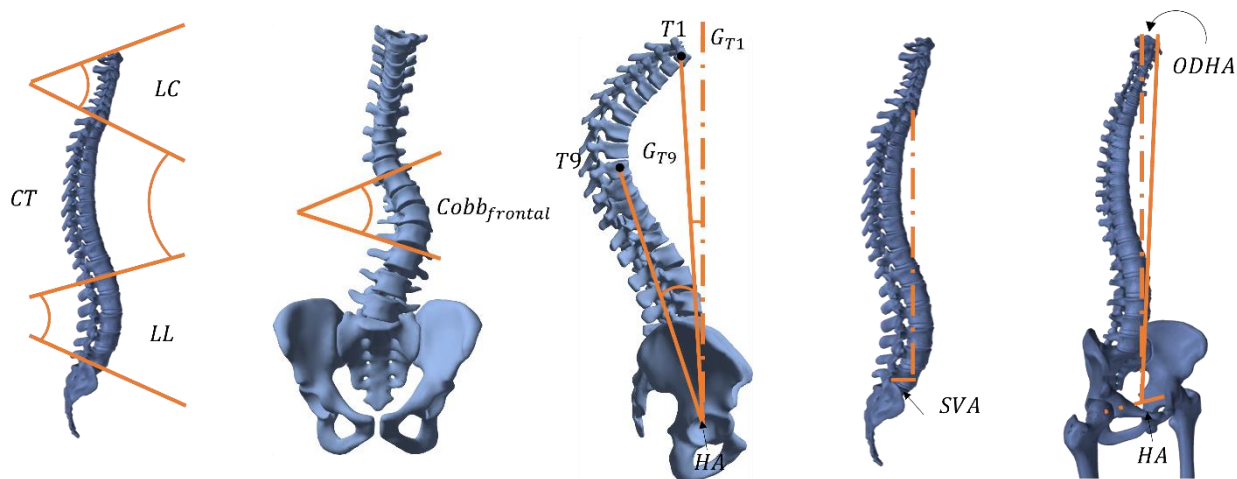


Figure 6: Paramètres d'alignement spino-pelviens radiographiques : Lordose cervicale (LC), Cyphose thoracique (CT), Lordose lombaire (LL), angle de Cobb frontal, G pour gites (T1 et T9), Sagittal Vertical Axis (SVA) et Odontoid to Hip axis Angle (ODHA).

### Paramètres pelviens

L'analyse des angles du rachis est toujours accompagnée de l'évaluation des paramètres pelviens suivants : l'incidence pelvienne, la version pelvienne et la pente sacrée (Legaye et al., 1998).

L'incidence pelvienne (IP) est un paramètre morphologique quasi constant à l'âge adulte qui dépend de l'éthnicité des sujets (Bakouny et al., 2018). Il se calcule comme l'angle entre deux segments, l'un reliant le centre de l'axe formé par les têtes fémorales au milieu du plateau sacré, et l'autre étant la normale au plateau sacré.

La version pelvienne (VP), quant à elle, se calcule comme l'angle entre le segment reliant le centre de l'axe formé par les têtes fémorales au milieu du plateau sacré et la verticale. Cet angle, positionnel, dépend de l'orientation du bassin dans le plan sagittal. Bien que la version pelvienne soit très utilisée en clinique pour quantifier le niveau de recrutement des mécanismes compensatoires, sa valeur doit être analysée en fonction de celle de l'incidence pelvienne. En effet, une relation linéaire relie l'incidence pelvienne et la version pelvienne et est propre à l'éthnicité de chaque population considérée (Amabile, 2016; Le Huec et al., 2011).

Enfin la pente sacrée (PS) se calcule comme l'angle entre le segment tangent au plateau sacré et le plan horizontal. Étant donné que la tête doit être positionnée au-dessus du bassin, la forme de ce dernier influence les courbures de la colonne vertébrale. Ainsi la pente sacrée (déterminée par l'incidence pelvienne) détermine la courbure de la lordose lombaire (LL), suivie de la cyphose thoracique et de la lordose cervicale. Par conséquent, l'équipe de Roussouly a décrit différents types de courbures rachidiennes en fonction de la pente sacrée et de l'incidence pelvienne (Roussouly and Pinheiro-Franco, 2011).

Les liens entre la lordose lombaire et la position du bassin sont par ailleurs étudiés à travers l'inadéquation IP-LL : incidence pelvienne moins lordose lombaire (Schwab et al., 2010).



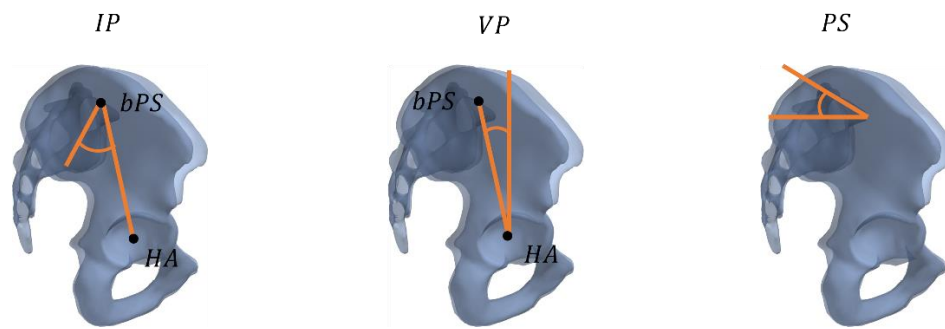


Figure 7: Principaux paramètres de l'alignement du bassin : Incidence pelvienne (IP), Version pelvienne (VP), Pente sacrée (PS).  
bPS étant le barycentre du plateau sacré et HA le centre de l'axe formé par les têtes fémorales.

### Paramètres acétabulaires

Le déséquilibre spinopelvien peut conduire à des pathologies de la hanche telles que la coxarthrose, cette association est connue dans la littérature sous le nom de syndrome hanche-rachis (*spine-hip syndrom* en anglais) (Buckland et al., 2015; Rivière et al., 2018). Par conséquent, il semble essentiel d'étudier les paramètres de la hanche afin de décrire les altérations qui se produisent à ce niveau, et ainsi mieux comprendre les mécanismes de compensations qui sont mis en place par les patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte.

Pour se faire, les paramètres acétabulaires décrivent l'orientation et la géométrie 3D de l'acétabulum, la partie du bassin en contact avec le fémur. Ils indiquent les liens entre rachis, bassin et les membres inférieurs. Ces paramètres sont multiples et comprennent des indicateurs de recouvrement, de couverture et d'angulation de l'acétabulum dans les trois plans de l'espace. Tous ces paramètres sont décrits en détail dans le Tableau 1. En clinique, ces paramètres sont utilisés comme des marqueurs de potentiel conflit entre la hanche et l'acétabulum, de risque de développement d'arthrose de hanche. Ils fournissent également des informations sur le comportement dynamique de la hanche, via l'identification de zone de concentration de contrainte (Bonneau, 2017; Ghostine et al., 2017; Massaad et al., 2016).

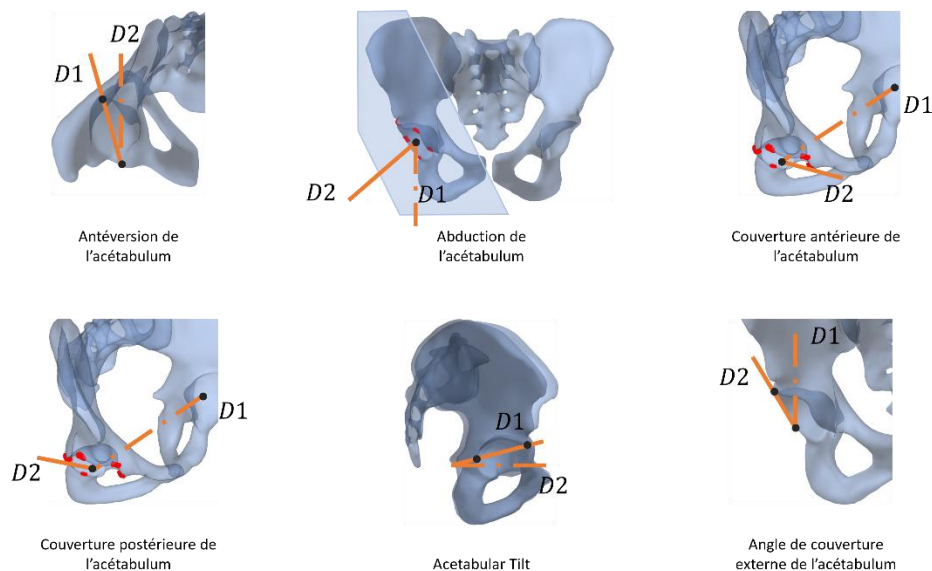


Figure 8: Paramètres acétabulaires les plus utilisés, le détail de calcul de chaque angle est disponible Tableau 1.

Tableau 1: Définition des paramètres acétabulaires comme l'angle entre les droites D1 et D2

	Antéversion de l'acétabulum	Abduction de l'acétabulum	Couverture antérieure	Couverture postérieure	Acetabular tilt	Couverture externe
D1	intersection du plan du bord de l'acétabulum avec le plan horizontal	Normale au plateau sacré passant par le centre de l'acétabulum	Axe acétabulaire du bassin	Axe acétabulaire du bassin	Intersection du plan du bord de l'acétabulum avec le plan frontal du système EOS	Verticale passant par le centre de l'acétabulum
D2	Intersection du plan sagittal local du bassin avec le plan horizontal	Normale du plan de Lewinnek orthogonal passant par le centre de l'acétabulum	Droite reliant le centre de l'acétabulum au point d'intersection du plan horizontal passant par le centre de l'acét. avec le bord de l'acét. antérieur	Droite reliant le centre de l'acétabulum au point d'intersection du plan horizontal passant par le centre de l'acét. avec le bord de l'acét. postérieur	Intersection du plan sagittal du bassin avec le plan frontal du système EOS	Droite reliant le centre de l'acétabulum au bord supérieur externe de l'acétabulum

### *Définition radiologique des déformations rachidiennes de l'adulte*

Actuellement, la définition des déformations rachidiennes se base sur la quantification de certains de ces paramètres radiologiques. La classification la plus utilisée est celle de Schwab, qui se base sur des valeurs de la courbure frontale (angle de Cobb), de l'inadéquation IP-LL, du SVA de la cyphose thoracique et de la version pelvienne (Schwab et al., 2012). Selon cette méthode de classification, sont considérés comme pathologiques une inadéquation IP-LL supérieure à 10°, un SVA supérieur à 4cm, une cyphose thoracique supérieure à 60°, une version pelvienne supérieure à 20° et une ou plusieurs courbures rachidiennes sagittales supérieures à 30°. Cette classification est largement utilisée par les groupes internationaux de l'étude du rachis comme l'ISSG et l'ESSG (Schwab et al., 2013), cependant elle reste non exhaustive et ne prends pas en compte les liens entre version pelvienne et incidence pelvienne ou la position et l'orientation de la tête vis-à-vis du bassin.

#### 1.3.2. Analyse cinématique et fonctionnelle

Bien que plus récente, une autre approche d'analyse clinique des pathologies musculosquelettiques consiste à étudier les mouvements et les postures adoptées par les patients. Ces mesures sont réalisées à l'aide de méthodes d'analyse du mouvement ou de test de marche comme le time up & go (Podsiadlo and Richardson, 1991). Mais bien que de tels tests soient recommandés dans le cas de certaines pathologies musculosquelettiques comme la paralysie cérébrale, leur mise en place en routine clinique pour l'analyse des déformations rachidiennes est encore difficile. Néanmoins les récentes analyses quantifiées du mouvement réalisées sur de tels patients ont permis de justifier son intérêt dans l'analyse de la pathologie (Kawkabani et al., 2021). Ainsi les avantages et limites de cette méthode seront exposés dans l'étude de la revue de littérature.

#### 1.3.3. Exploration musculaire

L'évaluation musculaire est primordiale pour la prise en charge des patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte. L'examen clinique évalue la musculature paravertébrale et des membres inférieurs à l'aide de tests fonctionnels. Ces examens ont permis constater des rétractions musculaires, comme au niveau des ischio-jambiers dans le cas de patients à forte rétroversion pelvienne.

De plus, l'exploration musculaire est utilisée en recherche pour compléter les analyses radiographiques. Ce type d'exploration implique la quantification des volumes et longueurs musculaires, de leur composition fibreuse et de leur infiltration graisseuse. Cela fournit des informations essentielles pour comprendre les dysfonctionnements musculaires chez une population pathologique (Barber et al., 2009; Hyun et al., 2016). De plus, cette exploration peut également inclure des mesures de la force globale à l'aide de dynamomètre, permettant d'identifier des altérations musculaires globales, sans utilisation d'imagerie. (Malakoutian et al., 2018).

Ce type d'analyse a déjà permis d'identifier des altérations musculaires propres aux déformations rachidiennes chez l'adulte, telles qu'une diminution du volume des muscles paraspinaux et de certains muscles du membre inférieur, associée à une augmentation de l'infiltration graisseuse dans ces mêmes muscles (Banno et al., 2022; Ferrero et al., 2021b; Hyun et al., 2016). De plus, certaines études ont établi un lien direct entre l'immobilisation musculaire sur une longue période et l'atrophie musculaire. Ces études soulèvent des hypothèses sur l'origine potentielle des altérations musculaires résultant de déformations posturales, qui entraîneraient une immobilisation de plusieurs muscles au quotidien (Gossman et al., 1982).

#### 1.4. Bilan du contexte clinique et positionnement de la thèse

Ce contexte clinique nous montre que l'analyse des déformations rachidiennes est couramment réalisée en étudiant des images radiographiques et questionnaires de qualité de vie.

Concernant les paramètres couramment utilisés en clinique, l'angle OD-HA apparaît comme un paramètre pertinent pour évaluer l'équilibre postural global du sujet, car il est calculé en 3D et prend en compte la position de la tête par rapport au bassin. De plus, il semble essentiel d'évaluer la valeur de la version pelvienne (VP) en fonction de l'incidence pelvienne (IP) étant donné la relation directe entre ces deux paramètres. L'analyse des paramètres de la hanche revêt enfin une importance particulière, car elle permet de mieux comprendre les pathologies de la hanche qui découlent des déformations rachidiennes.

Cependant, l'évaluation de ces paramètres à partir de radiographies reste limitée à une analyse statique. Afin d'obtenir une meilleure quantification des limitations fonctionnelles et des stratégies de compensation posturale qui peuvent affecter la qualité de vie des patients, il semble nécessaire d'effectuer une analyse fonctionnelle approfondie à l'aide de système de capture du mouvement.

De plus, pour mieux comprendre les causes des déséquilibres posturaux des patients, la détérioration ou même les complications pouvant survenir après une chirurgie, il serait intéressant de réaliser une analyse musculosquelettique globale qui intègre le système musculaire des patients. Cette approche globale permettrait d'obtenir une vision plus complète des mécanismes sous-jacents à cette pathologie.

C'est dans ce contexte que ce projet de thèse s'inscrit, avec l'objectif de contribuer au développement d'une modélisation musculosquelettique personnalisée afin d'accéder à des paramètres biomécaniques d'intérêt durant le mouvement.

Cette étude se concentrera sur deux éléments clés pour comprendre les déformations rachidiennes : l'alignement postural osseux, évalué à l'aide de paramètres couramment utilisés en clinique, et l'analyse des géométries musculaires, quantifiée via l'utilisation d'un modèle musculosquelettique personnalisé. Ces éléments seront étudiés pendant la marche dans le but de fournir une évaluation fonctionnelle des déformations posturales et mécanismes compensatoires.

## Chapitre 2. Revue de littérature

La revue de littérature se sépare en deux grandes parties. Une première revue a été réalisée sur les méthodes d'analyses cinématiques du mouvement et leur application à l'étude fonctionnelle des déformations rachidiennes de l'adulte. Une seconde revue a porté sur les méthodes de personnalisation des géométries des modèles musculosquelettiques, ainsi que sur l'application de tels modèles et méthodes à l'analyse clinique des déformations rachidiennes de l'adulte.

## 2.1. Analyse quantifiée du mouvement

Dans cette revue, seules les méthodes d'acquisition de mesures expérimentales et d'analyse cinématique, ainsi que leur application aux déformations rachidiennes de l'adulte seront abordées.

### 2.1.1. Méthodes expérimentales et définition de repères

Plusieurs méthodes expérimentales de capture des mouvements existent. Nous pouvons par exemple citer la fluoroscopie, l'utilisation des centrales inertielles ou l'utilisation de caméras RGB classiques entraînées par des algorithmes d'intelligence artificielle. Cependant, dans cette revue nous nous concentrerons sur les systèmes optoélectroniques, couramment utilisés en routine clinique, qui assurent des mesures cinématiques en 3D dans un espace suffisamment grand pour réaliser des mouvements quotidiens comme la marche.

Ces systèmes permettent de suivre les mouvements de marqueurs réfléchissants dans un espace 3D à l'aide d'un ensemble de caméras infrarouges, voir Figure 9. Au moins trois marqueurs sont placés sur la peau de chaque segment corporel pour déterminer des repères propres à chaque segment et calculer ses positions et orientations au cours du mouvement (Uchida et al., 2020).

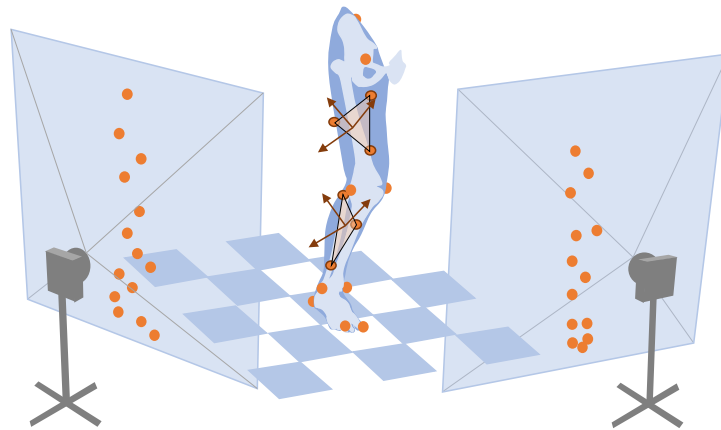


Figure 9: Schématisation du système de capture de mouvement : captation des positions 2D des marqueurs et transformation en mouvement de segment 3D. Image adaptée de (Uchida, Delp and Delp, 2020).

Plus en détail, la littérature propose des protocoles définissant la position et le nombre optimal de marqueurs pour améliorer la qualité des mesures. Le protocole le plus connu pour les membres inférieurs est celui de Davis et al., tandis que celui de Leardini est couramment utilisé pour le tronc (Davis et al., 1991; Leardini et al., 2011). Ensuite, une première étape doit établir une correspondance entre la position des marqueurs et celle des repères segmentaires associés.

Ainsi, deux types de repères sont créés et considérés comme fixes par rapport à l'objet qu'ils représentent, les repères techniques et anatomiques. Les repères techniques utilisent les marqueurs réfléchissants placés aux endroits les plus visibles et les moins gênants pour le mouvement. Une calibration est nécessaire pour les relier aux repères anatomiques. Les repères anatomiques utilisent soit des marqueurs placés sur des points anatomiques de référence (saillies osseuses), soit directement les reconstructions 3D des os, issues d'imagerie médicale (Pillet et al., 2014; Sangeux et al., 2014). Leurs axes sont associés aux degrés de liberté de chaque articulation, et leurs centres sont placés au niveau des centres articulaires, voir Figure 10. Ces repères sont ensuite utilisés pour déterminer les angles

articulaires en calculant les trois rotations successives entre deux repères adjacents, par les méthodes d'Euler ou de Cardan.

Le calcul de ces centres articulaires peut se faire à l'aide de différentes méthodes, soit par l'utilisation d'équations de régression (Bell et al., 1990), soit par le recours à des mouvements articulaires, spécifiques à chaque articulation et réalisés par les sujets (Leardini et al., 1999), ou encore par l'utilisation d'imagerie médicale telle que des radiographies bi-planes réalisées avec les marqueurs réfléchissants (Pillet et al., 2014). Cette dernière méthode permet d'identifier directement la matrice de passage entre les repères techniques et anatomiques et est considérée comme le *standard* pour la détermination des centres articulaires et des axes anatomiques (Assi et al., 2016; Sangeux et al., 2014).

#### Choix pour la suite de l'étude :

Dans le but d'obtenir la meilleure précision possible sur la définition des repères anatomiques et centres articulaires, ces éléments seront définis non pas à l'aide des marqueurs placés sur des saillies osseuses, mais grâce aux régions anatomiques issues de la reconstruction 3D du système squelettique, voir Figure 10.

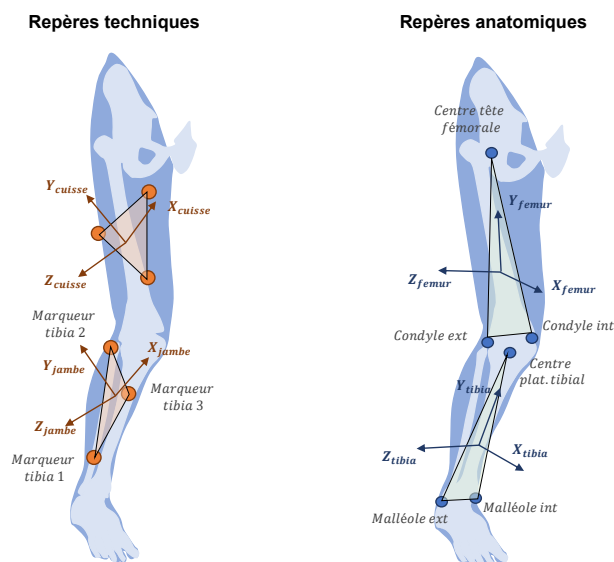


Figure 10: Exemple de définition de repères : ici les repères techniques sont définis à partir des marqueurs réfléchissants, les repères anatomiques sont définis à partir de régions anatomiques. Image adaptée de (Uchida, Delp and Delp, 2020)

#### 2.1.2. Calcul de cinématique et prise en compte des artefacts de tissus mous

Cependant, même si les repères anatomiques sont déterminés à l'aide d'imagerie médicale, leur utilisation directe pour le calcul des mouvements segmentaires est soumise à une seconde source d'erreur, à savoir les artefacts de tissus mous. En effet les repères anatomiques sont considérés comme fixes par rapport aux repères techniques, mais cette hypothèse ne prend pas en compte le glissement des tissus mous sur les surfaces osseuses au cours du mouvement, qui génère des incertitudes de mesures sur les angles articulaires. Par exemple, en comparant les mouvements osseux mesurés par broches intra-corticales à ceux calculés à partir des trajectoires des marqueurs cutanés, les travaux de Benoit et al. ont rapporté une erreur moyenne de 2° à 4° sur l'estimation des angles articulaires du genou et une erreur de 3mm à 13mm sur les translations (Benoit et al., 2006).

Ainsi le calcul de cinématique se fait couramment par cinématique inverse en appliquant plusieurs méthodes de résolution, les plus connus sont l'optimisation numérique et l'application de modèle éléments finis.

L'optimisation numérique s'appuie sur la définition d'un modèle cinématique où chaque articulation possède un nombre de contraintes cinématiques décrivant ses degrés de liberté articulaire et chaque segment possède des contraintes de rigidités (Lu and O'Connor, 1999). Des marqueurs virtuels sont placés, sur une position statique, sur les mêmes régions anatomiques que les marqueurs réels expérimentaux. Ils sont fixes par rapport aux différents segments. A chaque instant du mouvement, le calcul de la cinématique se fait via une optimisation numérique consistant à trouver la position des segments faisant coïncider au mieux l'ensemble des marqueurs virtuels avec les marqueurs réels expérimentaux (Uchida et al., 2020). Ce calcul se base sur la définition d'une fonction coût qui introduit des pondérations devant les termes correspondants aux positions des marqueurs afin de prendre en compte le comportement des tissus mous. Cependant le choix de ces pondérations se fait de façon arbitraire ce qui ne permet pas de personnaliser précisément la prise en compte des tissus mous.

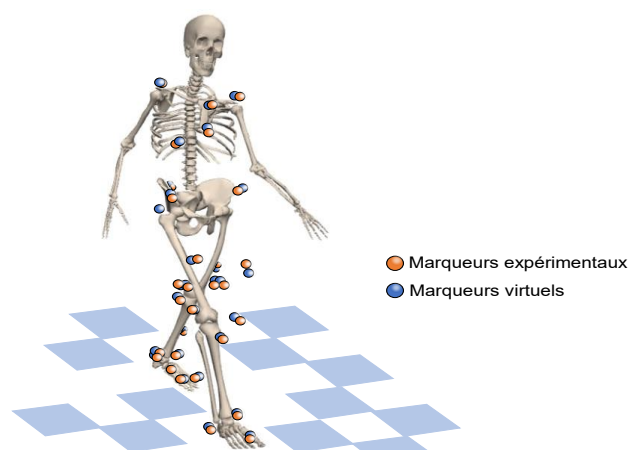


Figure 11: Schématisation de cinématique inverse avec optimisation numérique de suivi de marqueurs expérimentaux (inspiré de (Uchida et al., 2020))

Une autre approche de résolution utilise des modèles en éléments finis et a notamment été développée au sein de notre laboratoire (Lahkar et al., 2021). Dans ce modèle, les segments osseux sont représentés par des poutres quasi rigides. Au niveau des articulations, des éléments de liaison permettent des rotations libres et des déplacements contrôlés. Les marqueurs virtuels sont reliés aux segments osseux à l'aide de poutres, tandis que la connexion entre un marqueur cutané et le marqueur virtuel est représentée par un ressort linéaire de raideur variable, en fonction de la zone anatomique où le marqueur est placé, voir Figure 12. La déformation globale des tissus mous est reportée au niveau de la liaison entre le marqueur cutané et le marqueur virtuel sous-cutané. Les mouvements des segments osseux sont calculés à l'aide des déplacements des marqueurs cutanés au cours du temps, en tenant compte de la raideur des tissus mous et la nature des éléments de liaisons au niveau des articulations.

L'application d'un tel modèle pour l'étude de la marche a été comparé au calcul de cinématique articulaire directement à partir des trajectoires des marqueurs cutanés, c'est à dire sans prise en compte des artefacts de tissus mous, et l'équipe de Lahkar et al. reporte une différence inférieure à 2° sur l'estimation des angles articulaires du bassin, et à 12° sur ceux du genou. Une comparaison a également été réalisée entre l'utilisation de modèles éléments finis et une approche d'optimisation globale avec les



mêmes contraintes articulaires, révélant des différences des amplitudes de rotations inférieures à 1° pour le bassin et inférieure à 2° pour le genou (Lahkar et al., 2021).

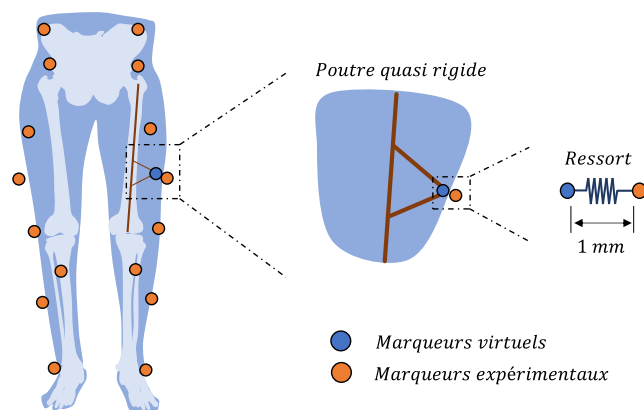


Figure 12: Modèle de correction des artefacts de tissus mous de (Lahkar et al., 2021). Un marqueur virtuel est relié par des poutres quasi rigides au segment osseux, les marqueurs expérimentaux et virtuels sont reliés entre eux par un ressort. Figure adaptée de la publication.

#### Choix pour la suite de l'étude :

Dans la suite de l'étude nous utiliserons la méthode de prise en compte des artefacts de tissus mous par modèle éléments finis (Lahkar et al., 2021) pour étudier des mouvements osseux, car elle offre plus de possibilités de personnalisation que les autres méthodes.

#### 2.1.3. Paramètres d'étude cinématique

Plusieurs grandeurs peuvent être quantifiées au cours d'un mouvement. Elles peuvent être divisées en deux grands groupes, les paramètres spatiotemporels et les paramètres de cinématique segmentaire. Seuls les paramètres relatifs au mouvement de marche seront présentés ici.

##### Paramètres spatiotemporels

Les principaux paramètres spatiotemporels utilisés dans l'étude de la marche de population adulte sont la vitesse de marche, la cadence (nombre de pas par minute) et la longueur de pas (Lindemann, 2020). Ces trois paramètres sont souvent complétés par une analyse de la largeur de pas, le temps de double appui, toutes deux fortement liées à l'équilibre et aux risques de chute, ou par le calcul des durées de chaque étape du cycle de marche (durée d'appui bipodal ou monopodal, temps relatif d'oscillation de la jambe libre...).

##### Paramètres de cinématique segmentaire

Les paramètres de cinématique segmentaire se réfèrent aux angles absolus ou relatifs des différents segments du corps pendant le mouvement. Ces paramètres sont normalisés par rapport au cycle de marche (exprimé en pourcentage du cycle de marche). L'analyse des paramètres cinématiques se fait via l'étude des courbes d'évolution des angles durant le cycle de marche. Cette analyse permet d'identifier les articulations dont le mouvement est altéré par une pathologie, ainsi que les parties du cycle de marche qui sont modifiées.

De plus, d'autres paramètres permettent de résumer la cinématique de marche en un indice unique. Le Gait Deviation Index (GDI) a par exemple été défini à l'aide d'analyse en composante principale sur l'ensemble des paramètres spatio-temporel et de cinématiques segmentaires et est aujourd'hui couramment utilisé pour quantifier la qualité globale d'une marche (Schwartz and Rozumalski, 2008).

#### 2.1.4. Apport de l'analyse quantifiée de la marche dans la compréhension des déformations rachidiennes de l'adulte

Plusieurs études ont établi des liens entre la déformation posturale, la perturbation du mouvement et l'altération de la qualité de vie. De manière générale, la détérioration de l'équilibre sagittal a été associée à une diminution de la qualité de vie, mais aussi une réduction de la mobilité du dos (Imagama et al., 2011). Plus spécifiquement chez une population atteinte de déformations rachidiennes de l'adulte, la projection du centre de masse corporelle en dehors du polygone de sustentation et la symétrie de marche ont été identifiés comme les paramètres les plus discriminants vis-à-vis d'une population saine. Ces altérations fonctionnelles semblent être liées à une diminution de la stabilité, à une augmentation de la sensation de peur et du risque de chute ainsi qu'à une altération de la qualité de vie des patients (Haddas et al., 2018a; Simon et al., 2017).

Cependant les conclusions de ces études ne portent pas sur la quantification de paramètres cliniques radiologiques qui sont le *gold standard* pour la prise de décision chirurgicale. Ainsi, d'autres équipes ont montré une augmentation de la version pelvienne au cours de la marche ainsi qu'une augmentation de la cyphose thoracique, en lien avec l'apparition de sensation de fatigue durant le mouvement (Mar et al., 2021; Miura et al., 2020). Ces résultats mettent en évidence l'existence d'une compensation posturale cinématique spécifique aux individus atteints de déformation rachidienne, tout en suggérant que cette compensation peut être compromise en cas de fatigue musculaire. Cependant ces paramètres étaient approximés via les marqueurs réfléchissants seulement, et ne correspondaient pas aux définitions radiologiques.

Des études globales des mécanismes compensatoires, quantifiés à l'aide des positions des marqueurs réfléchissants à chaque instant, confirment que les compensations observées en position statique sont également présentes pendant la marche. Cela se manifeste par une flexion exacerbée du tronc, du bassin et du genou pendant le cycle de marche, ainsi que par des amplitudes de mouvement réduites de la hanche et du genou (Kawkabani et al., 2021). De plus, pour mieux comprendre les interactions entre la déformation posturale et l'altération de la marche, les équipes de Kim et al. et Semaan et al. ont étudié en détail la relation entre le type de déformation et les mécanismes compensatoires cinématiques. La première a pu mettre en évidence une défaillance de la compensation pendant la marche chez les patients présentant une altération posturale dans le plan sagittal (Kim et al., 2019). Et la seconde a étudié les stratégies de marche de trois groupes de patients : un premier groupe présentant une déformation sagittale uniquement (forte rétroversion pelvienne et avancée du tronc vers l'avant), un deuxième groupe avec une déformation frontale uniquement, et un troisième groupe présentant une hypercyphose thoracique (avec ou sans rétroversion pelvienne et avancement du tronc). Les résultats montrent que les patients ayant une déformation sagittale ont une mobilité réduite du bassin, de la hanche et du genou par rapport aux trois autres groupes, et présentent un risque accru de chute. En revanche, les patients atteints de déformation frontale uniquement ne présentaient aucune différence cinématique par rapport aux sujets sains, mettant en évidence l'importance de la déformation sagittale dans la cinématique de la marche (Semaan et al., 2022).

Par ailleurs, une seule d'entre elles s'est intéressée à la position de la tête. Cette étude, portant sur des patients atteints du syndrome de la tête tombante, montre une aggravation des inclinaisons cervicales et thoraciques au cours d'une marche prolongée, associé une faible lordose lombaire et une diminution des activités musculaires cervicale et thoraciques. Ces conclusions semblent confirmer que la position de la tête impacte l'équilibre global du rachis et du bassin durant le mouvement et est à considérer en fonction des autres niveaux rachidiens comme la région lombaire (Miura et al., 2022).

Cependant l'ensemble de ces études reposaient sur des calculs de cinématique en fonction seulement des positions des marqueurs réfléchissants. A notre connaissance, une seule étude utilise une méthode de recalage des géométries osseuses par rapport aux marqueurs pour obtenir les repères anatomiques précis associés à chaque segment osseux et ainsi calculer les paramètres radiologiques au cours de la marche. Cette étude menée sur des sujets atteints de déformations rachidiennes de l'adulte confirme les observations précédentes et montre que la lordose lombaire est diminuée pendant la marche (Severijns et al., 2021a). Le calcul de la cinématique rachidienne s'est fait en calculant le décalage entre les marqueurs réfléchissants et les barycentres vertébraux, puis en ajustant un polynôme à travers les positions des marqueurs corrigés. Cependant cette méthode ne permet pas de prendre en compte les artefacts de tissus mous (Severijns et al., 2020).

Plusieurs paramètres radiographiques de grands intérêts cliniques sont, à notre connaissance, absents des études fonctionnelles. Par exemple, comme présenté dans le contexte clinique, l'ODHA est un invariant chez une population saine qui reflète un déséquilibre global chez une population pathologique (Amabile et al., 2018a; Attali et al., 2019; Ferrero et al., 2021a). Bien qu'une étude antérieure ait examiné la position de la tête chez une cohorte de patients atteints de déformations rachidiennes, cette dernière n'a pas pris en compte sa position relative par rapport au bassin, ce qui serait possible par l'étude de l'ODHA. De plus, la version pelvienne, bien que couramment évaluée, présente deux limitations : d'une part, son évaluation est approximative à l'aide de marqueurs réfléchissants, et d'autre part, elle n'est jamais prise en compte par rapport aux valeurs d'incidence pelvienne, malgré le lien étroit établi par la littérature (Amabile, 2016; Le Huec et al., 2011). Enfin, il semble essentiel d'étudier les paramètres acétabulaires pour approfondir l'analyse du *Spine Hip syndrom* pouvant provoquer des complications cliniques comme l'apparition d'arthrose de hanche, comme présentée dans le contexte clinique. Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a porté sur ces paramètres pelviens.

Le Tableau 2 synthétise les éléments de cette revue de littérature et en détaille les spécificités.

#### *Conclusions pour la suite de l'étude :*

L'ensemble de ces études montre donc des altérations de la marche spécifiques à la pathologie de déformation rachidienne de l'adulte, et dépendant du type de déformation rachidienne. Il apparait aussi que les mécanismes compensatoires utilisés par les patients en position statique sont toujours présents au cours de la marche, mais une étude cinématique approfondie pourrait révéler des faillites de ces mécanismes à rééquilibrer le corps.

En effet il semble essentiel de calculer, au cours de la marche, divers paramètres tels que l'ODHA, la version pelvienne (en tenant compte de l'inclinaison du bassin) et les paramètres acétabulaires. Cependant, pour obtenir des interprétations cliniques plus précises de l'évolution de ces paramètres il est nécessaire de prendre en compte certains verrous techniques comme la définition précise des repères anatomiques à l'aide de la radiographie bi-plane et la correction des artefacts de tissus mous en utilisant un modèle élément fini personnalisable.

Tableau 2: Vue d'ensemble des études du mouvement réalisé sur des populations atteintes de déformation rachidienne de l'adulte. ASD préop signifie population atteinte de déformations rachidiennes de l'adulte étudiée sans antécédent d'opération, ASD postop signifie population atteinte de déformations rachidiennes de l'adulte étudiée après une opération, Control signifie sujets sains contrôle. QoL signifie utilisation de questionnaire de qualité de vie, Mkr décrit l'utilisation ou non de méthode de correction des erreurs de placement de marqueurs vis-à-vis des régions anatomiques qui leur sont associés, STA décrit l'utilisation ou non de méthode de prise en compte des artefacts de tissus mous.

Auteurs	date	But	Population			Paramètres étudiée en analyse de la marche							QoL	Correction incertitude de mesure	
			ASD préop	ASD postop	Control	Spatio-temporel	Cinématique segmentaire	Spinopelvien	Alignement sagittal	Acétabulaire	Centre de masse	Position tête		Repère anatomique RX	Prise en compte STA
Takahashi et al.	2004	Impact sur activité quotidiennes	127	-	109								x		
Imagama et al.	2011	Lien alignement sag. Et HRQoL	-	-	304	x									
Haddas et al.	2018	Peur de chuter et AQM	25	-	Litt	x	x						x		
Simon et al.	2017	Symétrie de marche	17	-	12	x	x				x				
Miura et al.	2020	Fatigue et AQM	20	-	Litt	x	x	x	x					x	
Sato et al.	2022	Fatigue et AQM	51	-	-	x	x	x							
Damon et al.	2021	AQM	52	-	46	x	x	x	x						
Kawkabani et al.	2021	AQM	52	-	63	x	x								
Severijins et al.	2021	AQM	58	10	20	x	x	x	x				x	x	
Kim et al.	2019	AQM	40	-	-	x	x	x	x						
Semaan et al.	2022	Type de déformation et AQM	119	-	60	x	x	x	x				x		
Haddas et al.	2021	Port d'orthèse et AQM	30	30	-	x	x						x		
Arima et al.	2021	Analyse pré-op / post-op	98	98	-	x			x						
Giopatti et al.	2014	Analyse pré-op / post-op	-	12	Litt	x	x								
Yagi et al.	2016	Analyse pré-op / post-op	33	33	Litt	x	x						x		
Laratta et al.	2019	Analyse pré-op / post-op	19	19	Litt								x		
Harima et al.	2021	Analyse pré-op / post-op	56	56	Litt	x	x								
Asada et al.	2022	AQM et PJK	27	27	-	x		x	x						

## 2.2 Modélisation musculosquelettique

Un modèle musculosquelettique comporte plusieurs composantes : un modèle cinématique décrivant les contraintes cinématiques articulaires, un modèle géométrique décrivant les géométries des systèmes osseux et musculaires, et un modèle de calcul des efforts musculo-tendineux, intégrant les paramètres mécaniques des muscles et tendons ainsi que les méthodes de résolution de la redondance musculaire. La contribution proposée dans cette étude porte sur la personnalisation du modèle géométrique, la revue de littérature suivante s'attardera uniquement sur ce point.

### 2.2.1. Modèles musculosquelettiques géométriques

Dans les modèles musculosquelettiques, les géométries osseuses peuvent être représentées en 2D ou 3D et proviennent soit de la littérature, soit de reconstructions issues d'imagerie médicale (IRM, scanner, radiographie ou échographie). Les deux grandes catégories de modèles de muscles sont volumiques ou filaires, comme illustrées par la Figure 13.

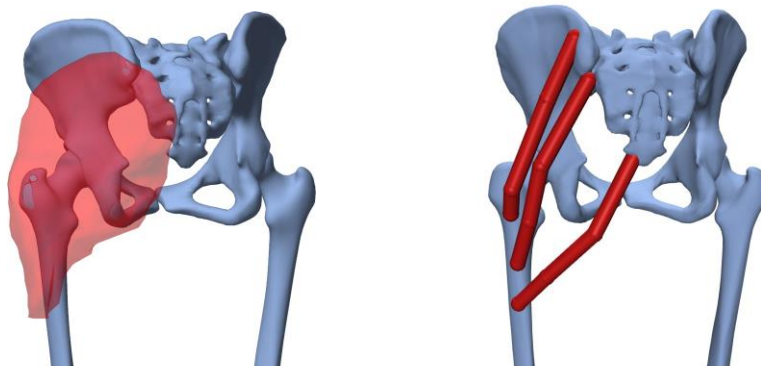


Figure 13: De gauche à droite, représentation 3D du muscle grand fessier dans un modèle musculosquelettique, représentation filaire du muscle grand fessier à l'aide de trois faisceaux distincts.

Les représentations musculaires en volume permettent de définir avec précision les surfaces, les longueurs et les trajets musculaires, mais elles présentent l'inconvénient d'être complexes à mettre en place. En effet, lorsqu'un muscle se contracte, sa géométrie change de manière différente selon l'orientation et la composition de ses fibres musculaires. Cette variation de géométrie au cours d'un mouvement représente un réel défi en termes de modélisation et d'animation. La modélisation volumique n'est donc pas encore couramment utilisée, bien que certains groupes de recherche développent des méthodes dans le cadre de l'animation cinématographique et vidéoludique (Oberhofer et al., 2009; Saito et al., 2015). En raison de la complexité de ces modèles, on préfère une représentation filaire représentant le trajet parcouru par le muscle entre une insertion proximale et une insertion distale (Uchida et al., 2020).

Les points d'insertion musculaires (proximal et distal) proviennent le plus souvent de la littérature, et sont calculés grâce à des tables anthropométriques (Bayoglu et al., 2023; Bogduk, 1980), ou sont identifiés à partir de mesures cadavériques directes (Hauselle et al., 2014). Un premier problème se présente alors pour les muscles à insertions surfaciques. Comme nous pouvons le voir sur l'exemple du grand fessier ci-dessus, l'insertion proximale s'étend sur la surface postérieure de l'aile iliaque et la face dorsale du sacrum. La simple représentation d'un point d'insertion ne suffit pas à modéliser correctement

l'action du muscle sur les mouvements du bassin et du fémur. La solution favorisée est donc de créer virtuellement un ou plusieurs autres faisceaux musculaires s'insérant à différents endroits et symbolisant les différentes actions musculaires, comme sur la Figure 13 avec la séparation en trois lignes d'action. Ce choix de discrétisation des muscles en plusieurs faisceaux représente un réel enjeu puisqu'il modifie les estimations de bras de levier musculaire et d'effort intra-articulaire. Par exemple dans une étude consacrée au membre inférieur il a été constaté que le nombre de faisceaux nécessaire à une minimisation de l'erreur sur l'estimation des efforts musculaires, dépendait de l'anatomie individuelle et de la posture des membres inférieurs (Valente et al., 2012). De plus, une autre étude a rapporté des estimations plus précises de la force de contact au niveau de l'articulation tibio-fémorale et de l'articulation de la hanche pour un plus grand nombre de faisceaux musculaires (Moissenet et al., 2015).

Une fois l'ensemble des insertions proximales et distales des muscles défini, il est possible de caractériser le chemin qu'ils parcourent. Ce chemin doit respecter leur agencement par rapport aux autres muscles et aux régions osseuses. En prenant l'exemple du psoas et du rectus femoris, on peut observer que le premier vient enrober la tête fémorale, l'empêchant de sortir de l'acétabulum, tandis que le second passe au-dessus d'autres muscles internes, tels que les vastes et les adducteurs, et passe en dessous du gracile. Pour obtenir une modélisation filaire correcte, il est donc nécessaire de représenter, quel que soit le mouvement des os, un fil qui garantit l'enrobage de la tête fémorale dans le cas du psoas, et le caractère intermédiaire du droit du fémur, pris entre les vastes et le gracile. Ainsi, il faut garantir l'absence d'intersection entre les différents muscles filaires et entre les muscles et les os. Cela n'est pas assuré par la simple utilisation de deux points d'insertions, comme représenté Figure 14a.

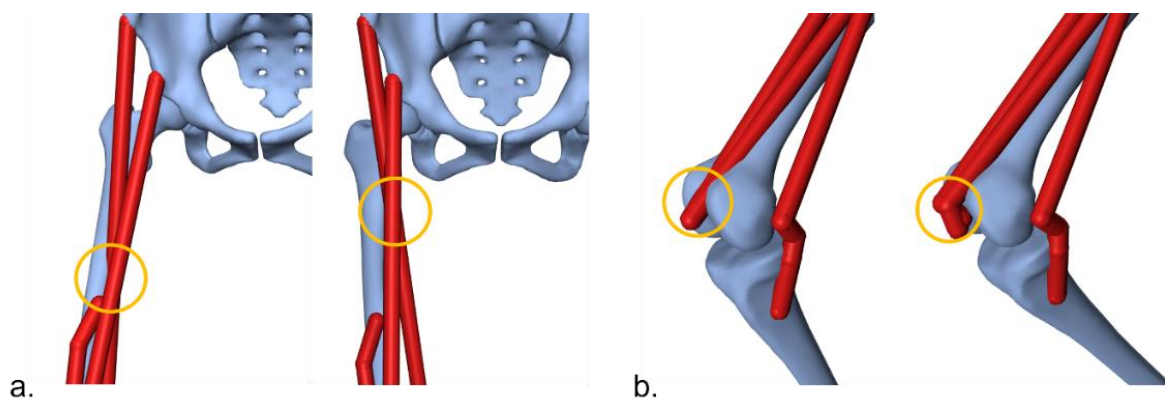


Figure 14: (a) Interpénétration du muscle gracile avec l'os et le rectus femoris. Les points de passages actuels du modèle ne permettent pas de faire passer le gracile au-dessus de l'os et du rectus femoris, quelque soit la position du fémur. (b) Interpénétration du rectus femoris et du vaste médial avec le fémur, corrigée pour un angle du genou plus prononcé par l'ajout d'un point de passage.

La solution proposée dans la littérature est d'ajouter des points de passage musculaire. Il existe quatre manières de définir de tels points : les points fixes, les points conditionnels, les points issus de régression et les surfaces d'enveloppement. Les points fixes ont des coordonnées invariantes au cours du mouvement (souvent associés aux repères osseux). Ils sont généralement utilisés au niveau des diaphyses osseuses, loin des articulations ayant de trop grandes mobilités comme la hanche ou le genou, Figure 15a.

Les points de passage conditionnels peuvent être utilisés pour éviter des conflits ou chevauchements musculaires au niveau des articulations. Ce sont des points de passage fixes, mais définis seulement pour

des configurations articulaires précises. Une condition d'apparition de tels points peut par exemple prendre en compte l'angle du fémur par rapport au tibia, déclenchant l'apparition du point pour un angle de flexion donné, comme représenté sur la Figure 15b.

Les points issus de régression ont des coordonnées dépendantes des variations angulaires des segments associés aux muscles. Ils sont le plus souvent issus d'imagerie médicale comme des IRM positionnelles. L'idée est de trouver une équation de régression permettant de connaître les coordonnées du point de passage en fonction des positions angulaires des segments (Suderman and Vasavada, 2012), voir Figure 15c.

Enfin, les surfaces d'enveloppement sont très utilisées pour prendre en compte les chemins musculaires au niveau des articulations. Leur mise en place consiste à forcer le contournement d'une surface donnée, de sorte que, quelle que soit l'orientation des segments étudiés, le chemin musculaire contournera toujours la géométrie définie. Ces géométries varient de formes basiques (cylindre, sphère) à des formes complexes directement issues des reconstructions osseuses (Desailly et al., 2010; Guitteny et al., 2023). L'inconvénient des surfaces d'enveloppement réside dans la difficulté de leur définition et de l'identification de la surface de contournement en fonction du muscle étudié, comme illustré sur la Figure 15d.

Ainsi, le choix du type de point de passage dépend du muscle étudié. Cependant, le plus souvent, plusieurs techniques sont utilisées pour les muscles pluri articulaires, avec des points fixes le long des diaphyses musculaires, des points de passage conditionnels pour prévenir les interpénétrations sur des configurations angulaires spécifiques et des surfaces d'enveloppement sur des articulations à grande amplitude de mouvement.

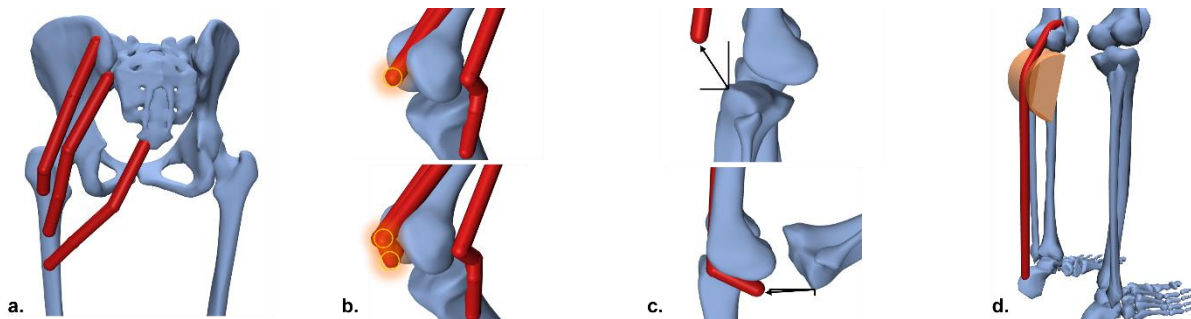


Figure 15: a. Points de passage fixes, b. points de passages conditionnels apparaissant pour un angle donné, c. points de passage issus de régression fonction de l'angle de flexion du genou, d. surface d'enveloppement décrivant le gastrocnémien médial.

Dans le cadre de l'étude de sujets atteints de pathologies, il est essentiel que ces modèles prennent en compte un maximum de spécificités inter-individuelles. C'est pourquoi nous parlons de personnalisation du modèle géométrique.

#### *Personnalisation du modèle géométrique*

Plusieurs méthodes rendent possible cette personnalisation du modèle. La plus connue et utilisée consiste à mettre à l'échelle un modèle générique. Cette méthode est très simple à mettre en place et garantit un premier niveau de personnalisation. En effet, la mise à l'échelle se fait généralement en utilisant des marqueurs d'analyse de la marche qui sont associés à des poids, représentant chacun le niveau d'importance accordé au placement dudit marqueur. Les géométries osseuses et musculaires sont ainsi ajustées, segment par segment, par multiplication avec le ratio des distances entre les marqueurs

du modèle et celles du set expérimental. Cette méthode est aussi utilisée pour mettre à l'échelle des paramètres inertiels des segments corporels. Cependant, elle n'est efficace que si les sujets étudiés sont similaires au sujet représenté par le modèle générique (même sexe, corpulence, etc.). En effet, l'utilisation de géométries osseuses issues de modèles génériques sur des sujets trop différents de la source peut entraîner des incertitudes sur la position des centres articulaires (Kainz et al., 2017) et ainsi affecter les calculs d'angles articulaires au cours d'un mouvement (Puchaud et al., 2020). Concernant les géométries musculaires, l'utilisation de géométries osseuses génériques peut aussi impacter la localisation des insertions musculaires et par conséquent altérer les paramètres cinématiques musculaires (Scheys et al., 2008a).

Des géométries squelettiques précises peuvent être reconstruites à partir de CT scan, d'IRM ou de radiographie bi-plane, et via des segmentations manuelles et l'utilisation de modèles statistiques de la forme (Modenese and Renault, 2021; Nolte et al., 2016). Ces géométries osseuses personnalisées permettent aussi de personnaliser les insertions musculaires, définies par des régions anatomiques précises (Hausselle et al., 2014; Pellikaan et al., 2014).

De plus, dans la plupart des cas, la personnalisation des chemins musculaires repose sur des reconstructions manuelles de muscles grâce à des images IRM ou CTscan, que ce soit pour générer des muscles volumiques ou filaires (via l'identification de centroïde musculaire) (Hausselle et al., 2014; Jensen and Davy, 1975; Modenese and Kohout, 2020). Cependant, l'acquisition de telles images est coûteuse, longue, et très irradiante dans le cas du CTscan, de plus elle demande du personnel dédié pour reconstruire les éléments musculaires et osseux. Un nouvel enjeu apparaît donc quant à l'utilisation d'imagerie peu ou pas irradiante et à la définition d'algorithmes de reconstruction automatique pouvant se réaliser rapidement.

Deux équipes proposent notamment des méthodes permettant d'obtenir un modèle musculosquelettique personnalisé de manière quasi-automatique. L'une de ces méthodes propose de générer un modèle à partir d'images issues de CT scan, grâce à un algorithme d'intelligence artificielle (Lerchl et al., 2022). La seconde propose de déformer un modèle musculosquelettique générique issue de reconstructions osseuses et musculaires, en se basant sur des images IRM. Une méthode de déformation élastique (nommée *Host Mesh Fitting*) permet alors d'adapter le modèle aux contours osseux et corporels des images IRM (Oberhofer et al., 2019). Cependant cette méthode ne permet pas de prendre en compte la déformation du système musculaire inhérente à la position couchée des IRM.

Enfin, quelques études initiées au sein de notre laboratoire cherchent à personnaliser des modèles musculosquelettiques à l'aide uniquement de radiographies bi-planes EOS. Ces études se basent sur des travaux antérieurs qui ont permis de développer des méthodes de reconstructions 3D de systèmes musculaires à l'aide d'imagerie IRM ou CT scan (Jolivet et al., 2008), ainsi que des méthodes de déformation non linéaire permettant de passer de reconstructions musculaires en positions couchées à la position debout, observée sur des radiographies EOS (Amabile, 2016; Hausselle et al., 2014; Van den Abbeele, 2018). Ces études ont permis la mise en place de modèles musculosquelettiques génériques, comportant les insertions musculaires, qui peuvent ensuite être déformés sur les morphologies osseuses et d'enveloppe corporelle de nouveaux sujets (issues de reconstructions 3D radiographiques), rendant possible la personnalisation de modèle musculosquelettique à l'aide de radiographies bi-planes. Cependant, cette méthode de personnalisation n'a été appliquée que pour le membre inférieur et la



région cervicale, sur de faibles cohortes de sujets, et n'a jamais été associée à des analyses du mouvement (Dubois, 2014; Muth-Seng, 2022).

Ainsi, bien que ces méthodes de personnalisation apparaissent comme prometteuses pour prendre en compte les spécificités osseuses et musculaires, elles n'ont pas toujours été appliquées à l'étude fonctionnelle de pathologies musculosquelettiques. Une prochaine partie fera un état des lieux des modèles utilisés et développés à cette fin, ainsi que de leur application à l'étude des déformations rachidiennes chez l'adulte.

### 2.2.2. Modèles musculosquelettiques validés pouvant permettre l'étude des déformations rachidiennes de l'adulte

Après avoir présenté les généralités sur la personnalisation des géométries de modèles musculosquelettiques, il convient de s'intéresser aux hypothèses sous-jacentes aux modèles qui ont été validés et qui peuvent être utilisés pour l'analyse de sujets atteints de déformations rachidiennes de l'adulte.

Une revue des modèles multi-corps de rachis ou de corps complet, ayant été validés et pouvant être appliqués à l'étude de pathologies musculosquelettiques, est synthétisée dans le Tableau 3.

#### *Modèles cinématiques*

Les modèles étudiés dans cette revue se différencient dans un premier temps par les modèles cinématiques utilisés. Au niveau du rachis, certains modèles présentent des articulations intervertébrales à un, trois ou six degrés de liberté (Bruno et al., 2015; Favier et al., 2021; Ignasiak et al., 2016; Lerchl et al., 2022) avec parfois des niveaux fixes, à 0 degré de liberté, pour les régions thoraciques (Christophy et al., 2012) et cervicales (Bruno et al., 2015).

Pour les articulations du membre inférieur, la hanche est généralement représentée par une articulation à trois degrés de liberté, tandis que le genou est modélisé comme une liaison pivot avec un degré de liberté dans le plan sagittal. Cependant, il convient de noter que l'articulation du genou peut présenter des couplages dans le plan sagittal afin de prendre en compte les déplacements du centre instantané de rotation en fonction des mouvements de flexion de la jambe (Bruno et al., 2015; Favier et al., 2021).

Ainsi l'on peut noter que de tels modèles ne permettent pas de prendre en compte précisément certaines cinématiques interarticulaires, plus spécifiquement au niveau de la hanche et du genou où les modèles actuels n'autorisent pas certaines translations relatives des segments osseux, ce qui peut affecter les calculs cinématiques.

#### *Modèle géométrique et personnalisation des morphologies*

Pour personnaliser les morphologies osseuses aux sujets étudiés, la plupart des modèles utilisent des méthodes de mise à l'échelle de modèles génériques (Lerchl et al., 2023). Les modèles initiaux, génériques, utilisent cependant souvent des images issues de CT scan pour leur construction, les images CT étant soit prises sur un sujet in vivo, soit sur une pièce cadavérique (Bayoglu et al., 2023; Bruno et al., 2015; Khurelbaatar et al., 2015; Lerchl et al., 2022). Parmi ces modèles génériques, celui développé par Bruno et al. autorise une personnalisation des morphologies osseuses à l'aide d'imagerie CT (Bruno et al., 2015). De plus, deux études cherchent à personnaliser ces morphologies via l'utilisation de radiographies biplanes EOS, l'équipe de Fasser et al. propose d'ajuster les courbures rachidiennes en mesurant et annotant des points vertébraux précis sur les radios (Fasser et al., 2021) et l'équipe de

Overbergh présente une méthode complète de prise en compte des morphologies et alignements des vertèbres, applicable à tous types de modèles (Overbergh et al., 2019).

En ce qui concerne les morphologies musculaires, la grande majorité des modèles utilisent des muscles filiformes reliant deux points d'insertion sans passer par des points de passage intermédiaires. Ces points d'insertion sont souvent issus de la littérature (Christophy et al., 2012; de Zee et al., 2007; Khurelbaatar et al., 2015), même si d'autres modèles les personnalisent à partir d'imagerie CT scan (Bruno et al., 2015; Lerchl et al., 2022), ou IRM (Favier et al., 2021), en identifiant les points anatomiques d'insertion, ou encore en mesurant des points au laser sur des pièces cadavériques (Bayoglu et al., 2023). À notre connaissance, seules les équipes de Favier et Bruno personnalisent les chemins musculaires complets, en utilisant des points de passage provenant de l'imagerie (Bruno et al., 2015; Favier et al., 2021).

D'autres structures de tissus mous peuvent également être représentées car les ligaments et les disques intervertébraux sont d'une grande importance dans le calcul des forces intra-articulaires et donc des forces musculaires. Sur ce point, certaines études négligent l'effet de ces composants (Bruno et al., 2015; Christophy et al., 2012; de Zee et al., 2007), tandis que d'autres les représentent par des éléments ayant un comportement élastique linéaire (Favier et al., 2021; Ignasiak et al., 2016). Cependant, ces éléments n'ont pas été décrits comme ayant un impact majeur sur les cinématiques osseuses et musculaires.

Ainsi, à notre connaissance, aucun de ces modèles ne propose de personnaliser les morphologies osseuses corps complet via l'utilisation d'imagerie radiographique à basse dose d'irradiation. Concernant les morphologies musculaires, seuls deux modèles proposent de personnaliser les chemins musculaires complets mais nécessitent des images IRM ou CT scan et aucune ne propose d'utiliser les méthodes de déformations de modèles musculaires sur des reconstructions 3D osseuses et corporelles pour personnaliser les chemins musculaires sans avoir recours à de tels process d'imagerie, comme celles présentées plus haut (Dubois, 2014; Muth-Seng, 2022).

#### *Paramètres biomécaniques étudiés*

Certains des modèles musculosquelettiques, qui ont été présentés ci-dessus, ont servi à l'analyse de paramètres biomécaniques chez des populations saines ou pathologiques. Les premières applications de ces modèles ont été le calcul de la cinématique du mouvement, des longueurs et bras de leviers musculaires et des efforts interarticulaires, dans le but de valider les modèles par rapport à la littérature ou à des mesures expérimentales, ces études portaient principalement sur des sujets sains.

On trouve également des publications portant sur les efforts interarticulaires durant des activités de la vie quotidienne, telles que la marche, le port de charges, ou la course à pied (Kim and Zhang, 2017; Raabe and Chaudhari, 2016; Senteler et al., 2016), mais sur des cohortes de sujets sains seulement.

Cependant, quelques études se sont intéressées à l'utilisation de tels modèles pour simuler l'impact des déformations rachidiennes sur les efforts intervertébraux et activations musculaires (Bassani et al., 2019; Bruno et al., 2017). Enfin, une étude a cherché à quantifier les changements de chargements intravertébraux et d'activation musculaires dus aux différents types d'alignement vertébral scoliotiques, dans le cadre de la scoliose idiopathique de l'adolescent (Barba et al., 2021).

À notre connaissance cependant, aucune étude ne cherche à compléter les analyses fonctionnelles des déformations rachidiennes de l'adulte à l'aide d'une description de paramètres géométriques musculaires. De plus nous n'avons trouvé aucune étude traitant des variations de longueurs musculaires

chez ces patients, ou d'étude portant sur les liens entre altérations posturales, fonctionnelles, et musculaires, telles que des configurations à même de favoriser des immobilisations musculaires.

Tableau 3: Vue d'ensemble et description des caractéristiques des modèles musculosquelettiques validés, permettant d'étudier les populations atteintes de déformations rachidiennes de l'adulte. Centre intervertébral désigne la méthode utilisée pour déterminer les coordonnées du centre, nombre actionneur désigne le nombre d'ensembles musculo-tendineux utilisés dans le modèle, via point désigne la présence ou non de points de passage musculaire et la méthode de définition utilisée, personnalisation des via point désigne la possibilité de personnalisation des coordonnées de points de passage, l'abréviation « Litt » signifie « issue de la littérature ».

Auteur	Année	Segments inclus	Modele d'origine	Géométrie osseuse	Personnalisation possible	Elements passifs	Nombre actionneurs	Points d'insertion	via point	Personnalisation via points	Paramètres de validation	Logiciel
de Zee et al.	2007	Bassin, L1-L5, thorax-tête	-	Littérature	Mise à l'échelle	-	154	Litt	Rigides, surface d'enveloppement	-	Moments intervertébraux Activations musculaires	AnyBody
Christophy et al.	2012	Bassin, L1-L5, thorax-tête	-	Littérature	Mise à l'échelle	-	238	Litt	-	-	Bras de levier musculaire	OpenSim
Bruno et al.	2015	Bassin, T1-L5, côtes, sternum, membre sup, cervicales-tête	Christophy et al., Vasavda/Holzbaaur	CT scan, 1 sujet	Mise à l'échelle CT scan	-	552	CT scan	Rigide	oui	Efforts et moments intervertébraux Activations musculaires	OpenSim
Raabe et al.	2015	Bassin, C1-L5, côtes, sternum, membre sup	Hammer et al., Christophy	Littérature	Mise à l'échelle	-	324	Litt	-	-	Bras de levier musculaire Activations musculaires	OpenSim
Kurelbaatar et al.	2015	Bassin, C1-L5, côtes, sternum, membre sup	-	CT scan, 1 sujet	Mise à l'échelle	Ligaments (non lin), IVD (non lin), Facet joints (lin), cartilage (lin), costo-sternal (lin)	262	Litt	-	-	Cinématique articulaire Efforts musculo-tendineux Efforts intradiscaux	RECURDYN
Ignasiak et al.	2016	Bassin, T1-L5, côtes, sternum, membre sup, cervicales-tête	de Zee	Littérature	Mise à l'échelle	IVD(lin), costo-vertebral (lin), costo-transversal (lin), Costo-sternal (lin),	227	Litt	n.c.	n.c.	Efforts intradiscaux	AnyBody
Bayoglu et al.	2017	Bassin, C1-L5, côtes, sternum, épaules, membre sup, crâne	-	CT scan, 1 sujet cadavérique	Mise à l'échelle	IVD (lin)	351	Cadavérique	-	-	Géométrie musculo-tendineuse Longueur, surface, volume	AnyBody
Burkhardt et al.	2020	Pied, tibia, fibula, femur, bassin, T1-L5, côtes, sternum, membre sup, cervical-tête	Bruno, gait2354 (Delp et al.)	CT scan Littérature	Mise à l'échelle, CT scan pour rachis	-	604	Litt + CT scan	Rigide, conditionnel, regression	oui	Efforts et moments intervertébraux	OpenSim
Favier et al.	2021	Pied, tibia, fibula, femur, bassin, T1-L5, thorax, membre sup, cervical-tête	-	IRM scan, 1 sujet	Mise à l'échelle	IVD (lin)	538	IRM	Rigide	oui	Bras de levier musculaire Efforts et moments intervertébraux Activations musculaires	OpenSim
Guo et al.	2021	Bassin, T1-C5, côtes, sternum, membre sup, cervical-tête	Bruno et al., Rupp et al.	Littérature	Mise à l'échelle	Ligaments (non lin), IVD (lin), facet joint (lin)	214	CT scan	Surface d'enveloppement, regression	oui	Efforts et moments intradiscaux Activations musculaires	Maison, C++
Lerchl et al.	2022	Bassin, L1-L5, thorax, membre sup, cervical-tête	-	CT scan, 1 sujet	CT scan	Ligaments (non lin), IVD (non lin)	103	CT scan	n.c.	n.c.	Efforts et moments intradiscaux Efforts musculaires	Simpack

### *Conclusion et choix pour la suite de l'étude :*

Le Tableau 3 synthétise les éléments de cette revue de littérature et détaille les spécificités des modèles analysés. Pour résumer, la majorité des modèles musculosquelettiques couramment utilisés a été développée dans des logiciels dédiés (surtout OpenSim et AnyBody) et se base sur des modèles génériques, mis à l'échelle à chaque nouveau sujet. Ces modèles comprennent le plus souvent des géométries osseuses 3D et des représentations filaires des muscles définis via des points d'insertions et de passages.

La personnalisation des géométries osseuses et musculaires représente une étape clef dans l'utilisation de tels modèles puisque la mise à l'échelle ne permet pas de prendre en compte les spécificités interindividuelles et peut générer des erreurs sur l'estimation des cinématiques articulaires.

Concernant les méthodes de personnalisations, les modèles personnalisables actuels proposent le plus souvent d'utiliser des images IRM ou CTscan pour personnaliser à la fois les géométries osseuses et les chemins musculaires, et seules quelques études ont développé des solutions permettant d'utiliser des imageries radiographiques pour personnaliser les alignements osseux.

De plus, une méthode a été développée dans le but déformer un système musculaire d'un sujet générique sur les géométries osseuses et corporelles d'un nouvel individu, en n'ayant recours qu'à des images radiographiques corps complet. Cette méthode semble prometteuse dans l'amélioration de personnalisation des géométries d'un modèle musculosquelettique puisqu'elle ne nécessite pas d'utiliser des imageries IRM ou CTscan difficiles d'accès.

Concernant les modèles cinématiques, les modèles actuels se basent tous sur des représentations de la hanche à 3 degrés de liberté et 4 pour le genou, ce qui pourrait être amélioré dans le cadre de l'étude de la marche. En effet le recours à une méthode d'analyse cinématique utilisant un modèle éléments finis, comme présenté dans la première partie de la revue de littérature (Lahkar et al., 2021), autorise, en plus des rotations, des déplacements linéaires 3D contrôlés pour ces deux articulations.

Enfin, vis-à-vis des paramètres étudiés, de tels modèles n'ont été appliqués qu'à la détermination de contractions musculaires et d'efforts intra-articulaires, sans lien direct avec une description fonctionnelle des déformations rachidiennes. A notre connaissance, les mécanismes compensatoires cinématiques n'ont pas été étudiés à la lumière de paramètres géométriques simples, comme les longueurs musculaires, qui pourraient permettre de dresser des premières hypothèses sur les liens entre altérations posturales, fonctionnelles et musculaires.

Il apparaît ainsi le besoin de développer un modèle musculosquelettique corps complet personnalisable tant d'un point de vue des géométries osseuses que musculaires et permettant l'analyse de paramètres géométriques simples comme les longueurs musculaires. Un tel modèle doit de plus être applicable à de grandes cohortes d'individus, en utilisant des outils de personnalisation à faible irradiation et faible coût, comme le système de radiographie EOS, ainsi que des méthodes d'analyse cinématique robuste, permettant de prendre en compte des cinématiques articulaires physiologiques.

### 2.3. Bilan de la revue de littérature et objectif du projet

Les travaux de thèse présentés dans ce document ont pour but de contribuer à la modélisation musculosquelettique personnalisée pour calculer des paramètres biomécaniques d'intérêt clinique majeur durant le mouvement, chez les patients ayant une déformation rachidienne de l'adulte.

La revue des études cinématiques appliquées à l'analyse des déformations rachidiennes a souligné la nécessité de calculer avec précision les paramètres radiographiques durant le cycle de marche. Dans cette optique, les méthodes utilisant l'imagerie radiographique pour définir les repères osseux et prenant en compte les artefacts des tissus mous par des l'utilisation d'éléments finis offre les meilleures possibilités de personnalisation et semblent adaptées à notre étude. En ce qui concerne les paramètres radiographiques, le contexte clinique et la revue soulignent tous deux le besoin de quantifier la position de la tête par rapport au bassin, comme indicateur de déséquilibre postural, l'orientation du bassin, en raison de son importance dans les mécanismes de compensation, ainsi que les paramètres de la hanche, étant donné leur implication dans le syndrome *hip spine syndrom*. L'ensemble de ces paramètres sont actuellement absents des études existantes.

Afin de contribuer à une meilleure compréhension de la déformation rachidienne de l'adulte, l'utilisation de modèles musculosquelettiques semble intéressante pour accéder à des paramètres biomécaniques d'intérêt comme les longueurs musculaires. La seconde partie de la revue de littérature a ainsi présenté les principales solutions de personnalisation d'un modèle géométrique qui consistent soit en une mise à l'échelle de modèles génériques soit en l'utilisation d'imagerie difficile d'accès comme les IRM ou très irradiante comme les CT scan. Nous proposerons alors d'utiliser des radiographies EOS basses doses pour personnaliser le système ostéoarticulaire et les insertions musculaires.

De plus, les modèles génériques actuels sont tous générés à partir de sujets sains. Pour répondre à la problématique de la personnalisation des morphologies musculaires, nous proposerons alors de déformer des muscles issus de reconstructions IRM sur les géométries osseuses individuelles issues de reconstructions radiographiques, conformément à une méthode préexistante (Dubois, 2014; Muth-Seng, 2022). Concernant l'estimation des chemins musculaires au cours d'un mouvement, la littérature propose souvent de se ramener au muscle filaire défini par des points de passage. Cette option sera étudiée et permettra de mettre en place un calcul de variation de longueurs musculaires au cours d'un mouvement.

Ainsi le projet de thèse suivant aura donc comme principaux objectifs les éléments suivants :

- Proposer une analyse cinématique intégrant des paramètres radiologiques usuels dans le cadre de pathologies musculosquelettiques, avec application aux déformations rachidiennes de l'adulte,
- Proposer un modèle musculosquelettique personnalisé, propice à l'étude des pathologies musculosquelettiques pour analyser des paramètres musculaires géométriques au cours de la marche,

## Partie 2 : Travail personnel

## Chapitre 3. Analyse cinématique de paramètres radiologiques décrivant les pathologies musculosquelettiques : application aux déformations rachidiennes de l'adulte

Dans le but de compléter les descriptions fonctionnelles des déformations rachidiennes chez l'adulte, ce chapitre se concentre sur l'analyse des paramètres radiologiques évoluant pendant la marche. Pour cela, des reconstructions 3D des os seront utilisées pour obtenir des repères anatomiques et centres articulaires précis, et une méthode de recalage osseux sera appliquée à chaque instant du cycle de marche, en prenant en compte les artefacts des tissus mous grâce à une méthode par éléments finis, pour calculer les paramètres radiologiques durant le mouvement. Cette approche permettra d'évaluer les stratégies de marche adoptées par les patients, en particulier en explorant les liens entre la déviation de l'axe tête/bassin par rapport à l'axe vertical (ODHA) et la version pelvienne, ainsi que les orientations 3D de la hanche pendant le cycle de marche.

Le chapitre sera ainsi divisé en trois sous-parties : une première décrivant la méthode d'analyse cinématique, une seconde présentant l'analyse de l'équilibre cinématique corps complet des patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte, et une dernière étudiant l'orientation 3D de la hanche durant le cycle de marche chez ces mêmes patients.



### 3.1. Méthode d'analyse cinématique des paramètres radiologiques

Les deux applications cliniques proposées dans cette partie ont fait l'objet de deux publications distinctes, basées sur deux jeux de données différents. L'ensemble a été rassemblé en utilisant un même protocole expérimental approuvé par un comité d'éthique (CEHDF 1259). Dans le cadre de ce protocole, des sujets atteints des déformations rachidiennes de l'adulte consultant à l'hôpital Hôtel Dieu de France de Beyrouth, CHU de l'Université Saint-Joseph, pour une évaluation radiographique, ainsi que des sujets témoins, ont été recrutés. Ces acquisitions expérimentales ont précédé le travail de thèse présenté dans ce manuscrit, et la contribution personnelle commence à la sous partie 3.2.2.

#### 3.1.1. Acquisition de données

Quelle que soit la cohorte de sujets sains ou pathologiques étudiée, tous ont rempli les questionnaires de qualité de vie suivants :

- L'indice d'invalidité d'Oswestry (ODI) : un questionnaire visant à quantifier l'invalidité due aux douleurs lombaires. Un score final de 0 à 100 est attribué, un score croissant indique une plus grande invalidité. Les patients ayant un score supérieur à 70 sont considérés comme ayant des douleurs dorsales très invalidantes.
- Le Short-Form 36 (SF-36) et ses composantes physiques (PCS) et mentales (MCS) : ce questionnaire comporte huit échelles de score, mais seules les échelles évaluant les fonctions physiques et la santé mentale des patients ont été étudiées. Chaque échelle donne un score de 0 à 100, qui est inversement proportionnel au niveau d'handicap mesuré. Un score inférieur à 40 est interprété comme indiquant un état de santé préoccupant.
- L'échelle visuelle analogique (EVA) : un questionnaire permettant d'évaluer le niveau de douleur à un instant donné. Cette échelle varie de 0 à 10, où un résultat supérieur à 7 indique une douleur intense.

Après avoir répondu aux questionnaires, les sujets ont été équipés de marqueurs réfléchissants pour l'analyse de la marche. Les marqueurs ont été placés sur la tête, la colonne vertébrale, le tronc et les membres inférieurs, conformément aux protocoles modifiés du modèle Plug In Gait présenté par Davis (Davis et al., 1991) et de celui présenté par Leardini (Leardini et al., 2011), comme illustré Figure 16 ci-dessous.



Figure 16: Ensemble de marqueurs réfléchissants utilisés pour les acquisitions d'analyse du mouvement. Ce set de marqueur est une adaptation des protocoles de Davis (modèle Plug In Gait) et de Leardini.

L'ensemble des sujets a réalisé une analyse 3D de la marche à l'aide de sept caméras infrarouges MX3 (*Vicon Motion Systems, Oxford, UK*) et de deux plateformes de force (*AMTI Inc., Watertown, MA*). Cette installation a permis l'enregistrement de plusieurs acquisitions, une première mesure statique, où les sujets ont été invités à se tenir debout, droit, les bras écartés suivis d'une série d'acquisitions de marche a été capturée, où les sujets marchaient en ligne droite à leur propre vitesse de confort. Toutes les séries d'essais de marche ont été comparées entre elles à l'aide du logiciel Polygon (*Vicon Motion Systems, Oxford, UK*). Un seul essai représentatif de la marche de chaque sujet a été retenu pour le calcul de la cinématique articulaire.

Enfin, après l'analyse de la marche, les sujets ont subi des radiographies bi-planes du corps entier (*EOS Imaging, Paris, France*) en position debout. Ces derniers avaient pour consigne de respecter la *free standing position*, c'est-à-dire une position normée issue de la littérature (Faro et al., 2004). Pendant la prise des radiographies, les sujets portaient toujours les marqueurs réfléchissants utilisés pour l'analyse de la marche.

### 3.1.2. Exploitation des données radiographiques

Les images bi-planes ont permis de reconstruire en 3D les géométries des éléments suivants à l'aide d'un logiciel spécifique et de méthodes publiées dans la littérature (Chaibi et al., 2012; Girinon et al., 2020; Humbert et al., 2009; Quijano et al., 2013) :

- Vertèbres lombaires et thoraciques
- Bassin et sacrum
- Fémurs, tibias et péronés de chaque jambe
- Enveloppe corporelle (contours des individus visibles sur les radiographies)
- Marqueurs réfléchissants d'analyse de la marche

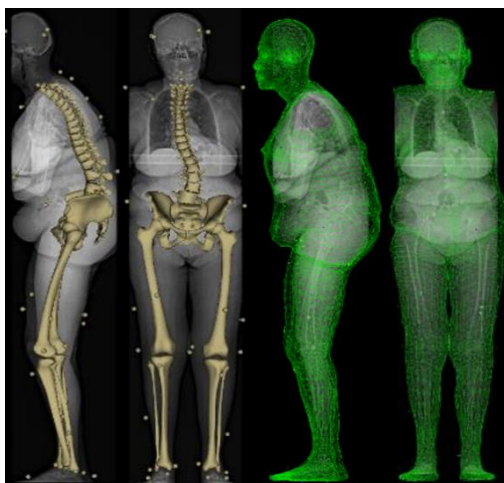


Figure 17: Reconstruction 3D des os, marqueurs d'analyse de la marche et de l'enveloppe corporelle grâce aux images obtenues par radiographies bi-planes

L'ensemble de ces reconstructions a été réalisé par plusieurs opérateurs, tous formés et habitués à l'utilisation du logiciel. Le travail personnel a consisté à compléter ces reconstructions osseuses la reconstruction des marqueurs réfléchissants d'analyse de la marche. Dans la suite de cette partie, seules les reconstructions osseuses du rachis, du bassin, des membres inférieurs et des marqueurs réfléchissants ont été utilisées.

Dans certains cas, les patients dépassaient du champ d'acquisition des radiographies, ce qui empêchait la distinction de tout ou partie des marqueurs d'analyse de la marche. Lorsque des marqueurs n'étaient visibles que sur l'une des deux radiographies, ils ont d'abord été replacés sur la radiographie visible, puis approximés sur l'autre radiographie, en se guidant par la ligne épipolaire. Ensuite, les distances entre ces marqueurs et les trois marqueurs les plus proches ont été calculées dans les environnements Vicon et EOS, puis utilisées pour corriger la position de ces marqueurs. Une tolérance d'erreur de 2 mm a été appliquée pour chaque distance.

### 3.1.3. Calcul cinématique

Comme annoncé en introduction, l'un des intérêts de cette étude réside dans l'utilisation d'une méthode prenant en compte les artefacts des tissus mous dans la résolution de la cinématique inverse (Lahkar et al., 2021). Afin d'appliquer la méthode choisie, une première étape consistait à effectuer une analyse cinématique sans contrainte articulaire en recalant rigidement les os à chaque instant de la marche à partir des marqueurs externes présents sur le segment corporel concerné.

Cette étape reposait sur la méthode présentée dans (Pillet et al., 2014), où des repères associés à chaque segment corporel étaient calculés à l'aide des marqueurs d'analyse de la marche. Ces repères permettaient de définir des matrices de passage entre la position des segments corporels à chaque instant des acquisitions expérimentales, ainsi que des matrices de passage entre les environnements VICON et EOS. Les reconstructions 3D des os étaient ensuite considérées comme fixes dans les repères segmentaires calculés dans l'environnement EOS, et les matrices de passage EOS-VICON correspondantes à chaque segment leur étaient appliquées pour calculer les positions et orientations des os dans l'environnement VICON.

Enfin, les matrices de passage associées aux mouvements des segments à chaque instant des acquisitions étaient appliquées aux os pour calculer l'évolution des positions et orientations de ces derniers à chaque instant. Cependant, comme cela a été présenté dans la revue de littérature, cette méthode induit des décalages des os car les marqueurs sont soumis aux mouvements parasites des tissus mous, comme illustré dans la Figure 18 ci-dessous.

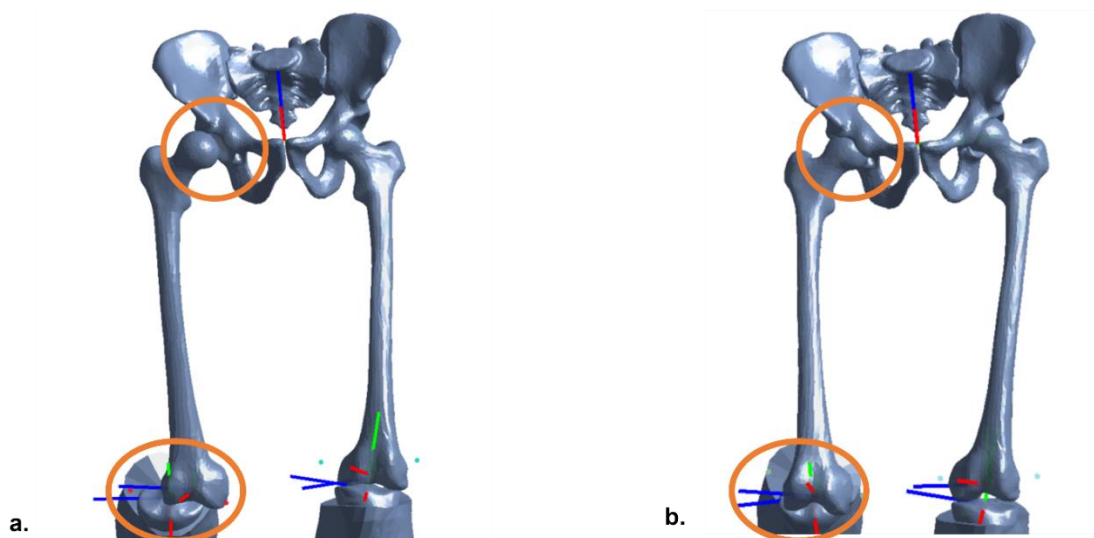


Figure 18: a. Résultat issue de l'analyse cinématique sans prise en compte des artefacts de tissus mous, dislocation visible au niveau de la hanche et du genou. b. Résultats obtenue après prise en compte des artefacts de tissus mous par la méthode éléments finis décrite dans (Lahkar et al., 2021)

L'application de la méthode de réduction des artefacts des tissus mous a utilisé les données suivantes en entrée :

- Les reconstructions osseuses dans l'environnement VICON à un instant donné (dans notre cas, le premier instant de l'acquisition statique),
- Les coordonnées des marqueurs réfléchissants sur cette même acquisition,
- Les matrices de passage des segments corporels associées aux acquisitions de marche, permettant de passer d'un instant  $t$  à d'autres instants  $t+i$ .

À partir de ces données, trois séries de points ont été créées : les points osseux, les points sous-cutanés et les points cutanés. Les points osseux ont été liés rigidement entre eux et leur position a été calculée à partir des données de reconstructions osseuses. Les points cutanés ont eu les mêmes coordonnées que les marqueurs utilisés par le système optoélectronique à chaque instant. Les points sous-cutanés ont été créés à 1 mm sous les marqueurs, dans la direction orthogonale à la surface osseuse. Ils ont été reliés rigidement par des poutres aux points osseux et reliés par des ressorts aux points cutanés. De plus, pour éviter les dislocations des articulations des hanches et des genoux, les différents segments ont été reliés par des biellettes. Ces biellettes avaient une longueur paramétrable (choisie à 1 mm lors de la création du modèle) et une grande rigidité en compression ( $E = 10\text{GPa}$ ). Les points cutanés et sous cutanés ont été reliés par des ressorts longitudinaux définis dans 3 plans de l'espace avec une raideur de 30 kN/m pour le bassin et 10 kN/m pour la cuisse et la jambe, en cohérence avec des précédentes études de la littérature (Dumas and Jacquelin, 2017; Gittoes et al., 2006).

Dans le logiciel de résolution de problèmes par éléments finis Ansys (*Ansys Inc., US*), la position des marqueurs cutanés a été entrée pour chaque instant de l'analyse du mouvement, ce qui a donné en sortie la position de tous les autres points. Ainsi, le logiciel a réalisé autant de résolutions que d'instant inclus dans les acquisitions expérimentales.

Enfin, l'analyse cinématique n'a plus été réalisée à partir des coordonnées des marqueurs réfléchissants obtenues lors de l'expérimentation, mais à partir des coordonnées des marqueurs sous-cutanés issues du traitement par éléments finis, dont le déplacement par rapport aux os était quasi rigide. Ces nouvelles coordonnées ont donc assuré les contraintes de non-dislocation osseuse. La cinématique inverse a été calculée à l'aide de la routine Matlab présentée précédemment, mais avec des données d'entrée modifiées (position des marqueurs sous-cutanés et non plus cutanés).

#### 3.1.4. Choix des paramètres cinématiques étudiés

Les paramètres cinématiques étudiés sont de différentes natures. Quelle que soit l'application réalisée, un premier calcul des paramètres spatio-temporels classiques a été effectué. Elles comprennent l'estimation des différentes longueurs et largeurs de pas, des vitesses et des cadences, ainsi que des durées de chaque phase du cycle de marche. Le calcul de l'indice de déviation de la marche (GDI) a aussi été réalisé pour chaque sujet, ce paramètre sert, comme présenté dans la revue de littérature, d'indicateur de risque de chute et de maîtrise de la fonction de marche (Schwartz and Rozumalski, 2008).

Enfin, les paramètres spatio-temporels ont été complétés par les paramètres cinématiques proprement dits, tels que les angles de flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe des différents segments corporels (tronc, bassin et membres inférieurs), ramenés aux articulations correspondantes (hanche, genou, cheville).

### 3.1.5. Calcul des paramètres radiologiques au cours du mouvement

Différents paramètres radiologiques ont été calculés en fonction des applications traitées. Les paramètres spécifiques à chaque application seront présentés dans les sous-parties dédiées. Chaque reconstruction osseuse a été régionalisée en zones anatomiques, et chaque zone anatomique est ramenée, lors de leur utilisation pour définir les paramètres, à un point unique défini comme le barycentre des nœuds maillant la région.

Dans le cas du calcul d'angles, le résultat a été donné dans le plan déterminé par les deux droites définissant l'angle. Cependant, pour permettre la comparaison avec la littérature, cet angle a dû être projeté dans les trois plans de l'espace, car les radiographies habituelles sont réalisées de face et de profil. Chaque point et chaque droite utilisés pour le calcul d'angle ont donc été projetés dans les trois plans du repère patient, un repère construit avec l'axe x comme axe inter-cotyloïdien, z comme axe vertical et y comme produit vectoriel de z et x. Ainsi, pour chaque angle ou distance calculés, nous avons obtenu quatre valeurs : une valeur dite 3D, une valeur frontale, une valeur sagittale et une valeur axiale.

Enfin, les valeurs moyennes et l'amplitude des mouvements (ROM) de chaque paramètre radiologique ont été calculées pendant le cycle de marche. Le préfixe "c" a été ajouté à chaque paramètre pour différencier la valeur cinématique calculée pendant la marche de la valeur radiographique calculée sur la radiographie statique, désignée par le préfixe "r". Les différences entre les valeurs cinématiques et radiographiques ont également été calculées et ont été définies dans la suite de cette partie à l'aide du symbole « $\Delta$ », par exemple  $\Delta ODHA = cODHA - rODHA$ .

### 3.1.6. Analyse statistique

Les données démographiques, les résultats des questionnaires de qualité de vie, les paramètres radiologiques en position statique calculés à partir de la reconstruction 3D des radiographies bi-planes, ainsi que ceux calculés pendant la marche à partir des données de la marche, et les paramètres cinématiques classiques ont été comparés entre les groupes pathologiques et témoins à l'aide du test statistique de Mann-Whitney. Dans le cas de la définition de sous-groupes, ces mêmes paramètres ont été comparés entre eux à l'aide d'un test de Kruskal-Wallis avec des comparaisons par paires de Conover-Iman afin de rechercher un effet de groupe.

Enfin, les relations entre les paramètres cliniques (issus des radiographies et calculés lors de la marche), les paramètres cinématiques segmentaires et spatiotemporels, ainsi que les scores des questionnaires de qualité de vie ont été évaluées à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson (r).

Le niveau de significativité a été fixé à 0.05 et ajusté avec la correction de Bonferroni pour tenir compte des comparaisons multiples.

Les tests statistiques ont été réalisés avec Xlstat® (Addinsoft, Paris, France ; version 2020.1.3.65336) et Matlab (MathWorks, Inc., Natick, USA).

## 3.2. Application 1 : étude de l'équilibre global des patients atteints de déformation rachidienne de l'adulte durant la marche

Pour rappel, cette étude cherchait à quantifier les stratégies de marche adoptées par les patients atteints de déformations rachidiennes en évaluant des paramètres cliniques tels que la version pelvienne, le SVA ou l'ODHA durant un cycle de marche.

### 3.2.1. Méthodologie spécifique à cette étude

#### 3.2.1.1. Population étudiée

Au total, 69 patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (51 ans, écart-type ( $\sigma$ ) = 20 ans ; 77% de femmes) et 62 sujets asymptomatiques (34 ans,  $\sigma$  = 13 ans ; 62% de femmes) ont été recrutés. Les patients ont été inclus s'ils présentaient des douleurs dorsales et au moins l'un des critères radiographiques présents dans la classification de l'*International Spine Study Group*, à savoir : une inclinaison pelvienne (VP) > 25°, un angle de Cobb frontal > 20°, une distance pour l'axe sagittal vertical (SVA) > 50mm ou une cyphose thoracique (CT) > 60°. Les critères d'exclusion du groupe témoin étaient tout antécédent orthopédique et/ou de douleur dorsale.

#### 3.2.1.2. Paramètres radiologiques étudiés

Dans le cadre de cette étude, les paramètres suivants d'alignement global et spinopelvien ont été calculés à l'aide des reconstructions 3D à partir des radiographies statiques : l'incidence pelvienne (IP en °), la version pelvienne (rVP en °), le décalage PI-LL (PI-LL en °), l'axe vertical sagittal (rSVA en mm), l'angle Odontoïd to hip axis angle (ODHA en °), l'angle de lordose lombaire L1S1 (en °), les angles de cyphose thoracique T1T12 et T4T12 (en °), l'angle de Cobb frontal (en °) voir Figure 19. Chaque paramètre a été calculé en 3D puis projeté dans les plans frontaux et sagittaux patients. Cependant, la méthode de prise en compte des artefacts de tissus mous ne pouvait s'adapter qu'aux membres inférieurs, du fait du faible nombre de marqueurs réfléchissant sur le tronc et les membres supérieurs. Ainsi le calcul du SVA repose sur l'expression du vecteur de translation entre le barycentre de la vertèbre C7 et le marqueur réfléchissant C7 (identifiée sur les radiographies bi-planes) et le calcul de l'ODHA se base sur l'expression du sommet de l'odontoïde dans le repère technique tête, calculée à l'aide des marqueurs réfléchissants.

De plus, la position de l'odontoïde a été projetée dans le plan axial et comparée entre les groupes afin d'avoir une meilleure visualisation des alignements corporels de chaque patient. Enfin l'analyse de l'évolution de l'ODHA au cours de la marche a aussi conduit en la définition d'une nouvelle grandeur, appelée Sway et représentant l'amplitude de mouvement de l'angle ODHA pendant le cycle de la marche a été défini et étudiée. Cette grandeur représente le balancement de la tête au cours de la marche, nous avons supposé que le Sway serait inférieur chez les ASD déséquilibrés qui chercheraient à limiter le ballant des 4 kg de tête durant la marche pour en garantir le contrôle.

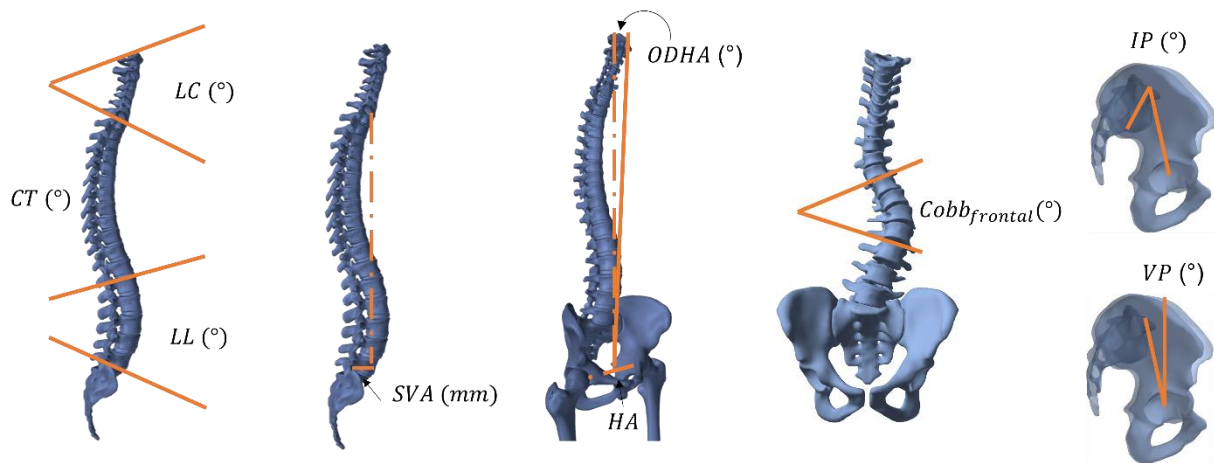


Figure 19: Paramètres 3D d'alignement global et spinopelvien : Incidence pelvienne (PI), version pelvienne (VP), axe vertical sagittal (SVA), angle odontoïde to hip axis angle (ODHA), cyphose thoracique (TK), lordose lombaire (LL) et angle de Cobb

### 3.2.1.3. Création de sous-groupes de patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte

Afin d'évaluer un défaut d'alignement postural pendant la marche, en particulier un déséquilibre sagittal, les patients présentant un ODHA cinématique élevé (supérieur à la moyenne ajoutée d'un écart-type de la population témoins) ont été classés comme sujet déséquilibré cinématiquement (ASD-DC). Les patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte dont le cODHA se trouvaient dans le corridor de normalité [cODHA-1SD ; cODHA+1SD] ont été classés comme équilibré cinématiquement (ASD-EC).

### 3.2.2. Résultats de l'étude

Les patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) étaient plus âgés que les sujets témoins, avec un âge moyen de 51 ( $\sigma = 20$ ) ans par rapport à 34 ( $\sigma = 13$ ) ans ( $p > 0.001$ ).

Les paramètres radiologiques entre les patients ASD et les sujets témoins sont présentés dans le Tableau 4. Les patients ASD présentaient un alignement radiographique global altéré (augmentation de l'angle ODHA, de la distance SVA, de l'angle VP, de la cyphose thoracique, de l'angle de Cobb frontal et réduction de la lordose lombaire) avec des scores de qualité de vie moindre que dans la population témoin.

Tableau 4: Paramètres radiologiques entre la population atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) et la population de contrôle. En gras sont mises en valeur les p-value inférieur au seuil de significativité. Les valeurs signées d'un  $\pm$  correspondent à l'écart-type.

	ASD	Témoins	p-valeur
ODHA 3D (°)	3.7 ± 2.9	1.3 ± 2.8	<b>0.001</b>
ODHA Frontal (°)	3.3 ± 3.3	0.2 ± 1.2	<b>0.001</b>
ODHA Sagittal (°)	0.1 ± 4.5	-1.9 ± 2.2	<b>0.02</b>
SVA (mm)	24.3 ± 50.1	-11.0 ± 21.4	<b>0.001</b>
Cobb Frontal (°)	22.4 ± 17.9	4.4 ± 5.4	<b>0.001</b>
CT: T1T12(°)	54.4 ± 20.2	44.7 ± 9.0	<b>0.002</b>
LL: L1L5 (°)	39.6 ± 19.4	45.7 ± 10.2	0.143
VP (°)	18.1 ± 10.3	10.5 ± 6.2	<b>0.001</b>
IP-LL (°)	-2.9 ± 19.7	-12.8 ± 9.5	<b>0.006</b>
IP (°)	50.1 ± 10.7	47.7 ± 9.1	0.107

### 3.2.2.1. Analyse cinématique des sous-groupes ASD-DC, ASD-EC et témoins

Par rapport à la cinématique de marche, les sujets témoins présentaient un cODHA sagittal moyen de  $1.7(\sigma = 3.5)^\circ$ . Au total, 26 patients ASD sur 69 ont été classés comme étant déséquilibrés cinématiquement (âge : 66,  $\sigma = 13$  ans ; 73% femmes) et 43 comme équilibrés cinématiquement (âge : 42,  $\sigma = 18$  ans ; 79% femmes). Les patients ASD-DC avaient cODHA sagittal moyen durant le cycle de marche supérieur au corridor de normalité :  $10.4(4.8)^\circ$  contre  $1.2(2.5)^\circ$  pour les ASD-EC et  $1.7(3.5)^\circ$  pour les témoins ( $p = 0.002$ ). L'évolution du cODHA durant la marche est représentée Figure 20a.

Le groupe ASD-DC présentait une légère augmentation du Sway (ballant de la tête durant la marche) ( $3.9^\circ$  contre  $2.9^\circ$  pour les témoins, Figure 3b) et présentait un écart-type ( $\sigma$ ) plus élevé ( $2.4^\circ$  contre  $0.9^\circ$  pour le groupe témoin) sans dépasser la limite de significativité de différence statistique. Au total, 42% des ASD-DU présentaient un Sway en dehors du corridor de normalité, voir Figure 20b.

Les Figure 21a et b montrent l'évolution des paramètres cSVA et cPT durant le cycle de marche entre les groupes étudiés. Le groupe ASD-DC présentait une augmentation du cSVA avec  $111.9(52.9)$ mm par rapport au groupe témoin et aux ASD-EC, respectivement de  $56.7(39.9)$ mm et  $43.5(28.4)$ mm ( $p < 0.001$ ).

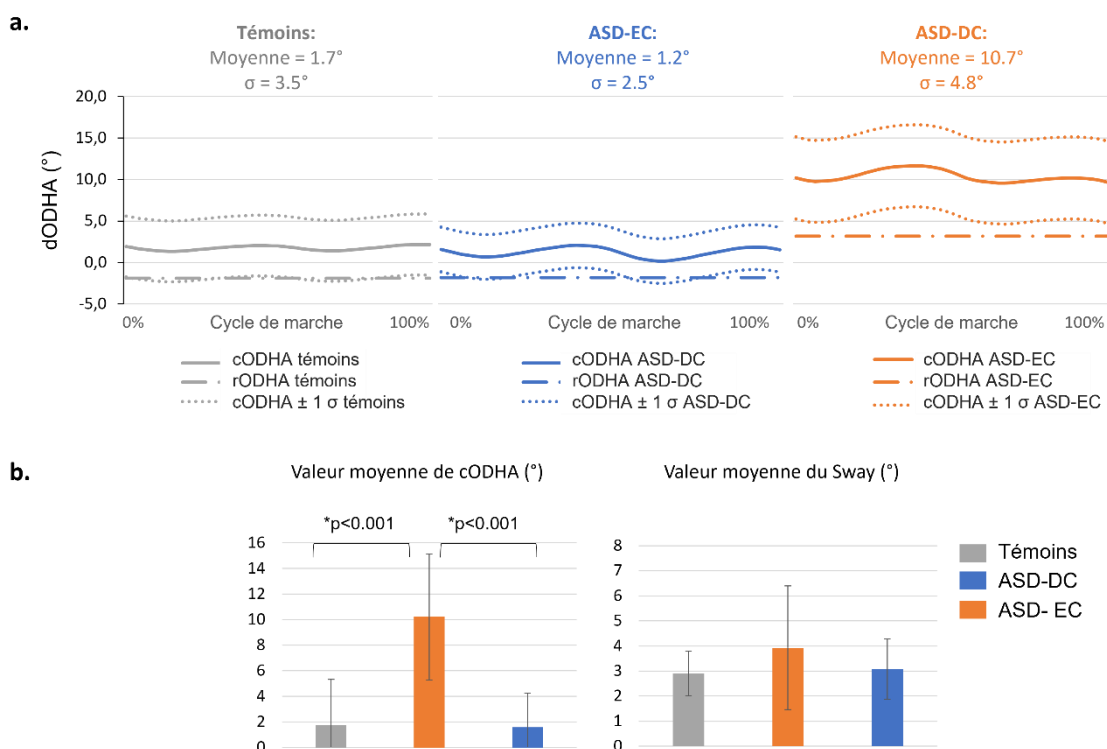


Figure 20: a. Valeur cinématique de l'ODHA pendant la marche entre les groupes : groupe témoins en gris, groupe ASD-EC en bleu et groupe ASD-DC en orange. b. Sway et valeur moyenne de l'ODHA entre les groupes. Les valeurs significativement différentes sont représentées par \* accompagnée de la p-valeur du test statistique.

Concernant le bassin, les deux groupes ASD-DC et ASD-EC présentaient une augmentation du cVP par rapport aux témoins :  $21.3(\sigma = 9.7)^\circ$  pour les ASD-DC et  $18.2(7.9)^\circ$  pour les ASD-EC contre  $14.2(5.7)^\circ$  pour le groupe témoin ( $p < 0.001$ ).

De plus, le groupe ASD-DC a montré une qualité de vie altérée par rapport aux ASD-EC et groupe témoin, tant sur le Short Form 36 (score de 37 contre 43.5 et 53.8, respectivement) et l'échelle visuelle analogue



(score de 6.4 contre 5.0 et 3.5 respectivement) que sur l'ODI (score de 33.0 contre 25.1 et 16.6 respectivement), toutes les valeurs de p étaient inférieures à 0.001.

### 3.2.2.2. Paramètres radiologiques mesurés dans la cabine EOS entre les groupes ASD-DC, ASD-EC et témoins

Le Tableau 5 présente les paramètres radiologiques mesurés dans la cabine EOS et lors du cycle de marche entre les groupes. Sur les radiographies statiques, les patients du groupe ASD-DC ont montré un défaut d'alignement postural et spino-pelvien plus sévère que les patients ASD-EC et sujets témoins. Ainsi les sujets ASD appartenant au groupe ASD-DC présentent un angle rODHA 3D de 4.9° contre 3.1° pour ceux appartenant aux ASD-EC (témoins : 1.3°), un rODHA sagittal de 3.2° contre -1.8° (témoins : -1.9°), un rSVA de 62.3mm contre 1.4mm (témoins : -11mm), une flexion de genou de 12.3° contre 1.7° (témoins : 0°), un rVP de 22.7° contre 15.2° (témoins : 10.5°), et une lordose lombaire de 29.3° contre 45.9° (témoins : 45.7°). La projection normalisée du processus odontoïde sur le plan axial est présentée à la Figure 22, montrant l'alignement tête-bassin dans les deux groupes ASD et le groupe témoins.

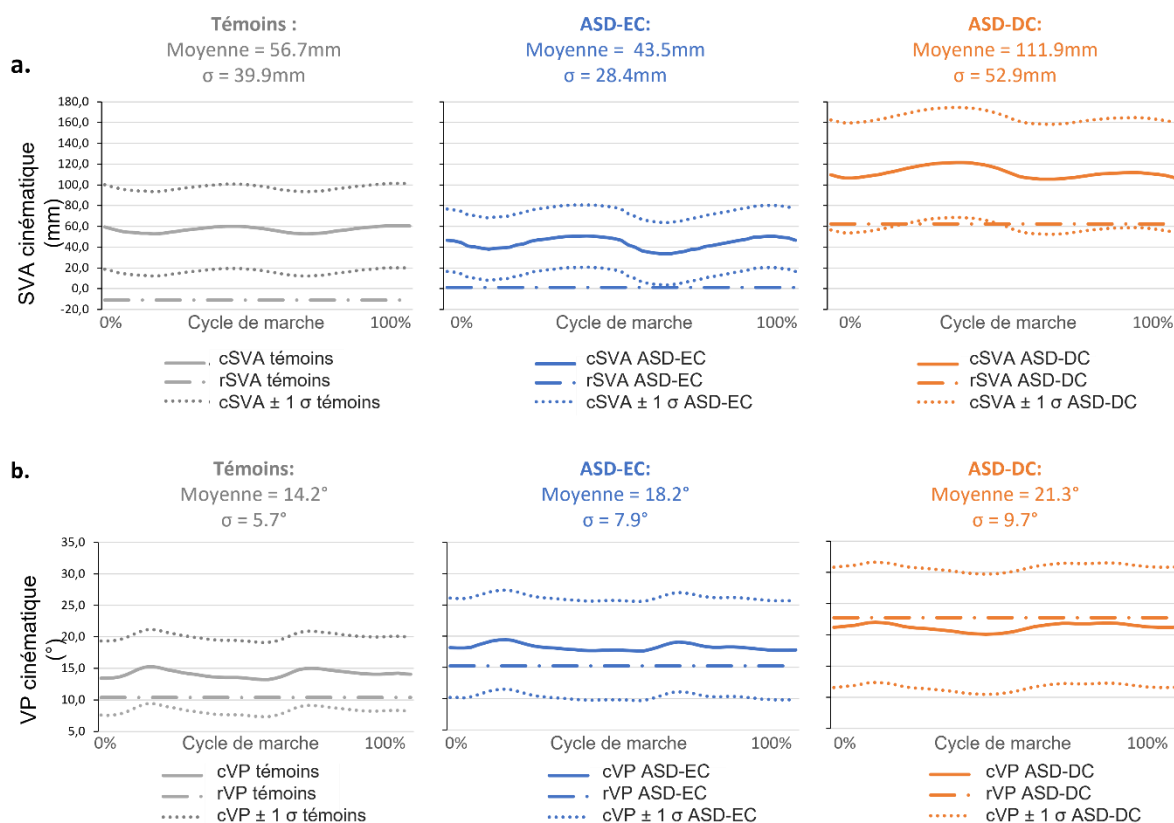


Figure 21: a. Valeur moyenne du SVA pendant la marche entre les groupes : groupe témoins en gris, groupe ASD-EC en bleu et groupe ASD-DC en orange. b. Valeur moyenne de la VP pendant la marche entre les groupes.

### 3.2.2.3. Différences entre la valeur des paramètres mesurés dans la cabine EOS et leur valeur moyenne durant le cycle de marche

La différence entre les valeurs cinématiques et radiologiques a montré que l'ODHA et le SVA augmentent durant la marche dans tous les groupes observés. Cependant, à cette projection du tronc vers l'avant, les sujets témoins et patients du groupe ASD-EC semblent associer une augmentation de leur version pelvienne, tandis que les patients du groupe ASD-DC semblent légèrement la diminuer (Tableau 5).

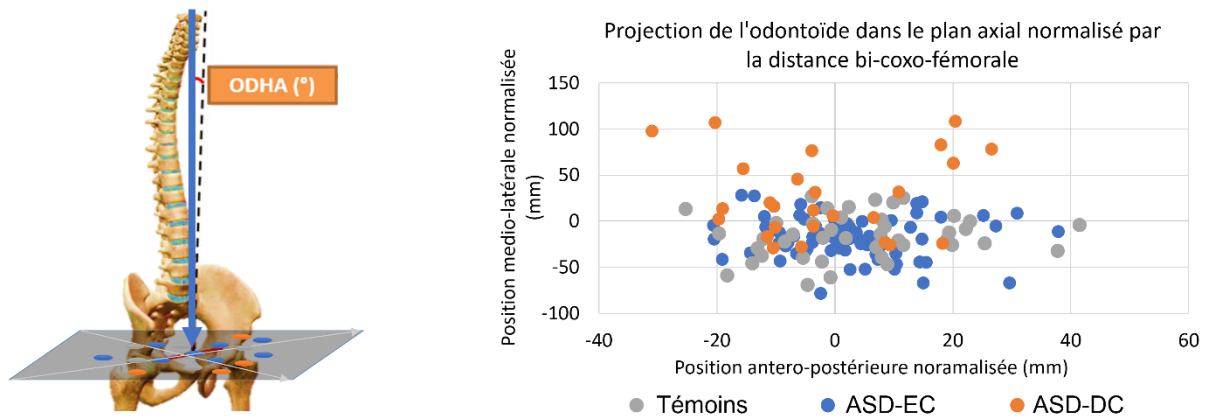


Figure 22: Projection de l'odontoïde sur le plan axial avec comme référence (point de coordonnée (0,0) le centre de l'axe acétabulaire de chaque patient). Les distances médio-latérale et antero-postérieure ont été multipliées par le rapport entre la distance bi-coxofémorale du sujet étudié et une valeur arbitraire de 200mm.

#### 3.2.2.4. Cinématique de marche

La Figure 23 représente les principales grandeurs cinématiques articulaires qui différaient entre les groupes. Le groupe ASD-DC présentait, dans l'ensemble, une cinématique anormale de la marche par rapport aux groupes ASD-EC et témoin : ils marchaient avec une amplitude réduite de flexion/extension à la hanche ( $5.6^\circ$  contre  $9.5^\circ$  et  $10.2^\circ$  respectivement), au genou ( $47.6^\circ$  contre  $58.3^\circ$  et  $61.8^\circ$  respectivement) et une amplitude réduite de version pelvienne ( $5.6^\circ$  contre  $9.5^\circ$  et  $10.2^\circ$  respectivement).

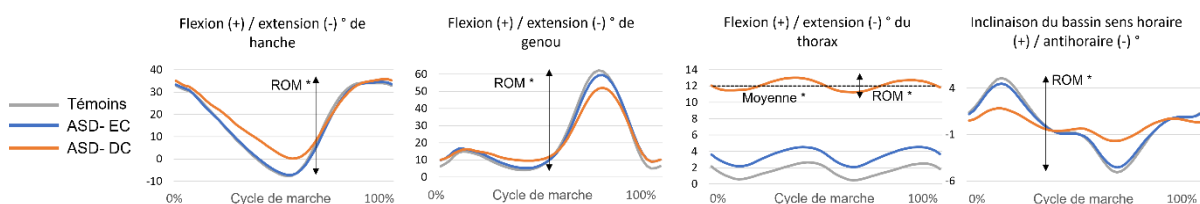


Figure 23 : Paramètres cinématiques pendant le cycle de marche, groupe témoins en gris, groupe ASD-EC en bleu et groupe ASD-DC en orange

Le groupe ASD-DC présentait également un angle moyen de flexion/extension du thorax plus élevé ( $12.2^\circ$ ) par rapport aux ASD-EC ( $3.5^\circ$ ) et aux témoins ( $4.6^\circ$ ), associé à une mobilité réduite du thorax dans le plan horizontal (amplitude :  $5.9^\circ$  contre  $6.9^\circ$  et  $7.9^\circ$  respectivement) toutes les valeurs de p étaient inférieures à 0.05.

Dans les segments vertébraux, le groupe ASD-DC présentait une lordose cinématique plus faible que les autres groupes, au niveau de L1L3-L3-L5 ( $-9.0^\circ$  contre  $-13.5^\circ$  et  $-12.4^\circ$ , respectivement,  $p < 0.001$ ).

De plus, les patients du groupe ASD-DC marchaient à une vitesse de marche plus lente ( $0.8 \text{ m.s}^{-1}$  contre respectivement  $1.0 \text{ m.s}^{-1}$  et  $1.2 \text{ m.s}^{-1}$ ), avec une longueur de pas plus courte ( $0.5 \text{ m}$  contre  $0.6$  pour ASD-EC et groupe témoin) ainsi qu'une cadence réduite ( $98 \text{ pas.min}^{-1}$  contre  $108 \text{ pas.min}^{-1}$  et  $114 \text{ pas.min}^{-1}$  respectivement). L'indice de déviation globale de la marche (GDI) montrait une marche altérée pour les patients ASD-DC ( $81$  contre  $93$  pour les ASD-DB et  $97$  pour les témoins,  $p < 0.001$ ).

Tableau 5: Paramètres radiologiques, valeur moyenne, amplitude et différence entre valeur cinématique et issue des reconstructions 3D des paramètres ODHA, VP et SVA. Les valeurs significativement différentes sont représentées par \* accompagnée de la p-valeur du test statistique.

		Témoins	ASD-DC	ASD-EC	p-value	Témoins vs ASD-EC	Témoins vs ASD-DC	ASD-EC vs ASD-DC
Radiologique	rODHA 3D (°)	1.3 (2.8)	3.1 (1.7)	4.9 (4.1)	<0.001	*	*	
	rODHA Frontal (°)	0.2 (1.2)	0.2 (1.9)	-0.2 (1.8)	0.296			
	rODHA Sagittal (°)	-1.9 (2.2)	-1.8 (2.6)	3.2 (5.3)	<0.001		*	*
	rSVA (mm)	-11.0 (21.4)	1.4 (24.7)	62.3 (58.2)	<0.001	*	*	*
	Cobb (°)	4.4 (5.4)	22.6 (15.9)	22.2 (21.1)	<0.001	*	*	
	rCT: T1T12 (°)	44.7 (9.0)	53.2 (21.6)	56.4 (17.9)	0.005	*	*	
	rLL: L1L5 (°)	45.7 (10.2)	45.9 (14.4)	29.3 (22.4)	0.01		*	*
	L1S1 (°)	60.4 (9.1)	59.7 (16.1)	43.8 (20.7)	0.01		*	*
	rVP (°)	10.5 (6.2)	15.2 (10.0)	22.7 (9.2)	<0.001	*	*	*
	IP-LL (°)	-12.8 (9.5)	-8.8 (15.1)	6.8 (22.6)	<0.001		*	*
	IP (°)	47.7 (9.1)	50.9 (11.6)	50.6 (9.6)	0.270			
	Extension genou (°)	0.0 (6.0)	1.7 (8.9)	12.3 (12.3)	<0.001		*	*
Cinématique	cODHA moy. (°)	1.7 (3.6)	1.2 (2.5)	10.4 (4.8)	<0.001		*	*
	cSVA moy. (mm)	56.7 (39.9)	43.5 (28.4)	111.9 (52.9)	<0.001		*	*
	cVP moy. (°)	14.2 (5.7)	18.2 (7.9)	21.3 (9.7)	0.002	*	*	
	ROM cODHA (°)	2.9 (0.1)	3.0 (1.1)	3.9 (2.4)	0.234			
	ROM cSVA (°)	27.1 (9.7)	32.7 (20.1)	29.7 (15.6)	0.747			
	ROM cVP (°)	4.9 (2.5)	4.2 (1.9)	4.0 (2.1)	0.094			
Δ	Δ ODHA (°)	-3.7 (3.9)	-3.0 (3.0)	-7.2 (4.5)	<0.001		*	*
	Δ SVA (mm)	-67.8 (38.2)	-42.2 (24.4)	-49.6 (39.1)	0.002	*		
	Δ VP (°)	-3.8 (4.6)	-3.0 (4.1)	1.5 (5.6)	<0.001		*	*

### 3.2.2.5. Corrélations entre les paramètres radiologiques calculés dans la cabine EOS et durant la marche, les scores de qualité de vie et les paramètres cinématiques usuels

Le Tableau 6 résume les coefficients de corrélation entre les paramètres radiologiques et cinématiques. Les valeurs cinématiques de l'ODHA sagittal, du SVA et du PT étaient fortement corrélées aux valeurs radiologiques, avec un coefficient de corrélation de Pearson de 0.6 pour le cODHA, 0.67 pour le cSVA et 0.84 pour le cVP.

La valeur moyenne du cODHA au cours du cycle de marche était plus fortement corrélée à l'ODI ( $r = 0.39$ ) par rapport à celle du cVP ( $r = 0.33$ ) et à celle du cSVA ( $r = 0.19$ ). Les mêmes résultats ont été trouvés pour les corrélations avec le Short Form 36 pour la composante physique ( $r = -0.41$ ,  $r = -0.40$  et  $r = -0.37$  respectivement) et l'échelle visuelle analogique ( $r = 0.34$ ,  $r = 0.26$  et  $r = 0.11$  respectivement).

Le cODHA était également corrélé à l'amplitude de flexion/extension du genou ( $r = -0.56$ ), au temps de double appui ( $r = 0.53$ ), à l'angle moyen de flexion/extension du thorax ( $r = 0.47$ ) et à l'extension maximale de la hanche en appui ( $r = 0.35$ ), voir Tableau 7.

Tableau 6: Table de corrélation entre l'ODHA, le SVA et la VP cinématique, les paramètres radiologiques, les scores des questionnaires de qualité de vie (HRQoL), les paramètres cinématiques usuels et les paramètres spatio-temporels. Seules les corrélations significatives sont reportées.

	Paramètres	cODHA	cSVA	cPT
Paramètres radiologiques	ODHA sagittal	0.59	0.54	0.13
	IP		0.19	0.51
	SS	-0.30	-0.21	-0.33
	VP	0.35	0.39	0.85
	SVA	0.62	0.67	0.49
	T1T12	0.22		
	Cobb Frontal	0.18	0.24	0.24
	L1S1	-0.31	-0.39	-0.43
Scores HRQoL	IP-LL	0.34	0.50	0.73
	SF-36: PCS/100	-0.41	-0.37	-0.40
	EVA/10	0.34		0.27
Cinématique	ODI/100	0.39	0.19	0.33
	ROM Inclinaison pelvienne	-0.42	-0.42	-0.20
	ROM flexion/extension de hanche	-0.42	-0.40	
	ROM flexion/extension de genou	-0.56	-0.48	-0.30
Spatio-temporel	Valeur moyenne flexion/extension du thorax	0.43	0.31	0.30
	Vitesse de marche	-0.39	-0.47	-0.39
	Cadence	-0.35	-0.45	-0.34
	Longueur de pas	-0.41	-0.45	-0.39
	Temps de double support	0.51	0.42	0.29

Tableau 7: Corrélation entre les paramètres radiologiques (mesurés sur les radiographies bi-planes ou au cours de la marche) et les scores de qualité de vie.

		cODHA	cSVA	cVP	rODHA	rSVA	rVP
Score de qualité de vie	SF36-PCS	-0.41	-0.37	-0.40	-0.38	-0.52	-0.47
	EVA	0.34		0.27		0.33	0.41
	ODI	0.39	0.19	0.33	0.38	0.45	0.36

### 3.2.3. Discussion des résultats

Alors que le défaut d'alignement postural est généralement évalué sur des radiographies debout en position statique, cette étude a quantifié ce dernier au cours de la marche en se basant sur une population de 69 patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte et 62 sujets témoins. Cette étude repose sur une méthode d'enregistrement de la cinématique osseuse tenant compte des spécificités anatomiques propres à chaque patient et prenant en compte les artefacts des tissus mous dans l'application des calculs de cinématique inverse. L'accès aux mouvements osseux a en outre permis de quantifier non pas des paramètres cinématiques issus de marqueurs réfléchissants, mais des paramètres radiologiques définis de la même manière que ceux utilisés en clinique grâce à des analyses radiographiques. Ces derniers ont été quantifiés en 3D, puis projetés dans les plans frontaux, sagittaux et axiaux, offrant ainsi une base de discussion ouverte vers l'analyse 3D de la déformation et des mécanismes compensatoires, en complément des analyses radiographiques.

Ainsi, cette analyse a montré que les patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte présentant une déformation spinale sévère présentaient une marche déséquilibrée avec une cinématique de marche altérée. Cette population présentait, en statique, une déformation spinale typique ainsi que des mécanismes compensatoires habituels : rétroversion du bassin avec une version pelvienne plus élevée que dans la population témoin, une lordose lombaire réduite, une cyphose

thoracique, un SVA et un ODHA plus élevés que chez les témoins. De plus, ces mêmes patients présentaient une détérioration de leur qualité de vie, comme indiqué par les résultats des questionnaires.

En plus du cSVA et du cVP, le cODHA, un nouveau paramètre prenant en compte la posture globale et la déviation de positionnement de l'axe tête/bassin par rapport à la verticale, a également été calculé. Les patients dont le cODHA se situait en dehors du corridor de normalité étaient considérés comme cinématiquement déséquilibrés, et des investigations supplémentaires sur leur posture cinématique et statique, ainsi que sur leur cinématique de marche, ont été conduites.

Alors que les patients du groupe ASD-DC présentaient une rétroversion pelvienne et un SVA significativement plus élevés que les sujets témoins, les patients du groupe ASD-EC ne présentaient qu'une rétroversion pelvienne augmentée. Cela suggère que les patients ASD-EC pourraient recruter certains mécanismes compensatoires pour maintenir leur tête au-dessus de leur bassin pendant la marche, contrairement aux patients du groupe ASD-DC. De plus, le balancement de la tête par rapport au bassin (Sway) était plus élevé dans le groupe ASD-DC, bien que cela n'atteignait pas une significativité statistique. Ce résultat pourrait être plus significatif avec un plus grand groupe de patients, ce qui indiquerait un contrôle de l'équilibre pendant la marche.

Comme prévu, les patients du groupe ASD-DC présentaient des scores de qualité de vie détériorés, avec une réduction de l'aisance de mouvement, une augmentation de la douleur ressentie et de l'handicap par rapport aux ASD-EC et aux témoins. Leurs altérations posturales cinématiques étaient cohérentes avec les altérations statiques. Les patients du groupe ASD-DC présentaient une augmentation de l'ODHA, du SVA, du PT et de la flexion du genou sur les radiographies, témoignant à la fois de la déformation rachidienne et du recrutement de mécanismes compensatoires.

L'analyse de l'adaptation de la position statique à la cinématique de marche montre que les sujets témoins et les patients du groupe ASD-EC présentent une angulation du corps et de la tête vers l'avant ainsi qu'une augmentation de la rétroversion pelvienne, pouvant être considérés comme un mécanisme de contrôle et de pilotage de la projection du tronc vers l'avant. Cependant, les patients du groupe ASD-DC présentent une flexion du tronc et une projection de la tête très prononcées lors de la marche, accompagnées d'une légère antéversion du bassin, ce qui diffère des deux autres groupes. Cela pourrait indiquer une perte de capacité à augmenter davantage la rétroversion pelvienne par rapport à la position debout, et donc à maintenir la compensation statique recrutée au niveau du bassin. La projection du tronc vers l'avant pourrait résulter de cette incapacité à rééquilibrer le corps pendant la marche grâce au bassin.

De plus, la cinématique du tronc et des membres inférieurs était fortement altérée dans le groupe ASD-DC. Ce groupe présentait les mêmes altérations que celles observées dans la littérature (Kawkabani et al., 2021; Miura et al., 2020; Severijns et al., 2021b), mais à une plus grande échelle : vitesse de marche réduite, longueur de pas réduite, cadence réduite, augmentation du temps de double appui, ainsi que la diminution de la mobilité au niveau du genou, de la hanche en flexion/extension et de l'inclinaison pelvienne dans le plan frontal. Leur indice global de déviation de la marche (GDI) était également réduit par rapport aux valeurs du groupe témoin, ce qui indique que ces patients sont plus susceptibles de chuter (Yamagata et al., 2021).

Les paramètres posturaux cinématiques étaient fortement corrélés aux paramètres statiques, soulignant l'importance de l'analyse des paramètres posturaux globaux en mouvement. De manière plus significative, cette étude a démontré que l'ODHA calculé pendant la marche présentait des corrélations plus élevées avec les scores de qualité de vie que les paramètres cinématiques cSVA et cVP. De plus, le cODHA était corrélé avec le défaut d'alignement spino-pelvien observé sur les radiographies bi-plans ainsi qu'avec d'autres altérations cinématiques.

#### 3.2.4. Limitation et conclusion

Cependant cette étude présente quelques limitations. La principale résidant dans la différence d'âge entre les groupes. Les sujets ASD-DC étant en effet plus âgés que les autres groupes étudiés, ils peuvent présenter des dégénérescences de la colonne vertébrale ou des articulations plus prononcées dues au vieillissement des tissus. Cependant, même en tenant compte de l'âge (en utilisant un modèle ANCOVA), les mêmes résultats ont été obtenus.

D'un point de vue méthodologique, bien que le calcul des paramètres radiologiques du bassin repose à la fois sur la prise en compte des géométries osseuses personnalisées et sur la prise en compte des artefacts de tissus mous, le calcul du SVA et de l'ODHA au cours de la marche ne repose que sur la prise en compte des morphologies osseuses spécifiques au patient. Aucune méthode de prise en compte des artefacts de tissus mous du rachis et plus particulièrement de la région cervicale n'a été appliquée. Cependant, l'étude de Zemp et al. a quantifié le déplacement des marqueurs cutanés sur la colonne vertébrale par rapport aux vertèbres associées de sept sujets en bonne santé. Ces sujets étaient installés suivant trois positions assises. La première avec le dos droit, la seconde avec un dos fléchi de 30° et la troisième avec un dos étendu de 30°. Cette étude montre des erreurs de l'ordre de 5mm sur la position des marqueurs de la partie thoracique (T3) due aux tissus mous (Zemp et al., 2014). Cette erreur de 5mm est à comparer à des erreurs de l'ordre de 20mm pour les artefacts de tissus mous de la cuisse durant une activité de marche (Cereatti et al., 2017). Ainsi l'approximation du centre du corps vertébral de C7 par le marqueur correspondant ne semble pas être source de grande erreur puisque le marqueur de C7 est relativement proche des hautes vertèbres thoraciques. Vis-à-vis de l'approximation de la position de l'odontoïde comme rigide dans le repère de la tête, aucune information n'a pu être trouvée dans la littérature pour valider ou rejeter cette hypothèse. Cependant, la faible épaisseur des tissus mous dans cette région est favorable, selon nous, à réalisation de cette hypothèse.

De plus, le temps de traitement peut être un frein au déploiement en routine clinique de cette méthodologie. En effet, le temps de réalisation des reconstructions osseuses et évaluées à 1h par sujet, accompagné d'une 1h supplémentaire pour les calculs de cinématiques et des paramètres radiologiques au cours du mouvement (en prenant en compte les artefacts de tissus mous).

En conclusion, cette étude a présenté un nouveau paramètre postural qui décrit l'équilibre du patient pendant la marche et qui est fortement lié aux scores de qualité de vie. Les patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte étudiés dans cette partie présentaient un défaut d'alignement postural persistant durant la marche et associé à des altérations cinématiques du tronc, du bassin et des membres inférieurs. Enfin, la rétroversion pelvienne semble être un élément clef d'équilibre cinématique pour ces patients, puisque le groupe ASD-DC ne présentait pas d'augmentation de la rétroversion pelvienne et un ODHA très élevé par rapport aux témoins. Ceci tendrait à montrer un épuisement de la

réserve de version pelvienne. Ainsi, l'étude de la version pelvienne par rapport à ODHA pourrait être un indicateur d'altération du mouvement chez ces patients.

### 3.3. Application 2 : étude de l'orientation de la hanche durant la marche

Pour rappel, l'objectif de cette étude était d'examiner la relation entre la rétroversion pelvienne et les modifications de l'orientation acétabulaire et de l'alignement global pendant la marche.

#### 3.3.1. Méthodologie spécifique à cette étude

##### 3.3.1.1. Population étudiée

Au total, 89 patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) ( $52 \pm 20$  ans, 70 femmes) et 37 sujets asymptomatiques ( $46 \pm 14$  ans, 25 femmes) ont été recrutés. Les patients ASD ont été inclus s'ils présentaient des douleurs dorsales et au moins un des critères radiographiques définis par l'International Spine Study Group (Kim et al., 2017): version pelvienne (PT)  $> 25^\circ$ , IP-LL  $> 10^\circ$ , angle de Cobb frontal  $> 20^\circ$ , SVA  $> 50$  mm, ou cyphose thoracique (TK)  $> 60^\circ$ . Les critères d'exclusion du groupe témoin étaient tout antécédent de chirurgie orthopédique et/ou douleur dorsale.

##### 3.3.1.2. Paramètres cliniques radiologiques étudiés

Pour cette application, les paramètres d'alignement global et spinopelvien suivants ont été calculés à l'aide des reconstructions 3D à partir des radiographies statiques : l'incidence pelvienne (IP en  $^\circ$ ), la version pelvienne (rVP en  $^\circ$ ), le décalage IP-LL (en  $^\circ$ ), l'axe vertical sagittal (rSVA en mm), angle odontoïd to hip axis angle (ODHA en  $^\circ$ ), la lordose lombaire (L1S1 en  $^\circ$ ), la cyphose thoracique avec les angles T1T12 et T4T12 (en  $^\circ$ ) et l'angle de Cobb frontal (en  $^\circ$ ), voir Figure 24a. A ces paramètres ont été ajoutés les paramètres acétabulaires suivants : l'antéversion acétabulaire (en  $^\circ$ ), l'inclinaison de l'acétabulum (en  $^\circ$ ), le recouvrement externe (également appelé angle vertical de bord central, en  $^\circ$ ), le recouvrement antérieur et le recouvrement postérieur de la tête fémorale (en  $^\circ$ ), voir Figure 24b.

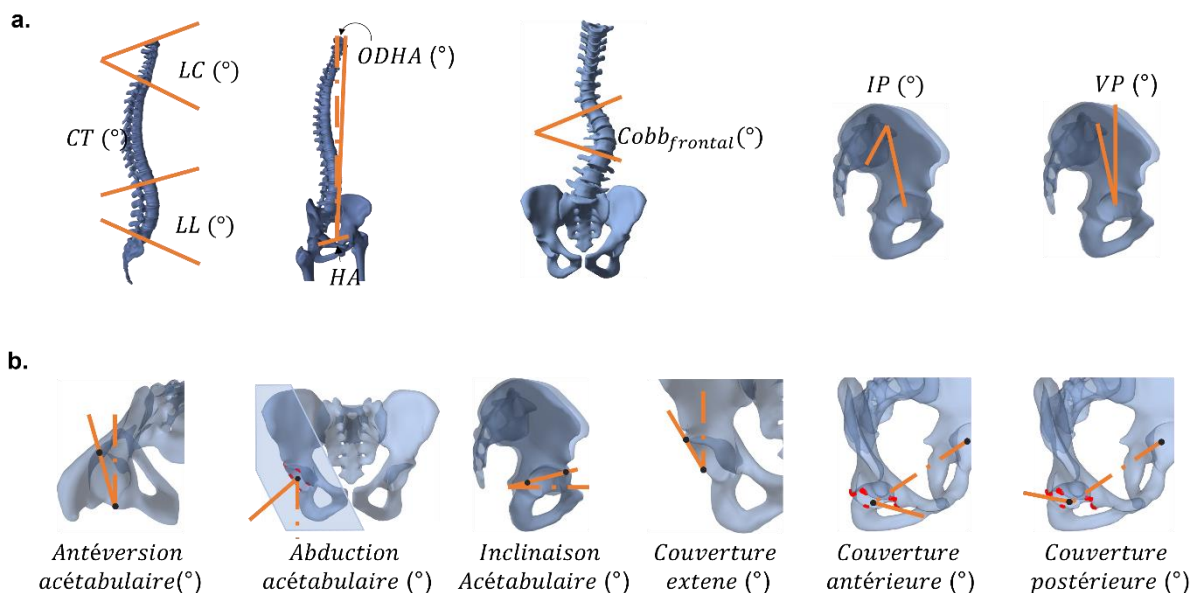


Figure 24: Paramètres radiologiques calculés sur les reconstructions squelettiques en 3D : a. paramètres posturaux et spino-pelviens, b. paramètres acétabulaires.

Seul le membre droit a été analysé en détail dans cette étude, car les deux membres ont été jugés comme symétriques. Les résultats du membre gauche sont cependant donnés dans le Tableau 9 en fin de partie.



### 3.3.1.3. Création de sous groupes de patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte

La rétroversion pelvienne (VP) a été analysée en fonction de l'incidence pelvienne (IP) pour tous les sujets afin de discriminer les sujets présentant une version pelvienne anormale. Pour ce faire, nous avons utilisé l'équation et le corridor de référence de la littérature ( $PT=0.37*PI-7^\circ$ ), évalué dans l'étude de (Amabile et al., 2018b) sur des sujets caucasiens. Les patients ASD présentant une version pelvienne par rapport à l'incidence pelvienne supérieure à 2 écarts types ( $\sigma$ ) par rapport aux témoins ont été regroupés en tant que ASD-VP, sinon en tant que ASD-norm (Figure 3).

En cas de différence significative d'âge entre les groupes, la division du groupe témoin en T-jeunes et T-âgés a été prise en compte.

### 3.3.1.4. Analyse statistique spécifique à cette étude

En plus du traitement statistique préalablement défini dans la première sous-partie, la variation des paramètres posturaux, spinopelviens et acétabulaires durant le cycle de marche a été présentée pour chaque groupe sous forme de courbes cinématiques. Ces courbes ont été comparées entre elles à l'aide de la méthode statistique de cartographie paramétrique statistique (SPM) présentée dans la publication de (Pataky, 2012).

### 3.3.2. Résultats de l'étude

Les patients ASD ont été regroupés comme suit : 25 patients dans le groupe ASD-VP ( $65\pm 14$  ans, 21 femmes) et 64 dans le groupe ASD-norm ( $46\pm 18$  ans, 49 femmes). Les sujets témoins ont été répartis en deux groupes : T-âgés ( $> 60$  ans) et T-jeunes ( $< 60$  ans), afin de correspondre à l'âge des groupes ASD-VP et ASD-norm respectivement. Il y avait 12 sujets dans le groupe T-âgés ( $60\pm 8$  ans, 5 femmes) et 25 dans le groupe T-jeunes ( $39\pm 10$  ans, 20 femmes).

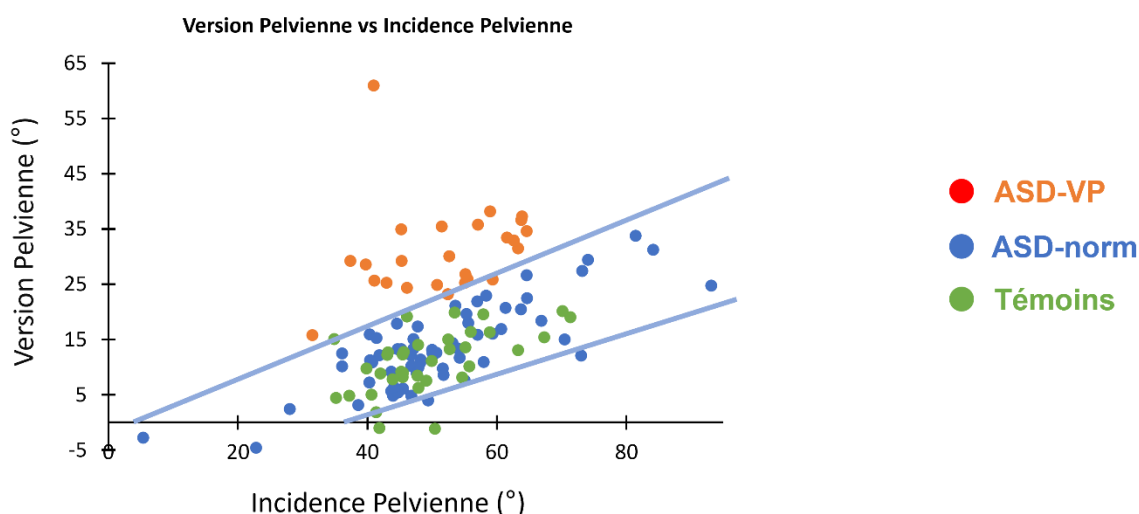


Figure 25: Distributions des versions pelviennes des sujets étudiés en fonction de leur incidence pelvienne, les patients ASD-VP ont été déterminés grâce au corridor de normalité décrit dans (Amabile et al., 2018a)

### 3.4.2.1. Questionnaires de qualité de vie et paramètres radiologiques en position debout

Les groupes ASD-VP et ASD-norm présentaient tous deux une diminution significative des scores de qualité de vie. La composante physique du Short Form 36 était ainsi diminuée pour les deux groupes par rapport aux groupes témoins T-âgés et T-jeunes (respectivement 38, 41, 51, 47,  $p < 0,05$ ). De plus, le groupe ASD-VP présentait des marqueurs d'handicap et de douleurs plus importantes que les trois autres

groupes avec à la fois un score plus élevé pour l'ODI (38 contre 25 pour les ASD-norm, 6 pour les T-agés et 3 pour les T-jeunes) et pour l'EVA (7 contre 5, 2 et 2 respectivement), voir Figure 26.

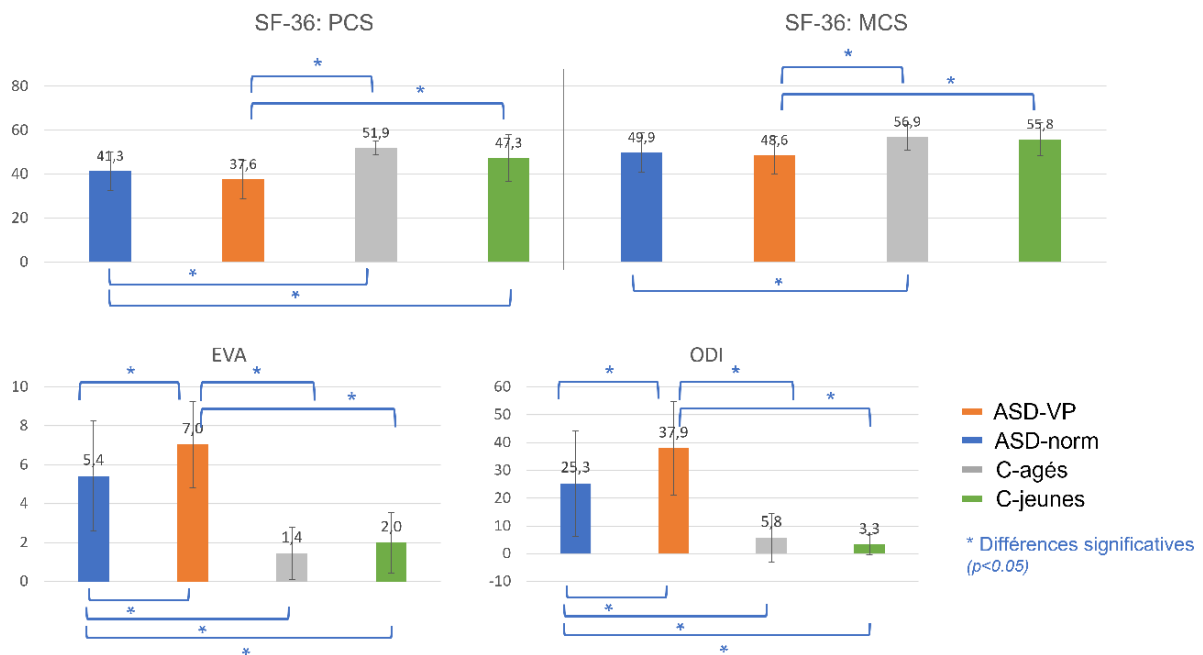


Figure 26: Comparaison des scores aux questionnaires de qualité de vie entre les groupes

### 3.3.2.2. Alignement corporel sur les radiographies statiques

La comparaison des ASD-VP et de leur groupe témoin associé montre que ces patients présentent une rétroversion pelvienne radiographique plus élevée de 30.8 ( $\sigma = 8.3$ )° pour une incidence pelvienne de 51.9 (9.5)° par rapport à une version de 11.5 (4.6)° pour une incidence de 51.2 (8.0)° dans le groupe T-agés. Par rapport à ce même groupe témoins, les ASD-VP présentaient également une posture plus compensée avec une forte extension du genou de 11.9 (14.2)° contre 1.4 (4.5)°, ainsi qu'un angle de Cobb frontal accru de 22.2 (14.4)° contre 5.0 (5.5)°, une augmentation de l'inadéquation IP-LL de 20.8 (19.1)° contre -10.7 (5.7)°, une diminution de la lordose lombaire de 30.1 (20.7)° contre 61.5 (8.3)° mais une même cyphose thoracique de 43.5 (17.6)° contre 46.9 (7.2)°. L'ensemble des p-valeurs étaient inférieurs à 0.05.

D'un point de vue de l'équilibre global, les patients du groupe ASD-VP présentaient une posture déséquilibrée avec un avancement du tronc et de la tête par rapport au bassin, via un angle rODHA de 5.1 (3.5)° contre 2.2 (1.2)° et une distance rSVA de 57.4 (52.6)mm contre 7.7 (20)mm pour le groupe T-agés. Les p-valeurs étaient inférieurs à 0.05.

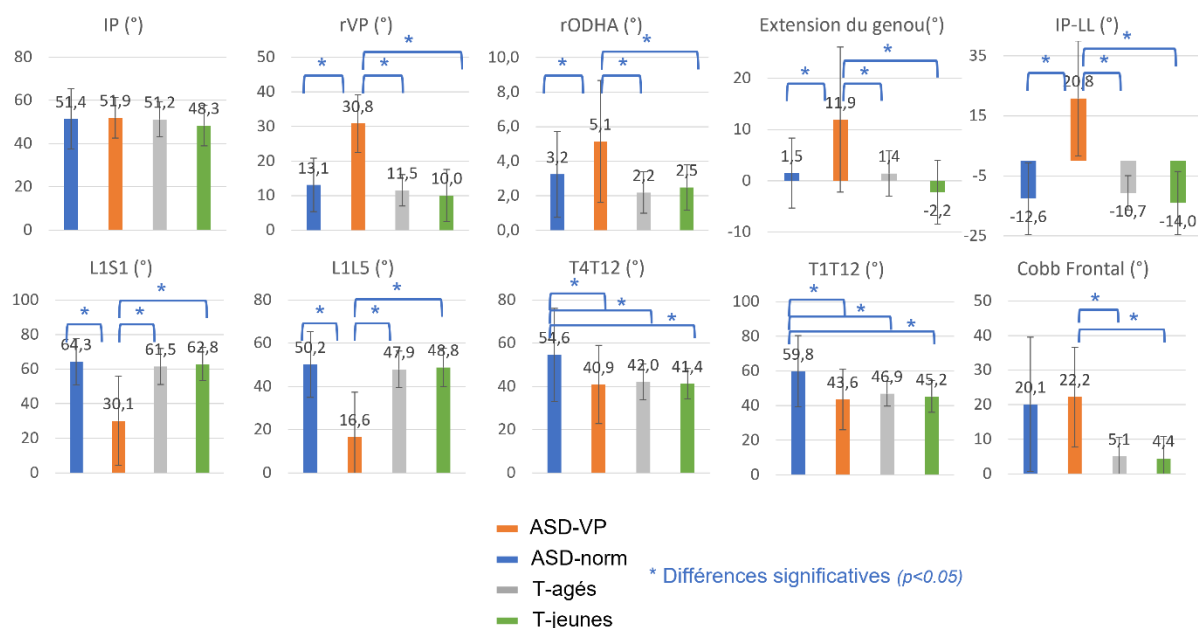


Figure 27: Comparaison entre les groupes des paramètres radiologiques calculés sur les radiographies bi-planes

Enfin, vis-à-vis des paramètres acétabulaires, les patients du groupe ASD-VP révélèrent une couverture des têtes fémorales plutôt postérieure et latérale de la tête fémorale différente des couvertures des groupes témoins âgés et jeunes. Ainsi leur acétabulum droit présentait une inclinaison acétabulaire significativement plus élevée de 36.7 (8.6)° contre 26.3 (4.7)° pour le groupe T-âgés, de même qu'une antéversion acétabulaire significativement plus élevée de 25.9 (4.2)° contre 20.6 (3.0)° pour le groupe T-âgés) et une couverture antérieure de la tête fémorale significativement réduite de 50.8 (6.8)° contre 59.7 (4.1)° par rapport aux témoins des groupes T-âgés, voir Figure 28. Toutes les p-valeurs étaient inférieures à 0.001.

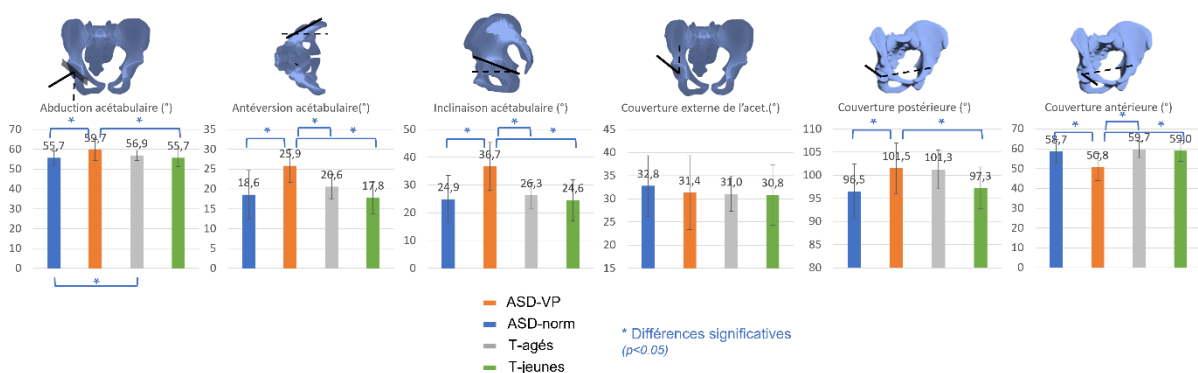


Figure 28: Comparaison entre les groupes des paramètres acétabulaires issus des reconstructions osseuses en position debout statique dans la cabine EOS.

### 3.3.2.3. Paramètres radiologiques et cinématiques durant la marche

Au cours de la marche, le groupe ASD-VP présentait une rétroversion pelvienne cinématique moyenne significativement plus élevée que celle des autres groupes, et quasi identique à leur rVP avec une valeur de 31.4 (7.9)° contre 16.9 (9.5)° chez les T-âgés ( $p < 0,001$ ), voir Figure 29. Ce groupe présentait également un angle CODHA moyen plus élevée pendant l'intégralité du cycle de marche, atteignant 9.1 (5.3)° contre

4.7 (2.6)° chez les T-âgés ( $p < 0,01$ ), accompagné d'une augmentation de son amplitude de mouvement, Sway, de 3.7 (1.5)° contre 2.3 (0.8)° chez les sujets du groupe T-âgés ( $p < 0.05$ ).

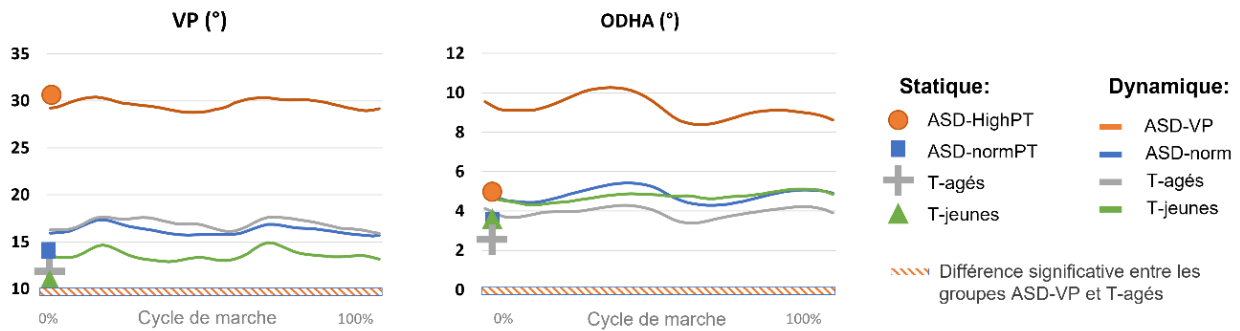


Figure 29: Evolution des angles version pelvienne et ODHA durant le cycle de marche en fonction des groupes.

Concernant les paramètres acétabulaires durant le cycle de marche, le groupe ASD-VP présentait une antéversion acétabulaire cinématique accrue, avec un angle de 23.8 (4.7)° contre 21.4 (3.8)° dans le groupe T-âgés ( $p < 0.05$ ) associé à une couverture externe de l'acétabulum plus élevée avec 38,3 (6.0)° contre 30.2 (6.7)° pour le groupe T-âgés ( $p < 0.001$ ). Ils présentaient de plus une couverture antérieure de l'acétabulum plus faible avec 52.9 (5.1)° contre 57.4 (6.9)° pour le groupe T-âgés et une inclinaison acétabulaire significativement plus élevée avec 33.0 (8.4)° contre 28.2 (5.2)°, voir Figure 30.

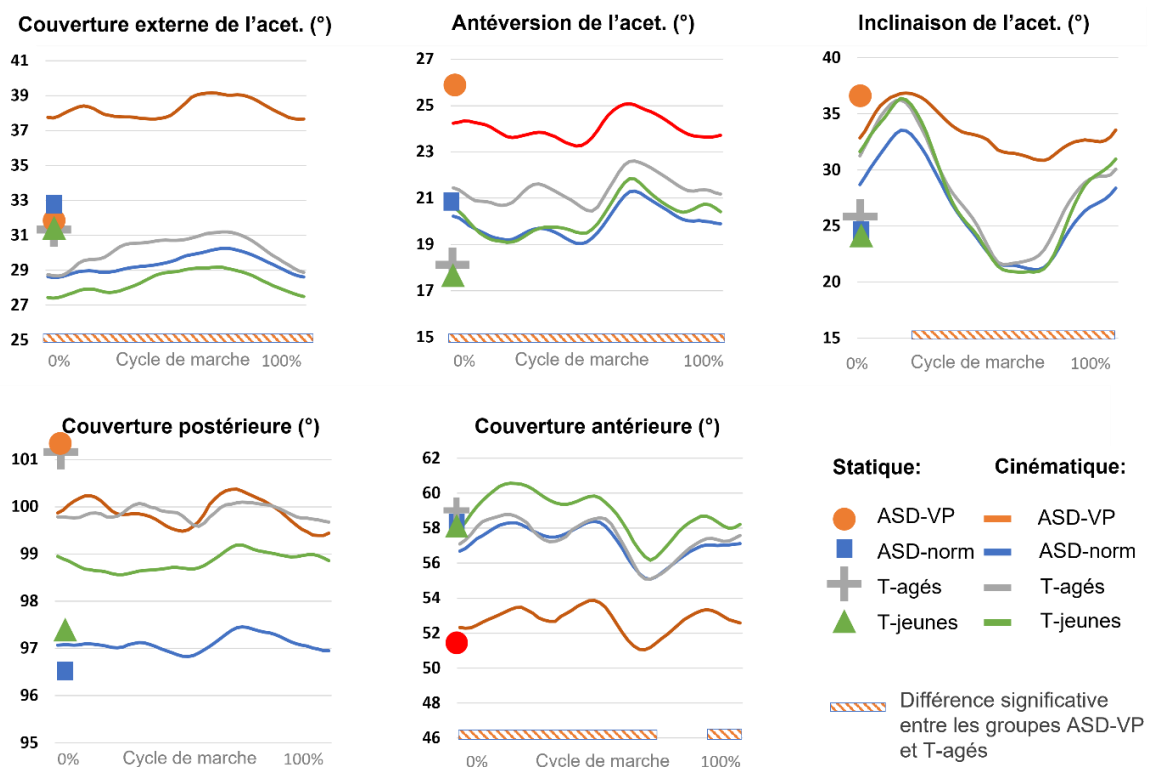


Figure 30: Evolution des angles acétabulaires durant le cycle de marche en fonction des groupes.

Enfin, le groupe ASD-VP présentait une cinématique de marche globalement altérée par rapport aux autres groupes : ils marchaient à une vitesse plus lente ( $0.8(\sigma = 0.3)m.s^{-1}$  contre  $1.2(\sigma = 0.3)m.s^{-1}$  dans le groupe T-âgés), une longueur de pas plus courte ( $0.5(\sigma = 0.1)m$  contre  $0.6(\sigma = 0.1)m$  pour les autres groupes) et une cadence réduite ( $95.6(\sigma = 13.7)pas.min^{-1}$  contre  $110.2(\sigma = 16.4)pas.min^{-1}$  pour le groupe

T-âgés). Enfin, l'indice global de déviation de la marche (GDI) confirmait ces altérations de la marche avec une valeur de 80.2 (9.3) pour les ASD-VP contre 94.7 (12.9) pour le groupe T-âgés, toutes les p-valeurs étaient inférieures à 0.001.

### 3.3.2.4. Corrélations entre les paramètres radiologiques calculés dans la cabine EOS et durant la marche, les scores de qualité de vie et les paramètres cinématiques usuels

L'analyse univariée a montré que l'inclinaison acétabulaire, l'antéversion et la couverture externe de l'acétabulum, toutes trois calculées en cinématique, étaient principalement corrélées au SVA, à la version pelvienne VP, à l'inadéquation IP-LL et à la flexion du genou mesurées sur les radiographies statiques (les valeurs de r étaient comprises entre 0.28 et 0.67,  $p < 0.05$ ).

Ces grandeurs acétabulaires cinématiques présentaient de plus des corrélations avec les scores de qualité de vie, plus particulièrement avec les scores de la composante physique du Short From 36, de l'échelle visuelle analogue et de l'indice d'incapacité fonctionnelle ODI ( $0.23 < r < 0.34$ ,  $p < 0.05$ ), voir Tableau 8.

Tableau 8: Corrélations entre les paramètres de la hanche calculés au cours de la marche, les paramètres posturaux et spino-pelviens calculés sur les radiographies statiques, ainsi que les scores de qualité de vie.

Paramètres acétabulaires cinématiques		Paramètres sur les radiographies statiques							Scores de qualité de vie				
		ODHA	SVA	VP	IP-LL	T1T12	Cobb Frontal	Extension du genou	L1S1	SF36-PCS	SF36-MCS	EVA	ODI
Antéversion	Moyenne		<b>0.30</b>	<b>0.44</b>	<b>0.42</b>				<b>-0.24</b>				
	ROM									<b>0.23</b>		<b>-0.29</b>	<b>-0.31</b>
Inclinaison	Moyenne		<b>0.31</b>	<b>0.47</b>	<b>0.45</b>				<b>-0.25</b>				
	ROM		<b>-0.29</b>							<b>0.28</b>		<b>-0.32</b>	<b>-0.24</b>
Couverture externe	Moyenne	<b>0.30</b>	<b>0.50</b>	<b>0.67</b>	<b>0.58</b>			<b>0.28</b>	<b>-0.38</b>	<b>-0.23</b>		<b>0.28</b>	<b>0.31</b>
	ROM			<b>0.43</b>	<b>0.36</b>								

### 3.3.3. Discussion des résultats

Pour compenser leur déformation spinale et rétablir l'alignement entre la tête et le bassin, les patients atteints de déformation rachidienne de l'adulte augmentent leur rétroversion pelvienne en position debout. Ce mécanisme, qui a précédemment été associé à des changements d'orientation de la hanche, a été examiné dans cette étude pendant la marche. Les patients présentant une rétroversion pelvienne excessive par rapport à leur morphologie pelvienne (déterminée par l'incidence pelvienne) présentaient une inclinaison acétabulaire cinématique accrue, ainsi qu'une antéversion acétabulaire, une couverture externe de l'acétabulum et une couverture postérieure de la tête fémorale augmentées pendant la marche.

Le choix de diviser les patients en fonction de la rétroversion pelvienne et de l'incidence pelvienne découle de la relation presque linéaire entre ces deux paramètres chez la population asymptomatique (Vialle et al. 2005, Amabile et al. 2018). Lorsque les courbures de la colonne vertébrale sont altérées en raison de facteurs locaux (altération des propriétés mécaniques des tissus mous) ou globaux (altération du contrôle neuromusculaire), la rétroversion pelvienne devient un mécanisme de compensation majeur. Les patients présentant une rétroversion pelvienne excessive (ASD-VP) sont ceux dont la rétroversion pelvienne dépasse le corridor de normalité défini par deux écart-types par rapport à une population témoin de référence.

Comme prévu, les patients du groupe ASD-VP étaient plus âgés que ceux ayant une rétroversion pelvienne considérée comme normale par rapport à leur morphologie pelvienne. Pour prendre en compte les changements naturels de la rétroversion liés au vieillissement de la colonne vertébrale, un groupe témoin plus âgé (T-agés) a été défini pour les comparaisons ultérieures.

Les patients ASD avec rétroversion pelvienne excessive présentaient des scores altérés de qualité de vie par rapport aux autres groupes de patients et aux témoins. Cela est cohérent avec les études précédentes qui ont montré la relation entre l'augmentation du défaut d'alignement global, la rétroversion pelvienne et la détérioration des scores de questionnaires de qualité de vie (Lafage et al., 2009).

Lors de l'analyse des radiographies statiques, ces patients présentaient une augmentation de la flexion du genou, qui est un mécanisme compensatoire supplémentaire développé par des patients ayant déjà épuisé leur réserve de rétroversion pelvienne. En fait, ces patients présentaient une déformation spinale plus sévère, avec une lordose lombaire réduite (diminution de LL) et une augmentation du décalage IP-LL, ce qui entraînait un déplacement vers l'avant du tronc et de la tête (augmentation de l'ODHA et du SVA).

Lors de l'analyse de leurs hanches en position debout, les patients du groupe ASD-VP présentaient une inclinaison acétabulaire, une antéversion et une couverture postérieure de la tête fémorale accrues. Dans l'ensemble, ces paramètres indiquent un changement significatif dans l'architecture de la hanche avec une couverture postérieure excessive de la tête fémorale. Ces résultats concordent avec les études statiques réalisées par (Mekhael et al., 2021).

Durant la marche et par rapport à la position statique, les patients du groupe ASD-VP conservaient leur rétroversion pelvienne excessive tout en augmentant le déplacement vers l'avant du tronc. En effet, 44 % des patients ASD-VP augmentaient leur ODHA de plus de 5° (contre 11 % des groupes ASD-norm et groupes témoins) pour passer de la position statique à la fonction de marche.

Au cours de la marche, les patients ASD-VP présentaient une inclinaison acétabulaire et une antéversion excessive pendant l'intégralité du cycle de la marche, associées à une couverture antérieure réduite de la tête fémorale et une couverture extérieure excessive par rapport aux trois autres groupes. Ces résultats confirment les observations réalisées sur les radiographies statiques et montre que l'altération des couvertures des têtes fémorales reste présente durant les mouvements de marche.

L'analyse univariée montre que cette altération de l'orientation cinématique de la hanche était liée à la lordose lombaire réduite, au décalage IP-LL et au déplacement vers l'avant du tronc. De plus, les résultats de cette étude étaient associés à une détérioration de la qualité de vie des patients.

#### 3.3.4. Limitations et conclusion

Cette étude présente quelques limitations. La principale tient dans le nombre de sujets associé à chaque sous-groupe et la répartition homme femme de chacun d'eux. Le groupe témoin âgé est bien apparié selon l'âge au groupe ASD-VP, mais n'est composé que de 12 sujets dont la répartition hommes/femmes ne correspond pas à celle de ce groupe pathologique.

Une seconde limitation se retrouve commune à la première application et tient dans le calcul de l'ODHA exprimé dans le repère tête. Bien que les tissus mous soient très peu présents sur le crâne, il est possible que les mouvements de tête ne correspondent pas totalement aux mouvements de l'odontoïde.

En conclusion, l'analyse cinématique combinée à l'analyse radiologique statique en 3D a fourni des informations complémentaires permettant une meilleure compréhension des mécanismes posturaux recrutés par les patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte. Cette application a mis en évidence l'importance de prendre en compte la version pelvienne par rapport à l'incidence pelvienne en montrant que les patients ASD avec une rétroversion pelvienne excessive présentaient des altérations non seulement en termes de qualité de vie, mais aussi d'équilibre statique et cinématique. Cette étude a de plus révélé chez ces patients une orientation cinématique néfaste de la hanche, montrant une couverture acétabulaire de la tête fémorale postérieure et en externe, avec une couverture réduite à l'avant. Ce schéma d'orientation de la hanche a été associé à une augmentation du risque d'arthrose de la hanche chez les patients (Valera et al., 2018).

Tableau 9: Tableau récapitulatif des valeurs de chaque paramètre acétabulaire donné pour les coté droits et gauche et étudiés dans les cas suivant : EOS pour valeur issue des reconstructions 3D en position statique dans la cabine EOS, moyenne pour la valeur moyenne du paramètre au cours de la marche, ROM pour l'amplitude de ce paramètre au cours du cycle de marche et Delta pour la différence entre la valeur cinématique et statique dans la cabine EOS. Les p-valeurs sont celles issues des tests de Kruskal-Wallis. A noter le rajout des taux de recouvrement antérieurs et postérieurs, calculés à postériori comme % de recouvrement entre l'acétabulum et les sphères représentant les têtes fémorales.

Coté GAUCHE										
		ASD - VP		T-agés		ASD - norm		T-jeunes		p-valeur
Couverture postérieur (°)	EOS	104,6	6,4	97,6	5,5	97,3	6,8	99,2	5,7	<b>0,005</b>
	Moyenne	87,7	8,7	92,1	4,9	88,9	6,6	89,0	5,4	0,101
	ROM	9,5	4,2	12,7	7,3	10,8	4,9	14,3	5,0	0,236
	Delta	-17,5	12,8	4,8	8,7	-8,6	11,0	-0,6	7,7	<b>&lt;0,0001</b>
Recouvrement postérieur (%)	EOS	33,7	3,5	31,8	3,4	30,9	2,5	29,9	3,4	0,108
	Moyenne	31,2	3,2	30,3	3,4	29,3	2,1	28,8	3,7	0,168
	ROM	10,0	2,6	9,4	3,1	9,6	2,4	9,0	2,4	0,517
	Delta	-2,6	1,3	-1,5	2,1	-1,6	1,3	-1,1	2,3	<b>0,012</b>
Couverture antérieur (°)	EOS	54,8	7,0	62,4	4,9	59,7	6,3	60,1	5,2	<b>0,004</b>
	Moyenne	55,0	10,2	57,5	6,7	55,7	8,9	57,1	6,6	0,710
	ROM	12,1	5,7	15,9	8,8	13,8	7,7	17,5	7,7	0,278
	Delta	0,3	6,6	-4,9	4,3	-3,9	7,0	-3,0	5,9	<b>0,019</b>
Recouvrement antérieur (%)	EOS	11,2	2,9	12,3	1,9	12,9	2,6	13,8	2,1	0,108
	Moyenne	13,8	3,0	35,2	9,5	15,1	4,0	26,8	11,9	0,168
	ROM	7,9	1,7	9,4	3,1	8,7	2,0	9,0	2,4	0,517
	Delta	13,8	3,0	22,9	10,6	14,5	2,9	13,3	11,5	<b>&lt;0,0001</b>
Couverture externe (°)	EOS	35,9	7,7	31,1	8,3	35,3	5,9	33,6	6,2	0,187
	Moyenne	38,6	6,8	28,2	4,7	30,7	4,7	29,5	2,8	<b>&lt;0,0001</b>
	ROM	3,4	1,2	3,2	2,4	2,5	1,3	2,7	1,5	0,300
	Delta	2,8	7,7	-2,9	6,9	-4,5	6,6	-4,1	5,6	<b>0,044</b>
Inclinaison acétabulaire (°)	EOS	38,3	7,4	26,4	6,5	24,8	7,5	22,6	6,0	<b>0,000</b>
	Moyenne	31,6	9,1	28,2	7,0	25,6	7,8	26,3	5,5	0,405
	ROM	13,1	7,5	19,7	10,9	15,5	6,4	18,1	6,9	0,064
	Delta	-6,8	5,9	-0,9	5,3	0,0	5,1	3,5	3,8	<b>0,008</b>
Abduction acétabulaire (°)	EOS	59,0	4,9	56,4	5,3	54,1	3,9	54,4	3,9	0,092
	Moyenne	57,5	4,8	58,7	4,5	55,5	3,6	56,1	3,8	0,532
	ROM	7,6	4,5	11,0	3,4	9,6	3,6	10,9	3,7	<b>0,010</b>
	Delta	-1,5	2,3	1,7	2,2	1,1	2,1	2,3	3,0	0,202
Antéversion acétabulaire (°)	EOS	26,3	4,3	17,4	4,1	18,7	5,4	18,4	4,3	<b>&lt;0,0001</b>
	Moyenne	23,6	4,8	18,6	5,1	20,5	3,4	19,4	5,1	<b>0,011</b>
	ROM	3,4	2,7	3,9	1,6	4,2	4,3	3,4	1,2	0,138
	Delta	-2,8	2,4	-0,3	1,5	0,2	2,4	1,5	2,2	<b>0,009</b>

Coté DROIT										
		ASD - VP		T-agés		ASD - norm		T-jeunes		p-valeur
Couverture postérieur (°)	EOS	101,5	5,5	101,3	4,2	96,5	5,9	97,3	4,5	0,886
	Moyenne	99,7	5,0	99,9	3,7	97,1	6,3	98,8	3,4	0,900
	ROM	2,3	2,6	1,4	0,5	1,3	0,8	1,2	0,6	0,607
	Delta	-1,9	4,6	-1,4	3,8	0,6	4,1	1,6	2,2	0,203
Recouvrement postérieur (%)	EOS	31,5	3,6	28,7	3,2	27,7	2,9	27,5	2,6	<b>0,026</b>
	Moyenne	29,8	3,4	28,1	3,3	26,9	3,0	27,0	3,3	0,114
	ROM	8,3	1,8	8,6	1,5	8,3	1,7	8,9	1,7	0,721
	Delta	-1,7	1,2	-0,7	1,1	-0,8	1,4	-0,5	1,5	<b>0,021</b>
Couverture antérieur (°)	EOS	50,8	6,8	59,7	4,1	58,7	6,1	59,0	5,3	<b>0,000</b>
	Moyenne	52,9	5,1	57,4	6,9	57,2	5,6	58,8	5,3	<b>0,018</b>
	ROM	5,7	3,1	5,0	3,9	4,5	4,1	5,1	4,7	0,271
	Delta	2,1	6,4	-2,3	6,9	-1,5	6,4	-0,2	4,1	<b>0,049</b>
Recouvrement antérieur (%)	EOS	11,9	2,5	14,8	3,0	14,8	2,7	16,0	2,8	<b>0,004</b>
	Moyenne	13,6	2,3	15,5	3,2	15,6	2,7	16,5	2,8	0,050
	ROM	9,5	2,2	8,6	1,5	10,0	2,5	10,3	3,6	0,169
	Delta	1,8	1,2	0,7	1,1	0,8	1,3	0,5	1,6	<b>0,008</b>
Couverture externe (°)	EOS	31,4	8,0	31,0	3,8	32,8	6,5	30,8	6,5	0,686
	Moyenne	38,3	6,0	30,2	6,7	29,3	6,0	28,3	4,4	<b>0,000</b>
	ROM	3,9	1,8	3,4	2,7	2,6	1,3	2,6	1,4	0,127
	Delta	6,9	9,2	-0,9	7,6	-3,4	6,6	-2,5	5,6	<b>0,014</b>
Inclinaison acétabulaire (°)	EOS	36,7	8,6	26,3	4,7	24,9	8,5	24,6	7,4	<b>0,001</b>
	Moyenne	33,0	8,4	28,2	5,2	26,5	7,5	27,8	5,2	0,129
	ROM	11,0	4,8	17,6	8,2	14,9	6,4	17,2	6,3	<b>0,009</b>
	Delta	-3,8	7,3	2,0	5,0	1,6	6,6	3,2	4,9	<b>0,029</b>
Abduction acétabulaire (°)	EOS	59,7	5,4	56,9	2,5	55,7	3,6	55,7	4,2	0,180
	Moyenne	57,8	4,9	57,2	3,1	55,5	3,4	56,0	2,8	0,979
	ROM	6,9	3,5	9,8	3,4	9,4	3,5	11,3	3,5	<b>0,016</b>
	Delta	-1,9	3,0	0,3	2,9	-0,2	3,3	0,2	2,7	<b>0,027</b>
Antéversion acétabulaire (°)	EOS	25,9	4,2	20,6	3,0	18,6	6,1	17,8	4,2	<b>0,002</b>
	Moyenne	23,8	4,7	21,4	3,8	19,9	5,7	20,2	3,1	0,148
	ROM	3,7	2,8	3,4	1,2	3,5	1,3	3,5	1,2	0,657
	Delta	-2,0	3,5	0,8	4,1	1,4	4,0	2,4	2,3	<b>0,023</b>



### 3.4. Synthèse du chapitre 3

Le projet de thèse avait pour premier objectif de proposer une analyse cinématique des paramètres radiologiques usuels dans le cadre des pathologies musculosquelettiques, en se concentrant sur les déformations rachidiennes de l'adulte.

De nombreuses méthodes de la littérature suggéraient de calculer ces paramètres radiologiques en se basant directement sur la cinématique des marqueurs réfléchissants, entraînant des incertitudes de mesure en raison des artefacts des tissus mous et des imprécisions de calcul des repères anatomique et des paramètres radiologiques. Nous avons donc appliqué deux méthodes pour répondre à ces limitations. L'étude de paramètres radiologiques a été calculée à partir de reconstructions osseuses, et les artefacts des tissus mous du membre inférieur ont été pris en compte à l'aide d'une méthode éléments finis.

Ainsi, une première application de cette méthode à l'analyse des déformations rachidiennes de l'adulte a permis de quantifier certains mécanismes compensatoires cinématiques et a mis en évidence des signes d'échec des compensations dans les cas les plus sévères. De plus, une seconde application a permis de montrer qu'une augmentation accrue de la rétroversion pelvienne durant le cycle de marche pouvait créer une orientation de l'acétabulum propice à l'apparition d'arthrose de la hanche.

Cependant, bien que cette étude mette en évidence des défauts d'alignement posturaux lors de la marche, elle ne fournit pas d'informations sur les mécanismes musculaires recrutés par les patients. Des premiers éléments permettant son étude constitueront la prochaine partie de notre recherche.

## Chapitre 4 : Personnalisation de modèle musculosquelettique du membre inférieur pour l'étude de variations de longueur musculaires durant la marche chez des populations pathologiques

Cette partie vise à contribuer à la personnalisation des géométries des modèles musculosquelettique pour réaliser une analyse fonctionnelle des déformations rachidiennes de l'adulte. Dans ce but, une première sous-partie présente une méthode de personnalisation de modèle musculosquelettique géométrique et en propose une évaluation dans le logiciel OpenSim par rapport à un modèle issu de la littérature mis à l'échelle. Cette évaluation porte sur les variations de longueurs musculaires du membre inférieur au cours de la marche.

Une seconde sous-partie présente l'application du modèle personnalisé à la méthode de calcul de cinématique présenté au chapitre précédent, c'est-à-dire à la définition de repères anatomiques issus d'imagerie et à la prise en compte d'artefact de tissus mous par une méthode éléments finis. Les longueurs musculaires issues de ce traitement seront comparées à celles issues de la méthode de calcul cinématique implémenté dans OpenSim, utilisant des repères anatomiques génériques et prenant en compte les artefacts de tissus mous par optimisation globale. Ces deux sous-parties serviront à confirmer l'utilisation possible de notre modèle personnalisé appliqué à notre méthode de calcul cinématique en vue d'une application clinique.

Ainsi, une dernière partie proposera une étude de l'évolution des longueurs musculaires du membre inférieur au cours de la marche entre une population saine et une population atteinte de déformation rachidienne de l'adulte.

## 4.1. Personnalisation d'un modèle musculosquelettique et impact sur les variations de longueurs musculaires au cours de la marche

### 4.1.1. Introduction

Cette étude présente une méthode de personnalisation d'un modèle musculosquelettique dans le logiciel OpenSim. Cette implémentation permettra de quantifier l'impact d'une telle personnalisation sur l'évaluation des longueurs musculaires au cours du mouvement par comparaison avec un modèle générique mis à l'échelle. Cet impact sera évalué sur une population saine et une population pathologique atteinte de déformation rachidienne de l'adulte.

### 4.1.2. Méthode

#### 4.1.2.1. Population étudiée

Pour cette étude, 20 patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (55.5 ans, écart-type ( $\sigma$ ) = 22.6 ans ; 90% de femmes) et 15 sujets asymptomatiques (39.6 ans,  $\sigma$  = 12.9 ans ; 73% de femmes) ont été inclus. Les mêmes critères d'inclusion et d'exclusions du chapitre 3 ont été appliqués pour les populations pathologiques et témoins.

De la même manière que dans les études du chapitre 3, tous les participants ont été équipés de marqueurs réfléchissants pour l'analyse de la marche, suivant les protocoles modifiés de Davis et Leardini (Davis et al., 1991; Leardini et al., 2011) et ont réalisé une analyse 3D de la marche à l'aide de 7 caméras infrarouges MX3. Une acquisition en position statique a été d'abord enregistrée suivie de plusieurs acquisitions de marche réalisées à vitesse spontanée. Ces acquisitions ont ensuite été comparées en termes de cohérence cinématique à l'aide du logiciel Polygon (Vicon Motion Systems, Oxford, Royaume - Uni) et un essai représentatif a été retenu pour le calcul des paramètres cinématiques.

Des radiographies bi-planes ont été réalisées pour chaque participant, à partir desquelles des reconstructions osseuses 3D des vertèbres, du bassin, du fémur et du tibia, ainsi que de l'enveloppe corporelle, ont été extraites. Ces radiographies ont de plus permis d'obtenir des géométries musculaires propres à chaque sujet grâce à une méthode développée de J. Hausselle et G. Dubois présenté dans la section suivante lors de la personnalisation des géométries musculaires du modèle générique OpenSim.

#### 4.1.2.2. Implémentation du modèle musculosquelettique personnalisé dans le logiciel OpenSim

Ces travaux reposent sur des études antérieures portant sur la personnalisation du système osseux et articulaire d'un modèle générique développé sous OpenSim, version 3.5, à l'aide de l'imagerie EOS (Bourgain et al., 2016; Eysartier et al., 2022, 2020; Marsan, 2019; Poulet et al., 2020). Dans ce contexte, ces travaux de thèse ont consisté à adapter les méthodes de personnalisation déjà publiées à la version 4.0 du logiciel OpenSim. En effet, cette version présentait une architecture de modèle différente des versions précédentes, rendant les algorithmes déjà développés inutilisables. Ensuite, dans un deuxième temps, nous avons procédé à l'intégration du modèle musculaire personnalisé, tel qu'il est présenté dans la section 4.1.2.2. Implémentation du modèle musculosquelettique personnalisé, et nous avons testé l'ensemble des méthodes de personnalisation sur une cohorte de sujets. La suite du document présente donc en détail ces méthodes.

La première étape de la personnalisation a consisté à mettre à l'échelle le modèle générique utilisé dans OpenSim, à savoir le modèle corps complet développé par Bruno et al. (Bruno et al., 2015), qui est composé, pour le membre inférieur, du modèle OpenSim gait2392.

### Personnalisation des géométries ostéoarticulaires

Les géométries osseuses du modèle OpenSim générique sont des ensembles de points exprimés dans les repères segmentaires locaux et enregistrés au format STL.

Pour les personnaliser, les repères locaux tels que définis dans le modèle générique ont été calculés sur les géométries osseuses issues des reconstructions radiographiques, puis, chaque nœud des maillages osseux personnalisé a été exprimé dans son repère local. Ce nouvel ensemble de points, qui a été enregistré au format STL, a été utilisé pour remplacer les géométries du modèle générique.

### Personnalisation des orientations et position relative de chaque os

Cependant, il est important de noter que les géométries osseuses personnalisées ne présentaient pas nécessairement les mêmes orientations et positions que celles observées sur les radiographies. En effet, dans OpenSim, un champ de données spécifique décrit la position et l'orientation des repères segmentaires locaux dans un repère dit « parent », et ce champ n'a pas été modifié dans le traitement précédent.

Afin de résoudre cette incohérence, les positions et orientations des repères locaux par rapport aux repères parents, tels que spécifiés dans le modèle OpenSim, ont été calculées dans l'environnement EOS. Ces informations ont ensuite été utilisées pour repositionner les géométries osseuses personnalisées conformément aux radiographies.

De plus, dans le modèle générique Gait2392 que nous avons personnalisé, il existait une contrainte cinématique entre les degrés de liberté du genou dans le plan sagittal, ce qui signifiait que la position du repère du tibia par rapport au repère du fémur était contrainte en fonction de l'angle de flexion du genou. Lors de la personnalisation des modèles à chaque sujet dans l'environnement EOS, étant donné que chaque individu présentait des angles de flexion du genou spécifiques, cette contrainte modifiait la position du repère du tibia par rapport au repère du fémur en fonction de la valeur de flexion de genou observée. Cette modification pouvait entraîner une erreur d'environ un centimètre dans le positionnement relatif du tibia par rapport au fémur.

Pour remédier à cela, la contrainte cinématique a été supprimée afin de fixer la position du repère du tibia par rapport au fémur et de faciliter la personnalisation. Cependant, cette décision a entraîné une modification de la cinématique du genou, qui est désormais représentée comme une articulation en liaison pivot.

### Personnalisation des repères osseux et centre articulaire

Enfin, les axes et centres des repères de la hanche et des vertèbres ont été définis comme présentés dans les publications de (Eyssartier et al., 2020; Marsan, 2019) pour correspondre aux morphologies et aux repères définis dans l'environnement EOS.

A cette étape, le modèle OpenSim était donc composé des géométries, positions, orientations et systèmes d'axes osseux issus des reconstructions 3D. La dernière étape consistait à personnaliser les points d'insertions et de passages des chemins musculaires.

### Personnalisation des géométries musculaires

Les géométries musculaires propres à chaque sujet ont été obtenues grâce à un modèle musculaire personnalisé se basant sur la méthode développée de J. Hausselle et G. Dubois (Dubois, 2014). Vis-à-vis

de ce modèle, le travail personnel a consisté à éprouver la robustesse de la méthode (précédemment utilisée sur 8 sujets) sur les cohortes de sujets présentés dans cette partie et dans la partie 4.3., à l'implémenter dans le logiciel OpenSim, ainsi qu'à l'utiliser pour le calcul de longueurs musculaires durant le mouvement, ce qui sera présenté dans la section 4.2. Pour des raisons de compréhension générale du chapitre, ce modèle est résumé dans cette sous-section.

Dans leurs études, J. Hausselle et G. Dubois ont construit un modèle spécifique du système musculosquelettique d'un sujet adulte masculin (27 ans, 182cm, 82kg) en position debout. Pour cela, les géométries du bassin, des fémurs, des tibias et de l'enveloppe corporelle ont été reconstruites à l'aide de radiographies bi-planes en position debout et de méthodes issues de la littérature (Dumas et al., 2005; Nérot et al., 2015; Quijano et al., 2013). Les muscles et l'enveloppe corporelle en position couchée ont été également segmentés manuellement sur des images IRM à l'aide de la méthode de déformation d'un objet sujet paramétrique (DPSO) (Jolivet et al., 2014; Nordez et al., 2009). Au total, 544 points de contrôle identiques entre les enveloppes corporelles et certains points anatomiques des os du membre inférieur venant des radiographies en position debout et des images IRM en position couchée ont été identifiés. Ces points de contrôle ont été utilisés pour appliquer une méthode de déformation non linéaire par krigeage (Trochu, 1993) afin d'obtenir les morphologies musculaires 3D en position debout. Les points d'insertion musculaire ont été associés à un nœud spécifique des maillages osseux propres aux reconstructions 3D. Ainsi un modèle musculaire générique adapté à la position debout a été reconstruit, voir Figure 31.

Ce modèle a ensuite été déformé non linéairement pour correspondre à la morphologie de chaque nouveau sujet traité pour obtenir un modèle musculosquelettique personnalisé. Pour ce faire, chaque nouveau sujet effectuait une radiographie bi-plane permettant d'extraire les géométries 3D du bassin, des fémurs, des tibias, des fibulas et de l'enveloppe corporelle.

L'enveloppe corporelle a été divisée en 5 segments (jambe, cuisse et bassin). Chaque segment a été divisé en 12 sections, et chaque section a servi à définir 20 points de contrôles. Ces points étaient équirépartis sur le contour de chaque section de segment (voir Figure 31). A ces points ont été ajoutés 200 points de chaque maillage osseux, donnant un ensemble de 2200 points de contrôle. Ces points de contrôle ont ensuite permis de mettre en place un algorithme de krigeage permettant de déformer les muscles du modèle à chaque nouveau sujet traité. De plus, les maillages osseux étaient les mêmes d'un sujet à l'autre, les points d'insertion musculaire ont automatiquement été personnalisés avec les reconstructions osseuses issues des radiographies.

Ainsi, grâce à cette méthode, nous avons pour chaque nouveau sujet, dans l'environnement EOS :

- les reconstructions osseuses spécifiques à chaque sujet
- les insertions musculaires propres à chaque sujet
- la géométrie 3D des principaux muscles du membre inférieur adaptée à la morphologie osseuse et corporelle de chaque sujet

Afin de se ramener à un modèle filaire plus facilement utilisable dans les applications suivantes, chaque muscle a été divisé en plusieurs sections. Les sections étaient espacées entre elles de 2 centimètres, valeur arbitrairement choisie pour obtenir un ensemble de sections suffisamment grand pour représenter les muscles étudiés. Le calcul du barycentre de chaque section a permis de définir les lignes

musculaires, puis ces lignes ont été interpolés sur 10 points dans but de lisser le chemin musculaire et de faciliter l'implémentation du modèle dans le logiciel OpenSim.

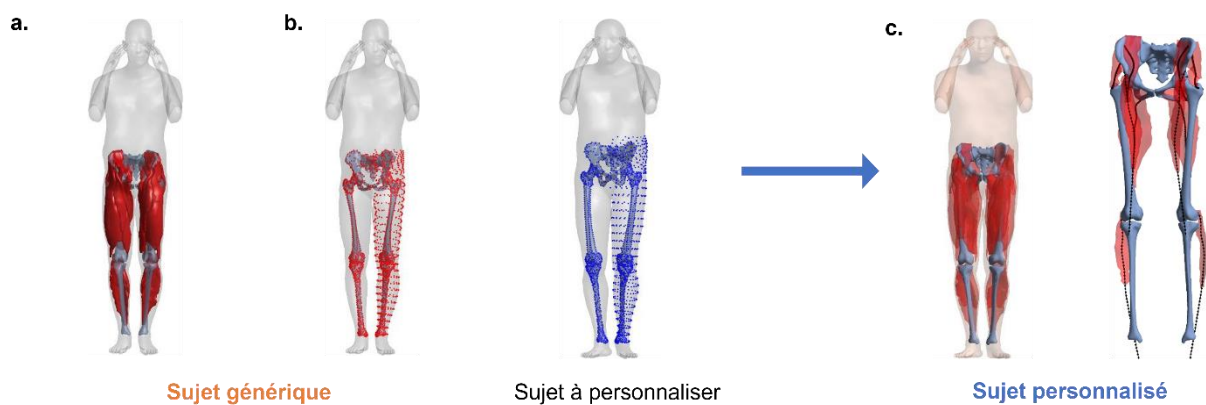


Figure 31: a. Modèle composé des reconstructions osseuses et musculaires issues d'imagerie médicale, b. Identification des 2200 points de contrôle, c. Krigeage des muscles et identification des chemins musculaires

#### Personnalisation des passages musculaires dans le logiciel OpenSim

Dans OpenSim, les points d'insertion et de passage musculaires sont exprimés dans les repères segmentaires locaux. Dans le modèle OpenSim utilisé, ces points de passage sont de différents types. Tous les muscles ont des points de passage fixes, mais certains ont également des points de passage de régression ou des points de passage conditionnels. De plus, certains muscles présentent des surfaces d'enveloppement (la description de ces éléments est disponible en section « 2.2.1. Modèles musculosquelettiques géométriques » de la revue de littérature).

Le modèle personnalisé que nous souhaitons implémenter dans OpenSim ne possède quant à lui que des points de passage fixes, qui sont tous exprimés dans le repère global. Pour personnaliser les trajets musculaires du modèle OpenSim, nous avons donc dû remplacer tous les points de passage du modèle d'origine par des points de passage fixes. Dans un second temps, les points d'insertion et les points de passages musculaires issus du modèle personnalisé ont été exprimés dans les repères locaux et utilisés pour remplacer les coordonnées des points d'insertion et de passages des muscles du modèle générique.

De plus, tous les muscles du modèle personnalisé présenté dans la section précédente ne correspondaient pas aux muscles du modèle OpenSim Gait2392. Ainsi, seuls les muscles du modèle Gait2392 répertoriés dans le Tableau 10 ont été personnalisés.

Tableau 10: muscles du modèle gait2392 qui ont été personnalisés

Muscles personnalisés				
Grand fessier	Moyen fessier	Iliaque	Biceps fémoral	Gracile
Grand adducteur	Droit du fémur	Vaste intermédiaire	Sartorius	Tenseur du fascia lata

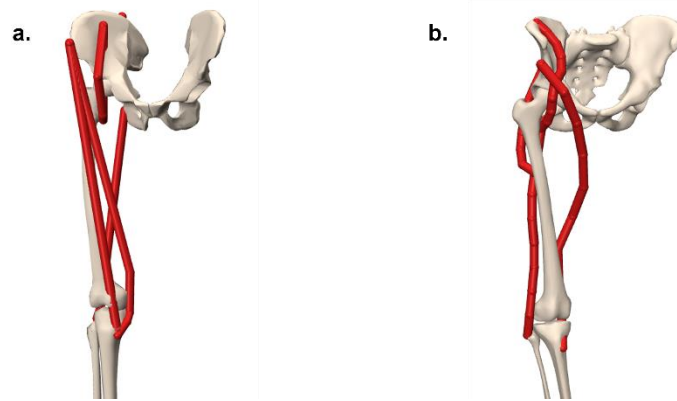


Figure 32: Illustration de la personnalisation des muscles suivants : grand fessier, iliaque, biceps fémoral et sartorius. a. Modèle OpenSim développé par (Bruno et al., 2015) et mis à l'échelle sur un sujet, b. Personnalisation des os et chemin musculaires dans l'environnement OpenSim

Mise à jour des passages musculaires des muscles non traités précédemment aux nouvelles géométries osseuses

Points d'insertion musculaires

En ce qui concerne les autres muscles du modèle générique Gait2392 (muscles du membre inférieur qui n'ont pas été personnalisés, et muscles du tronc), un problème subsistait. Leurs points d'insertion musculaire étaient initialement définis dans le système de coordonnées local des os, de manière à correspondre à une région anatomique spécifique de chaque os. Cependant, étant donné que les géométries osseuses ont été modifiées lors de la personnalisation, ces points d'insertion, qui avaient des coordonnées fixes, ne correspondaient plus aux mêmes régions anatomiques sur les os personnalisés, issus des radiographies.

Pour résoudre cette situation, nous avons identifié les régions correspondant aux insertions musculaires du modèle générique gait2392 puis nous avons ajusté les coordonnées de ces points d'insertion de manière à ce qu'ils correspondent aux mêmes régions sur les os personnalisés.

Pour plus de détails, chaque point d'insertion musculaire a été exprimé en fonction des nœuds du maillage osseux du modèle générique Gait2392. Cependant, il y avait une différence entre les maillages osseux des modèles génériques et personnalisés (par exemple, le maillage du bassin du modèle Gait2392 comprenait environ 400 nœuds, tandis que celui du modèle personnalisé en comprenait environ 15 000).

Pour trouver les nœuds du maillage osseux personnalisé correspondant à ceux du maillage osseux du modèle générique, les os du modèle générique ont été rétroprojetés dans les deux plans d'une radiographie bi-plane EOS, puis reconstruits en utilisant les méthodes de reconstruction précédemment employées. Cela a permis d'obtenir les morphologies osseuses du modèle générique avec le maillage propre aux reconstructions osseuses personnalisées. Ainsi, les reconstructions du bassin, des fémurs, des tibias, des péronés et des vertèbres T1-L5 ont été réalisées pour un sujet. Cela a permis d'avoir un même os, maillé à la fois avec le maillage spécifique au modèle générique Gait2392 et avec le maillage spécifique au modèle personnalisé.

Les points d'insertion initiaux du modèle générique Gait2392, exprimés en fonction des nœuds du maillage initial, ont donc pu être associés à des nœuds du maillage osseux des os personnalisés. Cela a

permis de déterminer leurs nouvelles coordonnées dans le repère local osseux et de mettre à jour ces insertions sur les formes osseuses personnalisées.

#### Autres points de passage musculaires

Pour adapter le reste du trajet musculaire aux morphologies osseuses personnalisées, nous avons utilisé une fonction de krigeage calculé entre les morphologies osseuses issues du modèle générique gait2392 (remaillés de sorte à correspondre au maillage des os personnalisés) et celles du modèle personnalisé.

En appliquant cette fonction de krigeage aux coordonnées des points de passage (qu'ils soient fixes, conditionnels ou de régression), nous avons pu les ajuster aux nouvelles morphologies osseuses. Cela nous a permis d'adapter le chemin musculaire restant pour qu'il soit en accord avec les nouvelles formes des os personnalisés.

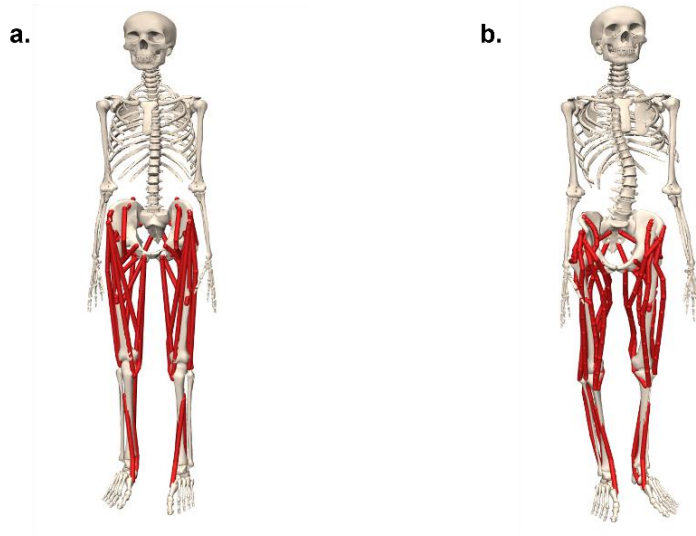


Figure 33: a. Modèle OpenSim issue de (Bruno et al., 2015) et mis à l'échelle sur un sujet atteint de déformations rachidiennes de l'adulte, b. Modèle musculosquelettique personnalisé du même sujet, injecté dans Opensim et concaténé avec le modèle générique mis à l'échelle (pour les os non personnalisés).

#### 4.1.2.5. Comparaison du modèle musculosquelettique personnalisé avec un modèle musculosquelettique mis à l'échelle

Dans un premier temps et dans le but de comparer les modèles personnalisés et mis à l'échelle, le modèle musculosquelettique personnalisé a été intégré dans le solveur OpenSim et appliqué à chaque sujet. Les acquisitions de marche sélectionnées pour chacun d'eux ont été traitées, dans ce même logiciel, par optimisation statique pour compenser les artéfacts de tissus mous.

Dans un second temps, le modèle générique issu de l'étude de (Bruno et al., 2015) a été mis à l'échelle (suivant la méthode présentée en section « 2.2.1. Modèles musculosquelettiques géométriques » de la revue de littérature) pour chaque participant et utilisé dans OpenSim afin d'analyser les acquisitions de marche sélectionnées, qui ont également été traitées à l'aide d'une optimisation statique.

Les longueurs musculaires ont été obtenues pendant le cycle de la marche en utilisant la fonction "MuscleAnalysis" du logiciel OpenSim.



Les longueurs musculaires calculées en position statique lors de l'analyse du mouvement et les variations de ces longueurs pendant la marche ont été comparées entre les modèles mis à l'échelle et personnalisés.

L'erreur quadratique moyenne (RMSD) entre les longueurs musculaires a été calculée au cours du cycle de marche. Les valeurs extrêmes (maximales et minimales) ainsi que l'amplitude de variation des longueurs musculaires ont aussi été comparées. Ces différences ont été exprimées en pourcentage de la longueur musculaire moyenne pendant le cycle de marche, calculée à partir du modèle OpenSim mis à l'échelle. Les instants d'apparitions des valeurs extrêmes ont également été analysés.

Étant donné les différences de points d'insertion entre les deux modèles, les différences de longueurs musculaires en position statique ont été soustraites aux longueurs musculaires issues du modèle personnalisé par souci de cohérence.

#### 4.1.3. Résultats

L'ensemble des résultats est résumé dans le Tableau 11. Des différences de longueurs statiques entre les deux modèles sont apparues chez tous les sujets, indépendamment du groupe étudié, avec une moyenne de 15.4% (min : -0.1, max : 48.7%) de différence pour les patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte et de 15.0% (min : -2.7%, max : 44.5%) pour les sujets sains. Les muscles qui présentaient le moins de correspondance entre les deux modèles étaient le vaste interne et le grand adducteur, tandis que ceux qui étaient les plus similaires étaient le biceps fémoral et le tenseur du fascia lata.

Lors de la marche, une fois la différence de longueur statique prise en compte, les deux modèles présentaient en moyenne des différences (RMSD) de 4.0% (pour les patients ASD) et 6.5% (pour les sujets témoins) avec des valeurs maximales de 8.0 et 9.3% respectivement (pour les patients ASD et les sujets témoins).

Une différence du même ordre de grandeur se retrouvait également sur les valeurs minimales, avec une moyenne de 3.0% de différence pour les patients ASD et de 4.8% pour les sujets témoins, ainsi que sur les valeurs maximales, avec respectivement une différence moyenne de 2.8% et 5.2%. Les instants d'apparition des maxima et minima globaux variaient quant à eux en moyenne de 10% et 12%, respectivement, du cycle de marche pour les patients ASD, et de 11% et 8%, respectivement, pour les sujets sains. Cependant, pour certains muscles, les instants d'apparition des maxima et minima globaux pouvaient dépasser 20% du cycle de marche, voir Tableau 11.

Les deux modèles présentaient sensiblement les mêmes amplitudes de variation de longueur musculaire (ROM) avec des différences d'amplitudes moyennes de 3.3% au cours de la marche pour les patients ASD adultes et de 3.6% pour les sujets témoins. Les différences d'amplitude de variation de longueur n'excédaient pas 8%, valeur atteinte pour le gracile chez les sujets témoins.

Tableau 11: Comparaison des paramètres entre les modèles pour les muscles de la hanche et des loges postérieures, antérieures, médiales et latérales de la cuisse

	Hanche						Loge postérieure				Loge antérieure				loge médiale		Loge latérale			
	Iliaque		Moyen fessier		Grand fessier		Biceps fémoral		Gracile		Droit du fémur		Vaste interne		Sartorius		Grand adducteur		TFL	
	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins
Différence statique (%)	-1,14	12,36	25,88	33,53	16,41	22,29	-0,11	-7,87	9,63	3,73	18,70	11,90	48,73	44,46	10,38	7,90	28,90	21,21	-0,38	-2,75
RMSD au cours de la marche (%)	2,09	2,00	6,74	9,28	4,44	5,20	5,10	8,65	4,60	8,17	2,14	5,85	0,91	6,92	2,25	5,05	7,95	6,96	1,56	6,10
Différence sur le min (%)	0,96	2,14	5,19	2,98	3,67	3,94	3,78	5,82	3,33	7,73	1,92	6,23	0,19	7,56	2,54	3,91	4,12	2,87	1,11	6,18
Différence sur l'instant du min (%)	0,96	4,66	15,40	17,67	6,40	7,33	11,55	10,13	22,35	13,73	19,60	2,40	3,75	0,13	6,25	4,00	16,10	12,13	19,80	5,60
Différence sur le max (%)	0,96	1,18	3,98	5,29	3,96	4,71	4,15	8,60	2,61	6,16	2,62	5,28	2,07	6,54	1,04	5,01	4,59	4,31	1,54	4,69
Différence sur l'instant du max (%)	0,96	5,20	19,90	14,93	4,90	9,60	10,25	11,80	17,40	18,67	1,75	15,80	0,15	5,27	16,55	16,60	12,15	11,13	5,40	5,87

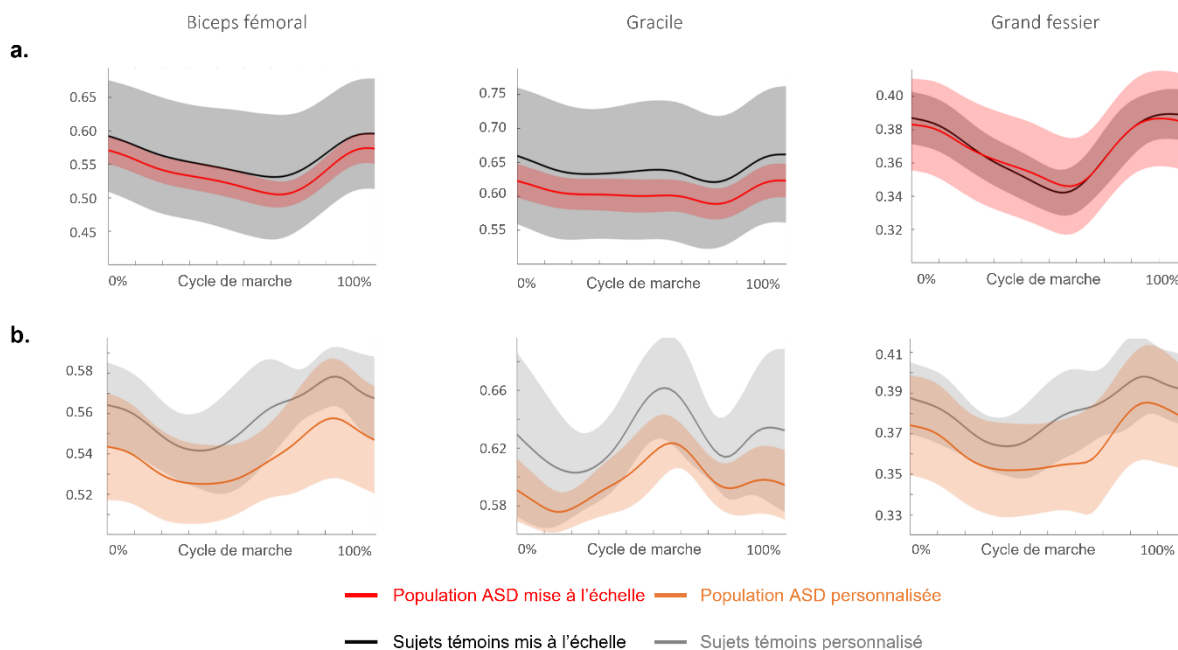


Figure 34: Variation de longueur musculaire au cours de la marche entre patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) et sujets témoins. a. Issue du modèle mis à l'échelle dans le logiciel OpenSim, b. Issue du modèle personnalisé traité avec le logiciel OpenSim

#### 4.1.4. Discussion

Cette étude a permis de mettre en place un modèle musculaire personnalisé afin d'étudier les longueurs musculaires et leurs variations au cours d'un cycle de marche chez une population saine et une population ASD. Les longueurs moyennes des muscles de la cuisse et de la jambe, ainsi que les variations de longueurs du muscle droit du fémur, du biceps fémoral et de l'iliaque, ont été comparées aux études suivantes issues de la littérature (Hawkins and Hull, 1990; Hu et al., 2020; Riley et al., 2010; Scheys et al., 2008b). Les longueurs musculaires obtenues par les deux modèles présentent des ordres de grandeur cohérents avec ces publications en termes de longueurs moyennes et d'amplitudes de variation, bien que des différences maximales de 10% par rapport aux longueurs issues de la littérature aient été observées.

En outre, le modèle mis à l'échelle n'ayant pas les mêmes insertions musculaires que le modèle personnalisé, de grandes différences de longueurs apparaissent entre les deux prédictions que ce soit sur les analyses statiques ou cinématiques au cours de la marche. Cependant, une fois ces différences prises

en compte, les deux modèles diffèrent de moins de 10% dans l'estimation des longueurs musculaires à chaque instant de la marche. Cela montre ainsi que la personnalisation des trajets musculaires a un impact réel, mais qui reste limité vis-à-vis des ordres de grandeur pendant la marche.

Cependant, l'analyse des instants d'apparition des minima et maxima globaux au cours du cycle de marche révèle des comportements différents entre les deux modèles dans la prédiction des évolutions de longueurs musculaires au cours d'un cycle de marche. Ces différences pouvant atteindre jusqu'à 20% de la durée du cycle sont surtout marquées pour les muscles moyens et grands fessiers, ainsi que pour les muscles des loges postérieures et médiales de la cuisse.

Il faut noter que cette étude présente quelques limitations. La première réside dans le changement du modèle cinématique du genou dû à la personnalisation des données du modèle OpenSim. En effet, le genou du modèle mis à l'échelle présente un couplage sagittal qui modifie la position du centre articulaire du genou en fonction de la flexion de genou, et donc, dans ce modèle, modifie l'alignement relatif du tibia vis-à-vis du fémur. En revanche, dans le modèle personnalisé, le genou est modélisé par une liaison pivot. Ainsi, la prise en compte de ce couplage dans le modèle personnalisé pourrait modifier les variations de longueurs des muscles s'insérant sur le tibia ou le péroné. Toutefois, l'étude de Richard et al. a comparé différentes modélisations de l'articulation du genou et a montré que, pour un couplage dans les 3 plans de l'espace (et non seulement dans le plan sagittal), la différence par rapport à la modélisation en articulation pivot ne change la position du centre articulaire que d'un centimètre maximum dans la direction antérieure-postérieure et de 3mm dans la direction proximale-distale (Richard et al., 2017). On peut donc supposer que cette différence présente entre les deux modèles a un impact limité sur les différences de longueurs musculaires (pouvant atteindre 60 mm entre les deux modèles).

Une seconde limitation concerne la personnalisation du modèle par des points de passage fixes. En effet, tous les muscles personnalisés ne présentent plus de points conditionnels ou de régressions, ni de surface d'enveloppement qui lissaient le chemin musculaire en fonction des angles articulaires. La prise en compte de tels points pourrait avoir un impact sur les variations de longueurs au cours du cycle sans modifier les longueurs moyennes.

Enfin, une dernière limitation réside dans le faible nombre de sujets étudiés. Bien que suffisamment élevé pour attester de la cohérence globale du modèle personnalisé, il reste trop faible pour étudier spécifiquement l'impact de la personnalisation sur le calcul des paramètres cliniques et des différences entre populations. Un travail est en cours pour augmenter le nombre de participants à cette étude.

#### 4.1.5. Conclusion

Cette première étude montre donc la faisabilité d'implémenter un modèle géométrique personnalisé dans le logiciel grand public OpenSim et a permis de réaliser une première étude sur l'impact de la personnalisation sur le calcul des longueurs musculaires en position statique et au cours de la marche.

Cette étude démontre que la personnalisation des données a un impact sur les estimations des longueurs musculaires. Notamment, la modification des positions des points d'insertion musculaires semble modifier grandement les estimations de ces longueurs. Mis à part la personnalisation des insertions musculaires, la modification du chemin via les points de passage a entraîné des variations d'environ 10% des longueurs musculaires estimées. Cependant, l'impact de ces modifications se manifeste

principalement dans la forme des courbes représentant les variations des longueurs musculaires au cours de la marche. Ainsi, quelle que soit la population étudiée, plusieurs muscles de la hanche et des loges postérieures et médiales de la cuisse ont présenté un comportement différent entre les deux modèles. Cela pourrait être particulièrement intéressant dans l'étude de la population ASD, étant donné que ces muscles sont soupçonnés d'être altérés en raison du déséquilibre postural typique de cette population.

Cette étude repose cependant sur l'utilisation du logiciel OpenSim et s'appuie donc sur les hypothèses inhérentes aux méthodes de résolution de ce logiciel, notamment sur les méthodes de prise en compte des artefacts de tissus mous. La prochaine partie présentera ainsi l'étude de différentes méthodes de calcul cinématique et de prise en compte des artefacts des tissus mous sur l'estimation des longueurs musculaires au cours de la marche, en utilisant le modèle personnalisé.

## 4.2. Effet du choix de la méthode de résolution de cinématique sur l'estimation des longueurs musculaires au cours de la marche.

### 4.2.1. Introduction

Cette étude cherche à estimer les variations de longueurs musculaires durant un cycle de marche en utilisant la méthode de calcul cinématique et prise en compte des artefacts de tissus mous présentée dans le chapitre 3. Cette estimation sera comparée à l'approche d'optimisation globale adoptée dans OpenSim.

### 4.2.2. Méthode de calcul des longueurs musculaires au cours de la marche et de comparaison avec les résultats fournis par le logiciel OpenSim

#### 4.2.2.1. Protocole expérimental

La population étudiée dans cette sous-partie est la même que dans la précédente à savoir 20 sujets atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) (55.5 ans, écart-type ( $\sigma$ ) = 22.6 ans ; 90% de femmes) et 15 sujets asymptomatiques (39.6 ans,  $\sigma$  = 12.9 ans ; 73% de femmes).

Comme dans le chapitre 3, les participants ont été équipés de marqueurs réfléchissants suivant les protocoles modifiés de Davis et Leardini (Davis et al., 1991; Leardini et al., 2011) et une analyse 3D de la marche a été réalisée à l'aide de 7 caméras infrarouges MX3. Un essai en position statique a d'abord été enregistré suivi de plusieurs acquisitions de marche réalisées à vitesse spontanée. Ces acquisitions ont ensuite été comparées en termes de cohérence cinématique à l'aide du logiciel Polygon (Vicon Motion Systems, Oxford, Royaume Uni) et un essai représentatif a été retenu pour le calcul des paramètres cinématiques.

Chaque sujet a ensuite réalisé une radiographie bi-plane du corps entier, avec les marqueurs réfléchissants toujours en place.

#### 4.2.2.2. Calcul des longueurs musculaires au cours de la marche

Les radiographies bi-planes ont permis de reconstruire en 3D les bassins, les fémurs, les tibias, les péronés, les vertèbres lombaires et thoraciques propres à chaque sujet, ainsi que leur enveloppe corporelle, en utilisant des méthodes décrites dans la littérature (Chaibi et al., 2012; Girinon et al., 2020; Humbert et al., 2009; Nérot et al., 2015). De plus, les radiographies ont permis de reconstruire les marqueurs d'analyse de la marche servant à définir des matrices de passage entre les environnements EOS et VICON.

Les reconstructions 3D de l'enveloppe corporelle et des os des patients ont été utilisées pour créer un modèle musculosquelettique filaire personnalisé se basant sur la méthode développée par J. Hausselle et G. Dubois, présenté en section « 4.1.2. Personnalisation des géométries musculaires ».

Les données cinématiques et musculosquelettiques ont ensuite été employées pour calculer les positions de chaque segment osseux pendant la marche en utilisant des matrices de passage calculées à l'aide des marqueurs réfléchissants (décrites dans le chapitre 3). Chaque point de passage musculaire a été associé au segment osseux le plus proche dans son repère segmentaire osseux, et les matrices de passage ont permis de calculer les coordonnées de ces points à chaque instant de la marche dans leur repère osseux respectif.

Le calcul de la cinématique inverse a été réalisé à l'aide du logiciel Matlab, en utilisant une méthode de définition de repère anatomique et prise en compte des artefacts des tissus mous par éléments finis, présentée au chapitre 3 (Lahkar et al., 2021). À la suite de ce traitement, une première estimation des longueurs musculaires du membre inférieur dans la position debout statique dans l'environnement VICON, ainsi que des variations de longueurs pendant le cycle de marche, a été obtenue, calculée comme la somme des distances entre les points de passage musculaires à chaque instant.

Une deuxième estimation des longueurs musculaires a été effectuée avec le logiciel OpenSim, où le modèle musculosquelettique personnalisé a été intégré à l'aide de la méthode présentée dans la section « 4.1.2.2. Implémentation du modèle musculosquelettique personnalisé dans le logiciel OpenSim ». Dans ce logiciel, les données issues de l'analyse de la marche ont été traitées en utilisant la cinématique inverse et une correction des artefacts des tissus mous par optimisation statique. Les longueurs musculaires ont ensuite été calculées à l'aide de la fonction « MuscleAnalysis » proposée par le logiciel.

#### *4.3.2.3. Comparaison des méthodes de calcul cinématique sur l'estimation des longueurs musculaires*

Les longueurs musculaires estimées par chacune des approches Matlab et OpenSim dans la position debout statique d'analyse du mouvement ont été comparées en exprimant la différence en pourcentage de la longueur musculaire calculée à partir du logiciel OpenSim.

L'évolution de ces longueurs au cours de la marche a ensuite été comparée en termes de valeurs moyennes, maximales, minimales et d'amplitude (ROM). Les instants d'apparition des maxima et minima globaux ont aussi été étudiés. À ces grandeurs a été ajouté le calcul de la racine de la différence quadratique moyenne (RMSD) quantifiant les différences des longueurs estimées par les deux logiciels au cours de la marche. Ces paramètres ont été exprimés en pourcentage de la longueur musculaire moyenne pendant le cycle de marche, calculée à partir du logiciel OpenSim.

#### *4.2.3. Résultats*

Les longueurs musculaires en position debout statique dans l'environnement VICON, estimées après traitement sur chaque logiciel (Matlab et OpenSim), présentaient des différences significatives entre les populations et les muscles. Chez les patients ASD, ces longueurs variaient de 0.3% pour le biceps fémoral à 7.0% pour le grand adducteur. La différence moyenne était de 2.9% entre les deux méthodes. Chez les témoins, ces valeurs variaient de 0.0% pour le vaste interne à 5.4% pour le gracile, avec une différence moyenne de 2.8% entre les deux solveurs. En moyenne, les valeurs étaient plus élevées dans le logiciel OpenSim pour les deux groupes.

Pendant la marche, l'écart quadratique moyen des longueurs musculaires pour la population atteinte de déformations rachidiennes variait de 2.2% pour le droit du fémur à 6.5% pour le grand adducteur, avec une valeur moyenne de 4.2% par rapport à la longueur musculaire moyenne donnée par OpenSim. Chez les sujets témoins, l'écart quadratique moyen variait de 2.4% pour le droit du fémur à 7.0% pour le grand adducteur, avec une différence moyenne de 4.4% entre les deux méthodes de calcul, voir Tableau 12.

Tableau 12: Comparaison des paramètres entre les méthodes de cinématique inverse et prise en compte des artefacts de tissus mous pour les muscles de la hanche et des loges postérieures, antérieures, médiales et latérales de la cuisse

	Iliaque		Moyen fessier		Grand fessier		Biceps fémoral		Gracile		Droit du fémur		Vaste interne		Sartorius		Grand adducteur		TFL	
	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins	ASD	Témoins
Différence statique (%)	0.90	3.12	1.74	3.71	-1.47	-2.80	0.30	-1.27	6.88	5.42	2.26	2.34	2.72	0.02	4.20	3.15	7.03	4.48	2.20	2.28
RMSD au cours de la marche (%)	4.80	3.70	4.95	6.11	5.44	5.35	2.93	3.44	5.76	7.04	2.22	2.37	3.84	2.41	3.25	3.31	6.58	7.06	2.66	3.18
Différence sur le min (%)	4.50	2.48	3.64	1.76	1.20	2.01	1.06	1.77	1.21	1.85	2.42	2.50	3.49	0.74	1.87	2.07	1.08	1.32	2.33	2.76
Différence sur l'instant du min (%)	8.75	11.66	11.95	13.93	6.00	8.60	8.05	8.06	12.85	13.07	7.80	27.86	10.40	12.33	16.55	16.60	12.05	12.40	17.20	22.20
Différence sur le max (%)	4.64	2.99	4.39	5.35	5.78	3.53	2.37	1.51	3.73	5.14	2.02	1.91	4.41	4.75	3.60	3.53	3.73	4.43	2.69	2.61
Différence sur l'instant du max (%)	0.8	3.73	6.05	7.93	6.35	13.00	6.20	10.40	16.10	15.33	0.85	2.40	0.50	0.66	1.35	5.27	14.60	13.93	2.55	6.26

Les valeurs minimales et maximales variaient de 2.3% (min : 1.0%, max : 4.5%) et 3.7% (min : 2.0%, max : 5.8%) respectivement pour les patients ASD, et de 1.9% (min : 0.7%, max : 2.8%) et 3.6% (min : 1.5%, max : 5.3%) pour les témoins. Les différences d'apparition des minimums et maximums variaient, quant à elles, de 0 à 17% du cycle de marche pour les sujets ASD (moyenne : 8%), contre 0 à 28% (moyenne : 11%) pour les sujets témoins, soulignant ainsi des différences dans les prédictions de variations de longueurs au cours du cycle de marche entre les deux méthodes de calcul.

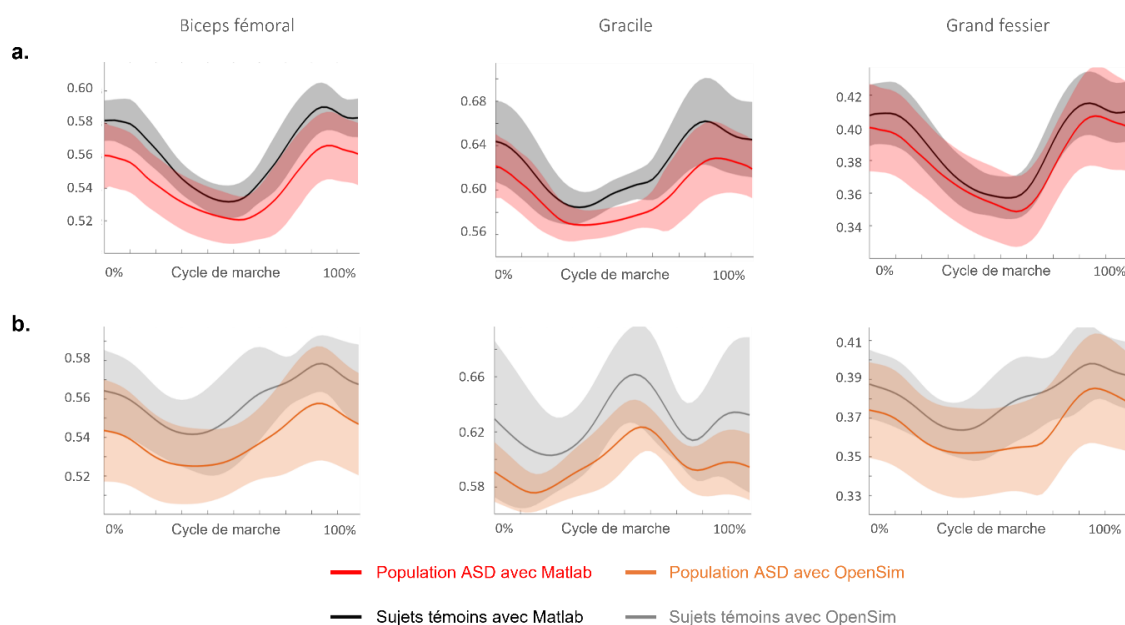


Figure 35 : Variation de longueur musculaire au cours de la marche entre patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) et sujets témoins. a. Issue du modèle personnalisé traité avec la routine Matlab, b. Issue du modèle personnalisé traité avec le logiciel OpenSim

#### 4.2.4. Discussion

L'étude des différences de longueurs musculaires en position debout dans l'environnement VICON et au cours de la marche révèle que le choix des méthodes de calcul cinématique peut modifier les estimations des longueurs musculaires. En effet, quelle que soit la population étudiée, et entre les deux méthodes, les estimations des longueurs musculaires variaient de près de 7% en position statique et de 10% pendant la marche.

De plus, bien que les amplitudes de variation de longueurs musculaires variaient de seulement 5 % au maximum, les deux méthodes de résolution présentaient des motifs de variation de longueur différents au cours du temps, ce qui pourrait avoir un impact significatif sur l'interprétation clinique des résultats d'étude de population saine et pathologique.

Cela peut s'expliquer en grande partie par les différences dans la prise en compte des artefacts des tissus mous entre les deux méthodes. Dans le modèle par éléments finis, l'utilisation de biellettes entre les centres acétabulaires et les têtes fémorales autorise des mouvements relatifs entre les deux, tandis que dans le modèle OpenSim choisi, la tête fémorale est fixe par rapport au bassin. De plus, la méthode de résolution d'OpenSim impose des contraintes de rigidité arbitraire entre les marqueurs cutanés et les segments osseux, en définissant les pondérations associées à leur position, contrairement au choix des raideurs de ressorts du modèle par éléments finis, qui sont issus de la littérature. Ces différences dans la constitution du modèle cinématique peuvent entraîner des orientations segmentaires différentes pour un même ensemble de données, comme illustré Figure 36 et Figure 37, et ainsi expliquer les variations dans la prédiction des longueurs musculaires par les deux approches.

Par ailleurs, la comparaison des résultats obtenus avec les deux méthodes par rapport à la littérature montre que les longueurs musculaires obtenues par les deux méthodes sont cohérentes en termes d'ordre de grandeur et d'amplitude, avec une variation maximale de 10 % par rapport à ces dernières (Hawkins and Hull, 1990; Hu et al., 2020; Riley et al., 2010; Scheys et al., 2008b).

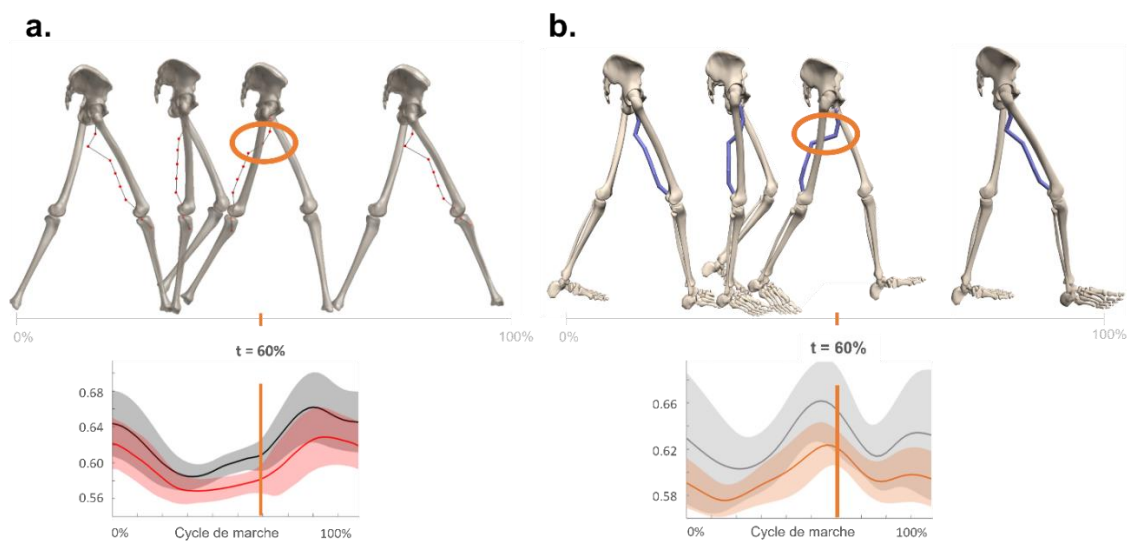


Figure 36: représentation de l'évolution du chemin musculaire du gracile d'un sujet atteint de déformations rachidiennes de l'adulte entre : a. Modèle personnalisé étudié dans Matlab, b. Modèle personnalisé étudié dans OpenSim. A 60% du cycle de marche, les deux méthodes de résolutions donnent des évolutions différentes du chemin musculaire.



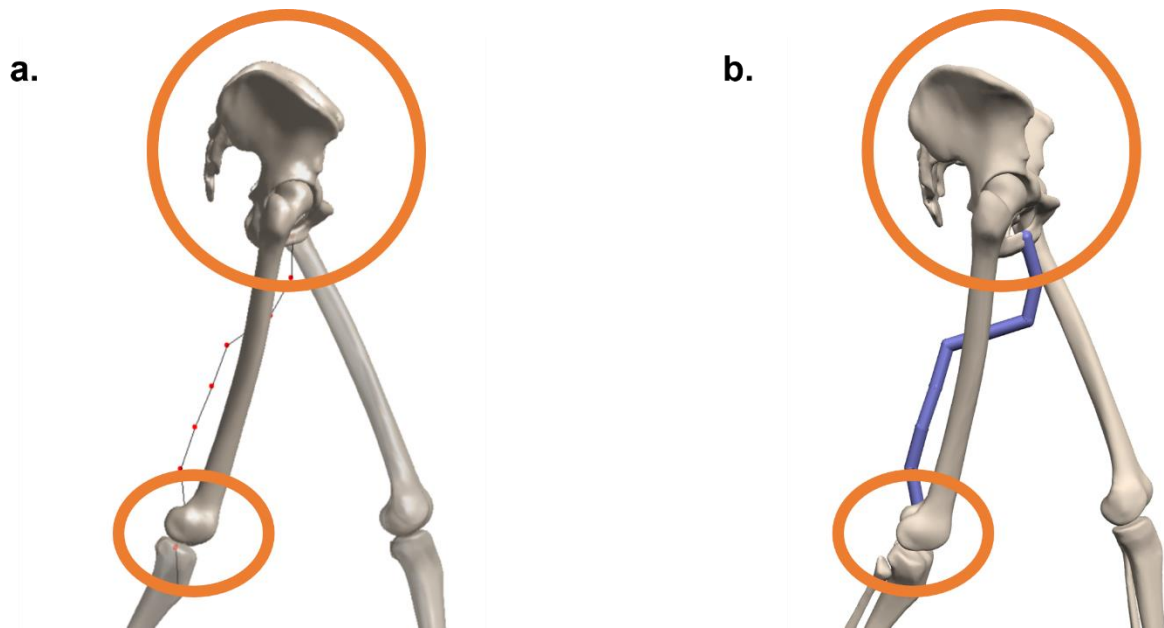


Figure 37: Détail des différences de comportement du Gracile à 60% du cycle de marche d'un sujet atteint de déformations rachidiennes de l'adulte entre : a. prédiction donnée par l'utilisation de Matlab, b. prédiction donnée par l'utilisation d'OpenSim. Les deux modèles diffèrent quant aux orientations du bassin et du fémur, donnant deux chemins musculaires différents, et expliquant les différences de résultats pour ce muscle.

Enfin, cette étude présente quelques limitations, la principale étant le faible nombre de sujets dans les deux groupes, ce qui ne permet pas de conclure sur l'intérêt clinique de l'utilisation d'une méthode plutôt que l'autre. Des différences de comportement sont constatées entre les deux méthodes, cependant, aucune mesure de longueurs musculaires in vivo n'a été référencée dans la littérature jusqu'à présent pour évaluer ces prédictions.

#### 4.2.5. Conclusion

En conclusion, cette étude visait à déterminer l'impact des différentes méthodes de résolution de la cinématique inverse et des compensations des artefacts des tissus mous sur le calcul des variations de longueurs musculaires du membre inférieur entre une population saine et une population pathologique. Bien que les deux méthodes de calcul donnent des ordres de grandeur similaires pour les longueurs musculaires, tant dans les essais statiques que pendant la marche, les variations de longueur au cours du cycle présentent parfois des différences significatives entre les muscles et les groupes.

Cette étude semble donc confirmer la possibilité et l'intérêt d'utiliser la méthode de calcul de cinématique inverse présenté au chapitre 3 pour l'étude des pathologies musculosquelettiques telles que la déformation rachidienne de l'adulte. La prochaine sous partie présentera une application clinique de cette méthode à une cohorte de patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte plus importante.

### 4.3. Etude des variations de longueurs musculaires entre population saine et pathologique

Suite aux constatations observées en clinique concernant les rétractions musculaires chez les patients se présentant avec une rétroversion pelvienne élevée, ce chapitre a pour objectif de calculer les longueurs musculaires à la fois en position statique et pendant le cycle de marche via un modèle musculosquelettique personnalisé basé sur des données IRM et EOS. Cette étude repose sur la classification de patients en se basant sur des paramètres radiologiques. Une étude de groupe de patients définis à l'aide de paramètres cinématiques se trouve en Annexe 2.

#### 4.3.1. Méthodologie d'étude

##### *Population étudiée*

Au total, 93 patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) (50.4 ans, écart-type ( $\sigma$ ) = 19.5 ans ; 76% de femmes) et 36 sujets asymptomatiques avec une moyenne d'âge similaire (46.5 ans,  $\sigma$  = 13.5 ans,  $p=0.55$  ; 71% de femmes) ont été recrutés. Les patients ont été inclus s'ils présentaient des douleurs dorsales et au moins l'un des critères radiographiques présents dans la classification de l'*International Spine Study Group*, à savoir : une inclinaison pelvienne (VP)  $> 25^\circ$ , un angle de Cobb frontal  $> 20^\circ$ , une distance pour l'axe sagittal vertical (SVA)  $> 50\text{mm}$  ou une cyphose thoracique (CT)  $> 60^\circ$ . Les critères d'exclusion du groupe témoin étaient tout antécédent orthopédique et/ou la présence d'une douleur dorsale.

##### *Acquisition de données*

Le protocole expérimental utilisé est le même que pour l'ensemble des études précédentes. Tout d'abord, tous les sujets ont rempli les questionnaires de qualité de vie suivants : l'indice d'invalidité d'Oswestry (ODI), les items physiques et mentaux du Short Form 36 (SF-36 PCS & MCS) ainsi que l'échelle visuelle analogique de douleur (EVA). Ensuite, tous les sujets ont été équipés de marqueurs réfléchissants pour l'analyse de la marche, en suivant les protocoles modifiés de Davis et Leardini (Davis et al., 1991; Leardini et al., 2011). Ces marqueurs ont permis de réaliser une analyse 3D de la marche à l'aide de 7 caméras infrarouges MX3. Un essai statique d'abord a été enregistré, suivi de plusieurs acquisitions de marche réalisées à vitesse spontanée.

Chaque sujet a ensuite réalisé une radiographie bi-plane du corps entier, avec les marqueurs réfléchissants toujours en place. Ces radiographies ont permis de reconstruire en 3D les bassins, les fémurs, les tibias, les péronés, les vertèbres lombaires et thoraciques propres à chaque sujet, ainsi que leur enveloppe corporelle, en utilisant des méthodes décrites dans la littérature (Chaibi et al., 2012; Girinon et al., 2020; Humbert et al., 2009; Nérot et al., 2015).

##### *Cinématique inverse*

À l'aide des reconstructions osseuses, la cinématique inverse a été calculée pour chaque patient sur l'essai de marche sélectionné en utilisant une méthode recalage osseux et de prise en compte des artefacts des tissus mous par éléments finis précédemment, présentée au chapitre 3 (Lahkar et al., 2021; Pillet et al., 2014; Rebeyrat et al., 2022).

##### *Modèle musculosquelettique pour l'analyse des longueurs musculaires au cours de la marche*

Grâce aux reconstructions 3D des os et de l'enveloppe corporelle de chaque sujet, la méthode de déformation non linéaire du système musculaire des membres inférieurs (présentée dans la section 4.1.2.2. Implémentation du modèle musculosquelettique personnalisé) a été appliquée à chaque sujet. Ainsi, un modèle musculosquelettique personnalisé avec des muscles filaires des membres inférieurs a

été obtenu puis appliqué à l'analyse de la marche en utilisant la méthode présentée dans la section 4.1.2.2., sous section « Personnalisation des géométries musculaires ».

#### *Paramètres étudiés*

Les paramètres d'alignement global et spino-pelvien usuels ont été calculés à l'aide de reconstructions 3D à partir de radiographies en position debout. Une attention particulière a été portée à la version pelvienne (rVP, en °), à l'incidence pelvienne (IP en °) et à l'angle ODHA (rODHA, en °). Ces paramètres ont ensuite été calculés pendant le cycle de la marche à l'aide des reconstructions osseuses recalées à chaque instant (Pillet et al., 2014). Comme dans le chapitre précédent, les valeurs moyennes pendant le cycle de marche ont été notées avec un "c" précédant l'abréviation, par exemple : cODHA et cVP, tandis que les valeurs radiographiques ont été notées avec un "r" précédant l'abréviation. Les différences entre les valeurs cinématiques et radiographiques ont été indiquées avec le symbole  $\Delta$  suivi de l'abréviation du paramètre, par exemple :  $\Delta$ ODHA = cODHA – rODHA.

Les longueurs musculaires ont été normalisées par rapport à la longueur des membres inférieurs (fémur et tibia) des sujets calculés par reconstruction 3D radiographique. Un ratio exprimé en % a été calculé à la fois dans l'environnement EOS et à chaque instant de la marche pour chaque muscle. Les valeurs moyennes et l'amplitude d'évolution du ratio (ROM) ont été calculées pendant le cycle de marche.

Les relations entre les longueurs musculaires, les paramètres radiographiques spino-pelviens et de posture globale ainsi que les scores de qualité de vie ont été évaluées par le calcul des coefficients de corrélation de Pearson. Dans ces études, seuls les muscles du membre droit ont été observés.

#### *Constitution des groupes de patients*

La rétroversion pelvienne (VP) a été analysée en fonction de l'incidence pelvienne (IP) pour tous les sujets afin de discriminer les sujets présentant une version pelvienne anormale. Pour ce faire, nous avons calculé l'équation et le corridor de référence évalué sur les 36 sujets témoins de cette étude. Les patients ASD présentant une version pelvienne par rapport à l'incidence pelvienne supérieure à 2 écarts types ( $\sigma$ ) par rapport aux témoins ont été regroupés en tant que ASD-VP, sinon en tant que ASD-norm (Figure 3).

En cas de différence significative d'âge entre les groupes, la division du groupe témoin en T-jeunes et T-âgés a été prise en compte.

#### *Analyse statistique*

L'ensemble des paramètres étudiés ont été comparés entre les groupes à l'aide du test de Kruskal-Wallis. La relation entre les différents paramètres a été évaluée à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson (r).

Les tests statistiques ont été effectués avec Xlstat® (Addinsoft, Paris, France ; version 2020.1.3.65336). Le niveau de signification a été fixé à 0,05.

### 4.3.2. Résultats

#### *Etude des sous-groupes*

L'équation de régression entre incidence pelvienne et version pelvienne était la suivante :  $PI = 0.37 * PT + 3.16^\circ$ . Ainsi 27 patients atteints de déformations rachidiennes ont été classés en tant qu'ASD-VP (63.7,  $\sigma = 15.4$  ans; 81% de femmes), ayant une version pelvienne de  $30.8(\sigma = 8.1)^\circ$  pour une incidence pelvienne de  $54.2(12.7)^\circ$ . Ces patients ont été associés à un sous-groupe de 18 sujets témoins, nommés

T-âgés, appareillés en âge (57.1,  $\sigma = 7.7$ ans; 55% de femmes), et ayant une version pelvienne de 12.3( $\sigma = 4.3$ )° pour une incidence pelvienne de 51.2( $\sigma = 7.1$ )° .

Les patients ASD-VP présentaient un alignement radiographique global altéré (augmentation de l'angle ODHA, de la distance SVA, de l'angle VP, de l'angle de Cobb frontal et réduction de la lordose lombaire) avec des scores de qualité de vie moindre que dans le groupe T-âgés (PCS-SF36 : 37 vs 51 respectivement, ODI : 37 vs 13 respectivement, EVA : 7 vs 3). L'ensemble des paramètres radiologiques entre les groupes sont présentés dans le Tableau 13.

Tableau 13: Paramètres radiologiques entre les groupes ASD-VP, ASD-norm et sujets témoins, avec la p-valeur du test statistique associé aux différences entre ASD-VP et T-âgés. Le seuil de significativité avec correction de Bonferroni était de 0.008.

	ASD-VP	ASD-norm	T-âgés	T-jeunes	p-valeur
ODHA 3D (°)	5.0 ± 3.5	3.1 ± 2.5	2.4 ± 1.3	2.4 ± 1.2	<b>0.003</b>
Extension genou (°)	11.0 ± 14.4	1.8 ± 6.4	0.7 ± 4.4	-1.3 ± 6.6	<b>0.005</b>
SVA (mm)	54.6 ± 53.6	6.3 ± 34.3	2.4 ± 20.7	-7.3 ± 13.9	<b>&lt;0.001</b>
Cobb Frontal (°)	21.0 ± 14.6	19.2 ± 19.1	3.4 ± 5.1	5.2 ± 6.7	<b>&lt;0.001</b>
CT: T1T12(°)	46.3 ± 19.0	52.2 ± 20.2	49.0 ± 7.4	44.4 ± 8.7	0.7
LL: L1S1 (°)	34.7 ± 24.2	62.2 ± 14.5	62.6 ± 6.7	62.1 ± 10.3	<b>&lt;0.001</b>
VP (°)	30.8 ± 8.1	13.6 ± 7.2	12.3 ± 4.3	9.5 ± 7.1	<b>&lt;0.001</b>
IP-LL (°)	18.5 ± 20.4	-11.3 ± 12.0	-11.8 ± 6.4	-14.0 ± 10.3	<b>&lt;0.001</b>
IP (°)	54.2 ± 12.7	48.8 ± 20.7	51.2 ± 7.1	48.3 ± 9.3	0.4

Durant le cycle de marche, les patients du groupe ASD-VP présentaient un alignement légèrement altéré de la tête avec le bassin et un mouvement exacerbé de balancement de la tête (cODHA de 8.8(5.4)° contre 5.0(3.1)°) pour les T-âgés, avec un ROM du cODHA de 3.7( $\sigma = 1.5$ )° contre 3.8( $\sigma = 4.4$ )° sans pour autant atteindre les seuils de significativité.

Concernant le bassin, et conformément à l'alignement statique, ces patients présentaient une grande rétroversion au cours du cycle de marche de 29.1( $\sigma = 8.4$ )° contre 16.8( $\sigma = 7.9$ )° pour les T-âgés, p-valeur < 0.001. De plus, Le groupe ASD-VP ne présentait pas de rétroversion du bassin supplémentaire lors du passage de la position statique à la marche ( $\Delta VP = -1.7$ ( $\sigma = 5.7$ )° contre 4.5( $\sigma = 8.1$ )° pour les T-âgés, p-valeur < 0.001), voir Tableau 14.

L'étude des paramètres cinématiques segmentaires et des paramètres spatiotemporels révèle que les patients ASD-VP présentaient des altérations globales de leur marche. Ils marchaient avec une amplitude d'obliquité pelvienne et de flexion de genou diminuée par rapport aux groupe T-âgés, ainsi qu'avec une vitesse de marche, une cadence et une longueur de pas elles aussi réduites. De plus, ces patients présentaient un indice de déviation de la marche (GDI) plus faible que celui du groupe T-âgé (81.4 contre 95.4 pour le groupe T-âgés), toutes les p-valeurs étaient inférieure ou égales à 0.001. L'ensemble de ces résultats est résumé dans le Tableau 14.

Concernant les paramètres musculaires en position statique, et par rapport au groupe T-âgés, le groupe ASD-VP présentait des altérations de longueur musculaire pour les 3 muscles de la loge postérieure de la cuisse : biceps fémoral (53.8( $\sigma = 3.9$ )% contre 55.2( $\sigma = 4.2$ )%), semi tendineux (61.7( $\sigma = 3.1$ )% contre 63.3( $\sigma = 3.9$ )%) et semi membraneux (53.5( $\sigma = 3.7$ )% contre 54.7( $\sigma = 3.9$ )%), toutes les p-valeurs étaient inférieures à 0.005.

Tableau 14: Paramètres cinématiques et spatio-temporels entre les groupes ASD-VP, ASD-norm et témoins, avec la p-valeur du test statistique associé aux différences entre ASD-VP et T-agés. Le seuil de significativité avec correction de Bonferroni était de 0.008.

		ASD-VP		ASD-norm		T-agés		T-jeunes		p-valeur
		Moyenne	$\sigma$	Moyenne	$\sigma$	Moyenne	$\sigma$	Moyenne	$\sigma$	
Cinématique	ROM Inclinaison pelvienne	4.2	1.5	3.7	1.4	4.1	1.3	3.7	1.1	0.9
	ROM obliquité pelvienne	6.5	3.0	8.8	4.0	10.5	4.1	10.6	2.9	<b>0.00</b>
	ROM flexion/extension de hanche	40.9	9.5	42.3	6.2	45.4	4.9	44.2	4.7	0.08
	ROM flexion/extension de genou	49.0	11.4	56.2	8.5	60.1	6.7	62.9	8.0	<b>&lt;0.001</b>
	ROM flexion/extension plantaire	28.7	13.9	29.0	7.6	31.6	9.4	32.7	7.4	0.05
CODHA et cVP	cODHA moy. (°)	8.8	5.4	4.7	3.6	5.0	3.1	3.4	2.1	0.01
	cVP moy. (°)	29.1	8.4	15.9	6.6	16.8	7.9	13.1	5.6	<b>&lt;0.001</b>
	ROM cODHA (°)	3.7	1.5	2.8	1.4	3.8	4.4	2.3	0.8	0.03
	ROM cVP (°)	4.3	2.3	4.3	2.0	4.6	1.8	4.4	1.7	0.4
$\Delta$	$\Delta$ ODHA (°)	5.3	5.4	1.4	4.7	2.1	3.3	1.3	2.7	0.03
	$\Delta$ VP (°)	-1.7	5.7	2.4	5.5	4.5	8.1	3.7	4.4	<b>0.001</b>
Spatio - temporel	Vitesse de marche	0.8	0.3	1.0	0.2	1.2	0.3	1.3	0.2	<b>&lt;0.001</b>
	Cadence	96.5	13.5	107.6	9.6	112.2	16.7	118.8	11.5	<b>0.001</b>
	Longueur de pas	0.5	0.1	0.6	0.1	0.6	0.1	0.6	0.0	<b>&lt;0.001</b>
	Temps de double support	0.4	0.2	0.3	0.1	0.3	0.1	0.2	0.1	<b>0.00</b>

Les altérations observées en statique étaient toujours présentes durant la marche pour les muscles du compartiment postérieur de la cuisse, ainsi que pour le long adducteur, voir Tableau 15.

En plus de ces altérations de longueur moyenne, certains muscles présentaient des diminutions d'amplitude de mouvement (ROM). Plus précisément, 8 muscles, tant au niveau de la hanche (moyen et petit fessier) que des compartiments antérieurs (droit du fémur, vaste latéral), médiaux (court adducteur) et postérieurs de la cuisse (biceps fémoral, semi tendineux, semi membraneux) présentaient des ROM plus faibles chez les sujets ASD-VP par comparaison aux sujets du groupe T-âgés, voir Tableau 15.

Tableau 15: Ratio de longueur musculaire moyenne (Moyenne (%)) et amplitude de variation de longueur (ROM(%)) au cours de la marche chez les sujets ASD-VP, ASD-norm et témoins, classé par groupe musculaire. La p-valeur répertoriée est celle du test statistique associé aux différences entre ASD-VP et T-agés Le seuil de significativité avec correction de Bonferroni était de 0.008.

		ASD-VP				ASD-norm				T-agés				T-jeunes				p-valeur longueur	p-valeur ROM
		Moyenne (%)	$\sigma$	ROM (%)	$\sigma$	Moyenne (%)	$\sigma$	ROM (%)	$\sigma$	Moyenne (%)	$\sigma$	ROM (%)	$\sigma$	Moyenne (%)	$\sigma$	ROM (%)	$\sigma$		
Hanche	Iliaque	28.2	2.5	2.7	0.7	27.5	2.9	2.8	0.6	27.9	2.2	2.9	1.0	26.8	1.3	2.9	0.9	0.3	0.1
	Grand fessier	35.7	1.9	6.0	1.3	37.2	3.7	6.1	1.3	37.5	3.1	6.2	1.8	37.2	1.7	5.7	1.7	0.03	0.3
	Moyen fessier	21.8	2.6	2.2	1.1	22.0	4.3	2.6	0.9	21.2	1.8	2.9	1.0	20.9	2.3	3.0	1.0	0.4	<b>0.001</b>
	Petit fessier	20.9	2.5	1.2	0.6	20.5	3.2	1.3	0.5	20.0	1.5	1.6	0.5	19.6	1.7	1.6	0.6	0.2	<b>0.001</b>
Loge antérieure cuisse	Droit du fémur	70.8	1.9	7.5	2.0	69.6	3.2	7.7	1.6	70.8	4.1	8.4	1.3	69.5	2.8	8.2	1.6	0.1	<b>0.02</b>
	Vaste médiale	52.6	1.5	5.7	1.5	51.6	1.9	5.1	1.7	52.9	3.8	5.9	1.0	51.2	2.2	5.0	1.6	0.5	0.3
	Vaste latérale	53.6	1.4	4.8	1.4	53.2	1.6	5.0	1.4	54.4	3.2	5.9	1.2	53.2	2.4	5.6	2.0	0.4	<b>0.008</b>
	Vaste interne	55.4	1.4	6.0	1.4	54.7	1.7	5.9	1.6	55.9	3.1	6.8	1.1	54.7	2.0	6.2	2.0	0.8	0.06
	Sartorius	82.4	3.3	5.6	2.8	79.5	4.1	5.0	1.4	80.5	4.2	5.2	1.2	79.2	2.9	4.9	1.8	0.01	0.6
Loge médiale cuisse	Grand adducteur	32.5	1.9	3.1	1.4	33.4	3.1	3.6	1.1	33.5	1.9	3.4	1.1	32.9	1.2	3.4	1.0	0.01	0.3
	Long adducteur	35.5	1.5	2.7	1.0	34.7	2.3	2.7	0.7	34.4	1.4	3.2	0.8	34.0	1.1	2.9	0.6	<b>0.006</b>	0.03
	Court adducteur	35.3	2.1	3.8	1.6	33.9	2.8	3.9	0.9	34.1	1.6	4.7	1.0	33.3	1.2	4.0	1.2	0.02	<b>0.004</b>
	Gracile	60.1	2.8	5.6	2.9	60.0	3.0	5.9	2.1	61.9	4.3	6.9	2.0	60.2	3.0	6.3	1.9	0.03	0.04
Loge postérieure cuisse	Biceps Fémorale	53.5	1.9	4.8	1.4	55.5	2.9	5.6	1.2	57.0	4.3	6.1	0.8	55.7	1.7	5.9	1.5	<b>&lt;0.001</b>	<b>0.004</b>
	Semi-tendineux	62.2	2.0	4.8	1.5	63.4	2.7	5.5	1.4	64.7	4.3	6.0	1.1	63.6	2.0	5.7	1.3	<b>0.000</b>	<b>0.002</b>
	Semi-membraneux	52.6	1.7	4.2	1.2	53.9	2.9	4.9	1.1	55.2	4.3	5.4	1.3	53.9	1.6	4.7	0.8	<b>&lt;0.001</b>	<b>0.002</b>
Latérale cuisse	Tenseur du fascia lata	70.3	7.3	4.7	1.6	68.8	6.9	5.0	1.3	70.1	5.3	5.5	1.4	66.0	4.5	5.3	1.0	0.9	0.01
Jambe	Gastrocnémien latérale	64.3	4.1	6.9	13.9	63.8	2.6	4.1	1.5	64.5	2.8	6.8	12.7	63.6	1.3	3.6	0.8	0.7	0.5
	Gastrocnémien médiale	63.6	7.0	6.4	14.2	63.9	4.6	3.7	1.2	65.0	2.6	6.5	13.0	64.1	1.5	3.2	0.8	0.4	0.6

### *Etude des corrélations entre paramètres radiologiques, cinématiques et musculaires*

L'étude des corrélations pour l'ensemble de la population saine et pathologique révèle des corrélations entre la version pelvienne radiographique et les ratios des longueurs moyennes des ischio-jambiers ( $0.18 < |r| < 0.28$ ), du grand fessier ( $r = -0.19$ ) de l'iliaque ( $r = 0.22$ ), des courts et longs adducteurs ( $0.31 < |r| < 0.37$ ), du sartorius ( $r = 0.35$ ) ainsi que du droit du fémur ( $r = 0.23$ ). En revanche, aucune de ces corrélations n'atteint le seuil de significativité vis-à-vis des longueurs musculaires statiques.

La version pelvienne radiologique présentait de plus des corrélations avec les ROM des muscles du compartiment postérieur de la cuisse ( $0.27 < |r| < 0.39$ ), des moyen et petit fessiers (resp.  $r = -0.30$  et  $r = -0.20$ ) ainsi que du grand adducteur ( $r = -0.22$ ).

L'ODHA radiologique présentait trois corrélations avec des longueurs musculaires moyennes au cours du cycle de marche (sartorius, biceps fémoral et tenseur du fascia lata,  $|r| < 0.25$ ), et aucune avec des longueurs musculaires statiques.

Cependant, l'ODHA radiographique présentait des corrélations avec les ROM de 16 muscles, que ce soit pour l'ensemble des muscles de la hanche étudiés ( $0.24 < |r| < 0.29$ ), pour l'ensemble des muscles du compartiment postérieur de la cuisse ( $0.39 < |r| < 0.49$ ), pour les muscles du compartiment antérieur, excepté le vaste médial ( $0.21 < |r| < 0.27$ ), pour les muscles du compartiment médial, excepté le grand adducteur ( $0.19 < |r| < 0.38$ ) ou du tenseur du fascia lata ( $r = -0.26$ ).

#### 4.3.3. Discussion :

Cette étude propose de décrire les évolutions des longueurs musculaires lors de la marche chez les sujets ASD en utilisant un modèle musculosquelettique personnalisé. A cette fin les patients étudiés ont été classés en fonction de leur adéquation entre rétroversion pelvienne et incidence pelvienne et chaque sous-groupe a été comparé à une cohorte de sujets témoins appareillés en âge.

Les patients du groupe ASD-VP, avec une rétroversion pelvienne anormalement élevée par rapport à leur incidence pelvienne, présentaient une forte altération de l'alignement global sur les radiographies EOS, accompagnée de grandes altérations de la marche et de score de qualité de vie réduit par rapport aux témoins, comme il a été remarqué dans le chapitre 3, section 3.3.

En position debout, statique, ces patients présentaient une diminution des longueurs des muscles du compartiment postérieur de la cuisse, à savoir les ischio-jambiers.

Au cours de la marche, ces muscles présentaient toujours des longueurs réduites, associées à une diminution de leur amplitude de variation de longueur. Ceci pourrait s'expliquer par la grande rétroversion pelvienne radiographique et cinématique de ces patients, comme le semble le confirmer l'étude des corrélations. De plus, cela pourrait être le signe d'une potentielle réduction de mobilité des muscles ischio-jambiers au quotidien, qui pourrait expliquer les changements musculaires observés en cliniques, tels que des rétractions ou même les atrophies constatées par imagerie (Ferrero et al., 2021b; Gossman et al., 1982).

Cependant, d'autres muscles ont présenté des amplitudes de variation de longueurs (ROM) réduites, notamment des muscles stabilisateurs de la hanche comme le petit fessier, le moyen fessier ou le court

adducteur. Cela se traduirait par une contribution à la stabilisation de l'articulation de la hanche durant le mouvement de marche.

En effet, les réductions des amplitudes de variations de longueurs de la majorité des muscles étudiés étaient corrélées à l'augmentation de l'ODHA et la version pelvienne radiologiques, ce qui semble confirmer que ces paramètres sont non seulement des indicateurs de troubles posturaux, mais aussi de troubles fonctionnels.

#### *Limitation de l'étude*

Cette étude présente cependant plusieurs limitations. Tout d'abord, le modèle musculosquelettique spécifique à chaque patient est dérivé d'une déformation d'un modèle générique d'un homme sain âgé de 27 ans. Par conséquent, la répartition du volume musculaire et les trajets musculaires peuvent présenter un biais dû à l'état du système musculaire de ce sujet.

De plus, les trajets musculaires sont fixes par rapport aux repères osseux. Bien qu'ils comportent une dizaine de points issus de reconstructions IRM, il n'y a aucune garantie qu'il n'y ait pas d'intersections entre deux trajets musculaires ou entre un trajet musculaire et un os. Afin de mieux correspondre à la physiologie, il serait intéressant de mettre en place des points de passage de régression ou des surfaces d'enveloppement telles que montrées dans la revue de littérature.

Enfin, pour aller plus loin sur l'analyse des longueurs musculaires, il serait intéressant de jumeler cette étude à des études de contraction musculaire et de composition musculaire (volume et infiltration graisseuse) via l'utilisation d'EMG dynamique et d'imagerie médicale telle que des IRM.

#### 4.3.4. Conclusion :

En conclusion, cette étude est la première à décrire précisément les évolutions des longueurs musculaires lors de la marche chez les sujets atteints de déformations rachidiennes de l'adulte en utilisant un modèle musculosquelettique personnalisé.

Dans une étude plus approfondie, nous avons groupé les patients selon les valeurs de rétroversion pelvienne et ODHA élevés, mesurés durant la marche. Les résultats sont présentés en Annexe 2.



#### 4.4. Synthèse du chapitre 4

Cette partie avait pour objectif de contribuer à la personnalisation des géométries des modèles musculosquelettique pour réaliser une analyse fonctionnelle des déformations rachidiennes de l'adulte.

Pour attester de l'intérêt clinique de cette méthode de personnalisation de modèle, une première étude a examiné l'impact de la personnalisation sur l'analyse des longueurs musculaires cinématiques. Les résultats ont montré que la personnalisation des données pouvait modifier les variations de longueurs musculaires estimées au fil du temps.

Une seconde étude a permis d'appliquer le modèle musculosquelettique personnalisé à deux méthodes différentes de calcul cinématique. Les résultats ont démontré que l'utilisation de notre méthode fournissait des estimations cohérentes avec la littérature et celles obtenues avec OpenSim, tout en introduisant des différences dans les variations de longueurs musculaires observées au cours du cycle de marche.

Grâce à ces deux études préliminaires, l'approche de personnalisation des modèles musculosquelettiques et la méthode de calcul cinématique utilisé au précédent chapitre ont été appliquées à l'étude d'une cohorte de patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte. Les patients étudiés ont ainsi présenté des altérations de longueurs musculaires tant en position statique que durant le mouvement, en lien avec leur pathologie.

Cependant, l'ensemble des études présentées ne couvre que les membres inférieurs. L'adaptation de ces méthodes à l'étude du tronc est présentée en Annexe 1.

Conclusion générale

Les déformations rachidiennes de l'adulte sont des pathologies musculosquelettiques affectant l'alignement postural dans les trois plans de l'espace. Le diagnostic actuel de ces pathologies repose sur l'utilisation d'imagerie radiographique réalisée en position statique. Cependant, les complications observées après des traitements (chirurgicaux ou non) ne semblent pas s'expliquer par l'étude seule de l'alignement squelettique sur les radiographies. Ainsi, une analyse couplée du squelette et des muscles en statique mais aussi durant le mouvement semble être une piste prometteuse pour répondre à ces complications et aider à la prise en charge thérapeutique.

Dans ce but, l'objectif de ce projet de thèse était de contribuer à la modélisation musculosquelettique personnalisée en statique et durant le mouvement pour calculer des paramètres biomécaniques d'intérêt clinique majeur chez les patients ayant une déformation rachidienne de l'adulte.

Une première revue de littérature présentant des méthodes d'analyses cinématiques du mouvement a permis d'identifier les limitations actuelles aux études fonctionnelles des patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte. Cette première revue a montré la nécessité de calculer les paramètres radiologiques, utilisés largement par les cliniciens, durant le mouvement, tout en utilisant des méthodes innovantes dans le recalage d'image osseuse et la réduction des artéfacts de tissus mous.

De plus, une seconde revue de littérature portant sur les modèles musculosquelettiques pouvant être personnalisés pour l'étude de population pathologique a permis de présenter les principales solutions de personnalisation d'un modèle géométrique. Cette revue a souligné la nécessité de prendre en compte les géométries osseuses et musculaires spécifiques aux sujets étudiés en utilisant des techniques d'imagerie peu irradiantes et plus accessibles que l'IRM ou le CTscan.

Pour ce faire, notre démarche a consisté à appliquer une méthode de calcul cinématique permettant d'accéder à l'évolution des paramètres cliniques radiologiques au cours d'un cycle de marche, puis de contribuer à la personnalisation d'un modèle musculosquelettique afin d'étudier des paramètres musculaires géométriques au cours d'un mouvement. Cette démarche a été appliquée à une cohorte d'une trentaine de sujets sains et plus de 90 patients atteints de déformation rachidienne.

L'étude de paramètres radiologiques a été réalisée à partir de reconstructions osseuses, recalées à chaque instant, plutôt que des marqueurs d'analyse de la marche, et les artéfacts des tissus mous du membre inférieur ont été pris en compte à l'aide d'une méthode éléments finis. Cette approche individualisée a permis d'explorer les interactions entre les déformations osseuses et altérations cinématiques, confirmant l'existence de mécanismes compensatoires propres à la fonction de marche, comme l'augmentation de la rétroversion pelvienne, et pouvant échouer à rééquilibrer le corps des patients, dans le cas d'une augmentation accrue de l'ODHA ou du SVA en lien avec une altération de la cinématique de marche. En particulier, l'importance de quantifier les positions et orientations relatives de la tête et du bassin a été confirmée. Ces mesures peuvent constituer des critères clés dans la discrimination des patients et l'analyse des risques de complications auxquels ils sont exposés.

Cette étude a, de plus, permis de proposer une exploration approfondie d'un groupe de patient ayant une rétroversion pelvienne anormalement élevée (par rapport à leur incidence pelvienne) au cours de la marche. Il est apparu qu'en raison de leur rétroversion, ces patients présentaient une orientation de hanche favorisant une couverture postérieure et externe de la tête fémorale. Cette configuration placerait le col du fémur en position de conflit avec l'acetabulum. D'après la littérature, cette

configuration est propice à l'apparition de concentration de contraintes mécaniques sur la partie postérieure de la tête fémorale, pouvant entraîner l'apparition d'une arthrose. Ces hypothèses doivent être confirmées par une étude locale de la répartition des pressions, mais pourraient expliquer la prévalence d'arthrose de hanche chez ces patients.

Dans la deuxième partie du travail personnel, un modèle musculosquelettique personnalisé a été appliqué durant la marche. En premier temps, un modèle musculosquelettique du membre inférieur (basé sur l'utilisation de radiographies EOS) déjà existant au laboratoire a permis de personnaliser un modèle corps complet développé dans le logiciel OpenSim. Cette étape a permis d'étudier l'impact de la personnalisation du modèle sur l'estimation des variations de longueurs musculaires pendant la marche. En deuxième temps, nous avons étudié la possibilité de coupler ce modèle personnalisé du membre inférieur aux méthodes de cinématique inverse utilisées dans le troisième chapitre et de les comparer à celles de l'optimisation numérique mise en place dans le logiciel OpenSim. Les résultats de ces deux étapes ont confirmé la possibilité d'utiliser le modèle musculosquelettique personnalisé du membre inférieur, associé aux calculs de cinématique inverse utilisés dans le chapitre 3, pour étudier des populations saines et pathologiques.

L'application conjointe de ces méthodes sur une cohorte de sujets sains et de patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte a ainsi permis d'approfondir notre compréhension de cette pathologie. Les patients étudiés présentaient des altérations des longueurs musculaires, tant en position statique que pendant le mouvement, accompagnées de variations de longueur réduites lors de la marche. Ces altérations sont apparues liées au défaut d'alignement de l'axe tête/bassin avec l'axe vertical (ODHA) et à une grande rétroversion pelvienne.

Dans le but de contribuer à la personnalisation de modèle musculosquelettique corps complet, une dernière partie exploratoire, proposée en annexe, a mis en place un algorithme de déformation non linéaire permettant d'obtenir un modèle musculaire spécifique à chaque patient, grâce à un jeu d'images radiographiques bi-planes. L'évaluation de ce modèle par rapport à une référence a montré des résultats cohérents aux modèles préexistants. L'application de cette méthode à la cohorte de sujets précédemment utilisée pourrait apporter de nouveaux éléments sur les liens entre déformation rachidienne et altération des capacités musculaires des muscles paraspinaux via, par exemple, l'étude des bras de levier musculaire.

Les études séparées du squelette, de la marche et du système musculaire ont permis de mieux comprendre les symptômes chez les patients atteints de déformation rachidienne de l'adulte. Cependant, ce travail semble montrer que lorsque ces études sont combinées, elles peuvent dévoiler des interactions entre ces éléments et ainsi aider à la compréhension des stratégies de mouvement spécifiques à chaque type de déformations rachidiennes. Il serait donc intéressant de poursuivre dans cette direction en analysant différents types de mouvements quotidiens tels que le passage assis-debout, le ramassage d'objet, le port de charges, etc., ainsi qu'en associant d'autres mesures expérimentales telles que l'utilisation de l'EMG dynamique pour évaluer l'activité des principaux muscles du rachis et du membre inférieur.

De plus, une deuxième perspective de ces travaux de thèse réside dans l'application de ces méthodes à l'analyse du mouvement postopératoire. Il serait en effet intéressant de connaître l'impact des différents

types de chirurgie sur l'alignement global en statique et durant le mouvement, ainsi que sur le potentiel regain d'amplitude de mouvement musculaire.

Enfin, une dernière perspective consisterait à utiliser des logiciels de modélisation musculosquelettique tels que OpenSim, ou développer des logiciels personnalisés, pour simuler une intervention chirurgicale. En effet, ce type de logiciel permet de simuler des mouvements en fonction de modifications des paramètres osseux ou musculaires. Ces travaux de thèse ayant déjà permis de contribuer à la personnalisation d'un modèle OpenSim à l'aide d'un ensemble d'images EOS, il serait intéressant de simuler l'effet d'une modification des positions et orientations des vertèbres, du bassin et de la tête, conformément à ceux présents sur des radiographies post opératoires, pour voir l'impact de tels changements sur la marche des patients. Si le résultat est cohérent avec des mesures d'analyse du mouvement postopératoire réalisées sur ce même patient, cela ouvrirait alors la porte à l'utilisation de ce logiciel pour l'aide à la prise de décision chirurgical, dans un but de regain des capacités fonctionnelles chez les patients.

En conclusion, ce travail a permis d'analyser les anomalies cinématiques durant la marche à la lumière des déformations osseuses et musculaires, et a apporté de nouveaux éléments cliniques qui contribuent à une meilleure compréhension des déformations rachidiennes de l'adulte. L'ensemble de ces informations, avec le suivi longitudinal de ces patients qui est en cours, pourrait s'avérer utile pour identifier les patients à risque d'aggravation des symptômes et de déséquilibre, ainsi que pour étudier l'impact de la correction chirurgicale sur les mouvements quotidiens des patients.

## Liste des publications

### Publications à revues internationales avec comité de lecture

Rebeyrat G, Skalli W, Rachkidi R, Pillet H, Massaad A, Mehanna J, Semaan K, Saad E, Ghanem I, Assi A. «Assessment of dynamic balance during walking in patients with adult spinal deformity». Eur Spine J. 2022 Jul;31(7):1736-1744. doi: 10.1007/s00586-022-07199-7. Epub 2022 Apr 2. PMID: 35366680.

Assi A, Rebeyrat G, El Rachkidi R, Semaan K, Saad E, Mekhael E, Nassim N, Massaad A, Lafage V, Ghanem I, Pillet H, Skalli W. «ASD with high pelvic retroversion develop changes in their acetabular orientation during walking». Brain Spine. 2023 May 2;3:101752. doi: 10.1016/j.bas.2023.101752. PMID: 37383434; PMCID: PMC10293306.

### Communications à des congrès scientifiques internationaux

Guillaume Rebeyrat, Wafa Skalli, Abir Massaad, Hélène Pillet, Karl Semaan, Eddy Saad, Ismat Ghanem, Rami Rachkidi, Ayman Assi, « Dynamic sagittal balance in patients with adult spinal deformity », ESMAC 2021 - Poster

Guillaume Rebeyrat, Ayman Assi, Ziad Bakouny, Aren Joe Bizdikian, Joefroy Otayek, Fares Yared, Virginie Lafage, Nour Khalil, Abir Massaad, Ismat Ghanem, Wafa Skalli, « Bridging the gap between static and dynamic postural alignment: how does the sagittal vertical axis perform during walking? », EUROSPINE 2021- Présentation orale

Guillaume Rebeyrat, Wafa Skalli, Rami Rachkidi, Karl Semaan, Eddy Saad, Kawkabani Georges, Masaad Abir, Lafage Virginie, Hélène Pillet, Ayman Assi, « Patients with adult spinal deformity with increased pelvic retroversion present changes in their acetabular orientation during walking », ESMAC 2022 – Présentation orale

Guillaume Rebeyrat, Wafa Skalli, Rami Rachkidi, Karl Semaan, Eddy Saad, Georges Kawkabani, Abir Massaad, Virginie Lafage, Hélène Pillet, Ayman Assi, « ASD with increased pelvic retroversion present changes in their acetabular orientation during walking », EUROSPINE 2022 – Poster

Guillaume Rebeyrat, Wafa Skalli, Rami Rachkidi, Karl Semaan, Eddy Saad, Georges Kawkabani, Abir Massaad, Ismat Ghanem, Hélène Pillet, Ayman Assi « Les patients ayant une scoliose de l'adulte avec rétroversion élevée du bassin présentent une orientation acétabulaire modifiée durant le mouvement », SOFCOT 2022 – Présentation orale

Guillaume Rebeyrat, Wafa Skalli, Rami Rachkidi, Karl Semaan, Eddy Saad, Georges Kawkabani, Abir Massaad, Virginie Lafage, Hélène Pillet, Ayman Assi, « ASD with High Pelvic Retroversion Develop Changes in Their Acetabular Orientation During Walking », SRS 2022 – Présentation orale

Guillaume Rebeyrat, Ayman Assi, Rami Rachkidi, Abir Massaad, Mohamad Karam, Helene Pillet, Wafa Skalli, « ASD with high PT have decreased hamstring lengths both in standing position and during walking », EUROSPINE 2023 – E-Poster plus

Guillaume Rebeyrat, Wafa Skalli, Helene Pillet, Ayman Assi, « ASD patients with high pelvic retroversion present hamstring muscle with shorter length and lengthening during gait that could increase the muscle stiffness and so their gait alterations », SRS 2023 – Présentation orale

Guillaume Rebeyrat, Ayman Assi, Rami Rachkidi, Hélène Pillet, Wafa Skalli, « A 3D subject-specific musculoskeletal model to calculate muscle lengths during walking », CMBBE 2023 – Présentation orale

Guillaume Rebeyrat, Ayman Assi, Rami Rachkidi, Abir Massaad, Mohamad Karam, Helene Pillet, Wafa Skalli, « Les adultes porteurs d'une déformation rachidienne et ayant une rétroversion élevée du bassin présentent une diminution de la longueur des ischio-jambiers en statique et durant la marche. », SOFCOT 2023 Présentation orale

## Liste des illustrations

Figure 1: a. Rachis humain et identification des courbures rachidiennes, b. Détail de l'agencement vertèbre-disque intervertébral et des morphologies vertébrales au niveau cervical, thoracique et lombaire .....	16
Figure 2: a. Détails anatomiques du bassin vu de face. b. Détails anatomiques des membres inférieurs vus de face et du pied vus de profil.....	17
Figure 3 : a. Coupe axiale de la région lombaire au niveau de L3, groupes musculaires postérieurs, latéraux et antérieurs du rachis. b. Coupe axiale des compartiments musculaires de la cuisse et de la jambe, images issues de clichés IRM et de Mayo Foundation For Medical Education and Research. ....	19
Figure 4: a. Radiographies face et profil d'une patiente atteinte de déformation rachidienne dégénérative de l'adulte. b. Reconstruction 3D du bassin et rachis de cette même patiente. Les vertèbres orange désignent la vertèbre apicale et ses vertèbres sus et sous-jacentes.....	20
Figure 5: a. Radiographie et schéma d'un montage d'arthrodèse. b. Apparition d'un PJK post chirurgical : complication chirurgicale provoquant une cyphose jonctionnelle (Barone et al., 2021). ....	21
Figure 6: Paramètres d'alignement spino-pelviens radiographiques : Lordose cervicale (LC), Cyphose thoracique (CT), Lordose lombaire (LL), G pour gites (T1 et T9), Sagittal Vertical Axis (SVA) et Odontoïd to Hip axis Angle (ODHA).....	23
Figure 7: Principaux paramètres de l'alignement du bassin : Incidence pelvienne (IP), Version pelvienne (VP), Pente sacrée (PS) .....	24
Figure 8: Paramètres acétabulaires les plus utilisés, le détail de calcul de chaque angle est disponible en Annexe.....	24
Figure 10: Schématisation du système de capture de mouvement : captation des positions 2D des marqueurs et transformation en mouvement de segment 3D. Image adaptée de (Uchida, Delp and Delp, 2020).....	29
Figure 11: Exemple de définition de repères : ici les repères techniques sont définis à partir des marqueurs réfléchissants, les repères anatomiques sont définis à partir de régions anatomiques. Image adaptée de (Uchida, Delp and Delp, 2020) .....	30
Figure 12: Schématisation de cinématique inverse avec optimisation numérique de suivi de marqueurs expérimentaux (inspiré de (Uchida et al., 2020)).....	31
Figure 13: Modèle de correction des artefacts de tissus mous de (Lahkar et al., 2021). Un marqueur virtuel est relié par des poutres quasi rigides au segment osseux, les marqueurs expérimentaux et virtuels sont reliés entre eux par un ressort. Figure adaptée de la publication. ....	32
Figure 14: De gauche à droite, représentation 3D du muscle grand fessier dans un modèle musculosquelettique, représentation filaire du muscle grand fessier à l'aide de trois faisceaux distincts. ....	36
Figure 15: (a) Interpénétration du muscle gracile avec l'os et le rectus femoris. Les points de passages actuels du modèle ne permettent pas de faire passer le gracile au-dessus de l'os et du rectus femoris, quelque soit la position du fémur. (b) Interpénétration du rectus femoris et du vaste médial avec le fémur, corrigée pour un angle du genou plus prononcé par l'ajout d'un point de passage. ....	37
Figure 16: a. Points de passage fixes, b. points de passages conditionnels apparaissant pour un angle donné, c. points de passage issus de régression fonction de l'angle de flexion du genou, d. surface d'enveloppement décrivant le gastrocnémien médial. ....	38



Figure 17: Ensemble de marqueurs réfléchissants utilisés pour les acquisitions d'analyse du mouvement. Ce set de marqueur est une adaptation des protocoles de Davis (modèle Plug In Gait) et de Leardini. .	48
Figure 18: Reconstruction 3D des os, marqueurs d'analyse de la marche et de l'enveloppe corporelle grâce aux images obtenues par radiographies bi-planes.....	49
Figure 19: a. Résultat issue de l'analyse cinématique sans prise en compte des artéfacts de tissus mous, dislocation visible au niveau de la hanche et du genou. b. Résultats obtenue après prise en compte des artéfacts de tissus mous par la méthode éléments finis décrite dans (Lahkar et al., 2021).....	50
Figure 20: Paramètres 3D d'alignement global et spinopelvien : Incidence pelvienne (PI), version pelvienne (VP), axe vertical sagittal (SVA), angle odontoïd to hip axis angle (ODHA), cyphose thoracique (TK), lordose lombaire (LL) et angle de Cobb .....	54
Figure 21: a. Valeur cinématique de l'ODHA pendant la marche entre les groupes : groupe témoins en gris, groupe ASD-EC en bleu et groupe ASD-DC en orange. b. Sway et valeur moyenne de l'ODHA entre les groupes. Les valeurs significativement différentes sont représentées par * accompagnée de la p-valeur du test statistique.....	55
Figure 22: a. Valeur moyenne du SVA pendant la marche entre les groupes : groupe témoins en gris, groupe ASD-EC en bleu et groupe ASD-DC en orange. b. Valeur moyenne de la VP pendant la marche entre les groupes.....	56
Figure 23: Projection de l'odontoïde sur le plan axial avec comme référence (point de coordonnées (0,0) le centre de l'axe acétabulaire de chaque patient). Les distances médio-latérale et antero-postérieure ont été multipliées par le rapport entre la distance bi-coxofémorale du sujet étudié et une valeur arbitraire de 200mm. ....	57
Figure 24 : Paramètres cinématiques pendant le cycle de marche, groupe témoins en gris, groupe ASD-EC en bleu et groupe ASD-DC en orange.....	57
Figure 25: Paramètres radiologiques calculés sur les reconstructions squelettiques en 3D : a. paramètres posturaux et spino-pelviens, b. paramètres acétabulaires. ....	63
Figure 26: Distributions des versions pelviennes des sujets étudiés en fonction de leur incidence pelvienne, les patients ASD-VP ont été déterminés grâce au corridor de normalité décrit dans (Amabile et al., 2018a).....	64
Figure 27: Comparaison des scores aux questionnaires de qualité de vie entre les groupes.....	65
Figure 28: Comparaison entre les groupes des paramètres radiologiques calculés sur les radiographies bi-planes .....	66
Figure 29: Comparaison entre les groupes des paramètres acétabulaires issus des reconstructions osseuses en position debout statique dans la cabine EOS.....	66
Figure 30: Evolution des angles version pelvienne et ODHA durant le cycle de marche en fonction des groupes.....	67
Figure 31: Evolution des angles acétabulaires durant le cycle de marche en fonction des groupes.....	67
Figure 32: a. Modèle composé des reconstructions osseuses et musculaires issues d'imagerie médicale, b. Identification des 2200 points de contrôle, c. Krigeage des muscles et identification des chemins musculaires.....	77
Figure 33: Illustration de la personnalisation des muscles suivants : grand fessier, iliaque, biceps fémoral et sartorius. a. Modèle OpenSim développé par (Bruno et al., 2015) et mis à l'échelle sur un sujet, b. Personnalisation des os et chemin musculaires dans l'environnement OpenSim.....	78

Figure 34: a. Modèle OpenSim issue de (Bruno et al., 2015) et mis à l'échelle sur un sujet atteint de déformations rachidiennes de l'adulte, b. Modèle musculosquelettique personnalisé du même sujet, injecté dans Opensim et concaténé avec le modèle générique mis à l'échelle (pour les os non personnalisés).....	79
Figure 35: Variation de longueur musculaire au cours de la marche entre patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) et sujets témoins. a. Issue du modèle mis à l'échelle dans le logiciel OpenSim, b. Issu du modèle personnalisé traité avec le logiciel OpenSim.....	81
Figure 36 : Variation de longueur musculaire au cours de la marche entre patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) et sujets témoins. a. Issue du modèle personnalisé traité avec la routine Matlab, b. Issu du modèle personnalisé traité avec le logiciel OpenSim .....	86
Figure 37: représentation de l'évolution du chemin musculaire du gracile d'un sujet atteint de déformations rachidiennes de l'adulte entre : a. Modèle personnalisé étudié dans Matlab, b. Modèle personnalisé étudié dans OpenSim. A 60% du cycle de marche, les deux méthodes de résolutions donnent des évolutions différentes du chemin musculaire.....	87
Figure 38: Détail des différences de comportement du Gracile à 60% du cycle de marche d'un sujet atteint de déformations rachidiennes de l'adulte entre : a. prédiction donnée par l'utilisation de Matlab, b. prédiction donnée par l'utilisation d'OpenSim. Les deux modèles diffèrent quant aux orientations du bassin et du fémur, donnant deux chemins musculaires différents, et expliquant les différences de résultats pour ce muscle. ....	88
Figure 42: Définition des points de contrôles pour la mise en place du krigeage : a. Points de contrôle du bassin, b. Points de contrôle des vertèbres et visualisation des coupes de l'enveloppe A, B, C, D, E étant les points de contrôles associés à L1, c. Points de contrôle de l'enveloppe corporelle, les points rouges représentent les deux premiers points de contrôles par coupe.....	120
Figure 43: Système musculaire du sujet 1 donné par : a. sa référence (reconstructions musculaires IRM adaptées à la position debout), b. application du modèle générique aux reconstructions osseuses et corporelles issues des radiographies bi-planes. La référence possède des volumes musculaires plus importants et une distance entre l'enveloppe corporelle et les muscles moins importante que celle donnée par le modèle personnalisé.....	121
Figure 44: Muscle de référence (vert) et modèle personnalisé (orange) : a. Latissimus Dorsi droit, b. Carré des Lombes gauche, c. Abdominal Oblique Gauche.....	126
Figure 39 : Définition des sous-groupes de sujets atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD). cVP et cODHA désignent respectivement les versions pelviennes et ODHA cinématiques calculés au cours du cycle de marche .....	131
Figure 40: Variations de longueur musculaires entre les groupes de patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte et les sujets témoins, seuls certains muscles de la hanche, des loges postérieures, médiales et antérieures de la cuisse et un muscle de la jambe sont représentés .....	133
Figure 41: Principales corrélations entre cODHA et cVP et les amplitudes de variations de longueur musculaires. Les coefficients r ainsi que les droites de corrélations ont été tracés pour la population globale de 93 sujets atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD). ....	137

## Liste des tableaux

Tableau 1: Définition des paramètres acétabulaires comme l'angle entre les droites D1 et D2.....	25
Tableau 2: Vue d'ensemble des études du mouvement réalisé sur des populations atteintes de déformation rachidienne de l'adulte. ASD préop signifie population atteinte de déformations rachidiennes de l'adulte étudiée sans antécédent d'opération, ASD postop signifie population atteinte de déformations rachidiennes de l'adulte étudiée après une opération, Control signifie sujets sains contrôle. QoL signifie utilisation de questionnaire de qualité de vie, Mkr décrit l'utilisation ou non de méthode de correction des erreurs de placement de marqueurs vis-à-vis des régions anatomiques qui leur sont associés, STA décrit l'utilisation ou non de méthode de prise en compte des artefacts de tissus mous. ....	35
Tableau 3: Vue d'ensemble et description des caractéristiques des modèles musculosquelettiques validés, permettant d'étudier les populations atteintes de déformations rachidiennes de l'adulte. Centre intervertébral désigne la méthode utilisée pour déterminer les coordonnées du centre, nombre actionneur désigne le nombre d'ensembles musculo-tendineux utilisés dans le modèle, via point désigne la présence ou non de points de passage musculaire et la méthode de définition utilisée, personnalisation des via point désigne la possibilité de personnalisation des coordonnées de points de passage. ....	43
Tableau 4: Paramètres radiologiques entre la population atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) et la population de contrôle. En gras sont mises en valeur les p-value inférieur au seuil de significativité. Les valeurs signées d'un $\pm$ correspondent à l'écart-type.....	54
Tableau 5: Paramètres radiologiques, valeur moyenne, amplitude et différence entre valeur cinématique et issue des reconstructions 3D des paramètres ODHA, VP et SVA. Les valeurs significativement différentes sont représentées par * accompagnée de la p-valeur du test statistique.	58
Tableau 6: Table de corrélation entre l'ODHA, le SVA et la VP cinématique, les paramètres radiologiques, les scores des questionnaires de qualité de vie (HRQoL), les paramètres cinématiques usuels et les paramètres spatio-temporels. Seules les corrélations significatives sont reportées.....	59
Tableau 7: Corrélation entre les paramètres radiologiques (mesurés sur les radiographies bi-planes ou au cours de la marche) et les scores de qualité de vie.....	59
Tableau 8: Corrélations entre les paramètres de la hanche calculés au cours de la marche, les paramètres posturaux et spino-pelviens calculés sur les radiographies statiques, ainsi que les scores de qualité de vie. ....	68
Tableau 9: Tableau récapitulatif des valeurs de chaque paramètre acétabulaire donné pour les coté droits et gauche et étudiés dans les cas suivant : EOS pour valeur issue des reconstructions 3D en position statique dans la cabine EOS, moyenne pour la valeur moyenne du paramètre au cours de la marche, ROM pour l'amplitude de ce paramètre au cours du cycle de marche et Delta pour la différence entre la valeur cinématique et statique dans la cabine EOS. Les p-valeurs sont celles issues des tests de Kruskal-Wallis. A noter le rajout des taux de recouvrement antérieurs et postérieurs, calculés à posteriori comme % de recouvrement entre l'acétabulum et les sphères représentant les têtes fémorales.....	71
Tableau 10: muscles du modèle gait2392 qui ont été personnalisés .....	77
Tableau 11: Comparaison des paramètres entre les modèles pour les muscles de la hanche et des loges postérieures, antérieures, médiales et latérales de la cuisse .....	81

Tableau 12: Comparaison des paramètres entre les méthodes de cinématique inverse et prise en compte des artéfacts de tissus mous pour les muscles de la hanche et des loges postérieures, antérieures, médiales et latérales de la cuisse .....	86
Tableau 13: Paramètres radiologiques entre les groupes ASD-VP, ASD-norm et sujets témoins, avec la p-valeur du test statistique associé aux différences entre ASD-VP et T-agés. Le seuil de significativité avec correction de Bonferroni était de 0.008.....	91
Tableau 14: Paramètres cinématiques et spatio-temporels entre les groupes ASD-VP, ASD-norm et témoins, avec la p-valeur du test statistique associé aux différences entre ASD-VP et T-agés. Le seuil de significativité avec correction de Bonferroni était de 0.008.....	92
Tableau 15: Ratio de longueur musculaire moyen (Moyenne (%)) et amplitude de variation de longueur (ROM(%)) au cours de la marche chez les sujets ASD-VP, ASD-norm et témoins, classé par groupe musculaires. La p-valeur répertoriée est celle du test statistique associé aux différences entre ASD-VP et T-agés Le seuil de significativité avec correction de Bonferroni était de 0.008.....	93
Tableau 16 : Muscles reconstruits dans l'étude de C. Amabile.....	119
Tableau 17: Valeurs moyennes et écarts-types des différences de volume, de surface maximale, de longueur et de bras de levier musculaire entre modèle personnalisé et référence. Chaque valeur est donnée dans son unité et en pourcentage de la valeur de référence. ....	124
Tableau 13: Valeurs, pour chaque groupe, des paramètres cliniques radiographiques étudiés dans l'environnement EOS et en cinématique, ainsi que des scores de questionnaires de qualité de vie, des paramètres spatio-temporels et des amplitudes de certains paramètres de cinématique segmentaire. Les différences significatives sont indiquées par une * .....	135
Tableau 14: Bilan des différences de $rR_{\text{muscle}}$ , $cR_{\text{muscle}}$ et ROM $cR_{\text{muscle}}$ entre les groupes et pour chaque muscle étudié. Les symboles + ou - sont utilisés pour indiquer une différence significative avec le groupe témoins par valeur supérieure ou inférieure. Dans le cas où les différences n'ont pas atteint le niveau de significativité, un « n » a été affiché.....	136

## Bibliographie

- Aebi, M., 2005. The adult scoliosis. *Eur Spine J* 14, 925–948. <https://doi.org/10.1007/s00586-005-1053-9>
- Amabile, C., 2016. Quantitative analysis and biomechanical modeling of the balance alteration during aging.
- Amabile, C., Le Huec, J.-C., Skalli, W., 2018a. Invariance of head-pelvis alignment and compensatory mechanisms for asymptomatic adults older than 49 years. *Eur Spine J* 27, 458–466. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4830-8>
- Amabile, C., Le Huec, J.C., Skalli, W., 2018b. Invariance of head-pelvis alignment and compensatory mechanisms for asymptomatic adults older than 49 years. *European Spine Journal* 27, 458–466. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4830-8>
- Assi, A., Sauret, C., Massaad, A., Bakouny, Z., Pillet, H., Skalli, W., Ghanem, I., 2016. Validation of hip joint center localization methods during gait analysis using 3D EOS imaging in typically developing and cerebral palsy children. *Gait & Posture* 48, 30–35. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.028>
- Attali, V., Clavel, L., Rouch, P., Rivals, I., Rémy-Néris, S., Skalli, W., Sandoz, B., Similowski, T., 2019. Compensation of Respiratory-Related Postural Perturbation Is Achieved by Maintenance of Head-to-Pelvis Alignment in Healthy Humans. *Frontiers in Physiology* 10. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00441>
- Bakouny, Z., Assi, A., Yared, F., Bizdikian, A.J., Otayek, J., Nacouzi, R., Lafage, V., Lafage, R., Ghanem, I., Kreichtati, G., 2018. Normative spino-pelvic sagittal alignment of Lebanese asymptomatic adults: Comparisons with different ethnicities. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 104, 557–564. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2017.11.017>
- Banno, T., Yamato, Y., Nojima, O., Hasegawa, T., Yoshida, G., Arima, H., Oe, S., Ushirozako, H., Yamada, T., Ide, K., Watanabe, Y., Yamauchi, K., Matsuyama, Y., 2022. Comparison of the postoperative changes in trunk and lower extremity muscle activities between patients with adult spinal deformity and age-matched controls using surface electromyography. *Spine Deform* 10, 141–149. <https://doi.org/10.1007/s43390-021-00396-2>
- Barba, N., Ignasiak, D., Villa, T.M.T., Galbusera, F., Bassani, T., 2021. Assessment of trunk muscle activation and intervertebral load in adolescent idiopathic scoliosis by musculoskeletal modelling approach. *Journal of Biomechanics* 114, 110154. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110154>
- Barber, L., Barrett, R., Lichtwark, G., 2009. Validation of a freehand 3D ultrasound system for morphological measures of the medial gastrocnemius muscle. *Journal of Biomechanics* 42, 1313–1319. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.005>
- Barone, G., Giudici, F., Martinelli, N., Ravier, D., Muzzi, S., Minoia, L., Zagra, A., Scaramuzza, L., 2021. Mechanical Complications in Adult Spine Deformity Surgery: Retrospective Evaluation of Incidence, Clinical Impact and Risk Factors in a Single-Center Large Series. *JCM* 10, 1811. <https://doi.org/10.3390/jcm10091811>
- Barrey, C., Roussouly, P., Le Huec, J.-C., D’Acunzi, G., Perrin, G., 2013. Compensatory mechanisms contributing to keep the sagittal balance of the spine. *Eur Spine J* 22, 834–841. <https://doi.org/10.1007/s00586-013-3030-z>
- Bassani, T., Casaroli, G., Galbusera, F., 2019. Dependence of lumbar loads on spinopelvic sagittal alignment: An evaluation based on musculoskeletal modeling. *PLoS ONE* 14, e0207997. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207997>
- Bayoglu, R., Witt, J.-P., Chatain, G.P., Okonkwo, D.O., Kanter, A.S., Hamilton, D.K., Puccio, L.M., Alan, N., Ignasiak, D., 2023. Clinical Validation of a Novel Musculoskeletal Modeling Framework to Predict Postoperative Sagittal Alignment. *Spine* 48, E107–E115. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000004555>

- Bell, A.L., Pedersen, D.R., Brand, R.A., 1990. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics* 23, 617–621. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7)
- Benoit, D.L., Ramsey, D.K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., Renström, P., 2006. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait & Posture* 24, 152–164. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.04.012>
- Bogduk, N., 1980. A reappraisal of the anatomy of the human lumbar erector spinae.
- Bonneau, D., 2017. *Thérapeutique manuelle*. Hegel N° 1, 69. <https://doi.org/10.3917/heg.081.0069>
- Bourgain, M., Sauret, C., Rouillon, O., Thoreux, P., Rouch, P., 2016. EFFECT OF HIP JOINT CENTER MISPLACEMENT ON HIP KINEMATICS DURING A GOLF SWING.
- Bruno, A.G., Bouxsein, M.L., Anderson, D.E., 2015. Development and Validation of a Musculoskeletal Model of the Fully Articulated Thoracolumbar Spine and Rib Cage. *Journal of Biomechanical Engineering* 137, 081003. <https://doi.org/10.1115/1.4030408>
- Bruno, A.G., Burkhart, K., Allaire, B., Anderson, D.E., Bouxsein, M.L., 2017. Spinal Loading Patterns From Biomechanical Modeling Explain the High Incidence of Vertebral Fractures in the Thoracolumbar Region: BIOMECHANICAL MODELING OF SPINAL LOADING PATTERNS. *J Bone Miner Res* 32, 1282–1290. <https://doi.org/10.1002/jbmr.3113>
- Buckland, A.J., Vigdorich, J., Schwab, F.J., Errico, T.J., Lafage, R., Ames, C., Bess, S., Smith, J., Mundis, G.M., Lafage, V., 2015. Acetabular Anteversion Changes Due to Spinal Deformity Correction: Bridging the Gap Between Hip and Spine Surgeons: *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 97, 1913–1920. <https://doi.org/10.2106/JBJS.O.00276>
- Cereatti, A., Bonci, T., Akbarshahi, M., Aminian, K., Barré, A., Begon, M., Benoit, D.L., Charbonnier, C., Dal Maso, F., Fantozzi, S., Lin, C.-C., Lu, T.-W., Pandy, M.G., Stagni, R., van den Bogert, A.J., Camomilla, V., 2017. Standardization proposal of soft tissue artefact description for data sharing in human motion measurements. *Journal of Biomechanics* 62, 5–13. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.02.004>
- Chaibi, Y., Cresson, T., Aubert, B., Hausselle, J., Neyret, P., Hauger, O., de Guise, J.A., Skalli, W., 2012. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15, 457–466. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.540758>
- Christophy, M., Faruk Senan, N.A., Lotz, J.C., O'Reilly, O.M., 2012. A Musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomech Model Mechanobiol* 11, 19–34. <https://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6>
- Davis, R.B., Öunpuu, S., Tyburski, D., Gage, J.R., 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 10. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- de Zee, M., Hansen, L., Wong, C., Rasmussen, J., Simonsen, E.B., 2007. A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *Journal of Biomechanics* 40, 1219–1227. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.030>
- Desailly, E., Sardain, P., Khouri, N., Yepremian, D., Lacouture, P., 2010. The convex wrapping algorithm: A method for identifying muscle paths using the underlying bone mesh. *Journal of Biomechanics* 43, 2601–2607. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.05.005>
- Diebo, B.G., Oren, J.H., Challier, V., Lafage, R., Ferrero, E., Liu, S., Vira, S., Spiegel, M.A., Harris, B.Y., Liabaud, B., Henry, J.K., Errico, T.J., Schwab, F.J., Lafage, V., 2016. Global sagittal axis: a step toward full-body assessment of sagittal plane deformity in the human body. *SPI* 25, 494–499. <https://doi.org/10.3171/2016.2.SPINE151311>
- Diebo, B.G., Shah, N.V., Boachie-Adjei, O., Zhu, F., Rothenfluh, D.A., Paulino, C.B., Schwab, F.J., Lafage, V., 2019. Adult spinal deformity. *The Lancet* 394. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(19\)31125-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(19)31125-0)
- Dobson, F., Morris, M.E., Baker, R., Graham, H.K., 2007. Gait classification in children with cerebral palsy: A systematic review. *Gait & Posture* 25, 140–152. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.01.003>

- Drake, R.L., Vogl, W., Mitchell, A.W.M., Duparc, F., Duparc, J., 2010. *Gray's anatomie pour les étudiants*, 2e éd. ed. Elsevier Masson, Issy-les-Moulineaux.
- Dubois, G., 2014. Contribution à la modélisation musculo-squelettique personnalisée du membre inférieur combinant stéréoradiographie et ultrason.
- Dubousset, J., 2012. L'homme debout : le rachis et son plan horizontal, scolioses. La scoliose est une "maladie" du plan horizontal : le secret pour comprendre les 3 dimensions.
- Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., Deguise, J., Kalifa, G., Ferey, S., 2005. [A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]. *Bull Acad Natl Med* 189, 287–297; discussion 297-300.
- Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D., Skalli, W., deGuise, J.A., 2005. Personalized Body Segment Parameters From Biplanar Low-Dose Radiography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52, 1756–1763. <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.855711>
- Dumas, R., Jacquelin, E., 2017. Stiffness of a wobbling mass models analysed by a smooth orthogonal decomposition of the skin movement relative to the underlying bone. *Journal of Biomechanics* 62, 47–52. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.002>
- Eyssartier, C., Billard, P., Robert, M., Thoreux, P., Sauret, C., 2022. COMPARISON OF PEAK LUMBAR LORDOSIS BETWEEN SOME BASIC MOVEMENTS OF RHYTHMIC GYMNASTICS.
- Eyssartier, C., Poulet, Y., Marsan, T., Valdes-Tamayo, L., El Oujaji, S., Robert, M., Billard, P., Thoreux, P., Sauret, C., 2020. Contribution of hip extension and lumbar lordosis during back walkover performed by rhythmic and woman artistic gymnasts: a preliminary study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23, S101–S103. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1812841>
- Faro, F.D., Marks, M.C., Pawelek, J., Newton, P.O., 2004. Evaluation of a Functional Position for Lateral Radiograph Acquisition in Adolescent Idiopathic Scoliosis: *Spine* 29, 2284–2289. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000142224.46796.a7>
- Fasser, M.-R., Jokeit, M., Kalthoff, M., Gomez Romero, D.A., Trache, T., Snedeker, J.G., Farshad, M., Widmer, J., 2021. Subject-Specific Alignment and Mass Distribution in Musculoskeletal Models of the Lumbar Spine. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 9, 721042. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.721042>
- Favier, C.D., Finnegan, M.E., Quest, R.A., Honeyfield, L., McGregor, A.H., Phillips, A.T.M., 2021. An open-source musculoskeletal model of the lumbar spine and lower limbs: a validation for movements of the lumbar spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 24, 1310–1325. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1886284>
- Ferrero, E., Guigui, P., Khalifé, M., Carlier, R., Feydy, A., Felter, A., Lafage, V., Skalli, W., 2021a. Global alignment taking into account the cervical spine with odontoid hip axis angle (OD-HA). *European Spine Journal*. <https://doi.org/10.1007/s00586-021-06991-1>
- Ferrero, E., Lafage, R., Vira, S., Rohan, P.-Y., Oren, J., Delsole, E., Guigui, P., Schwab, F., Lafage, V., Skalli, W., 2017. Three-dimensional reconstruction using stereoradiography for evaluating adult spinal deformity: a reproducibility study. *Eur Spine J* 26, 2112–2120. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4833-5>
- Ferrero, E., Skalli, W., Khalifé, M., Carlier, R., Feydy, A., Felter, A., Guigui, P., Lafage, V., 2021b. Volume of spinopelvic muscles: comparison between adult spinal deformity patients and asymptomatic subjects. *Spine Deform* 9, 1617–1624. <https://doi.org/10.1007/s43390-021-00357-9>
- Ferrero, E., Skalli, W., Lafage, V., Maillot, C., Carlier, R., Feydy, A., Felter, A., Khalifé, M., Guigui, P., 2020. Relationships between radiographic parameters and spinopelvic muscles in adult spinal deformity patients. *Eur Spine J* 29, 1328–1339. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06243-3>
- Ghostine, B., Sauret, C., Assi, A., Bakouny, Z., Khalil, N., Skalli, W., Ghanem, I., 2017. Influence of patient axial malpositioning on the trueness and precision of pelvic parameters obtained from 3D reconstructions based on biplanar radiographs. *Eur Radiol* 27, 1295–1302. <https://doi.org/10.1007/s00330-016-4452-x>

- Giriron, F., Gajny, L., Ebrahimi, S., Dagneaux, L., Rouch, P., Skalli, W., 2020. Quasi-automated reconstruction of the femur from bi-planar X-rays. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization* 8, 529–537. <https://doi.org/10.1080/21681163.2020.1725915>
- Gittoes, M.J.R., Brewin, M.A., Kerwin, D.G., 2006. Soft tissue contributions to impact forces simulated using a four-segment wobbling mass model of forefoot–heel landings. *Human Movement Science* 25, 775–787. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2006.04.003>
- Goh, S., Price, R.I., Leedman, P.J., Singer, K.P., 1999. The relative influence of vertebral body and intervertebral disc shape on thoracic kyphosis. *Clinical Biomechanics*.
- Gossman, M.R., Sahrman, S.A., Rose, S.J., 1982. Review of Length-Associated Changes in Muscle. *Physical Therapy* 62, 1799–1808. <https://doi.org/10.1093/ptj/62.12.1799>
- Guitteny, S., Aissaoui, R., Dumas, R., 2023. Can a Musculoskeletal Model Adapted to Knee Implant Geometry Improve Prediction of 3D Contact Forces and Moments? *Ann Biomed Eng.* <https://doi.org/10.1007/s10439-023-03216-y>
- Haddas, R., Ju, K.L., Belanger, T., Lieberman, I.H., 2018a. The use of gait analysis in the assessment of patients afflicted with spinal disorders. *European Spine Journal* 27. <https://doi.org/10.1007/s00586-018-5569-1>
- Haddas, R., Lieberman, I.H., Block, A., 2018b. The Relationship Between Fear-Avoidance and Objective Biomechanical Measures of Function in Patients With Adult Degenerative Scoliosis. *Spine* 43, 647–653. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002381>
- Hauselle, J., Assi, A., El Helou, A., Jolivet, E., Pillet, H., Dion, E., Bonneau, D., Skalli, W., 2014. Subject-specific musculoskeletal model of the lower limb in a lying and standing position. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 17, 480–487. <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.693173>
- Hawkins, D., Hull, M.L., 1990. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of Biomechanics* 23, 487–494. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90304-L](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90304-L)
- Hu, X., Zheng, N., Hsu, W.-C., Zhang, J., Li, H., Chen, Y., Dai, K., Tsai, T.-Y., 2020. Adverse effects of total hip arthroplasty on the hip abductor and adductor muscle lengths and moment arms during gait. *J Orthop Surg Res* 15, 315. <https://doi.org/10.1186/s13018-020-01832-1>
- Humbert, L., De Guise, J.A., Aubert, B., Godbout, B., Skalli, W., 2009. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical Engineering & Physics* 31, 681–687. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.01.003>
- Hyun, S.-J., Bae, C.-W., Lee, S.-H., Rhim, S.-C., 2016. Fatty Degeneration of the Paraspinal Muscle in Patients With Degenerative Lumbar Kyphosis: A New Evaluation Method of Quantitative Digital Analysis Using MRI and CT Scan. *Clinical Spine Surgery: A Spine Publication* 29, 441–447. <https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e3182aa28b0>
- Ignasiak, D., Dendorfer, S., Ferguson, S.J., 2016. Thoracolumbar spine model with articulated ribcage for the prediction of dynamic spinal loading. *Journal of Biomechanics* 49, 959–966. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.010>
- Imagama, S., Hasegawa, Y., Matsuyama, Y., Sakai, Y., Ito, Z., Hamajima, N., Ishiguro, N., 2011. Influence of sagittal balance and physical ability associated with exercise on quality of life in middle-aged and elderly people. *Arch Osteoporos* 6, 13–20. <https://doi.org/10.1007/s11657-011-0052-1>
- Jensen, R.H., Davy, D.T., 1975. An investigation of muscle lines of action about the hip: A centroid line approach vs the straight line approach. *Journal of Biomechanics* 8, 103–110. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90090-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90090-1)
- Jolivet, E., Daguet, E., Pomeroy, V., Bonneau, D., Laredo, J.D., Skalli, W., 2008. Volumic patient-specific reconstruction of muscular system based on a reduced dataset of medical images. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 11, 281–290. <https://doi.org/10.1080/10255840801959479>
- Jolivet, E., Dion, E., Rouch, P., Dubois, G., Charrier, R., Payan, C., Skalli, W., 2014. Skeletal muscle segmentation from MRI dataset using a model-based approach. *Computer Methods in*



- Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization 2, 138–145.  
<https://doi.org/10.1080/21681163.2013.855146>
- Kado, D.M., 2007. Narrative Review: Hyperkyphosis in Older Persons. *Ann Intern Med* 147, 330.  
<https://doi.org/10.7326/0003-4819-147-5-200709040-00008>
- Kainz, H., Hoang, H.X., Stockton, C., Boyd, R.R., Lloyd, D.G., Carty, C.P., 2017. Accuracy and Reliability of Marker-Based Approaches to Scale the Pelvis, Thigh, and Shank Segments in Musculoskeletal Models. *Journal of Applied Biomechanics* 33, 354–360. <https://doi.org/10.1123/jab.2016-0282>
- Karam, M., Bizdikian, A.J., Khalil, N., Bakouny, Z., Obeid, I., Ghanimeh, J., Labaki, C., Mjaess, G., Karam, A., Skalli, W., Kharrat, K., Ghanem, I., Assi, A., 2020. Alterations of 3D acetabular and lower limb parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 29, 2010–2017.  
<https://doi.org/10.1007/s00586-020-06397-5>
- Kawakami, H., Sugano, N., Yonenobu, K., Yoshikawa, H., Ochi, T., Hattori, A., Suzuki, N., 2004. Effects of rotation on measurement of lower limb alignment for knee osteotomy. *J. Orthop. Res.* 22, 1248–1253. <https://doi.org/10.1016/j.orthres.2004.03.016>
- Kawkabani, G., Saliby, R.M., Mekhael, M., Rachkidi, R., Massaad, A., Ghanem, I., Kharrat, K., Kreichati, G., Saad, E., Lafage, V., Lafage, R., Skalli, W., Assi, A., 2021. Gait kinematic alterations in subjects with adult spinal deformity and their radiological determinants. *Gait & Posture* 88.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.06.003>
- Kebaish, K.M., Neubauer, P.R., Voros, G.D., Khoshnevisan, M.A., Skolasky, R.L., 2011. Scoliosis in Adults Aged Forty Years and Older: Prevalence and Relationship to Age, Race, and Gender. *Spine* 36, 731–736. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181e9f120>
- Khurelbaatar, T., Kim, K., Hyuk Kim, Y., 2015. A Cervico-Thoraco-Lumbar Multibody Dynamic Model for the Estimation of Joint Loads and Muscle Forces. *Journal of Biomechanical Engineering* 137, 111001. <https://doi.org/10.1115/1.4031351>
- Kim, H.J., Iyer, S., Zebala, L.P., Kelly, M.P., Sciubba, D., Protopsaltis, T.S., Gupta, M., Neuman, B.J., Mundis, G.M., Ames, C.P., Smith, J.S., Hart, R., Burton, D., Klineberg, E.O., 2017. Perioperative Neurologic Complications in Adult Spinal Deformity Surgery. *Spine* 42, 420–427.  
<https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001774>
- Kim, H.-J., Shen, F., Kang, K.-T., Chun, H.-J., Kim, S.T., Chang, B.-S., Lee, C.-K., Yeom, J.S., 2019. Failure of Pelvic Compensation in Patients With Severe Positive Sagittal Imbalance: Comparison Between Static Radiographs and Gait Analysis of Spinopelvic Parameters in Adult Spinal Deformity and Lumbar Stenosis. *Spine* 44, E759–E765. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002985>
- Kim, H.-K., Zhang, Y., 2017. Estimation of lumbar spinal loading and trunk muscle forces during asymmetric lifting tasks: application of whole-body musculoskeletal modelling in OpenSim. *Ergonomics* 60, 563–576. <https://doi.org/10.1080/00140139.2016.1191679>
- Kosaka, H., Sairyo, K., Biyani, A., Leaman, D., Yeasting, R., Higashino, K., Sakai, T., Katoh, S., Sano, T., Goel, V.K., Yasui, N., 2007. Pathomechanism of Loss of Elasticity and Hypertrophy of Lumbar Ligamentum Flavum in Elderly Patients With Lumbar Spinal Canal Stenosis: *Spine* 32, 2805–2811. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31815b650f>
- Kuru, T., Yeldan, İ., Dereli, E.E., Özdiñçler, A.R., Dikici, F., Çolak, İ., 2016. The efficacy of three-dimensional Schroth exercises in adolescent idiopathic scoliosis: a randomised controlled clinical trial. *Clin Rehabil* 30, 181–190. <https://doi.org/10.1177/0269215515575745>
- Lafage, V., Schwab, F., Patel, A., Hawkinson, N., Farcy, J.-P., 2009. Pelvic Tilt and Truncal Inclination: Two Key Radiographic Parameters in the Setting of Adults With Spinal Deformity. *Spine* 34, E599–E606. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181aad219>
- Lahkar, B.K., Rohan, P.-Y., Assi, A., Pillet, H., Bonnet, X., Thoreux, P., Skalli, W., 2021. Development and evaluation of a new methodology for Soft Tissue Artifact compensation in the lower limb. *Journal of Biomechanics* 122, 110464. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110464>
- Le Huec, J.C., Aunoble, S., Philippe, L., Nicolas, P., 2011. Pelvic parameters: origin and significance. *Eur Spine J* 20, 564–571. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1940-1>

- Leardini, A., Biagi, F., Merlo, A., Belvedere, C., Benedetti, M.G., 2011. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clinical Biomechanics* 26. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015>
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G., Giannini, S., 1999. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics* 32, 99–103. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00148-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00148-1)
- Lee, C.S., Hwang, C.J., Jung, H.S., Lee, D.-H., Park, J.W., Cho, J.H., Yang, J.J., Park, S., 2020. Association Between Vertebral Rotation Pattern and Curve Morphology in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *World Neurosurgery* 143, e243–e252. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.07.111>
- Lee, K.Y., Lee, J.-H., Im, S.-K., 2022. Effect of gluteal muscle strengthening exercise on sagittal balance and muscle volume in adult spinal deformity following long-segment fixation surgery. *Sci Rep* 12, 9063. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-13190-5>
- Legaye, J., Duval-Beaupère, G., Marty, C., Hecquet, J., 1998. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European Spine Journal* 7, 99–103. <https://doi.org/10.1007/s005860050038>
- Lerchl, T., El Hussein, M., Bayat, A., Sekuboyina, A., Hermann, L., Nispel, K., Baum, T., Löffler, M.T., Senner, V., Kirschke, J.S., 2022. Validation of a Patient-Specific Musculoskeletal Model for Lumbar Load Estimation Generated by an Automated Pipeline From Whole Body CT. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 10, 862804. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.862804>
- Lerchl, T., Nispel, K., Baum, T., Bodden, J., Senner, V., Kirschke, J.S., 2023. Multibody Models of the Thoracolumbar Spine: A Review on Applications, Limitations, and Challenges. *Bioengineering* 10, 202. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10020202>
- Lindemann, U., 2020. Spatiotemporal gait analysis of older persons in clinical practice and research: Which parameters are relevant? *Z Gerontol Geriat* 53, 171–178. <https://doi.org/10.1007/s00391-019-01520-8>
- Lu, T.-W., O'Connor, J.J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics* 32, 129–134. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00158-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00158-4)
- Malakoutian, M., Street, J., Wilke, H.-J., Stavness, I., Fels, S., Oxland, T., 2018. A musculoskeletal model of the lumbar spine using ArtiSynth – development and validation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization* 6, 483–490. <https://doi.org/10.1080/21681163.2016.1187087>
- Mar, D.E., Kisinde, S., Lieberman, I.H., Haddas, R., 2021. Representative dynamic ranges of spinal alignment during gait in patients with mild and severe adult spinal deformities. *The Spine Journal* 21, 518–527. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.09.009>
- Marsan, T., 2019. Comparison of hip joint mechanical energetics in table tennis forehand and backhand drives: a preliminary study. *International Journal of Racket Sports Science*. <https://doi.org/10.30827/Digibug.59706>
- Massaad, A., Assi, A., Bakouny, Z., Sauret, C., Khalil, N., Skalli, W., Ghanem, I., 2016. Three-dimensional evaluation of skeletal deformities of the pelvis and lower limbs in ambulant children with cerebral palsy. *Gait & Posture* 49, 102–107. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.029>
- Mekhael, M., Kawkabani, G., Saliby, R.M., Skalli, W., Saad, E., Jaber, E., Rachkidi, R., Kharrat, K., Kreichati, G., Ghanem, I., Lafage, V., Assi, A., 2021. Toward understanding the underlying mechanisms of pelvic tilt reserve in adult spinal deformity: the role of the 3D hip orientation. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 30, 2495–2503. <https://doi.org/10.1007/S00586-021-06778-4>
- Miura, K., Kadone, H., Asada, T., Sakashita, K., Sunami, T., Koda, M., Funayama, T., Takahashi, H., Noguchi, H., Sato, K., Eto, F., Gamada, H., Inomata, K., Suzuki, K., Yamazaki, M., 2022. Evaluation of dynamic spinal alignment changes and compensation using three-dimensional gait motion analysis for dropped head syndrome. *The Spine Journal* 22, 1974–1982. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2022.07.096>

- Miura, K., Kadone, H., Koda, M., Abe, T., Funayama, T., Noguchi, H., Mataka, K., Nagashima, K., Kumagai, H., Shibao, Y., Suzuki, K., Yamazaki, M., 2020. Thoracic kyphosis and pelvic anteversion in patients with adult spinal deformity increase while walking: analyses of dynamic alignment change using a three-dimensional gait motion analysis system. *European Spine Journal* 29. <https://doi.org/10.1007/s00586-020-06312-y>
- Modenese, L., Kohout, J., 2020. Automated Generation of Three-Dimensional Complex Muscle Geometries for Use in Personalised Musculoskeletal Models. *Ann Biomed Eng* 48, 1793–1804. <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02490-4>
- Modenese, L., Renault, J.-B., 2021. Automatic generation of personalised skeletal models of the lower limb from three-dimensional bone geometries. *Journal of Biomechanics* 116, 110186. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110186>
- Moissenet, F., Giroux, M., Chèze, L., Dumas, R., 2015. Validity of a musculoskeletal model using two different geometries for estimating hip contact forces during normal walking. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18, 2000–2001. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1069596>
- Muth-Seng, C., 2022. Contribution à l'exploitation de la modélisation musculosquelettique personnalisée du rachis cervical inférieur dans un contexte clinique.
- Nérot, A., Choisine, J., Amabile, C., Travert, C., Pillet, H., Wang, X., Skalli, W., 2015. A 3D reconstruction method of the body envelope from biplanar X-rays: Evaluation of its accuracy and reliability. *Journal of Biomechanics* 48, 4322–4326. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.044>
- Nolte, D., Tsang, C.K., Zhang, K.Y., Ding, Z., Kedgley, A.E., Bull, A.M.J., 2016. Non-linear scaling of a musculoskeletal model of the lower limb using statistical shape models. *Journal of Biomechanics* 49, 3576–3581. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.09.005>
- Nordez, A., Jolivet, E., Südhoff, I., Bonneau, D., De Guise, J.A., Skalli, W., 2009. Comparison of methods to assess quadriceps muscle volume using magnetic resonance imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* 30, 1116–1123. <https://doi.org/10.1002/jmri.21867>
- Obeid, I., Bourghli, A., Larrieu, D., 2016. The Global Tilt : Evaluation of a Parameter Considering the Global Spinopelvic Alignment. *LMJ* 64, 146–151. <https://doi.org/10.12816/0031523>
- Oberhofer, K., Lorenzetti, S., Mithraratne, K., 2019. Host Mesh Fitting of a Generic Musculoskeletal Model of the Lower Limbs to Subject-Specific Body Surface Data: A Validation Study. *Applied Bionics and Biomechanics* 2019, 1–8. <https://doi.org/10.1155/2019/8381351>
- Oberhofer, K., Mithraratne, K., Stott, N.S., Anderson, I.A., 2009. Anatomically-based musculoskeletal modeling: prediction and validation of muscle deformation during walking. *Vis Comput* 25, 843–851. <https://doi.org/10.1007/s00371-009-0314-8>
- Ogaya, S., Naito, H., Iwata, A., Higuchi, Y., Fuchioka, S., Tanaka, M., 2014. Knee adduction moment and medial knee contact force during gait in older people. *Gait & Posture* 40, 341–345. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.04.205>
- Overbergh, T., Severijns, P., Moke, L., Jonkers, I., Scheys, L., 2019. Development and validation of image-based subject-specific skeletal models of spinal deformity patients for use in motion analysis. Presented at the CAOS 2019. The 19th Annual Meeting of the International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery, pp. 293–288. <https://doi.org/10.29007/47rs>
- Pataky, T.C., 2012. One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 15, 295–301. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527837>
- Pellikaan, P., Van Der Krogt, M.M., Carbone, V., Fluit, R., Vigneron, L.M., Van Deun, J., Verdonchot, N., Koopman, H.F.J.M., 2014. Evaluation of a morphing based method to estimate muscle attachment sites of the lower extremity. *Journal of Biomechanics* 47, 1144–1150. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.010>
- Pillet, H., Sangeux, M., Hausselle, J., El Rachkidi, R., Skalli, W., 2014. A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers. *Gait & Posture* 39, 655–658. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.020>

- Podsiadlo, D., Richardson, S., 1991. The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society* 39, 142–148. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- Poulet, Y., Eyssartier, C., Marsan, T., Valdes-Tamayo, L., Robert, M., Billard, P., Rouch, P., Thoreux, P., Sauret, C., 2020. Lumbar lordosis obtained with and without intervertebral thoracic spine motions during rhythmic gymnastics movements: a preliminary study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23, S232–S234. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1815320>
- Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., Pontonnier, C., 2020. Accuracy and kinematics consistency of marker-based scaling approaches on a lower limb model: a comparative study with imagery data. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23, 114–125. <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1705798>
- Quijano, S., Serrurier, A., Aubert, B., Laporte, S., Thoreux, P., Skalli, W., 2013. Three-dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. *Medical Engineering & Physics* 35, 1703–1712. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.07.002>
- Raabe, M.E., Chaudhari, A.M.W., 2016. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *Journal of Biomechanics* 49, 1238–1243. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.046>
- Rebeyrat, G., Skalli, W., Rachkidi, R., Pillet, H., Massaad, A., Mehanna, J., Semaan, K., Saad, E., Ghanem, I., Assi, A., 2022. Assessment of dynamic balance during walking in patients with adult spinal deformity. *Eur Spine J* 31, 1736–1744. <https://doi.org/10.1007/s00586-022-07199-7>
- Richard, V., Cappozzo, A., Dumas, R., 2017. Comparative assessment of knee joint models used in multi-body kinematics optimisation for soft tissue artefact compensation. *Journal of Biomechanics* 62, 95–101. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.030>
- Riley, P.O., Franz, J., Dicharry, J., Kerrigan, D.C., 2010. Changes in hip joint muscle–tendon lengths with mode of locomotion. *Gait & Posture* 31, 279–283. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.005>
- Rivière, C., Lasic, S., Dagneaux, L., Van Der Straeten, C., Cobb, J., Muirhead-Allwood, S., 2018. Spine–hip relations in patients with hip osteoarthritis. *EFORT Open Reviews* 3, 39–44. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.3.170020>
- Roussouly, P., Pinheiro-Franco, J.L., 2011. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J* 20, 609–618. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1928-x>
- Saad, E., Semaan, K., Kawkabani, G., Massaad, A., Salib, R.M., Mekhael, M., Fakhoury, M., Karam, K.A., Jaber, E., Ghanem, I., Lafage, V., Skalli, W., Rachkidi, R., Assi, A., 2022. Alteration of the Sitting and Standing Movement in Adult Spinal Deformity. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 9, 751193. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.751193>
- Saito, S., Zhou, Z.-Y., Kavan, L., 2015. Computational bodybuilding: anatomically-based modeling of human bodies. *ACM Trans. Graph.* 34, 1–12. <https://doi.org/10.1145/2766957>
- Salami, F., Brosa, J., Van Drongelen, S., Klotz, M.C.M., Dreher, T., Wolf, S.I., Thielen, M., 2019. Long-term muscle changes after hamstring lengthening in children with bilateral cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 61, 791–797. <https://doi.org/10.1111/dmcn.14097>
- Sangeux, M., Pillet, H., Skalli, W., 2014. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait & Posture* 40, 20–25. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.024>
- Scheys, L., Spaepen, A., Suetens, P., Jonkers, I., 2008a. Calculated moment-arm and muscle-tendon lengths during gait differ substantially using MR based versus rescaled generic lower-limb musculoskeletal models. *Gait & Posture* 28, 640–648. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.010>
- Scheys, L., Spaepen, A., Suetens, P., Jonkers, I., 2008b. Calculated moment-arm and muscle-tendon lengths during gait differ substantially using MR based versus rescaled generic lower-limb musculoskeletal models. *Gait & Posture* 28, 640–648. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.010>

- Schwab, F., Dubey, A., Gamez, L., Fegoun, A.B.E., Hwang, K., Pagala, M., Farcy, J.-P., 2005. Adult Scoliosis: Prevalence, SF-36, and Nutritional Parameters in an Elderly Volunteer Population. *Spine* 30. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000160842.43482.cd>
- Schwab, F., Patel, A., Ungar, B., Farcy, J.-P., Lafage, V., 2010. 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. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181ee6bd4>
- Schwab, F., Ungar, B., Blondel, B., Buchowski, J., Coe, J., Deinlein, D., DeWald, C., Mehdian, H., Shaffrey, C., Tribus, C., Lafage, V., 2012. Scoliosis Research Society—Schwab Adult Spinal Deformity Classification. *Spine* 37. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31823e15e2>
- Schwab, F.J., Blondel, B., Bess, S., Hostin, R., Shaffrey, C.I., Smith, J.S., Boachie-Adjei, O., Burton, D.C., Akbarnia, B.A., Mundis, G.M., Ames, C.P., Kebaish, K., Hart, R.A., Farcy, J.-P., Lafage, V., 2013. Radiographical Spinopelvic Parameters and Disability in the Setting of Adult Spinal Deformity: A Prospective Multicenter Analysis. *Spine* 38, E803–E812. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318292b7b9>
- Schwartz, M.H., Rozumalski, A., 2008. The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait & Posture* 28, 351–357. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.001>
- Semaan, K., Rachkidi, R., Saad, E., Massaad, A., Kawkabani, G., Saliby, R.M., Mekhael, M., Abi Karam, K., Fakhoury, M., Jaber, E., Ghanem, I., Skalli, W., Lafage, V., Assi, A., 2022. Alterations of gait kinematics depend on the deformity type in the setting of adult spinal deformity. *Eur Spine J* 31, 3069–3080. <https://doi.org/10.1007/s00586-022-07348-y>
- Senteler, M., Weisse, B., Rothenfluh, D.A., Snedeker, J.G., 2016. Intervertebral reaction force prediction using an enhanced assembly of OpenSim models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 19, 538–548. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1043906>
- Severijns, P., Moke, L., Overbergh, T., Beaucage-Gauvreau, E., Ackermans, T., Desloovere, K., Scheys, L., 2021a. Dynamic sagittal alignment and compensation strategies in adult spinal deformity during walking. *The Spine Journal* 21, 1059–1071. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.02.017>
- Severijns, P., Moke, L., Overbergh, T., Beaucage-Gauvreau, E., Ackermans, T., Desloovere, K., Scheys, L., 2021b. Dynamic sagittal alignment and compensation strategies in adult spinal deformity during walking. *The Spine Journal* 21, 1059–1071. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.02.017>
- Severijns, P., Overbergh, T., Thauvoye, A., Baudewijns, J., Monari, D., Moke, L., Desloovere, K., Scheys, L., 2020. A subject-specific method to measure dynamic spinal alignment in adult spinal deformity. *The Spine Journal* 20, 934–946. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.02.004>
- Shlobin, N.A., Le, N., Scheer, J.K., Tan, L.A., 2022. State of the Evidence for Proximal Junctional Kyphosis Prevention in Adult Spinal Deformity Surgery: A Systematic Review of Current Literature. *World Neurosurgery* 161, 179-189.e1. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2022.02.063>
- Simon, A.-L., Lugade, V., Bernhardt, K., Larson, A.N., Kaufman, K., 2017. Assessment of stability during gait in patients with spinal deformity—A preliminary analysis using the dynamic stability margin. *Gait & Posture* 55, 37–42. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.036>
- Skalli, W., Zeller, R.D., Miladi, L., Bourcureau, G., Savidan, M., Lavaste, F., Dubousset, J., 2006. Importance of Pelvic Compensation in Posture and Motion After Posterior Spinal Fusion Using CD Instrumentation for Idiopathic Scoliosis: *Spine* 31, E359–E366. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000219402.01636.87>
- Steffen, J.-S., Obeid, I., Aurouer, N., Hauger, O., Vital, J.-M., Dubousset, J., Skalli, W., 2010. 3D postural balance with regard to gravity line: an evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. *Eur Spine J* 19, 760–767. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1249-5>
- Suderman, B.L., Vasavada, A.N., 2012. Moving muscle points provide accurate curved muscle paths in a model of the cervical spine. *Journal of Biomechanics* 45, 400–404. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.10.014>
- Trochu, F., 1993. A contouring program based on dual kriging interpolation. *Engineering with Computers* 9, 160–177. <https://doi.org/10.1007/BF01206346>

- Uchida, T.K., Delp, S., Delp, D.B., 2020. Biomechanics of movement: the science of sports, robotics, and rehabilitation. The MIT Press, Cambridge, Massachusetts.
- Valente, G., Martelli, S., Taddei, F., Farinella, G., Viceconti, M., 2012. Muscle discretization affects the loading transferred to bones in lower-limb musculoskeletal models. *Proc Inst Mech Eng H* 226, 161–169. <https://doi.org/10.1177/0954411911425863>
- Valera, M., Ibáñez, N., Sancho, R., Llauger, J., Gich, I., 2018. Acetabular overcoverage in the horizontal plane: an underdiagnosed trigger of early hip arthritis. A CT scan study in young adults. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 138, 73–82. <https://doi.org/10.1007/S00402-017-2811-Y>
- Van den Abbeele, M., 2018. Modélisation Musculo-Squelettique Personnalisée du Rachis Cervical.
- Vital, J.M., Senegas, J., 1986. Anatomical bases of the study of the constraints to which the cervical spine is subject in the sagittal plane A study of the center of gravity of the head. *Surg Radiol Anat* 8, 169–173. <https://doi.org/10.1007/BF02427845>
- Yagi, M., Kaneko, S., Yato, Y., Asazuma, T., 2017. Standing Balance and Compensatory Mechanisms in Patients With Adult Spinal Deformity. *Spine* 42. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000001901>
- Yamagata, M., Tateuchi, H., Shimizu, I., Saeki, J., Ichihashi, N., 2021. The relation between kinematic synergy to stabilize the center of mass during walking and future fall risks: a 1-year longitudinal study. *BMC Geriatr* 21, 240. <https://doi.org/10.1186/s12877-021-02192-z>
- Zemp, R., List, R., Gülay, T., Elsig, J.P., Naxera, J., Taylor, W.R., Lorenzetti, S., 2014. Soft Tissue Artefacts of the Human Back: Comparison of the Sagittal Curvature of the Spine Measured Using Skin Markers and an Open Upright MRI. *PLoS ONE* 9, e95426. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0095426>

## Annexe 1 : Extension au corps complet - Etude exploratoire

Les déformations rachidiennes de l'adulte atteignent surtout les muscles du rachis lombaire et thoracique avec une réduction des volumes musculaires et une augmentation de l'infiltration graisseuse (Ferrero et al., 2021b). Ainsi dans la continuité du travail du dernier chapitre, cette partie tente d'étendre le modèle géométrique personnalisé aux muscles de la région lombaire et abdominale afin d'en faciliter l'étude clinique au travers l'utilisation de modèle musculosquelettique.

Ce travail utilisera des acquisitions IRM et EOS réalisés sur 8 sujets sains par C. Amabile dans une étude de 2016 (Amabile, 2016) ainsi que les reconstructions osseuses et musculaires qui en découlent. Le travail personnel a consisté à utiliser ces reconstructions comme modèle générique, pour mettre en place un algorithme de déformation non linéaire (krigeage) permettant d'obtenir un modèle musculosquelettique filaire personnalisé des régions lombaires et abdominales d'un nouveau sujet à partir de simples données EOS, ce travail sera présenté dans une première sous-partie. Une évaluation de paramètres géométriques fournis par l'utilisation de cet algorithme sur les 8 sujets sains sera proposée dans une seconde sous-partie.

## Personnalisation du modèle musculosquelettique de la région lombaire

### Données expérimentales

Le protocole expérimental décrit ici a été mené par C. Amabile en 2016. Dans cette étude, 8 sujets sains (Âge : 63.4 ( $\sigma=5.7$ ) ans, Taille : 165 ( $\sigma=8$ )cm, BMI : 24.5 ( $\sigma=5.2$ ), 100%F) ont réalisé une acquisition IRM couvrant une zone allant du genou jusqu'au niveau de T12. Les images IRM ont été utilisées pour reconstruire 10 muscles, comprenant des muscles de la hanche, de la région lombaire et de la région abdominale, voir Tableau 16. De plus, ces sujets ont réalisé des radiographies bi-planes à partir desquelles des géométries osseuses 3D du bassin des vertèbres T1-L5, et de l'enveloppe corporelle ont été reconstruites. Le système musculaire de chaque patient a été reconstruit sur les images IRM et adapté à la position debout dans l'environnement EOS grâce à un algorithme de déformation non linéaire (Amabile, 2016).

Tableau 16 : Muscles reconstruits dans l'étude de C. Amabile

Muscles étudiés			
Iliocostalis	Latissimus dorsi	Longissimus dorsi	Multifidus
Quadratus Lumborum	Ractus Abdominis	Transversus Abdominis	Obliquus Externus

### Déformation du modèle musculosquelettique

Dans le but de développement d'un algorithme de krigeage robuste afin d'adapter le système musculaire d'un sujet à un autre, nous avons défini des points de contrôle à la fois sur l'enveloppe corporelle et sur les segments osseux du bassin et des vertèbres.

En ce qui concerne le traitement de l'enveloppe corporelle, nous avons observé des variations interindividuelles dans le maillage fourni par les reconstructions 3D, ce qui signifie qu'un même nœud pouvait correspondre à deux régions anatomiques différentes. Étant donné que les points de contrôle doivent être identiques entre le sujet source et le sujet traité (cible), cette variabilité rendait impossible l'utilisation directe du maillage de l'enveloppe pour la définition des points de contrôle. Par conséquent, nous avons défini six plans de coupe, de normale verticale, passant par les barycentres des vertèbres (de L1 à S1). Chacun de ces plans a été utilisé pour déterminer 20 points de contrôle répartis de manière équilibrée le long du contour de l'enveloppe corporelle.

Cependant, dans certains cas, la découpe de l'enveloppe par des plans pouvait générer plusieurs contours en raison des reconstructions de la poitrine. Lorsqu'il y avait plusieurs contours, nous avons calculé le périmètre de chacun d'entre eux, puis nous l'avons utilisé pour identifier le contour le plus grand, correspondant au corps.

Ensuite, pour assurer une bonne correspondance des points de contrôle de l'enveloppe entre deux sujets (source et cible), il était nécessaire que les contours d'enveloppe soient orientés dans la même direction et qu'ils aient un point de départ commun. Pour chaque coupe, nous avons donc isolé les points les plus proches du barycentre de chaque vertèbre, puis parmi ces points, nous avons identifié celui qui était le plus proche du plan sagittal du patient et situé à sa droite, ce point a été utilisé comme point de départ de chaque contour. Les autres points du contour ont ensuite été réordonnés dans le sens trigonométrique, voir Figure 38c.



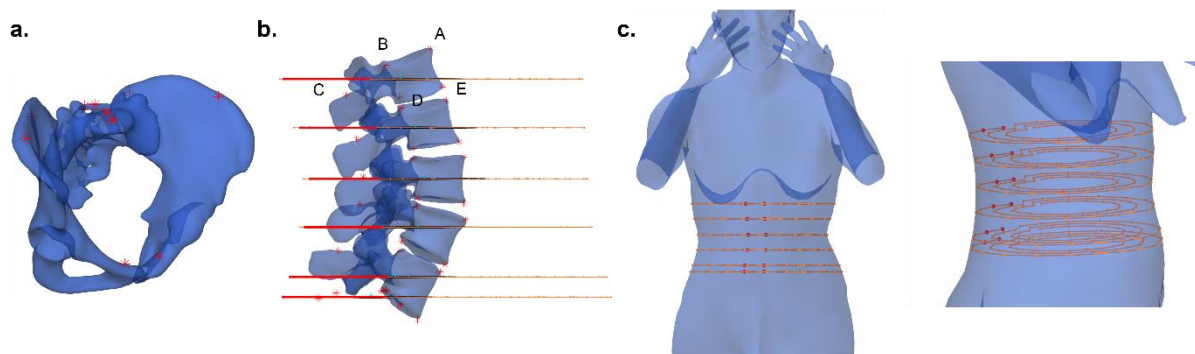


Figure 38: Définition des points de contrôles pour la mise en place du krigeage : a. Points de contrôle du bassin, b. Points de contrôle des vertèbres et visualisation des coupes de l'enveloppe A, B, C, D, E étant les points de contrôles associés à L1, c. Points de contrôle de l'enveloppe corporelle, les points rouges représentent les deux premiers points de contrôles par coupe.

Enfin, trois contours concentriques par rapport à l'enveloppe corporelle ont été définis. Les rayons des deux contours additionnels étaient de  $2/5$  et  $3/5$  du rayon du premier contour. Ainsi, chaque coupe de l'enveloppe corporelle comprenait un ensemble de 3 contours composés de 20 points chacun, répartis uniformément, comme illustré dans la Figure 38c. Ce processus a permis d'obtenir un ensemble de 360 points de contrôle par enveloppe.

Pour compléter cet ensemble de points de contrôle, un ensemble de 5 points par vertèbre a été défini. Ces points ont été établis comme suit :

- Point antéro-supérieur de la partie supérieure de la vertèbre (point A sur la Figure 38b)
- Point postéro-supérieur de la partie supérieure de la vertèbre (point B sur la Figure 38b)
- Point antéro-inférieur de la partie inférieure de la vertèbre (point E sur la Figure 38b)
- Point postéro-inférieur de la partie inférieure de la vertèbre (point D sur la Figure 38b)
- Point médian de la surface supérieure de l'épineuse (point C sur la Figure 38b)

En ce qui concerne le bassin, 6 points anatomiques remarquables ont été définis sur le sacrum (2 sur le plateau sacré, 2 sur le promontoire sacré et 1 sur S1), ainsi que 2 points sur chaque crête iliaque et 1 point sur chaque symphyse pubienne, comme indiqué dans la Figure 38a. Au total, 397 points de contrôles ont été définis pour chaque sujet traité. Ces points de contrôle ont permis de définir un algorithme de krigeage déformant le système musculaire d'un sujet source vers un sujet cible, comme illustré Figure 39.

Pour compléter le système musculaire, les points d'insertion ont été définis en cohérence avec un travail réalisé par J. Hausselle et D. Bonneau (Hausselle et al., 2014). Dans ce travail, chaque point d'insertion des muscles du membre inférieur, du bassin et du tronc a été associé à une région anatomique précise sur des dessins anatomiques. Nous avons ainsi repris ce travail pour identifier les régions d'insertions associées aux 10 muscles étudiés sur les maillages des reconstructions osseuses du bassin et des vertèbres. Les points d'insertion musculaire ont été définis comme les barycentres de ces régions.

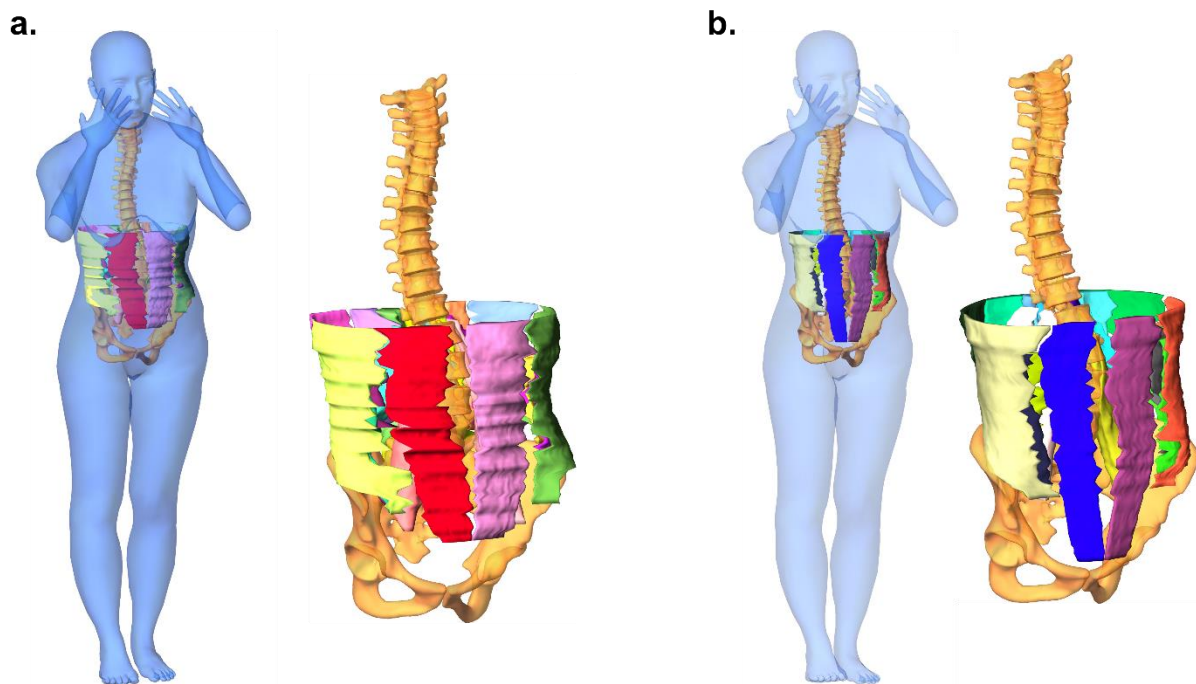


Figure 39: Système musculaire du sujet 1 donné par : a. sa référence (reconstructions musculaires IRM adaptées à la position debout), b. application du modèle générique aux reconstructions osseuses et corporelles issues des radiographies bi-planes. La référence possède des volumes musculaires plus importants et une distance entre l'enveloppe corporelle et les muscles moins importante que celle donnée par le modèle personnalisé.

Il faut noter que plusieurs muscles présentaient des insertions proximales sur les côtes ou les côtes flottantes. Cependant, les méthodes de reconstruction osseuses utilisées ne permettent pas de reconstruire les côtes flottantes. De plus ces méthodes définissent les autres côtes par un ensemble de 4 points liés entre eux par une courbe. Cela nous empêchait d'identifier précisément les régions d'insertion musculaire associées à ces os. Par conséquent, il a été décidé de ne pas traiter les points d'insertion proximaux des 10 muscles étudiés et présentés Tableau 16.

## Evaluation du modèle musculosquelettique personnalisé

### Méthode

#### Données expérimentales

La base de données utilisée pour l'évaluation du modèle musculosquelettique personnalisé est celle présentée dans la sous-partie 5.2.1, composée de 8 sujets ayant des reconstructions 3D de leur système osseux et musculaire en position debout, comprenant les reconstructions du bassin, des vertèbres T1-L5 et de l'enveloppe corporelle ainsi que le système musculaire des régions lombaires et abdominales, issu de reconstructions IRM et adapté à la posture debout (Amabile, 2016).

Les points d'insertion musculaires distaux des muscles présentés en Tableau 16, ont été identifiés à l'aide de la méthode présentée ci-dessus, pour chacun des 8 sujets reconstruits issus de l'étude de C. Amabile.

Ces 8 sujets reconstruits en 3D, donnent 8 modèles musculosquelettiques géométriques, nommés dans la suite comme « modèle de référence ».

### Modèle musculosquelettique personnalisé

Parmi les 8 modèles de référence, l'un d'entre eux a été utilisé comme « modèle générique », servant de source à l'application de la méthode présentée dans la section 5.2.3.

Ainsi, à partir des reconstructions 3D des os et de l'enveloppe corporelle de chaque sujet dans l'environnement EOS, le système musculaire du modèle générique a été déformé non linéairement pour obtenir, pour chaque sujet, un modèle musculosquelettique personnalisé de la région allant du bassin à T12.

Pour compléter le modèle, le trajet musculaire de chaque muscle a été calculé. Celui-ci est composé d'un point d'insertion distal, de points de passage et d'un point d'insertion proximal. Le point d'insertion distal a été défini grâce à l'identification de régions anatomiques précises, comme présenté précédemment.

Les points de passage ont été définis comme les barycentres des contours musculaires. Pour obtenir les contours musculaires, chaque muscle a été divisé en plusieurs sections. Les sections étaient espacées entre elles de 2 centimètres, valeur arbitrairement choisie pour obtenir un nombre de sections suffisamment grand pour représenter les muscles étudiés. Le calcul du barycentre de chaque section a permis de définir l'ensemble des points de passage musculaire.

Enfin, étant donné que le point d'insertion proximal n'a pas pu être défini, il a été calculé, pour chaque muscle, comme la projection du barycentre des nœuds du maillage musculaire sur le plan horizontal passant par le centre intervertébral T12-L1. Pour finir, le chemin musculaire était lissé par interpolation de type « spline » sur 10 points.

Ainsi, grâce à cette méthode, nous avons pour chaque sujet étudié :

- Les reconstructions osseuses spécifiques à chaque sujet
- La géométrie 3D de chaque muscle étudié
- Les chemins musculaires de chaque muscle étudié
- Les insertions musculaires distales propres à chaque sujet

### Paramètre d'évaluation du modèle

Pour évaluer l'exactitude de la méthode, les muscles estimés ont été comparés à leurs références. Les différences entre les deux morphologies musculaires ont été calculées à l'aide des paramètres suivants :

- Comparaison des volumes musculaires,
- Comparaison des longueurs musculaires, calculées comme la somme des distances entre le point d'insertion distal, les points de passage, et le point proximal,
- Comparaison des bras de levier, calculés comme la distance entre la ligne d'action et les centres articulaires. Les centres articulaires vertébraux ont été calculés comme le barycentre des nœuds des maillages des plateaux inférieurs et supérieurs des vertèbres définissant l'articulation. Ces centres ont été calculés pour les niveaux lombaires et entre L5 et S1,
- Comparaison des surfaces de section transversale maximales (CSA) : chaque muscle a été coupé par des sections espacées de 2 cm, le long de sa longueur, et la CSA maximale a été retenue.

Ces différences ont été exprimées en pourcentage du paramètre calculé sur la référence.

### Définition du modèle générique

Chacun des modèles de référence des huit sujets étudiés a été testé comme modèle générique pour l'approche de personnalisation par krigeage et appliqué à l'ensemble des sujets. Le modèle présentant les meilleurs paramètres d'évaluation pour l'ensemble des sujets a alors été sélectionné.

### Résultats

#### Définition du modèle générique

Parmi les huit modèles testés, le sujet 8 (Âge : 62 ans, Taille : 1,73 m, Poids : 82 kg, IMC : 27,4) s'est révélé être le meilleur en termes d'estimation des volumes, des surfaces maximales et des longueurs musculaires. En revanche, le sujet 1 (Âge : 71 ans, Taille : 1,70 m, Poids : 70 kg, IMC : 25,1) présentait les plus faibles différences pour les bras de levier musculaires sur les niveaux L5-L1. Cependant, la prédiction des bras de levier musculaires entre le sujet 8 et le sujet 1 ne différait que de quelques pourcentages par rapport aux valeurs de référence, tandis que les prédictions des volumes, des surfaces et des longueurs étaient modifiées d'environ 20 %. Par conséquent, le sujet 8 a été choisi comme modèle générique.

#### Evaluation du modèle

Les volumes musculaires ont été estimés avec un biais signé allant de -29 % à +30 %, principalement observé pour les muscles longissimus dorsi, droit et gauche. Le biais moyen était de -2.2 % pour l'estimation du volume musculaire. Les surfaces musculaires ont été estimées avec une précision équivalente, présentant un biais variant de -20 % à +43 % par rapport aux surfaces de référence, également principalement pour les muscles longissimus dorsi, droit et gauche. Le biais moyen était de 4.5 %.

Cependant, ces incertitudes d'estimation diminuaient considérablement lors de l'étude des longueurs musculaires et des bras de levier. Les longueurs musculaires ont été estimées avec un biais variant de -15 % à +4 % (les plus grandes erreurs étaient pour le quadratus lumborum et le rectus abdominis), avec une valeur moyenne de -3 %. Les biais sur l'estimation des bras de levier musculaires variaient en fonction des niveaux et des muscles étudiés, allant de -19 % à +7 %, principalement observés aux niveaux L2-L3 et L1-L2 respectivement pour les abdominaux transverses et obliques. Cependant, la valeur moyenne de ces biais était de -1 %.

L'écart-type des différences de volumes musculaires variait quant à lui de 29 % à 103 %, atteignant son maximum pour le latissimus dorsi droit. L'écart-type des surfaces musculaires variait de 16 % à 89 % pour le multifidus gauche. L'écart-type des estimations de longueur musculaire variait de plus de 4 % à 25 %, avec une valeur maximale pour le rectus abdominis. Enfin, les valeurs d'écart-type pour l'estimation des bras de levier musculaires variaient entre 0 % et 34 %, avec une valeur maximale atteinte au niveau L1-L2 pour les abdominaux transverse. L'ensemble des résultats est présenté dans le Tableau 17Tableau 17.

Tableau 17: Valeurs moyennes et écarts-types des différences de volume, de surface maximale, de longueur et de bras de levier musculaire entre modèle personnalisé et référence. Chaque valeur est donnée dans son unité et en pourcentage de la valeur de référence.

	Volume				CSA				Longueur				Bras de levier L1L2				Bras de levier L2L3				Bras de levier L3L4				Bras de levier L4L5				Bras de levier L5S1			
	cm <sup>3</sup>	σ	%	σ	cm <sup>2</sup>	σ	%	σ	mm	σ	%	σ	mm	σ	%	σ	mm	σ	%	σ	mm	σ	%	σ	mm	σ	%	σ	mm	σ	%	σ
Iliocostalis G	4,1	32,6	4,6	40,4	0,8	2,0	11,0	22,2	-6,6	13,4	-3,9	8,0	-3,4	9,2	-4,9	13,1	-3,5	11,4	-5,2	17,0	-3,0	12,5	-4,7	19,1	-0,6	8,7	-0,9	12,6	0,7	5,5	0,7	8,2
Iliocostalis D	-9,0	44,3	-20,3	68,2	-1,1	3,7	-12,4	43,6	4,0	12,6	2,1	7,1	-3,0	9,2	-4,1	13,1	-6,6	11,5	-10,2	17,7	-5,0	9,3	-8,3	14,9	-1,3	7,6	-2,6	12,3	0,2	7,9	-0,8	14,6
Latissimus Dorsi G	6,1	15,8	2,0	68,7	0,2	1,6	-5,6	49,0	-16,8	28,7	-9,2	15,8	1,3	15,2	0,8	16,8	0,1	12,1	-0,5	14,2	1,1	7,9	0,8	9,3	0,9	3,4	1,0	3,9	0,2	0,4	0,2	0,4
Latissimus Dorsi D	6,8	18,5	-11,7	103,1	0,2	2,3	-6,6	52,6	-7,5	15,4	-4,6	9,2	2,7	12,1	2,5	11,7	0,6	9,9	0,7	9,8	1,2	6,8	1,2	7,0	0,8	3,3	0,9	3,8	0,3	1,0	0,3	1,2
Longissimus Dorsi G	0,3	12,9	-0,2	9,2	2,3	2,3	30,4	28,6	-1,8	13,6	-2,1	9,8	-3,8	7,1	-6,6	12,1	-2,2	8,6	-3,6	14,5	-0,7	10,0	-1,2	16,5	0,4	12,2	0,8	18,9	0,7	13,3	0,8	19,8
Longissimus Dorsi D	26,9	35,5	30,1	39,2	3,7	2,7	43,4	25,5	-0,5	26,0	-1,5	15,1	-4,6	8,6	-7,7	14,9	-5,2	8,6	-9,0	15,6	-1,7	3,2	-3,0	5,7	0,0	0,0	0,0	0,0	-0,4	1,3	-1,2	3,4
Multifidus G	0,0	41,8	-2,8	71,0	-1,0	5,1	-19,0	89,3	-11,2	23,6	-8,6	17,0	-4,3	5,4	-9,5	11,7	-3,4	5,1	-6,7	10,0	-1,7	5,5	-3,1	9,6	-0,9	8,5	-1,3	13,0	-0,9	10,0	-2,2	17,2
Multifidus D	5,7	32,5	-0,3	68,9	0,0	3,0	-8,3	65,9	0,3	9,5	0,1	4,3	-9,1	10,6	-19,5	22,6	-7,0	8,9	-13,5	17,4	-5,6	7,6	-10,5	14,1	-3,2	8,3	-6,1	13,9	-1,7	10,7	-4,0	19,3
Quadratus Lumborum G	7,1	22,7	8,9	28,9	0,8	1,2	13,3	16,0	-22,5	44,2	-10,8	21,3	3,2	11,9	3,2	9,8	3,1	8,1	3,3	7,1	4,2	3,8	4,0	3,6	2,3	2,6	2,3	2,6	2,0	2,4	1,9	2,3
Quadratus Lumborum D	1,4	34,3	-2,4	41,3	0,3	1,9	4,7	21,1	2,2	50,6	-1,3	21,9	5,3	10,7	4,3	7,8	6,3	9,7	5,2	7,4	7,1	6,0	5,8	4,9	2,8	3,1	2,4	2,6	2,5	3,1	2,2	2,7
Rectus Abdominus G	-5,2	16,9	-11,5	31,2	0,7	1,6	10,8	23,6	-27,9	46,3	-14,6	24,7	6,7	12,3	6,4	10,7	3,9	9,7	4,2	8,7	4,7	4,5	4,5	4,3	1,3	2,4	1,3	2,3	0,9	1,2	0,8	1,1
Rectus Abdominus D	-14,8	28,4	-29,4	47,9	-0,2	2,7	-4,0	36,6	6,8	29,9	2,1	11,0	1,8	11,7	1,7	9,3	2,5	11,0	2,5	9,2	3,2	10,1	3,0	8,7	2,7	6,6	2,4	5,9	2,0	2,0	1,8	1,8
Transversus Abdominus G	1,4	13,2	-5,2	69,5	0,5	1,9	2,3	61,8	7,8	17,4	3,9	9,8	-7,5	14,7	-17,5	33,5	-7,2	13,0	-13,2	23,2	-4,3	9,1	-6,5	13,5	0,2	6,3	-0,1	8,4	0,5	2,4	0,7	3,2
Transversus Abdominus D	3,1	10,8	10,0	40,1	0,5	1,8	6,7	53,4	-15,4	20,6	-9,5	12,5	-6,7	13,6	-15,0	28,7	-4,8	12,9	-9,1	21,7	-2,9	6,9	-4,5	10,0	1,8	3,4	2,4	4,4	0,6	0,9	0,8	1,1
Obliquus Externus G	9,8	43,4	7,6	36,6	1,0	1,5	15,8	20,8	1,0	10,9	0,2	3,9	5,6	4,9	5,5	5,4	5,4	5,4	5,6	6,2	5,0	5,3	5,0	5,6	3,8	8,0	3,1	7,2	1,8	9,6	1,2	7,2
Obliquus Externus D	21,7	41,9	17,3	30,6	1,3	2,8	16,0	31,3	3,2	12,5	0,8	3,9	5,5	7,0	5,6	6,8	4,2	8,5	4,4	8,3	7,2	7,3	7,1	7,7	7,8	8,6	6,8	8,1	6,3	11,1	5,1	9,0

## Discussion

Cette étude propose une méthode originale permettant de personnaliser les géométries osseuses et musculaires de la région lombaire d'un modèle musculosquelettique à l'aide d'un simple jeu de radiographies bi-planes. Cette méthode a été évaluée sur 8 sujets sains par rapport à des mesures de références issues de traitement d'image IRM et radiographiques.

Différents sujets ont été comparés dans le but d'identifier un sujet type minimisant les différences entre les grandeurs simulées et leurs références. Le meilleur sujet a conduit à la création d'un modèle musculosquelettique générique servant de base à l'application de la méthode.

La comparaison des paramètres musculaires estimés à l'aide de la méthode de personnalisation de modèle avec leurs références a révélé une grande incertitude concernant les géométries musculaires en 3D, entraînant des différences sur les volumes et les surfaces musculaires atteignant jusqu'à 100% de la valeur des paramètres de référence. Cependant, l'estimation des longueurs musculaires présente un biais moyen de seulement 3% (avec un écart-type moyen de 13%), ce qui est prometteur quant à la faisabilité d'utiliser cette méthode pour personnaliser les géométries d'un modèle musculosquelettique. De même, les bras de leviers musculaires, qui sont des grandeurs d'un grand intérêt clinique, présentent un biais moyen inférieur à 3% avec un écart-type moyen entre 6 et 14% suivant les niveaux observés.

De plus, par rapport à la littérature, bien que peu d'études proposent de comparer les prédictions de géométries musculaires à des références, ces résultats peuvent être comparés à l'étude de validation du modèle musculosquelettique de Bruno développé dans OpenSim et utilisés dans le chapitre précédent (Bruno et al., 2015). Dans cette étude, l'équipe de Bruno a comparé deux modèles à l'aide de mesures par CT-scan. Le premier modèle, appelé "préajusté", avait des insertions musculaires personnalisées uniquement, tandis que le second modèle, appelé "ajusté", avait des trajets musculaires entièrement ajustés à partir de mesures sur des images CT-scan. Cette comparaison a été réalisée pour 7 muscles communs à notre modèle, et a porté sur les CSA et l'estimation des bras de levier musculaires. Nos erreurs dans l'estimation des CSA et des bras de levier sont du même ordre de grandeur que celles des modèles préajustés et ajustés.

Les écarts entre les valeurs estimées et de référence proviennent en partie de l'estimation des dimensions des ventres musculaires. La Figure 40 montre, par exemple, les deux prévisions de volume et de chemin musculaires obtenues pour un sujet. Les différences de volumes musculaires modifient les positions des points de passage musculaires, et ainsi la longueur du muscle et ses bras de levier. Plus précisément, la longueur musculaire est calculée dans notre cas comme la somme des distances entre les points de passage et les points d'insertions musculaires. Cependant, seul le point d'insertion bas a été défini et personnalisé pour chaque patient. Rappelons que le point d'insertion haut a été défini comme la projection du barycentre musculaire sur le plan de coupe T12/L1. Ainsi, ce point ne correspond pas au véritable point d'insertion musculaire, qui se situe sur une région osseuse et qui est donc commun aux deux modèles. En utilisant un même point d'insertion entre les deux modèles, la longueur musculaire totale devrait être moins sujette aux variations de géométrie des ventres musculaires, ce qui devrait améliorer sa prédiction.

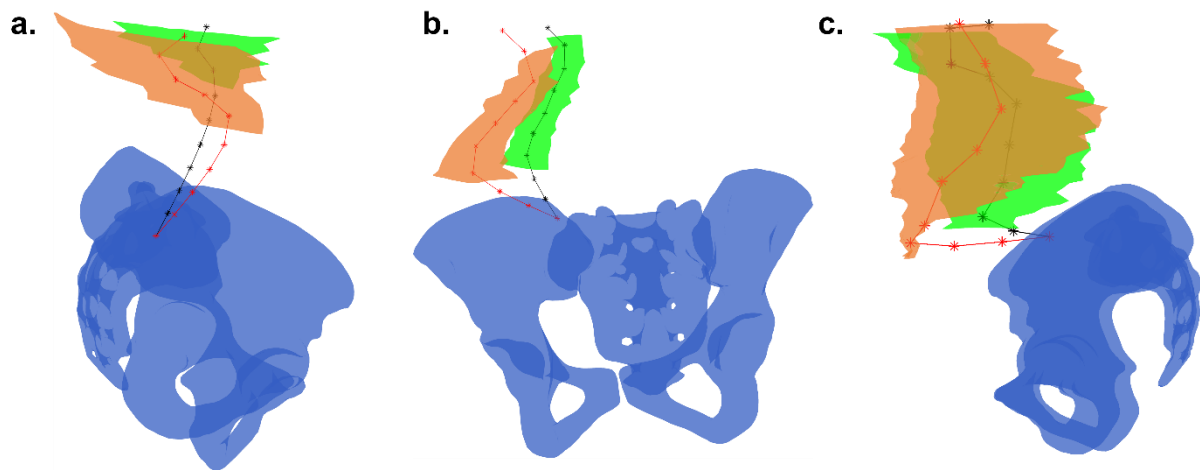


Figure 40: Muscle de référence (vert) et modèle personnalisé (orange) : a. Latissimus Dorsi droit, b. Carré des Lombes gauche, c. Abdominal Oblique Gauche

Les différences de volume et de surface musculaires peuvent également s'expliquer par la variabilité des reconstructions musculaires réalisées par la méthode de déformation d'un objet sujet paramétrique (DPSO) (Jolivet et al., 2014; Nordez et al., 2009), ainsi que par la qualité des images IRM. En effet, d'un individu à l'autre, les muscles reconstruits peuvent présenter des variations géométriques qui dépassent les limites physiologiques en raison de la difficulté de visualisation des fascias. Par exemple, sur la Figure 40, le muscle latissimus dorsi issu de la référence (en vert) semble commencer au niveau de L2, là où sa véritable insertion se trouve en partie sur les crêtes iliaques. Ces différences entraînent inévitablement des variations dans les paramètres estimés par le modèle personnalisé, ce qui pourrait expliquer les écarts importants observés pour chaque paramètre et plus spécifiquement pour les surfaces et volumes musculaires.

Enfin, un dernier élément pouvant expliquer les grandes variations d'écart-type pourrait résider dans les variations interindividuelles des tissus mous et de l'épaisseur de la peau. En effet, les points de contrôle utilisés pour la déformation non linéaire (krigeage) ont été définis sur l'enveloppe externe des sujets. Cependant, chaque sujet présente une épaisseur de peau différente, ce qui entraîne une distance différente entre l'enveloppe corporelle et les muscles. Une piste d'amélioration consisterait, par exemple, à quantifier l'épaisseur de la peau sur les images IRM, permettant ainsi d'isoler une enveloppe "interne". Cette enveloppe interne pourrait être déformée pour correspondre à la position debout et être prise en compte comme de nouveaux points de contrôle. Cela permettrait de réduire l'influence de la corpulence des sujets sur les déformations des géométries musculaires.

#### Limitation de l'étude

L'évaluation proposée dans cette étude préliminaire présente quelques limitations. La première et principale limitation concerne le nombre de sujets traités et leur faible variabilité interindividuelle. Tous les sujets inclus dans cette étude sont des femmes en bonne santé et vieillissantes. Il serait intéressant de diversifier cette population en termes d'âge, de sexe et d'inclure une population pathologique.

De plus, les paramètres étudiés présentent certaines limitations. La plus tient dans le calcul de la longueur musculaire, comme déjà mentionné plus haut, nous ne prenons pas en compte le point d'insertion proximal physiologique. La longueur musculaire devrait également être estimée en fonction du rôle du muscle étudié et de ses fibres musculaires. En effet, la longueur musculaire est décrite comme le chemin

parcouru par le muscle, reliant le point d'insertion bas à un point d'insertion haut. Cependant, dans le cas de muscles tels que les abdominaux transverses et obliques, cette ligne ne correspond pas au chemin musculaire physiologique, qui devrait être transversal ou oblique (et non globalement vertical). Ainsi, l'estimation des longueurs musculaires telle qu'elle a été réalisée dans cette étude n'est légitime à comparer que les muscles dorsaux agissant verticalement.

L'ensemble de ces paramètres permet néanmoins de quantifier les géométries des muscles déformés et de référence, et représente une première évaluation de la méthode de personnalisation présentée. 5.3. Synthèse du chapitre 5

### Conclusion de l'annexe 1

Cette étude préliminaire présente une méthode de personnalisation de modèle musculosquelettique qui se base sur des reconstructions des géométries osseuses et corporelles d'un individu, ainsi qu'une approximation des géométries musculaires, notamment des muscles de la région abdominale.

Les paramètres musculaires obtenus à partir de références et après l'application de cette méthode aux données de radiographie bi-planes ont été comparés. Cette comparaison a révélé une prédiction des longueurs musculaires et des bras de levier avec un biais moyen inférieur à 5%, mais une variabilité importante avec un écart-type pouvant atteindre 14%, qui reste cohérent avec la littérature.

Ainsi, l'évaluation de cette méthode démontre sa faisabilité et propose des pistes d'amélioration qui devraient permettre de réduire la variabilité des estimations des paramètres, et par conséquent, faciliter son déploiement pour des études cliniques. Des études futures devraient permettre d'appliquer cette méthode à la personnalisation de modèles musculosquelettiques implémentés dans des logiciels « grand public » tels qu'OpenSim, et de l'appliquer à des analyses quantitatives de la marche.



## Annexe 2 : Etude de longueurs musculaires du membre inférieur au cours de la marche chez différents groupes de patients atteints de déformation rachidienne

En complément de l'application clinique présenté au chapitre 4, cette application clinique a pour objectif de fournir des éléments de compréhension sur les altérations musculaires observées chez les patients atteints de déformation rachidienne de l'adulte, en fonction de leur équilibre cinématique.

## Méthodologie d'étude

### *Population étudiée*

Au total, 93 patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD) (50.4 ans, écart-type ( $\sigma$ ) = 19.5 ans ; 76% de femmes) et 34 sujets asymptomatiques appareillés en âge (46.5 ans,  $\sigma$  = 13.5 ans ; 71% de femmes) ont été recrutés. Les patients ont été inclus s'ils présentaient des douleurs dorsales et au moins l'un des critères radiographiques présents dans la classification de l'*International Spine Study Group*, à savoir : une inclinaison pelvienne (VP) > 25°, un angle de Cobb frontal > 20°, une distance pour l'axe sagittal vertical (SVA) > 50mm ou une cyphose thoracique (CT) > 60°. Les critères d'exclusion du groupe témoin étaient tout antécédent orthopédique et/ou de douleur dorsale.

### *Acquisition de données*

Le protocole expérimental utilisé est le même que pour l'ensemble des études précédentes. Tout d'abord, tous les sujets ont rempli les questionnaires de qualité de vie suivants : l'indice d'invalidité d'Oswestry (ODI), les items physiques et mentaux du Short Form 36 (SF-36 PCS & MCS) ainsi que l'échelle visuelle analogique de douleur (EVA). Ensuite, tous les sujets ont été équipés de marqueurs réfléchissants pour l'analyse de la marche, en suivant les protocoles modifiés de Davis et Leardini (Davis et al., 1991; Leardini et al., 2011). Ces marqueurs ont permis de réaliser une analyse 3D de la marche à l'aide de 7 caméras infrarouges MX3. Un essai statique d'abord a été enregistré, suivi de plusieurs acquisitions de marche réalisées à vitesse spontanée. Ces acquisitions ont été comparées en termes de cohérence cinématique à l'aide du logiciel Polygon (Vicon Motion Systems, Oxford, Royaume Uni) et un essai représentatif a été retenu pour le calcul des paramètres cinématiques.

Chaque sujet a ensuite réalisé une radiographie bi-plane du corps entier, avec les marqueurs réfléchissants toujours en place. Ces radiographies ont permis de reconstruire en 3D les bassins, les fémurs, les tibias, les péronés, les vertèbres lombaires et thoraciques propres à chaque sujet, ainsi que leur enveloppe corporelle, en utilisant des méthodes décrites dans la littérature (Chaibi et al., 2012; Girinon et al., 2020; Humbert et al., 2009; Nérot et al., 2015).

### *Cinématique inverse*

À l'aide des reconstructions osseuses, la cinématique inverse a été calculée pour chaque patient sur l'essai de marche sélectionné en utilisant une méthode de compensation des artefacts des tissus mous par éléments finis précédemment présentée au chapitre 3 (Lahkar et al., 2021). Ensuite, cette cinématique a été étudiée à l'aide de Matlab (Pillet et al., 2014; Rebeyrat et al., 2022).

### *Modèle musculosquelettique pour l'analyse des longueurs musculaires au cours de la marche*

Grâce aux reconstructions 3D des os et de l'enveloppe corporelle de chaque sujet, la méthode de déformation non linéaire du système musculaire des membres inférieurs (présentée dans la section 4.1.2.2. Implémentation du modèle musculosquelettique personnalisé) a été appliquée à chaque sujet. Ainsi, un modèle musculosquelettique personnalisé avec des muscles filaires des membres inférieurs a été obtenu puis appliqué à l'analyse de la marche en utilisant la méthode présentée dans la section 4.1.2.2., sous section « Personnalisation des géométries musculaires ».

### *Paramètres étudiés*

Les paramètres d'alignement global et spinopelvien usuels ont été calculés à l'aide de reconstructions 3D à partir de radiographies statiques. Une attention particulière a été portée à la version pelvienne (rVP, en °), à l'incidence pelvienne (IP en °) et à l'angle de l'axe hanche-odontoïde (rODHA, en °). Ces paramètres

ont ensuite été calculés pendant le cycle de la marche. Comme dans le chapitre précédent, les valeurs moyennes pendant le cycle de marche ont été notées avec un "c" précédant l'abréviation, par exemple : cODHA et cVP, tandis que les valeurs radiographiques ont été notées avec un "r" précédant l'abréviation. Les différences entre les valeurs cinématiques et radiographiques ont été indiquées avec le symbole  $\Delta$  suivi de l'abréviation du paramètre, par exemple :  $\Delta ODHA = cODHA - rODHA$ .

Concernant les longueurs musculaires, afin de comparer les sujets et les sous-groupes indépendamment de leur taille, les longueurs musculaires étudiées ont été divisées par la longueur des membres inférieurs (fémur et tibia) obtenus dans l'environnement radiographique EOS :  $R_{muscle} = \frac{l_{muscle}}{L_{membre\ inf.}}$ . Ce ratio  $R_{muscle}$  a été calculé à la fois dans l'environnement EOS ( $rR_{muscle}$ ) et à chaque instant de la marche pour chaque muscle  $cR_{muscle}$ . Les valeurs moyennes et l'amplitude d'évolution du ratio  $cR_{muscle}$  (ROM) ont été calculées pendant le cycle de marche et comparées entre les groupes. Dans la suite du document, la désignation "longueur musculaire" sera attribuée à la valeur du ratio, exprimée en pourcentage.

Cette analyse a été complétée par l'étude des coefficients de corrélation entre les paramètres cliniques calculés pendant la marche et les paramètres musculaires.

Dans ces études, seuls les muscles du membre droit ont été observés, tandis que le comportement du membre gauche a été supposé comme étant similaire.

#### *Constitution des groupes de patients*

Cette étude a pour objectif de mettre en évidence des différences de longueurs musculaires pendant la marche chez les patients adultes atteints de déformations rachidiennes. Pour cela, les patients ASD ont été classés en fonction de leur alignement corporel cinématique.

Pour commencer, deux corridors de normalité ont été calculés pour les sujets témoins, correspondant à deux écarts-types. Le premier corridor définissait une version pelvienne cinématique normale en prenant en compte l'incidence pelvienne, tandis que le deuxième corridor décrivait une ODHA cinématique normale.

Ainsi, quatre sous-groupes de patients atteints de déformations rachidiennes ont été définis et présentés section « 4.1.2.1. Population étudiée ». Le premier sous-groupe, appelé ASD<sub>cVPcODHA</sub>, présentait une version pelvienne cinématique et un ODHA cinématique en dehors des corridors de normalité, par une valeur supérieure. Le deuxième sous-groupe, nommé ASD<sub>cVPnormODHA</sub> présentait une version pelvienne cinématique anormalement élevée, mais un cODHA normal. Le troisième sous-groupe, ASD<sub>normcVPcODHA</sub> était composé de patients présentant une version pelvienne cinématique normale ainsi qu'un cODHA anormalement élevée. Enfin, le groupe ASD<sub>normcVPnormcODHA</sub> présentait des valeurs de version pelvienne cinématique et d'ODHA cinématique se situant dans les corridors de normalité respectifs.

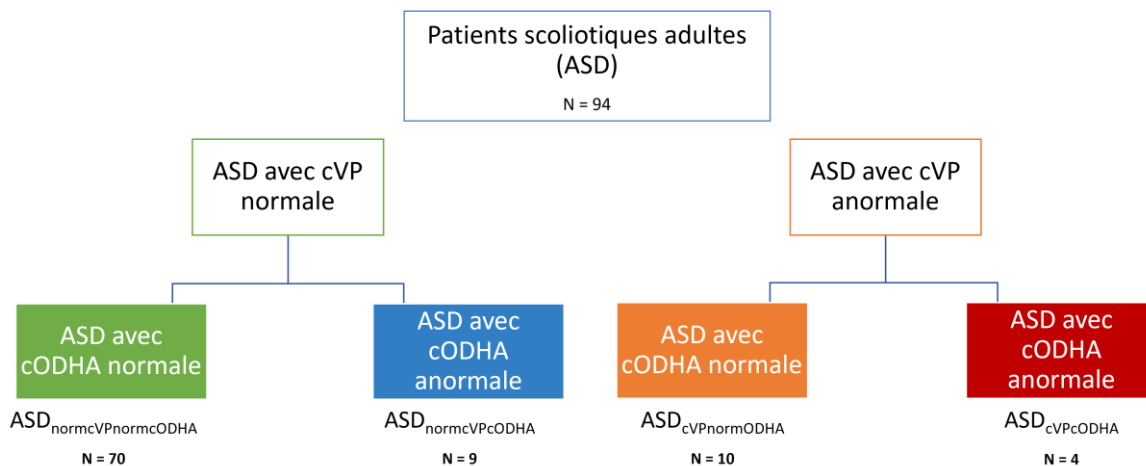


Figure 41 : Définition des sous-groupes de sujets atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD). cVP et cODHA désignent respectivement les versions pelviennes et ODHA cinématiques calculés au cours du cycle de marche

### Analyse statistique

Les paramètres démographiques, spino-pelviens et posturaux ont été comparés entre les groupes à l'aide d'un test de Mann-Whitney. Dans le cas de séparation en sous-groupes, les paramètres musculaires ont été comparés entre les groupes à l'aide du test de Kruskal-Wallis avec des comparaisons par paires de Conover-Iman. La relation entre les différents paramètres a été évaluée à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson ( $r$ ).

Les tests statistiques ont été effectués avec Xlstat® (Addinsoft, Paris, France ; version 2020.1.3.65336). Le niveau de signification a été fixé à 0,05.

## Résultats

### Comparaison population ASD et témoins

Les 93 patients ASD inclus dans cette étude présentaient en moyenne un alignement radiographique altéré, associé à des troubles de la marche et à des scores de qualité de vie réduits.

En ce qui concerne les longueurs musculaires en position statique sur les radiographies, ces patients présentaient des altérations de longueur au niveau des muscles ischio-jambiers (biceps fémoraux, semi-tendineux et semi-membraneux), du tenseur du fascia lata et du petit fessier. Les ischio-jambiers étaient plus courts que ceux des sujets témoins, tandis que les deux autres muscles étaient plus longs ( $p$ -valeurs toutes  $< 0.01$ ).

Au cours du cycle de marche, seules les altérations de longueur des ischio-jambiers persistaient, mais d'autres muscles présentaient des longueurs altérées par rapport aux témoins, tels que le gracile, le vaste latéral (tous deux plus faibles) et le long adducteur (plus grand) ( $p$ -valeurs toutes  $< 0.04$ ).

Ces altérations de longueur étaient également associées à des amplitudes de variation réduites par rapport aux sujets témoins pour certains groupes musculaires spécifiques :

- Hanche : petit et moyen fessier,
- Loge postérieure de la cuisse : biceps fémoral,
- Loge antérieure de la cuisse : vaste interne, vaste latéral et droit du fémur,
- Loge latérale de la cuisse : Tenseur du fascia lata,
- Loge médiale de la cuisse : court et long adducteur.

#### *Etude du groupe ASD<sub>normcVPnormcODHA</sub>*

70 patients ASD ont été classés en tant que ASD<sub>normcVPnormcODHA</sub>. Sur les radiographies, ces patients présentaient des différences significatives sur l'angle de Cobb frontal ainsi que pour l'angle de rotation axiale de la vertèbre apicale. Pendant le mouvement, les patients ASD<sub>normcVPnormcODHA</sub> marchaient à vitesse et cadence réduite par rapport aux témoins ainsi qu'avec une longueur de pas et un indice de déviation de la marche (GDI) plus faible. Concernant les paramètres cinématiques segmentaires, seule l'amplitude de flexion de genou différait entre ce sous-groupe de patient et le groupe témoins, voir Tableau 18.

L'étude des longueurs musculaires en position statique a montré que seul le muscle biceps fémoral présentait une longueur réduite, avec un ratio de 53.9 ( $\sigma = 2.9$ )% de la longueur du membre inférieur, contre 54.7 (3.2)% pour les sujets témoins (p-valeurs < 0.005).

Au cours de la marche, leur longueur moyenne du biceps fémoral et du semi-tendineux était inférieure à celle des témoins (respectivement 55.4 (2.8)% contre 56.4 (3.3)% et 63.3 (2.6)% contre 64.1 (3.3)% pour les témoins ; p-valeur < 0.005).

De plus, l'amplitude de variation de longueur du petit fessier était réduite (1.3,% contre 1.6% pour les témoins ; p-valeur < 0.005).

#### *Etude du groupe ASD<sub>normcVPcODHA</sub>*

Dix patients ont été classés comme ASD<sub>normcVPcODHA</sub>. Sur les radiographies bi-planes, ces patients présentaient une posture altérée avec une rétroversion pelvienne accrue et une projection antérieure du tronc et de la tête. Ces variations posturales s'accompagnaient d'une cinématique de marche altérée par rapport aux témoins, avec un score GDI, une vitesse de la vitesse de marche, cadence et longueur de pas réduite ainsi qu'un temps de double support augmenté. Les paramètres cinématiques segmentaires montraient une diminution des amplitudes de mouvements en rotation axiale et latérale du bassin, de flexion et abduction de hanche et de flexion de genou, voir Tableau 18.

En position statique, ces patients ne présentaient aucune altération des longueurs musculaires. Cependant, lors de la marche, les longueurs moyennes du biceps fémoral et du gracile étaient inférieures à celles des sujets témoins (respectivement 54.3 (2.9)% et 56.2 (1.1)% contre 54.7 (3.2)% et 57.9 (3.4)% ; p-valeurs < 0.005).

L'étude des amplitudes de variations de longueurs a montré que 13 muscles présentaient des valeurs inférieures à celles des témoins (toutes les p-valeurs étaient inférieures à 0.005) :

- Les muscles iliaque, moyen et petits fessiers pour la hanche (respectivement 2.1 vs 2.9%, 1.5 vs 2.9% et 1.0 vs 1.6%),
- Les muscles rectus femoris, vastes latéral et interne pour la loge antérieure de la cuisse (respectivement 5.8 vs 6.9%, 3.8 vs 5.7% et 4.7 vs 6.5%),
- Les muscles longs et courts adducteurs pour la loge médiale de la cuisse (respectivement 1.9% vs 3.0% et 2.9% vs 4.3%),
- Les muscles de la loge postérieure de la cuisse (4.3% vs 6.0% pour le biceps fémoral, 4.2% contre 5.9% vs le semi-tendineux et 3.7% vs 5.1% pour le semi-membraneux),
- Le muscle tenseur du fascia lata (3.2% contre 5.4%),

### Etude du groupe ASD<sub>cVPnormODHA</sub>

Neuf patients ont été classés comme ASD<sub>cVPnormODHA</sub>. Ces patients présentaient un alignement spino-pelvien radiographique altéré, avec une version pelvienne et un SVA accru. Cependant, leur ODHA radiographique ne différait pas de celui des témoins. Pendant le mouvement, ces patients ne présentaient pas d'altération des paramètres cinématiques segmentaires, mais quelques altérations des paramètres spatio-temporels. Ils marchaient à une vitesse de marche, une cadence et une longueur de pas plus faible, un temps de double support plus élevé. Leur indice de déviation de la marche (GDI) était plus faible que celui des témoins, voir Tableau 18.

En position statique, par rapport aux témoins, ces patients présentaient des longueurs musculaires réduites pour le biceps fémoral et le semi-membraneux (53.4 (6.0)% contre 54.2 (3.1)%).

Ces altérations étaient maintenues pendant la marche, avec des longueurs musculaires moyennes réduites pour ces deux muscles (respectivement 54.3 (2.9)% contre 56.4 (3.3)% et 53.6 (2.7)% contre 54.5 (3.2)% pour les témoins), ainsi que pour le semi-tendineux (63.5 (2.6)% contre 64.1 (3.3)%). Les p-valeurs étaient inférieures à 0.005.

De plus, le biceps fémoral présentait une amplitude de variation de longueur réduite pendant le cycle de marche, avec 4.3% contre 6.0% (p-valeur < 0.005).

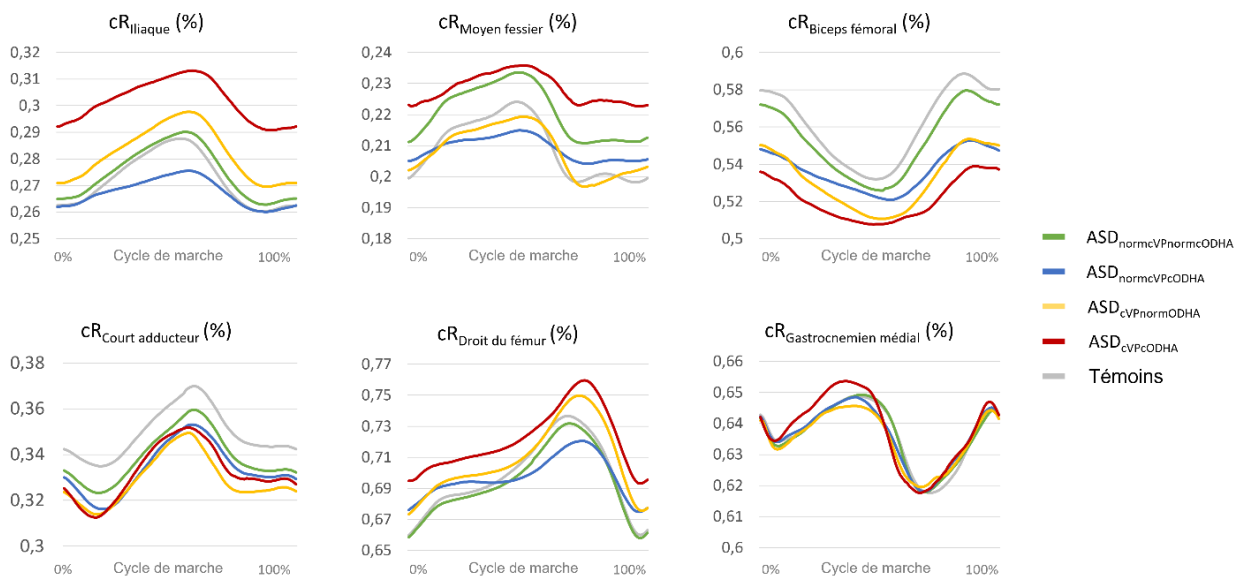


Figure 42: Variations de longueur musculaires entre les groupes de patients atteints de déformations rachidiennes de l'adulte et les sujets témoins, seuls certains muscles de la hanche, des loges postérieures, médiales et antérieures de la cuisse et un muscle de la jambe sont représentés

### Etude du groupe ASD<sub>cVPcODHA</sub>

Seuls 4 patients faisaient partie du groupe ASD<sub>cVPcODHA</sub>. Ils présentaient un alignement radiographique altéré, avec une plus grande version pelvienne et un décalage antérieur du tronc et de la tête. Au cours de la marche, les patients ASD<sub>cVPcODHA</sub> présentaient une cinématique segmentaire altérée au niveau du genou, avec une amplitude de flexion réduite, ainsi que des paramètres spatio-temporels différents de ceux des témoins. Ils marchaient à une vitesse de marche, cadence et longueur de pas réduite ainsi qu'un temps de double support plus long, voir Tableau 18.

En position statique, ces quatre patients présentaient des longueurs altérées pour le grand adducteur (30.0 (4.0) contre 32.2 (1.9)% pour les témoins) et le biceps fémoral (52.2 (1.5)% contre 54.7 (3.2)%).

Pendant la marche et par rapport aux témoins, la longueur moyenne du biceps fémoral restait altérée (51.8 (1.9) contre 56.4 (3.3)%), accompagné des longueurs du semi-tendineux (60.5 (1.9) contre 64.1 (3.3)%), du semi-membraneux (51.3 (2.0) contre 54.5 (3.2)% et du grand fessier (33.4 (1.9) contre 37.3 (2.4)%).

Les amplitudes de variation de longueurs étaient également altérées pour le biceps fémoral (3.3 contre 6.0%) et le semi-membraneux (3.1 contre 5.1%) ainsi que pour les petit et moyen fessiers (1.5 contre 2.9%). Toutes les p-valeurs étaient inférieures à 0.005.

L'ensemble des différences de longueurs et variation de longueur musculaire entre les groupes est résumé en Tableau 19, donnant une vision globale de chaque sous-groupe de patient.

Tableau 18: Valeurs, pour chaque groupe, des paramètres cliniques radiographiques étudiés dans l'environnement EOS et en cinématique, ainsi que des scores de questionnaires de qualité de vie, des paramètres spatio-temporels et des amplitudes de certains paramètres de cinématique segmentaire. Les différences significatives sont indiquées par une \*

		Témoins	ASD <sub>cVP &amp; cODHA</sub>	ASD <sub>cVP &amp; normcODHA</sub>	ASD <sub>normcVP &amp; cODHA</sub>	ASD <sub>normcVP &amp; normcODHA</sub>	Témoins vs ASD <sub>cVP &amp; cODHA</sub>	Témoins vs ASD <sub>cVP&amp;normc</sub>	Témoins vs ASD <sub>normcVP &amp; cODHA</sub>	Témoins vs ASD <sub>normcVP &amp; normcODHA</sub>
Radiologique	rODHA 3D (°)	2.4 (1.2)	7.8 (4.3)	3.1 (1.8)	7.5 (4.8)	3.0 (1.8)	*		*	
	rSVA (mm)	-2.5 (17.9)	114.7 (41.5)	47.7 (31.2)	91.9 (40.9)	1.1 (26.5)	*	*	*	
	Cobb (°)	4.3 (5.8)	20.0 (17.1)	22.4 (19.5)	31.7 (22.6)	17.7 (16.5)				
	RVA (°)	1.8 (3.2)	2.7 (2.2)	9.2 (9.4)	16.4 (13.0)	7.8 (9.4)	*			*
	rCT: T1T12 (°)	46.7 (8.3)	27.4 (14.7)	49.5 (20.4)	52.9 (16.4)	56.3 (20.3)		*	*	*
	L1S1 (°)	62.4 (8.6)	3.6 (23.5)	34.7 (19.5)	40.2 (15.8)	61.6 (15.6)	*	*	*	
	rVP (°)	10.9 (5.9)	41.2 (13.8)	32.9 (3.6)	24.5 (7.1)	14.6 (7.9)	*	*	*	
	IP-LL (°)	-12.9 (8.5)	47.3 (20.6)	19.9 (16.4)	12.7 (14.4)	-10.5 (12.5)	*	*	*	
	IP (°)	49.5 (9.0)	50.9 (12.3)	54.6 (10.1)	53.0 (11.9)	51.7 (11.9)				
	Extension genou (°)	-0.3 (5.6)	21.6 (11.3)	4.8 (8.8)	17.9 (13.9)	1.6 (6.6)	*		*	
Cinématique	cODHA moy. (°)	4.2 (2.7)	13.7 (2.7)	5.4 (3.1)	15.2 (5.1)	4.2 (2.1)	*		*	
	cVP moy. (°)	15.0 (7.0)	16.4 (6.5)	41.3 (5.4)	33.7 (4.2)	22.2 (6.6)	*	*	*	
	ROM cODHA (°)	3.0 (3.2)	4.0 (1.4)	3.8 (1.8)	4.2 (2.8)	2.8 (1.0)	*	*	*	
	ROM cVP (°)	4.5 (1.7)	3.3 (2.4)	4.4 (1.9)	4.5 (2.4)	4.4 (2.1)				
Δ	Δ ODHA (°)	1.7 (3.0)	10.1 (2.1)	2.3 (3.7)	11.0 (5.7)	0.9 (3.7)			*	
	Δ VP (°)	4.1 (6.5)	0.1 (9.6)	0.9 (5.0)	-2.3 (3.0)	1.8 (5.9)	*	*	*	
QdV	SF-36 PCS	51.3 (7.0)	38.9 (15.6)	35.7 (6.4)	33.3 (6.3)	42.5 (8.0)	*	*	*	*
	EVA	3.2 (2.0)	6.7 (2.9)	8.0 (2.3)	6.6 (2.5)	5.3 (2.5)		*	*	*
	ODI	13.2 (11.1)	48.5 (10.8)	37.5 (15.3)	42;2 (20.2)	24.4 (16.3)	*	*	*	*
Spatio temporel	Vitesse (m.s <sup>-1</sup> )	1.2 (0.2)	0.6 (0.1)	0.9 (0.2)	0.6 (0.2)	1.1 (0.2)	*	*	*	*
	Cadence (pas.min <sup>-1</sup> )	115.5 (14.5)	87.7 (6.8)	100.5 (11.2)	91.7 (15.2)	107.7 (9.5)	*	*	*	*
	Longueur de pas (m)	0.6 (0.1)	0.4 (0.1)	0.5 (0.1)	0.4 (0.1)	0.6 (0.1)	*	*	*	*
	Double support (s)	0.2 (0.1)	0.4 (0.1)	0.3 (0.1)	0.5 (0.3)	0.3 (0.1)	*	*	*	
	GDI	97.2 (11.0)	79.0 (6.4)	78.9 (11.9)	78.2 (10.7)	90.3 (12.3)	*	*	*	*
ROM Cinématique segmentaire	Bassin : rot. axiale (°)	12.1 (3.7)	9.8 (4.0)	8.1 (2.6)	7.8 (3.4)	10.4 (5.1)			*	
	Bassin : rot. lateral (°)	10.5 (3.5)	7.2 (5.0)	6.9 (2.8)	4.7 (1.7)	8.8 (3.9)			*	
	Hanche : flexion (°)	44.8 (4.8)	35.5 (9.6)	45.3 (8.6)	32.1 (9.1)	43.2 (5.3)			*	
	Hanche : Abduction (°)	15.3 (4.1)	13.6 (8.3)	14.6 (3.5)	11.1 (4.0)	13.9 (3.6)			*	
	Genou : Flexion (°)	61.5 (7.4)	43.4 (10.7)	54.6 (10.0)	38.4 (13.0)	56.9 (6.5)	*		*	*



Tableau 19: Bilan des différences de  $rR_{muscle}$ ,  $cR_{muscle}$  et  $ROM\ cR_{muscle}$  entre les groupes et pour chaque muscle étudié. Les symboles + ou - sont utilisés pour indiquer une différence significative avec le groupe témoins par valeur supérieure ou inférieure. Dans le cas où les différences n'ont pas atteint le niveau de significativité, un « n » a été affiché

		ASD cVP & cODHA			ASD cVP & norm cODHA			ASD norm cVP et cODHA			ASD norm cVP et norm cODHA		
		$rR_{Lmuscle}$	$cR_{Lmuscle}$	$ROM\ cR_{Lmuscle}$	$rR_{Lmuscle}$	$cR_{Lmuscle}$	$ROM\ cR_{Lmuscle}$	$rR_{Lmuscle}$	$cR_{Lmuscle}$	$ROM\ cR_{Lmuscle}$	$rR_{Lmuscle}$	$cR_{Lmuscle}$	$ROM\ cR_{Lmuscle}$
hanche	Iliaque	n	n	n	n	n	n	n	n	-	n	n	n
	Grand fessier	n	-	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n
	Moyen fessier	n	n	-	n	n	n	n	n	-	n	n	n
	Petit fessier	n	n	-	n	n	n	n	n	-	n	n	-
Loge antérieure	Rectus femoris	n	n	n	n	n	n	n	n	-	n	n	n
	Vaste médiale	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n
	Vaste latérale	n	n	n	n	n	n	n	n	-	n	n	n
	Vaste interne	n	n	n	n	n	n	n	n	-	n	n	n
Loge médiale	Sartorius	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n
	Grand adducteur	-	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n
	Long adducteur	n	n	n	n	n	n	n	n	-	n	n	n
	Court adducteur	n	n	n	n	+	n	n	n	-	n	n	n
Loge postérieure	Biceps fémorale	-	-	-	-	-	-	n	-	-	-	-	n
	Semi tendineux	n	-	n	n	-	n	n	n	-	n	-	n
	Semi membraneux	n	-	-	-	-	n	n	n	-	n	n	n
	Gracile	n	n	n	n	n	n	n	-	-	n	n	n
Loge latérale	TFL	n	n	n	n	n	n	n	n	-	n	n	n
Jambe	mediale	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n
	Gastrocnemien lateral	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n	n

### Etude des corrélations

L'étude des corrélations présentée ici s'est uniquement intéressée aux liens entre le cODHA et le cVP avec les valeurs moyennes et les amplitudes de variation de longueur musculaire. Ainsi l'étude des corrélations chez la population ASD révèle que l'ODHA cinématique est corrélé aux amplitudes de variation de longueur des muscles suivants : le petit, moyen, grand fessier et muscle iliaque pour la hanche ( $0.2 < |r| < 0.6$ ), avec le biceps fémoral, semi-tendineux et semi-membraneux pour le compartiment postérieur de la cuisse ( $0.4 < |r| < 0.5$ ), avec le droit du fémur, vaste interne et latéral pour le compartiment antérieur de la cuisse ( $0.3 < |r| < 0.4$ ), avec le court, grand, long adducteur et gracile pour le compartiment médial de la cuisse ( $0.27 < |r| < 0.39$ ) et avec le tenseur du fascia lata ( $r = -0.35$ ). Toutes les valeurs de p étaient inférieures à 0.005.

En ce qui concerne les longueurs moyennes, l'ODHA cinématique n'était corrélé qu'avec les longueurs du biceps fémoral ( $r = -0.3$ ), du gracile ( $r = -0.2$ ) et du gastrocnémien latéral ( $r = 0.3$ ) ; p-valeur toutes inférieures à 0.01.

Les corrélations entre la version pelvienne cinématique et les variations de longueurs musculaires ont montré que le cVP était corrélé avec les ROM des muscles suivants : pour la hanche avec le petit, moyen fessier et l'iliaque ( $0.2 < |r| < 0.4$ ), pour le compartiment postérieur de la cuisse avec le biceps fémoral, semi-tendineux et semi-membraneux ( $0.4 < |r| < 0.5$ ), et pour le compartiment antérieur de la cuisse avec le vaste latéral et le grand adducteur ( $r = -0.2$  et  $-0.4$ ) ; toutes les valeurs de p étaient inférieures à 0.01.

La version pelvienne cinématique était également corrélée aux longueurs musculaires moyennes du grand fessier ( $r = -0.3$ ), du biceps fémoral ( $r = -0.3$ ) et du semi-tendineux ( $r = -0.2$ ) pour la loge postérieure de la cuisse, du droit du fémur ( $r = 0.2$ ) et du sartorius ( $r = 0.3$ ) pour la loge antérieure de la cuisse, ainsi que du court adducteur ( $r = 0.3$ ) ; toutes les valeurs de p étaient inférieures à 0.05.

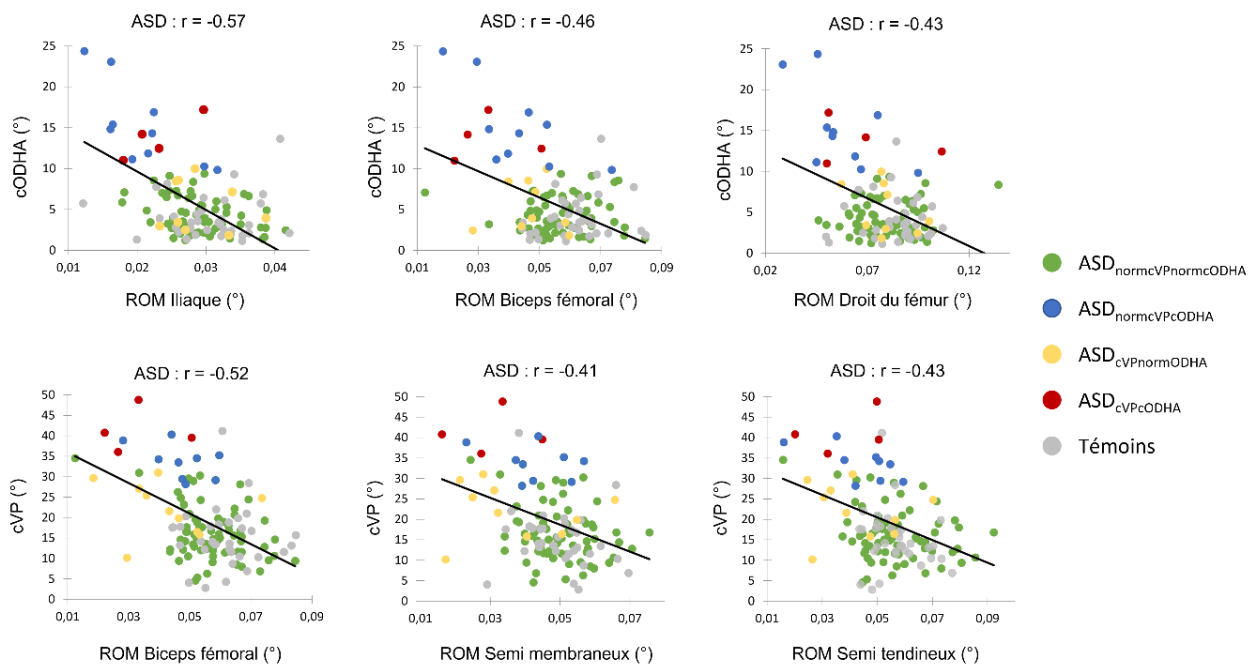


Figure 43: Principales corrélations entre cODHA et cVP et les amplitudes de variations de longueur musculaires. Les coefficients r ainsi que les droites de corrélations ont été tracés pour la population globale de 93 sujets atteints de déformations rachidiennes de l'adulte (ASD).

## Discussion

Cette étude propose de décrire les évolutions des longueurs musculaires lors de la marche chez les sujets ASD en utilisant un modèle musculosquelettique personnalisé. A cette fin les patients étudiés ont été classés en fonction de leur alignement corporel cinématique, calculé au cours de la marche, et chaque sous-groupe a été comparé à une cohorte de sujets témoins.

### *Etude des sous-groupes de patients ASD*

Ainsi les patients ASD du groupe  $ASD_{normcVPnormcODHA}$  étaient les plus proches des sujets témoins, ils ne présentaient pas de troubles posturaux significatifs sur les radiographies. Leurs longueurs musculaires en position statique et durant la marche ne différaient que pour deux muscles du compartiment postérieur de la cuisse. Ces altérations n'étaient pas associées à des altérations d'amplitude variation de la longueur. La déformation rachidienne de ces patients ne semblait donc n'avoir qu'un impact limité sur leur système musculaire du membre inférieur.

Les dix patients du groupe  $ASD_{normcVpcODHA}$  ont été sélectionnés en raison de l'absence apparente d'une compensation pelvienne importante lors de la marche, s'accompagnant pour autant d'un déséquilibre significatif de la position de la tête. Sur les radiographies, ces patients présentaient un alignement postural compensé, avec une rétroversion pelvienne accrue et flexion de genou importante, ainsi qu'un déplacement du tronc vers l'avant. Ces compensations étaient associées, lors de la marche d'une diminution des amplitudes de mouvement de la hanche et du genou, ainsi que de paramètres spatio-temporels détériorés. Cependant, ces patients ne présentaient aucune altération des longueurs musculaires en position statique. En revanche, lors de la marche, deux des muscles de la loge postérieure étaient affectés, ce qui était cohérent avec une version pelvienne cinématique légèrement plus grande que celle des témoins, impliquant une réduction automatique de la distance entre les zones d'insertion de ces muscles. Concernant les amplitudes de variation de longueurs musculaires, ces patients présentaient le plus grand nombre d'altérations. L'ensemble des muscles de la cuisse et de la hanche présentait une élongation et un raccourcissement limité durant le cycle de marche. Plus particulièrement, les muscles étudiés qui sont à court bras de levier et qui servent à stabiliser la hanche présentaient tous une ROM réduite. Cela pourrait indiquer un besoin de contrôle de la position du bassin durant le cycle de marche, de sorte à garantir le maintien l'axe tête/bassin proche de la verticale à chaque instant. Ce contrôle consisterait à prévenir de trop grande variation de mouvement du bassin et des membres inférieurs, ce qui serait cohérent avec les altérations de la cinématique des segments corporels.

Les neuf patients du groupe  $ASD_{cVPnormcODHA}$  ne présentaient sur les radiographies qu'un désalignement spino-pelvien. Les patients de ce groupe ont montré des paramètres spatio-temporels réduits pendant la marche. Cependant, ce groupe ne présentait aucune différence dans les paramètres cinématiques segmentaires par rapport aux sujets témoins. Leurs longueurs musculaires moyennes des muscles de la loge postérieure de la cuisse étaient diminuées en statique ainsi qu'au cours du cycle de marche, et les variations de longueur du biceps fémoral étaient plus faibles chez les sujets témoins. Ainsi, en raison de leur grande rétroversion pelvienne, tant en position statique que cinématique, ces patients présenteraient des muscles ischio-jambiers en course interne qui seraient moins sollicités en termes d'élongation durant le mouvement, par rapport à ceux des témoins.

L'étude des 4 patients du groupe  $ASD_{cVpcODHA}$  avait pour objectif d'identifier une stratégie d'équilibre propre aux sujets en faillite de compensation cinématique. En effet ces patients ne rétroversent pas leur bassin davantage lors du passage de la position debout statique à la marche, ce qui suggère qu'ils ont

probablement épuisé leurs réserves de rétroversion pelvienne. Cet épuisement provoquerait leur grand décalage de la tête et du tronc vers l'avant du bassin. En position statique ces patients présentaient des longueurs musculaires altérées pour le biceps fémoral et le grand adducteur, tout comme le groupe ASD<sub>CVnormODHA</sub>, certainement dues à leur grande rétroversion pelvienne. Au cours de la marche, on retrouve chez ces patients les altérations communes aux deux sous-groupes précédents, à savoir des longueurs moyennes réduites pour les ischio-jambiers et le grand fessier ainsi que des variations de longueur réduite pour les ischios jambier et certains muscles à court bras de levier et stabilisateur de la hanche (petit et moyen fessier). Ainsi, ces patients en déficit de compensation présentaient certains muscles avec des longueurs altérées, tant en position statique que lors du mouvement, associés à une réduction d'élongations musculaires, ce qui les place dans une configuration à risque d'altération physiologique et cellulaire (Gossman et al., 1982).

#### *Etude des corrélations*

L'étude des corrélations confirme l'existence de liens entre l'altération de la posture et les altérations du système musculaire. L'ODHA cinématique est associé à une réduction de la variation de longueur musculaire dans la plupart des muscles du membre inférieur, en particulier les muscles stabilisateurs.

De plus, une augmentation de la version pelvienne cinématique semble également être associée à une perte de mobilité des muscles de la hanche, ainsi qu'à des variations de longueur cinématique du grand fessier et des muscles de la loge postérieure de la cuisse.

#### *Limitation de l'étude*

Cette étude présente cependant plusieurs limitations. Tout d'abord, le modèle musculosquelettique spécifique à chaque patient est dérivé d'une déformation d'un modèle générique d'un homme sain âgé de 27 ans. Par conséquent, la répartition du volume musculaire et les trajets musculaires présentent un biais dû à l'état du système musculaire de ce sujet.

De plus, les trajets musculaires sont fixes par rapport aux repères osseux, et bien qu'ils comportent une dizaine de points issus de reconstructions IRM, il n'y a aucune garantie théorique qu'il n'y ait pas d'intersections entre deux trajets musculaires ou entre un trajet musculaire et un os. Afin de mieux correspondre à la physiologie, il serait intéressant de mettre en place des points de passage de régression ou des surfaces d'enveloppement telles que montrées dans la revue de littérature.

Enfin en ce qui concerne l'étude des groupes de patients, il serait bénéfique d'avoir des effectifs plus importants. Les études des sous-groupes ne comprennent en effet qu'un nombre très limité de sujets, ce qui limite la pertinence des hypothèses énoncées en discussion.

#### *Conclusion de l'annexe 2*

En conclusion, cette étude est la première à décrire précisément les évolutions des longueurs musculaires lors de la marche chez les sujets atteints de déformations rachidiennes de l'adulte en utilisant un modèle musculosquelettique personnalisé.

Une étude plus approfondie des patients ASD avec une forte rétroversion pelvienne par rapport à leur incidence a montré que ces derniers sont à même de présenter des muscles constamment maintenus en course interne (que ce soit en position statique ou lors de la marche) au niveau compartiment postérieur de la cuisse. De plus, l'étude des patients présentant un ODHA cinématique anormal a montré que ces patients présentaient des variations de longueurs musculaires (étirements et contractions musculaires)

du membre inférieur moins importantes que celles des contrôles tout au long du cycle de marche, notamment pour les muscles stabilisateurs de la hanche. Enfin, l'étude d'un groupe de patients présentant à la fois une rétroversion pelvienne et un ODHA anormal au cours de la marche semble indiquer que ces sujets présentent les altérations musculaires communes aux deux sous-groupes, à savoir des muscles du compartiment postérieur de la cuisse et des muscles de la hanche maintenus en course interne ainsi qu'une diminution de leur variation de longueurs durant la marche. Cette configuration serait à risque de favoriser l'apparition d'atrophie musculaire (Gossman et al., 1982). Cette hypothèse pourrait expliquer les conclusions des études par IRM sur les volumes musculaires et l'infiltration graisseuse des muscles des membres inférieurs chez ces patients (Ferrero et al., 2021b).

Dans l'ensemble de la population adulte atteinte de déformations rachidiennes étudiée, la rétroversion pelvienne et l'orientation de l'axe tête-hanche (ODHA), mesurées pendant le mouvement, ont été corrélées aux altérations des longueurs musculaires. Cela renforce l'idée de la nécessité d'évaluer ces deux paramètres chez les sujets pathologiques dans le cadre de la pratique clinique courante. Ces résultats pourraient de plus suggérer qu'une action de renforcement et d'étirement musculaire sur les muscles fessiers et ischio-jambiers pourrait avoir un impact sur l'alignement spinopelvien et global des patients, ce qui serait de plus cohérent avec certaines études de la littérature (Lee et al., 2022).

De plus, cette étude a permis de formuler des hypothèses sur le lien entre les altérations posturales et musculaires. Les patients présentant uniquement une rétroversion pelvienne élevée en position statique, mais pas lors de la marche pourraient retrouver des longueurs et des étirements musculaires normaux. Cependant, si ces patients conservent une rétroversion importante pendant la marche, les muscles directement liés au bassin seraient dans une position désavantageuse, ce qui pourrait les maintenir en course interne ou externe suivant l'emplacement de leurs insertions. Enfin, lorsque l'ODHA cinématique sort du corridor de normalité, les amplitudes de variation des longueurs musculaires de la hanche, puis du membre inférieur, seraient toutes altérées. Ce qui serait susceptible de créer un scénario défavorable et propice à l'apparition d'une atrophie musculaire.

## Guillaume Rebeyrat

### Modélisation musculosquelettique personnalisée de la marche normale et altérée pour l'aide à la prise en charge thérapeutique : application aux déformations rachidiennes de l'adulte

#### Résumé :

Les déformations rachidiennes de l'adulte donnent lieu à divers mécanismes compensatoires visant à rétablir l'équilibre global du corps. Le diagnostic de cette pathologie repose sur l'évaluation radiographique statique permettant de quantifier des paramètres d'alignement global et segmentaire. Cependant, une évaluation prenant en compte la fonction du patient et les muscles serait indispensable pour mieux comprendre cette pathologie et surtout les complications qui peuvent survenir après d'éventuel traitement chirurgical. Dans ce contexte, les travaux de thèse présentés dans ce manuscrit visent à contribuer au développement d'un modèle musculosquelettique personnalisé en statique et durant le mouvement de la marche.

Ce manuscrit propose dans un premier temps de s'attarder sur la description de la posture normale et altérée durant le cycle de marche. En particulier, la déviation de positionnement de l'axe tête/bassin par rapport à la verticale, identifié comme invariant dans la population de référence, est apparu comme un marqueur de déséquilibre non seulement postural, mais aussi fonctionnel. De plus, les patients compensant par une rétroversion pelvienne élevée ont présenté des altérations cinématiques de la hanche favorisant l'apparition d'arthrose de hanche. Ces résultats ont été complétés dans une seconde partie par une contribution à la personnalisation de modèle musculosquelettique du membre inférieur et à son application dans le cadre d'une analyse de la marche. Ce modèle a montré que les patients ayant une rétroversion pelvienne élevée présentent une diminution de la longueur musculaire des ischio-jambiers en statique et durant la marche ainsi qu'une diminution de leur variation de longueur durant le mouvement. Ce travail a ainsi pu contribuer au développement d'un modèle musculosquelettique personnalisé en statique et durant le mouvement et a montré l'intérêt clinique de son application dans le cadre de la déformation rachidienne de l'adulte. Ce modèle permettra l'accès à des paramètres biomécaniques d'intérêts dans le suivi de ces patients.

### Personalized musculoskeletal modeling of normal and altered gait to aid therapeutic management: application to adult spinal deformities.

#### Abstract:

Adult spinal deformities give rise to various compensatory mechanisms aimed at restoring the body's overall balance. Diagnosis of this pathology relies on static radiographic evaluation to quantify global and segmental alignment parameters. However, a global assessment taking into account the patient's function and muscles would be essential to a better understanding of this pathology and of the complications that may arise following surgical treatment. In this context, the work presented in this manuscript aims to contribute to the development of a personalized musculoskeletal model in statics and during gait.

To this end, this manuscript first proposes to focus on the description of normal and altered posture during the gait cycle. Particularly, deviations in the positioning of the head/pelvis axis in relation to the vertical, identified as invariant in the reference population, emerged as a marker of not only postural but also functional imbalance. In addition, patients compensating with high pelvic retroversion showed kinematic alterations of the hip favoring the onset of hip osteoarthritis. These results were complemented in a second part by a contribution to the personalization of a musculoskeletal model of the lower limb and its application in gait analysis. This model showed that patients with high pelvic retroversion have reduced hamstring muscle lengths both statically and during gait as well as a decrease in their length variation during movement. This work has contributed to the development of a personalized musculoskeletal model in static and during movement and has demonstrated the clinical interest of its application in adult spinal deformity. This model will provide access to biomechanical parameters of interest in the follow-up of these patients.