

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

L'IMPACT DE L'INSTRUMENTATION DU RACHIS SUR LES EFFORTS
INTERVERTÉBRAUX ET ARTICULAIRES AUX MEMBRES INFÉRIEURS AU COURS DE
LA MARCHÉ CHEZ LES PATIENTS AYANT UNE SCOLIOSE IDIOPATHIQUE
ADOLESCENTE

MOUNA YAZJI

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

JUIN 2015

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

L'IMPACT DE L'INSTRUMENTATION DU RACHIS SUR LES EFFORTS
INTERVERTÉBRAUX ET ARTICULAIRES AUX MEMBRES INFÉRIEURS AU COURS DE
LA MARCHÉ CHEZ LES PATIENTS AYANT UNE SCOLIOSE IDIOPATHIQUE
ADOLESCENTE

présenté par : YAZJI Mouna

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. ACHICHE Sofiane, Ph. D., président

M. RAISON Maxime, Doctorat, membre et directeur de recherche

M. AUBIN Carl-Éric, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. LABELLE Hubert, M.D., membre et codirecteur de recherche

Mme FORTIN Carole, Ph. D., membre

REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord mon directeur de recherche Maxime Raison, professeur au département de génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal et titulaire de la Chaire en génie de la réadaptation appliqué en pédiatrie (RECAP), pour son aide et son support tout au long de mon parcours à la maîtrise. Je le remercie également de m'avoir transmis avec enthousiasme et rigueur ses connaissances et son expérience en modélisation dynamique multi-corps.

Je tiens à remercier aussi mon codirecteur de recherche Carl-Éric Aubin, professeur au département de génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal, pour m'avoir guidée tout au long de mon projet avec ses conseils constructifs et son expertise dans le domaine de la scoliose. J'aimerais remercier aussi mon codirecteur de recherche Dr Hubert Labelle, chirurgien orthopédiste au CHU Sainte-Justine et professeur au département de chirurgie à l'Université de Montréal. Il m'a beaucoup aidée à découvrir les besoins cliniques des patients scoliotiques.

Je voudrais remercier également l'équipe des professeurs Christine Detrembleur et Philippe Mahaudens à l'Université catholique de Louvain, Bruxelles, et Dr Maryline Mousny au CHU Saint-Luc à Bruxelles, pour leurs conseils avisés tout au long de la maîtrise, l'accès à leur base de données des patients scoliotiques au cours de la marche et leur accueil en stage de perfectionnement. Dans le contexte de ce stage, je remercie également la Commission mixte permanente MDEIE & WBI pour m'avoir permis de bénéficier d'une bourse de coopération Québec/Wallonie-Bruxelles. Je voudrais également remercier les étudiants et collègues au centre de recherche Marie-Enfant qui m'ont appuyé et aidé tout au long de ma maîtrise. C'était un grand plaisir de vous côtoyer pendant ces deux années.

Finalement, je remercie le plus sincèrement mes parents, ma famille et mes proches pour leur amour, leur encouragement ainsi que leur soutien tout au long de mes études.

RESUMÉ

La scoliose est une pathologie musculo-squelettique. Cette maladie peut affecter la mobilité du corps humain et causer des problématiques liées aux mouvements. L'évaluation des pathologies musculaires, tel que la scoliose, demeure problématique en clinique de réadaptation. En lien avec cette problématique, une méthode de quantification des efforts articulaires aux membres inférieurs pour le corps humain en mouvement a été développée. Cette quantification sera utile dans le domaine de réadaptation, elle pourrait aider dans la sélection d'un programme efficace et spécifique des exercices de rééducation pour chacune des articulations aux membres inférieurs et dans le développement d'un indicateur pour évaluer le confort ainsi que la qualité de la marche des patients scoliotiques.

Dans ce contexte, ce mémoire présente le développement d'un modèle dynamique multi-corps du corps humain pour la quantification des efforts intervertébraux ainsi que des efforts articulaires à la hanche, au genou et à la cheville afin de comparer le comportement dynamique au cours de la marche entre des patients ayant une Scoliose Idiopathique Adolescente (SIA) en condition pré-post opératoire et des sujets sains. Ensuite, pour chaque articulation, les valeurs maximales, minimales ainsi que les amplitudes des couples et des forces latéraux, verticaux et antéro-postérieurs ont été analysés à l'aide d'un test ANOVA à un facteur. De plus, un test Tukey post-hoc a été utilisé pour analyser les différences entre les trois groupes de sujets.

Au niveau des efforts intervertébraux, l'étude montre que les valeurs minimales du couple antéro-postérieur ont diminué après l'instrumentation du rachis de 31%, 27%, 28%, et 31% au niveau de L5-L4, L4-L3, L3-L2, et L2-L1 respectivement. Le couple médio-latérale a significativement augmenté après l'instrumentation du rachis de 52%, 54%, 52%, 52%, 47% et 50% au niveau de L4 L5, L4-L3, L3-L2, L2-L1, L1-T12 et T11- T12 respectivement. Les forces médio-latérale, verticale et antéro-postérieur étaient significativement différentes après la chirurgie au niveau lombaire et thoraco-lombaire. Ces résultats montrent que l'asymétrie de la balance gauche-droite de la scoliose lors de la marche a été partiellement corrigée après la chirurgie. Les résultats du couple antéro-postérieur ont montré une similitude entre les patients sains et post-opératoire au niveau lombaire. Cependant, le comportement des autres composantes n'est pas globalement similaire aux sujets sains, ce qui implique le besoin du suivi en réadaptation après l'instrumentation du rachis.

Au niveau des membres inférieurs, les résultats montrent que les sujets scoliotiques possèdent le même comportement dynamique que les sujets sains au niveau des couples articulaires. Cependant, ces patients ont une force médio-latérale moins importante par rapport aux sujets sains au niveau de la hanche, du genou et de la cheville. L'étude ne montre pas de différence significative entre les deux groupes de sujets scoliotiques. Ces résultats permettent de conclure que la déformation du rachis est corrélée à une diminution de la force médio-latérale de la hanche, du genou et de la cheville.

Cette diminution peut être expliquée par la réduction de l'efficacité musculaire qui résulte de la longue durée de contraction des muscles lombaires et pelviens. Celle-ci pourrait progressivement changer le modèle des ajustements posturaux au cours de la marche chez les sujets ayant une SIA. Surtout à la hanche, la diminution de la force médio-latérale correspond probablement à un ajustement postural afin d'équilibrer l'augmentation du couple au bassin généré par le fait du déplacement médio-latérale de la masse thoracique lors de la marche.

ABSTRACT

Scoliosis is a musculoskeletal pathology. This disease can affect the mobility of human body and cause problems related to movements. The evaluation of muscle diseases, such as scoliosis, remains problematic in rehabilitation clinic. To respond to this problem, a quantification method of the lower limbs joint efforts during gait has been developed. This quantification will be useful in rehabilitation; it could help to select specific postural rehabilitation exercises around each lower limb joint to develop indicators of quality and comfort during gait.

In this context, this study presents the development of a dynamics multi-body model of the human body for the quantification of intervertebral, hip, knee and ankle joint efforts in order to compare the dynamic behavior during gait between patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis with (AIS) before and after spine instrumentation and healthy subjects. Then, One-way ANOVA was performed for the maximum, the minimum and the range of medio-lateral, vertical and anteroposterior torques and forces at each joint of the lower limbs. When appropriate, a Tukey's post hoc was performed to determine the differences.

Amongst the intervertebral efforts results, the minimal values of the normalized antero-posterior intervertebral torques significantly decreased after surgery by 31%, 27%, 28%, and 31% at the L5-L4, L4-L3, L3-L2, and L2-L1 joints, respectively. The magnitude of the normalized medio-lateral intervertebral torques significantly increased after surgery by 52%, 54%, 52%, 52%, 47%, and 50% at the L5-L4, L4-L3, L3-L2, L2-L1, L1-T12, and T12-T11 joints, respectively. The antero-posterior, medio-lateral and vertical forces were significantly different after surgery at lumbar and thoraco-lumbar level. These results show that the asymmetry in the left-right balance of the scoliotic patient during gait was partially rectified after surgery. The results of antero-posterior torques showed a similarity between healthy and post-op patients at the lumbar level. However, the behaviours were globally still not similar to healthy patients for the other components, supporting the need for physiotherapy follow-up using a tool quantifying the intervertebral efforts during gait.

For the lower limbs joint efforts, the results show that the scoliotic patients have the same dynamic behavior as healthy subjects for medio-lateral and antero-posterior torques. However, these patients have a reduced medio-lateral force compared to healthy subjects at the hip, knee and ankle. The study showed no significant difference between the two groups of scoliotic

subjects. These results suggest that the spinal deformity correlates to a decrease of hip, knee, and ankle medio-lateral forces. This force decrease can be explained by the reduced muscle efficiency that results from the longer contraction time of the lumbar and pelvic muscles. This force decrease could gradually change the pattern of postural adjustments in AIS during gait. Especially at the hip, the decreased medio-lateral force corresponds to a postural adjustment balancing the increased pelvic moment generated by the medio-lateral shift of the thoracic mass during gait. Consequently, the evaluation of the medio-lateral forces in the lower limbs could help to select specific postural rehabilitation exercises around each lower limb joint to develop indicators of quality and comfort during gait.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	iii
RESUMÉ.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TABLE DES MATIÈRES.....	viii
TABLE DES FIGURES.....	xi
LISTE DES TABLEAUX.....	xiii
LISTE DES SIGLES ET ABBRÉVIATIONS.....	xiv
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES.....	4
1.1 Anatomie fonctionnelle	4
1.1.1 Le rachis	4
1.1.2 Le tronc.....	5
1.1.3 Le bassin.....	6
1.1.4 La hanche.....	7
1.1.5 Le genou	8
1.1.6 La cheville	9
1.2 Définition de la Scoliose.....	10
1.3 Étiologie de la scoliose	12
1.4 Examen de la Scoliose.....	14
1.5 Traitement conservateur de la scoliose.....	15
1.6 Traitement chirurgical	16
1.7 Fonction locomotrice des patients SIA.....	17
1.7.1 Cycle de marche	19

1.8	Suivi en réadaptation de la scoliose.....	21
1.9	Modèle dynamique 3D du corps humain.....	21
1.9.1	Cinématique de la marche	23
1.9.2	Cinétique de la marche	23
1.9.3	Modèle biomécanique du rachis	24
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET OBJECTIFS..		25
CHAPITRE 3 COMPARAISON DES EFFORTS INTERVERTÉBRAUX ET ARTICULAIRES AUX MEMBRES INFÉRIEURS ENTRE DES SUJETS SAINS ET SCOLIOTIQUES AU COURS DE LA MARCHÉ		27
3.1	Développement du modèle 3D du corps humain.....	27
3.1.1	Modèle du corps humain	27
3.1.2	Décomposition des forces de réaction au sol	29
3.1.3	Cinématique inverse par optimisation globale	30
3.1.4	Cinématique du rachis	32
3.1.5	Dynamique inverse.....	35
3.2	Structure générale du code	36
CHAPITRE 4 ARTICLE I: ARE THE MEDIOLATERAL JOINT FORCES IN THE LOWER LIMBS DIFFERENT BETWEEN SCOLIOTIC AND HEALTHY SUBJECTS DURING GAIT?.....		37
Abstract.		37
4.1	Introduction	38
4.2	Material and Methods	38
4.3	Results	40
4.4	Discussion.....	41
4.5	Conclusion.....	42

4.6	Abbreviations.....	42
4.7	Competing interests	42
4.8	References	43
CHAPITRE 5 RÉSULTATS DES EFFORTS ARTICULAIRES AUX MEMBRES INFÉRIEURS.....		44
5.1	Comparaison des couples articulaires pré-post opération	44
5.2	Comparaison des sujets sains et des patients SIA en condition post-opératoire ..	45
5.3	Comparaison des forces articulaires pré-post opération.....	49
CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE.....		53
6.1	Généralisation des résultats de l'article scientifique	53
6.2	Analyse des résultats des efforts aux membres inférieurs.....	53
6.3	Limites du projet.....	54
6.4	Perspectives	56
6.4.1	Analyse du sur-actionnement musculaire.....	56
6.4.2	Filtre de Kalman	57
CONCLUSION		59
BIBLIOGRAPHIE		61

TABLE DES FIGURES

Figure 1.1: Colonne vertébrale.....	5
Figure 1.2: Anatomie de la vertèbre.....	5
Figure 1.3: Le rachis (Radiographic Measurement Manual, autorisé par Medtronic).....	6
Figure 1.4: Anatomie du bassin humain.....	7
Figure 1.5: Anatomie de l'articulation de la hanche.....	8
Figure 1.6: Anatomie de l'articulation du genou.....	9
Figure 1.7: Anatomie de l'articulation de la cheville.....	10
Figure 1.8: Classification de Lenke (Lenke et al., 2001).....	12
Figure 1.9: a) Mesure de l'angle Cobb b) Mesure de la gibbosité à l'aide d'un scoliomètre.....	15
Figure 1.10: Illustration d'un cycle de marche total.....	20
Figure 3.1: Modèle du corps humain avec les 30 capteurs optocinétiques définissant les 13 corps rigides articulés autour des articulations sphériques.....	28
Figure 3.2: Principe de la cinématique inverse basée sur une méthode d'optimisation ainsi qu'une formulation explicite de la cinématique directe.....	31
Figure 3.3: Structure générale du code utilisé pour le calcul des efforts intervertébraux et articulaires aux membres inférieurs.....	36
Figure 4.1: Principe of inverse dynamics to quantify the lower limbs efforts.....	39
Figure 4.2: Mean values of hip joint mediolateral forces (N/kg) are presented as a function of gait cycle time (%).	41
Figure 5.1: Comparaison du couple latérale de la hanche entre des sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu).....	46
Figure 5.2: Comparaison du couple latérale du genou entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et postopératoire (bleu).....	46
Figure 5.3: Comparaison du couple latérale de la cheville entre des sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu).....	47
Figure 5.4: Comparaison du couple antéropostérieur de la hanche entre des sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu).....	47
Figure 5.5: Comparaison du couple antéropostérieur du genou entre des sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu).....	48

Figure 5.6: Comparaison du couple antéropostérieur de la cheville entre des sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu)	48
Figure 5.7: Comparaison de la force latérale de la hanche entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu).....	49
Figure 5.8: Comparaison de la force latérale du genou entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu).....	50
Figure 5.9: Comparaison de la force latérale de la cheville entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu).....	50
Figure 5.10: Comparaison de la force antéropostérieure de la hanche entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu).....	51
Figure 5.11: Comparaison de la force antéropostérieure du genou entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu).....	51
Figure 5.12: Comparaison de la force antéropostérieure de la cheville entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu).....	52

LISTE DES TABLEAUX

Table 1: Résultats du couple articulaire latérale au niveau de la hanche, du genou et de la cheville pour des patients en condition préopératoire et postopératoire.....	45
--	----

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	Trois dimensions/tridimensionnel(le)
SIA	Scoliose idiopathique adolescente
L5-S1	lombo-sacré
C1-C7	Vertèbres de la partie cervicale de la colonne vertébrale
L1-L5	Vertèbres de la partie lombaire de la colonne vertébrale
T1-T12	Vertèbres de la partie thoracique de la colonne vertébrale
S1	Première vertèbre du sacrum
cm	Centimètre
DDL	Degré de liberté
X	Axe anatomique sagittale
Y	Axe anatomique latéral
Z	Axe anatomique axial
ML	Médio-latéral
AP	Antéropostérieur

INTRODUCTION

La marche est une activité très importante pour l'être humain. Elle lui permet de changer sa place, sa direction ou éviter un obstacle. Pendant la marche, les membres inférieurs exécutent le mouvement principal de la propulsion tandis que le tronc contribue au maintien de l'équilibre et interagit avec le mouvement du membre inférieur afin de maintenir une marche efficace. Cependant, certaines maladies peuvent affecter la mobilité du corps humain et causer des problématiques liées aux mouvements tels que la scoliose ([Syczewska et al., 2012](#)).

La scoliose idiopathique adolescente est une déformation 3D du rachis qui affecte 1 à 3% de la population ayant un âge entre 10-16 ans. Cette déformation peut induire des changements morphologiques ainsi que géométriques au niveau du tronc. De plus, elle génère des modifications posturales, des perturbations sensorielles, de l'instabilité et des modifications du patron de la marche ([Danielsson et al., 2006](#), [Schwender et al., 2000](#)). Dans la littérature, les études montrent une différence entre les sujets sains et scoliotiques au niveau de la cinématique ([Mahaudens et al., 2009^a](#)), de l'électromyographie ([Mahaudens et al., 2009^b](#)) et des forces de réaction au sol ([Schizas et al., 1998](#)). [Mahaudens et al. 2009^a](#) ont démontré une diminution de l'efficacité de la marche, se traduisant par une dépense énergétique élevée chez les enfants scoliotiques. Des modifications du patron de marche en ce qui concerne la longueur du pas et l'amplitude de mouvement des membres supérieurs et inférieurs ainsi qu'une asymétrie entre les membres inférieurs gauche et droit ont aussi été rapportées ([Bruyneel et al., 2009](#)). De plus, [Raison et al., 2012](#) ont montré une asymétrie et des amplitudes de mouvement plus importantes chez les patients (SIA) que les enfants sains au niveau lombo-sacral (L5-S1) du rachis, ce qui peut être lié soit à une asymétrie des efforts au niveau des membres inférieurs, soit à un déséquilibre des efforts au niveau de la colonne vertébrale. Il est donc possible que ces déformations au niveau du tronc influencent le comportement dynamique des membres inférieurs au cours de la marche. Cependant à notre connaissance, aucune étude ne se concentre sur la quantification des efforts articulaires aux membres inférieurs ni à ceux au niveau du rachis au cours de la marche afin d'évaluer le déséquilibre amené par la déformation du rachis. Ces informations peuvent être utiles lors de la sélection des programmes de réadaptation selon les besoins individuels des patients atteints de scoliose idiopathique. De plus, la quantification de moment de force donne un aperçu sur les groupes musculaires prédominants associés à une articulation donnée et sur le niveau de l'effort mécanique produit lors du mouvement ([Milot et al.,](#)

2006; Requião et al., 2005). Cette quantification sera utile tant qu'en orthopédie qu'en réadaptation. La quantification des efforts intervertébraux pourra aider dans la comparaison du comportement dynamique des efforts intervertébraux avant et après l'instrumentation afin de limiter la progression de la scoliose. Elle peut aussi aider le chirurgien lors du choix du niveau de la fusion.

Actuellement, l'analyse de la marche chez les patients ayant une déficience aux membres inférieurs se fait à l'aide du modèle de Davis. Ce dernier s'agit d'un modèle simple qui ne tient en compte que les membres inférieurs lors de l'analyse dynamique de la marche. Cependant, plusieurs études montrent l'importance de l'intégration de la cinématique des membres supérieurs surtout le mouvement des bras ainsi que le mouvement entre le tronc et le bassin au niveau du diagnostic de certaines pathologies lors du calcul des efforts articulaires aux membres inférieurs. Donc, il sera important d'utiliser un modèle complet du corps humain pour l'évaluation des forces et des couples articulaires aux membres inférieurs surtout pour une maladie telle que la scoliose située au niveau du tronc. Ceci permettrait de comparer le comportement dynamique des efforts articulaires au niveau de la hanche, du genou et de la cheville au cours de la marche entre des sujets sains et des sujets ayant une Scoliose Idiopathique Adolescente (SIA). Cette quantification sera probablement utile pour le traitement des patients SIA en réadaptation, elle permettra de cibler les groupes musculaires déficients afin de les renforcer pour assurer une marche efficace ainsi qu'une posture plus symétrique. De plus, elle permet de suivre l'évolution des caractéristiques de la marche après une intervention thérapeutique médicale, rééducative ou chirurgicale.

Ce mémoire vise à présenter le développement d'un modèle dynamique multicorps du corps humain au complet ainsi que la comparaison des efforts intervertébraux tout au long du rachis et articulaires aux membres inférieurs entre des sujets sains et des patients ayant une Scoliose Idiopathique Adolescente (SIA). Le Chapitre 1 qui suit présente une revue des connaissances nécessaire à la réalisation et à l'atteinte de cet objectif général. Le Chapitre 2 résume la rationnelle du projet et définit les objectifs spécifiques à atteindre lors de cette étude. Les résultats principaux de ce mémoire sont présentés par l'entremise d'un article scientifique au Chapitre 3. Le Chapitre 4 présente des résultats complémentaires ainsi qu'une discussion

générale. Finalement, une conclusion et des recommandations complètent ce mémoire de maîtrise.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie fonctionnelle

1.1.1 Le rachis

Le rachis est composé de 33 vertèbres séparées en 5 parties. Le rachis cervical qui descend de C1 vers C7 pour les vertèbres cervicales. Le rachis thoracique qui contient 12 vertèbres thoraciques de T1 vers T12. Le rachis lombaire qui contient 5 vertèbres lombaires de L1 jusqu'à L5. Le sacrum comprend 5 vertèbres sacrées soudées entre elle (figure 1.1). Finalement, le coccyx comprend 4 vertèbres soudées entre elle. Pour chaque vertèbre, on retrouve une apophyse épineuse, deux apophyses transverses, deux pédicules, un plateau inférieur et un plateau supérieur (figure 1.2).

En effet, chaque vertèbre a plusieurs éléments importants: le corps vertébral, le canal vertébral, l'apophyse épineuse, et l'apophyse transverse. Le corps vertébral est la principale région d'une vertèbre, qui composent la majeure partie de la masse de l'os. Les deux apophyses transverses sont des minces colonnes de l'os qui pointent sur les côtés gauche et droit du corps vertébral. L'apophyse épineuse s'étend à partir des extrémités des apophyses transverses à la direction postérieure. Le canal vertébral se trouve entre le corps, les apophyses transverses et l'apophyse épineuse. Il s'agit d'un espace creux qui contient la moelle épinière et les méninges.

Entre les vertèbres de la colonne vertébrale, il se trouve des régions minces de cartilage qu'on appelle les disques intervertébraux. Les disques intervertébraux sont fait d'une enveloppe externe nommée l'anneau fibreux, et une région pulpeuse souple appelée le nucleus au centre. L'anneau fibreux est fait du fibrocartilage qui lie les vertèbres ensemble, mais il est suffisamment souple pour permettre les différents mouvements du corps humain. Le noyau pulpeux agit comme un amortisseur afin de supporter le poids du corps et d'empêcher les vertèbres de s'écraser sous toute forme de tension.

Les vertèbres de la colonne vertébrale saine sont alignées afin que leurs canaux vertébraux forment, un tube osseux creux qui permet de protéger la moelle épinière des agressions extérieures ainsi que de l'infection. Entre les vertèbres se trouve de petits espaces appelés canaux intervertébraux qui permettent aux nerfs spinaux de quitter la moelle épinière et de se connecter aux différentes régions du corps.

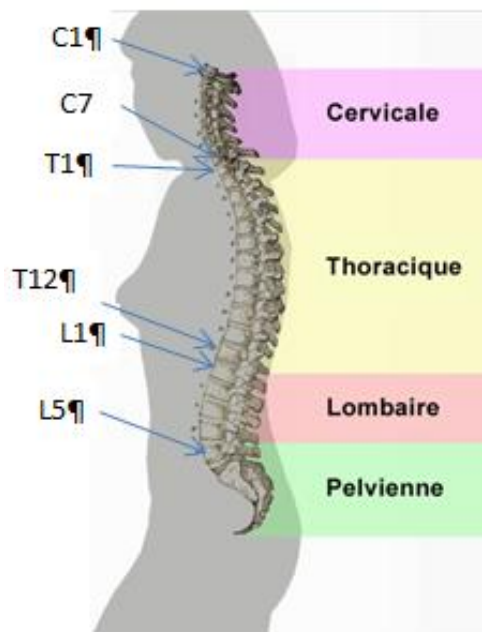


Figure 1.1: Colonne vertébrale

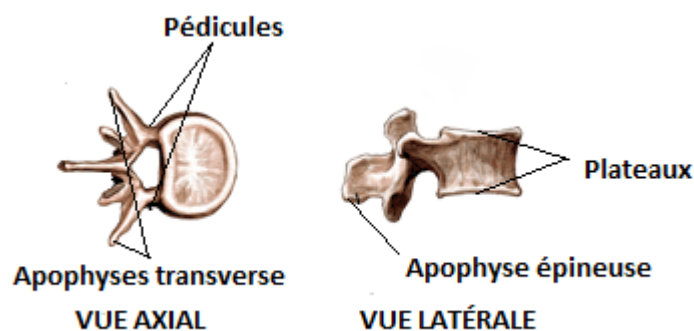


Figure 1.2: Anatomie de la vertèbre

1.1.2 Le tronc

Le tronc est une partie centrale du corps humain à partir duquel s'étend le cou ainsi que les membres inférieurs. En effet, le tronc est un élément important au cours de la marche, il permet d'avoir une marche saine et stable à l'aide de ces trois fonctions principales. Premièrement, le tronc permet de garantir la mobilité du rachis selon les 3 plans de mouvement. Ensuite, il joue un rôle de protection en ce qui concerne la moelle épinière qui constitue le système nerveux central et finalement, le tronc assure le maintien de la stabilité du corps humain.

La modélisation du tronc dans un modèle dynamique multi-corps varie selon le degré de précision voulue dans l'étude. En fait, le tronc peut être modélisé comme un seul segment, un groupe de 3 segments comprenant le bassin, le thorax et l'abdomen ou un assemblage de différentes vertèbres formant la colonne vertébrale. Au niveau du tronc, il se trouve 3 types différents de courbure permettant d'assurer la rigidité du tronc. Du haut en partant de la tête se situe la courbure cervicale ensuite la thoracique et finalement la lombaire.

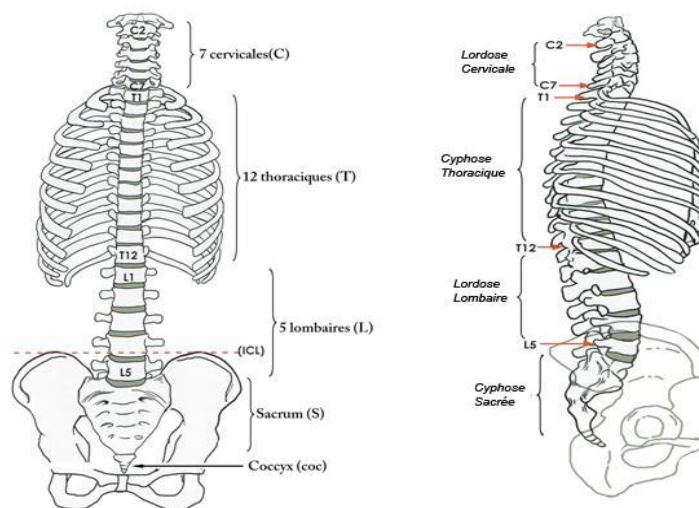


Figure 1.3: Le rachis (Radiographic Measurement Manual, autorisé par Medtronic)

1.1.3 Le bassin

Le bassin constitue la ceinture pelvienne et rattache la colonne vertébrale aux membres inférieurs. Il se forme de deux os: le coccyx et le sacrum et de deux os iliaques. En effet, le coccyx se lie au sacrum afin de former le corps central postérieur du bassin. De plus, ces deux os se rejoignent afin de constituer la symphyse pubienne en avant du bassin. Ceci se fait par l'articulation sacro-iliaque soutenue par un système ligamentaire résistant.

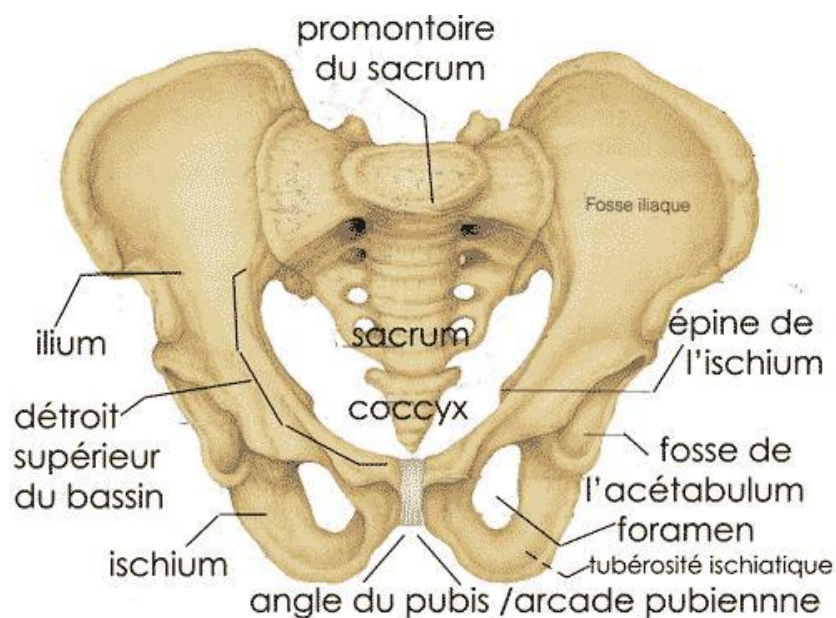


Figure 1.4: Anatomie du bassin humain

1.1.4 La hanche

La hanche est l'articulation la plus importante dans le corps humain. Elle permet de relier le bassin au membre inférieur à l'aide de l'articulation coxo-fémorale. Cette dernière se forme de l'union entre la tête fémorale et la cavité articulaire située au centre de l'os coxal. En effet, la hanche supporte tout le poids provenant des membres supérieurs, du tronc et de la tête, ce qui peut induire une usure précoce dans le cas où l'organisme n'est pas stable (Saji et al., 1995, Burwell et al., 2006). L'usure se produit premièrement au niveau du cartilage puisqu'il est l'élément le plus fragile, ce qui entraîne des douleurs au cours de la marche. De plus, les muscles fessiers au niveau de la hanche jouent un rôle important lors du mouvement de l'abduction qui est fondamental pendant la marche ainsi qu'au niveau de l'équilibrage du bassin.

L'articulation coxo-fémorale est principalement modélisée en biomécanique comme une liaison sphérique permettant 3 degrés de liberté en rotation.

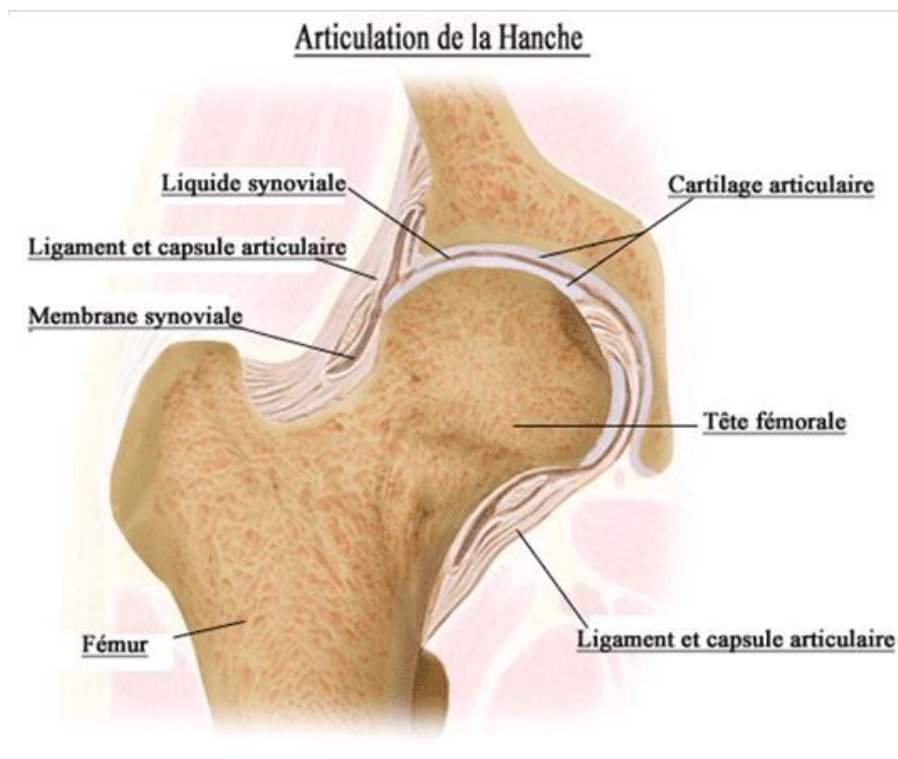


Figure 1.5: Anatomie de l'articulation de la hanche

1.1.5 Le genou

Le genou est l'articulation soumise aux fonctions biomécaniques les plus exigeantes de tout le système musculo-squelettique, ce qui induit une sensibilité fréquente aux blessures. De plus, cette articulation est la plus portante dans le corps humain. Lors de la marche, le genou supporte tout le poids du corps sur une seule jambe, ce qui contribue grandement à l'usure du cartilage de cette articulation. Elle fournit de bonne stabilisation osseuse selon la direction verticale et antéro-postérieure. Cependant, le genou est considéré un mauvais stabilisateur osseux dans les autres directions. La stabilisation sera donc fournie par les ligaments croisés et collatéraux. Donc, si ces ligaments sont abîmés, le genou peut avoir de la difficulté à tenir le corps dans certaines situations.

Ainsi au niveau de la modélisation du genou en biomécanique, l'articulation fémorotibiale peut être modélisée par une liaison de type pivot qui ne permet qu'un seul degré de liberté en rotation. En fait, cette articulation assure la flexion du fémur par rapport au tibia.

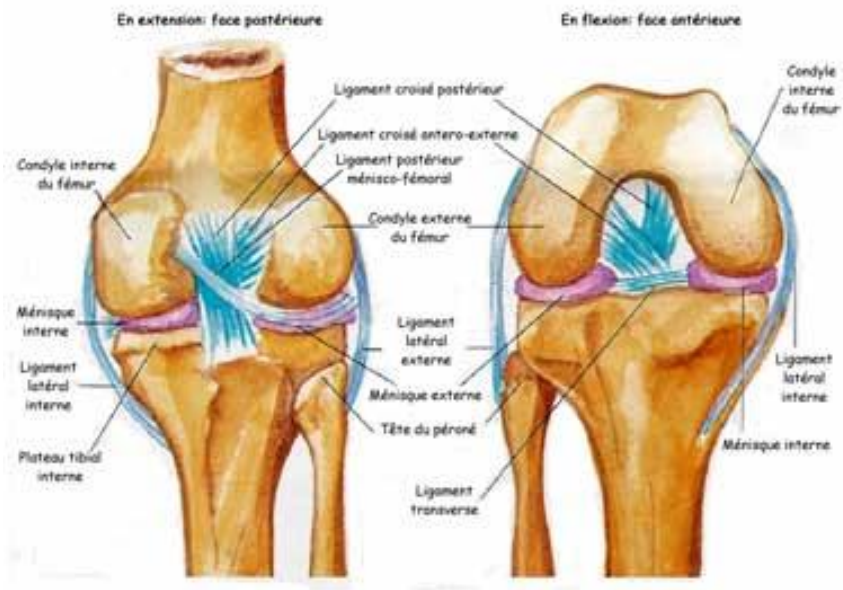


Figure 1.6: Anatomie de l'articulation du genou

1.1.6 La cheville

La cheville est un mécanisme complexe. Elle se forme de deux articulations principales : l'articulation sous-astragalienne et l'articulation véritable de la cheville qui se nomme l'articulation talo-crurale. Cette dernière est constituée de 3 os : le tibia qui forme la partie médiale de la cheville, le péroné située à l'extérieur et l'astragale au dessous. Cette articulation est responsable de mouvement vers le bas ou vers le haut de la cheville. En dessous de la véritable articulation de cheville se trouve l'articulation sous-astragalienne qui forme la deuxième partie de la cheville. Cette articulation se composé de l'astragale au dessus et le calcanéum au dessous. En effet, cette articulation permettra le mouvement latéral de la cheville. De plus, l'articulation de la cheville est soutenue par 4 types de ligaments, ce qui lui donne la stabilité ainsi que l'absorption du stress au cours de la marche.

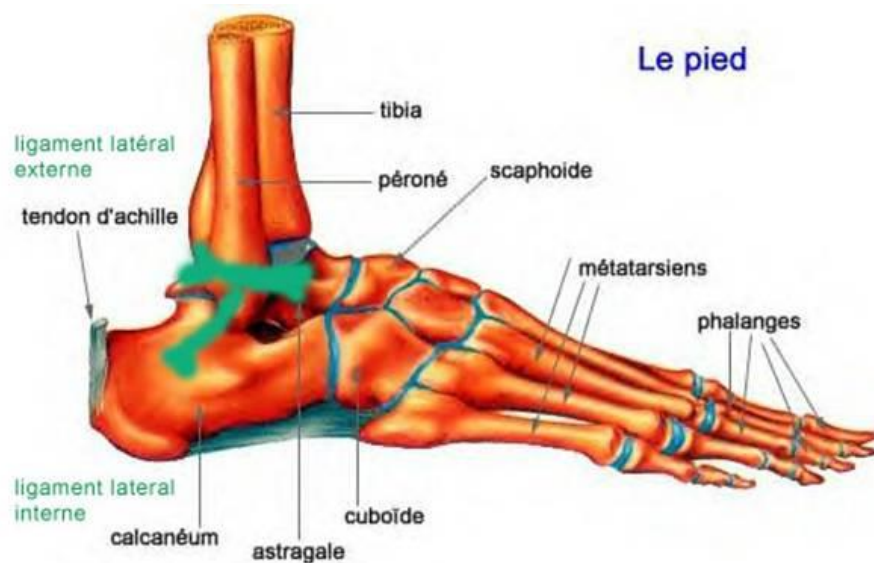


Figure 1.7: Anatomie de l'articulation de la cheville

1.2 Définition de la Scoliose

La scoliose est une déformation 3D du rachis. Elle pourrait être décrite par une courbure latérale du rachis qui ne peut pas être entièrement corrigée par une flexion latérale. De plus, elle est aussi associée à des modifications osseuses ainsi qu'à une déformation rotative des corps vertébraux ([Riseborough 1975](#)).

Presque 98% des cas de scoliose n'ont pas une origine connue tel que la Scoliose Idiopathique. Ce phénomène apparaît pendant la croissance et il se détériore avec le taux de croissance. La Scoliose Idiopathique Adolescent (SIA) apparaît à l'adolescence après l'âge de 10 ans, pour cette raison on la nomme 'adolescent'. De plus, cette maladie affecte principalement les filles (8 filles/ 2 garçons) ([Stirling et al., 1996](#)). La scoliose peut aussi être classée en fonction de la forme de la courbure. Selon la classification de [Lenke et al., 2001](#), la courbure de la scoliose peut être classée en six catégories, chacune avec des caractéristiques spécifiques qui différencient les courbures structurelles et non structurelles dans les régions thoraciques proximales, thoraciques principales, thoraco-lombaire et lombaire :

- Type 1- Thoracique principal : la courbure thoracique principale est la courbure majeure, la courbure thoracique proximale ainsi que la thoraco-lombaire/lombaire est une courbure mineure et non-structurale.
- Type 2- Thoracique double : la courbure thoracique principale est la courbure majeure, cependant la courbure thoracique proximale est mineure, mais structurale. La courbure thoraco-lombaire/lombaire est mineure et non-structurale.
- Type 3- Double: Les courbures thoraciques et thoraco-lombaire / lombaires sont structurels, tandis que la courbe thoracique proximale est non structurale. La courbe thoracique principale est la courbe majeure et est supérieur à, égal à, ou pas plus de 5° de moins de la mesure de l'angle de Cobb de la courbure thoraco-lombaire / lombaire.
- Type 4- Triple : Les courbures thoraciques proximales, principales, et thoraco-lombaire/lombaire sont structurales. Une des deux dernières courbures peut être majeure.
- Type 5- Thoraco-lombaire/lombaire : La courbure la thoraco-lombaire/lombaire est la courbure majeure, la courbure thoracique proximale ainsi que la thoracique principale est une courbure mineure et non-structurale.
- Type 6- Thoraco-lombaire/lombaire-thoracique principal : La courbure thoraco-lombaire/lombaire est la courbure majeure et elle mesure d'au moins 5° de plus que la courbure thoracique principale, qui est structurale. La courbure thoracique proximale est non structurale.

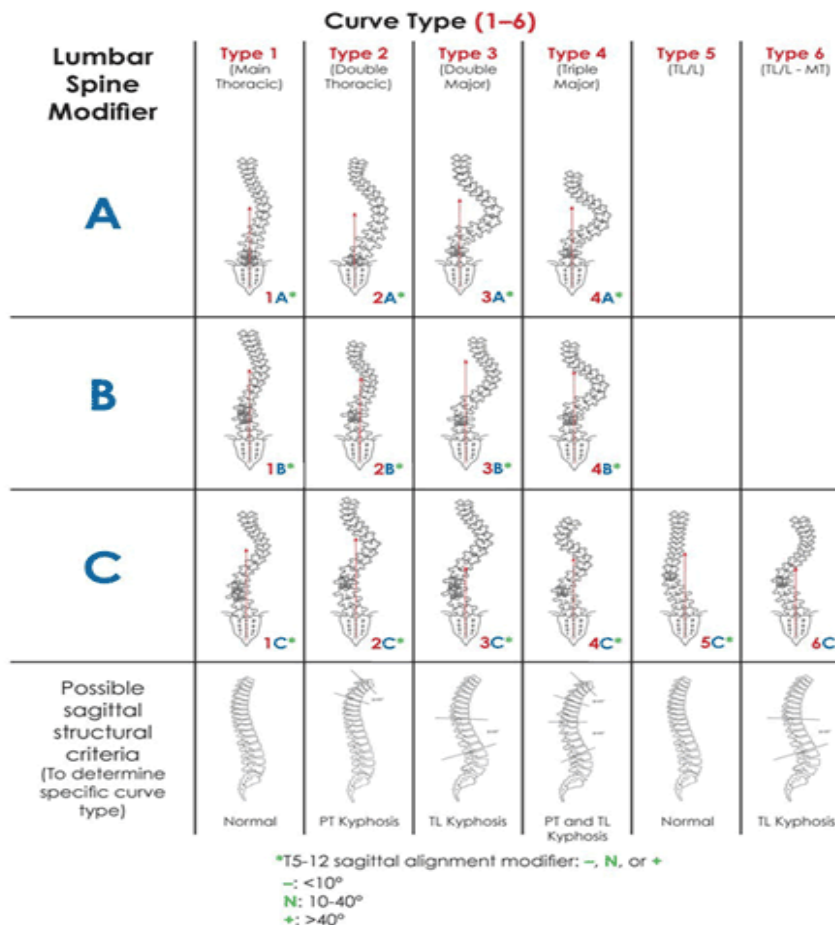


Figure 1.8: Classification de Lenke (Lenke et al., 2001)

1.3 Étiologie de la scoliose

De nombreuses études cliniques, épidémiologiques et scientifiques ont tenté de découvrir l'étiologie de la Scoliose Idiopathique Adolescente (SIA), mais elle reste inconnue (Lowe et al., 2000). L'histoire naturelle de la maladie est probablement comme suit : cette maladie affecte la colonne vertébrale saine induisant une courbure au cours de la croissance; deuxièmement la modification de la structure ainsi que de la morphologie de la vertèbre et du disque se produit à cause des forces mécaniques exercées par la structure pathologique du rachis (Goldberg et al., 2008). De plus, le SIA a une composante génétique puisque cette maladie a été observée chez plusieurs membres de la famille (Goldberg et al., 2008, Kesling et al., 1997, Lowe et al., 2000). Dans l'ensemble, les résultats des études génétiques ont révélé que la scoliose idiopathique peut être une maladie polygénique puisque plusieurs locus chromosomiques ont été identifiés (Justice et al., 2003). Des anomalies lors du processus du métabolisme de la mélatonine ont été liées à la

scoliose idiopathique (Dubousset et al., 2001, Machida et al., 2001). Cependant, d'autres études n'ont pas montré cet aspect au cours de la scoliose. En effet, plusieurs études n'ont observées aucune diminution significative au niveau de la circulation de la mélatonine (Bagnall et al., 2001, Cheung et al., 2003).

Il a été montré que l'augmentation de la concentration de la calmoduline entraîne une altération lors de l'activité musculaire ainsi qu'une progression de la courbure scoliotique (Lowe et al., 2002). De plus, cette augmentation provoque la libération des facteurs de croissance qui affectent le disque intervertébral et la croissance du corps vertébral, ce qui implique également une progression de la courbure ainsi qu'une surcroissance de la courbure antérieure du rachis (Burwell 2003). Cependant, les raisons pour lesquelles la courbure initiale est développée n'ont pas encore été découvertes. Des études proprioceptives et d'imagerie en résonance magnétique (IRM) ont montré des résultats intéressants en ce qui concerne le rôle de l'anomalie dans le système nerveux central dans la SIA (Agadir et al., 1989, Benli et al., 2006).

Des théories contemporaines sur l'étiologie de la SIA ne coïncident pas avec les observations de l'histoire naturelle ainsi que les résultats du traitement de la scoliose (Goldberg et al., 2008). Des recherches chirurgicales et pharmacologiques ont été menées chez des animaux qui développent une scoliose similaire à celle chez l'humain (Dubousset et al., 2001, Machida et al., 2001), mais il n'a pas encore été prouvé que les mêmes mécanismes se trouvent chez l'humain. Goldberg et al., 2008 a soulevé l'hypothèse que la SIA vient du fait d'un développement de l'instabilité plutôt que d'un processus spécifique d'une maladie. Il propose qu'elle s'agisse d'une réponse non-spécifique à un stress physiologique résultant d'une variété de stress environnementale (Goldberg et al., 1995, Normelli et al., 1986). Récemment, Moreau et al., 2009 ont suggéré un dysfonctionnement généralisé lors de la signalisation de la mélatonine. Ils ont observé, dans les cellules ostéoblastes ainsi que dans les tissus musculo-squelettiques, un défaut dans le signal de la signalisation de la mélatonine provoqué par des modifications chimiques qui induisent l'inactivation de l'inhibiteur G, une protéine couplée aux récepteurs de la mélatonine (Moreau 2004). Normalement, l'activation de ces récepteurs spécifiques conduit à une inhibition des enzymes responsables de la synthèse de l'adénosine monophosphate cyclique (AMPC). La phosphorylation anormale des protéines inhibitrices (Gi) se traduit par une augmentation du pourcentage de l'AMPC dans les ostéoblastes ainsi que d'autres types de cellules (myoblastes

squelettique) donnant la preuve d'une défaillance squelettique. Cette découverte a conduit à la mise au point de la première prise de sang pour détecter les enfants qui sont à risque de développer une scoliose. Cette étude a redirigé la recherche étiologique vers un niveau moléculaire de la croissance puisque cette approche biologique semble être utile lors de la prédiction du développement de cette maladie (Letellier et al., 2007).

Pour conclure, l'étiologie de la SIA reste incertaine. Par conséquent, les décisions du traitement se sont basées sur des observations cliniques ainsi que sur les connaissances de l'histoire naturelle de la scoliose.

1.4 Examen de la Scoliose

L'examen de la scoliose est principalement constitué d'un examen clinique et radiologique. En clinique, le patient sera en position debout et le clinicien l'examine du devant ainsi que de l'arrière afin de noter l'asymétrie du corps, la maturité et les anomalies de la peau (Weinstein 1994). L'examen connu 'Adams' (Bunnell 1986) en position penchée en avant et debout reste le premier examen permettant de détecter toute perte de symétrie droite/gauche de la forme du tronc. L'examen du patient penché en avant permet le diagnostic de la gibbosité, ce qui signifie la rotation des vertèbres scoliotiques. L'examen se fait à l'aide d'un scoliomètre.

L'évaluation clinique est ensuite suivie par une radiographie antéro-postérieure (AP) et sagittal en position debout pour confirmer le structuralisme de la déformation du rachis et exclure les anomalies congénitales. Les paramètres les plus utilisés évalués à partir des radiographies sont l'angle de Cobb, la rotation apicale et le signe de Risser (Weinstein 1994). L'angle de Cobb est considérée le 'gold standard' pour quantifier et évaluer la scoliose. Elle s'agit de l'angle formé à partir de l'intersection de deux droites tangentielles l'une au plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure, l'autre au plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure. Le signe Risser est un indice de maturité osseuse sur une échelle de 0 à 5 où 0 = aucune ossification ; 1 = ossification jusqu'à 25% ; 2 = ossification de 26 à 50% ; 3 = ossification de 51 à 75% ; 4 = ossification de 75 à 100% ; et 5 = ossification complète. Elle est évaluée par l'observation radiologique de l'ossification des deux crêtes iliaques.

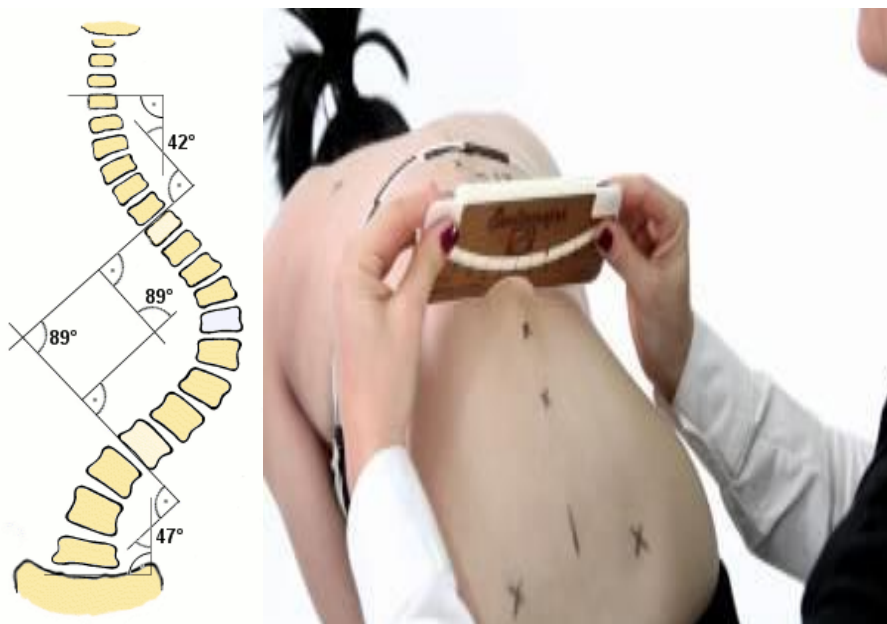


Figure 1.9: a) Mesure de l'angle Cobb b) Mesure de la gibbosité à l'aide d'un scoliomètre

1.5 Traitement conservateur de la scoliose

Le corset est le traitement non-invasif le plus couramment utilisé lors du traitement de la scoliose. Ce traitement permet de redresser la colonne vertébrale en exerçant une force sur le tronc afin d'avoir une meilleure position lors de la croissance. Le traitement par corset est proposé pour les patients SIA ayant une scoliose progressive avec un angle de Cobb entre 25° et 45° et étant encore au cours de la croissance (Goldberg et al., 2008, Weinstein et al., 2008). Il existe aussi d'autres formes de traitement comme le plâtre, le renforcement physique de la musculature du tronc à l'aide d'un programme des exercices sportifs. La physiothérapie reste un traitement favorisé qui permet d'empêcher l'aggravation de la scoliose légère ($\text{Cobb} < 25^\circ$) et de renforcer l'effet du corset dans le cas d'une scoliose modérée ($25^\circ < \text{Cobb} < 45^\circ$) en combinant les activités sportives et la thérapie physique afin d'avoir un meilleur contrôle du mouvement (Negrini et al., 2008).

La majorité des études des patients SIA se concentre sur trois types de résultats : (1) radiographiques, i.e., les mesures radiographiques dans le plan sagittal et frontal; (2) cliniques, i.e., les complications, la mobilité, la fonction pulmonaire, la force musculaire; et (3) la santé générale et spécifique à la scoliose et son traitement.

1.6 Traitement chirurgical

Dans le cas où le traitement par corset ne semble pas efficace et la courbe continue à progresser après la période de croissance pour atteindre un angle de Cobb supérieur à 60° (Weinstein et al., 2003), il sera préférable que la scoliose soit traitée par une intervention chirurgicale. Ce traitement est aussi approprié lorsque l'angle de Cobb de la courbure primaire est supérieure à 45° (Weinstein et al., 2008). La chirurgie est le seul traitement qui offre une correction définitive. Cependant, ce traitement remplace une anomalie (une colonne vertébrale tordue, mais souple) par une autre (une colonne vertébrale droite, mais plus rigide).

Les courbes importantes nécessitent habituellement un traitement chirurgical, qui permet une correction de la progression de la courbe scoliothique. Cela se fait en utilisant une instrumentation rachidienne et une ostéosynthèse (Aubin et al., 2003). L'approche chirurgicale est soit postérieure de la colonne vertébrale (instrumentation postérieure), ce qui est la procédure « gold standard », ou soit antérieure. Dwyer a été le premier en 1969 à proposer une instrumentation antérieure pour le traitement de la scoliose, en utilisant un câble afin d'appliquer une compression sur le côté convexe de la courbe (Dwyer et al., 1969). Par la suite, de nombreux systèmes d'instrumentation antérieure ont été introduits (Black et al., 1988, Hopf et al., 1997, Turi et al., 1993) en se basant sur une tige solide pour éviter les problèmes rencontrés avec la tige flexible de Dwyer. L'instrumentation antérieure implique généralement la résection des disques intervertébraux suivis par le placement de vis dans chaque corps vertébral, qui sont reliés à des tiges simples ou doubles. La greffe osseuse est utilisée pour remplir l'espace intervertébral et pour faciliter la fusion. L'instrumentation antérieure permet premièrement d'empêcher le " phénomène de vilebrequin " chez les jeunes enfants, ce qui arrive dans l'instrumentation postérieure lorsque la fusion agit comme un ancrage de fixation sur le côté postérieur de la colonne vertébrale, tandis que la partie antérieure continue de croître, et deuxièmement de corriger les hypo-cyphoses ainsi que d'autres avantages (Lenke et al., 2004). Un avantage biomécanique de ce type d'instrumentation est qu'il fonctionne en compression plutôt qu'en tension évitant ainsi l'excès de la distraction pendant la correction, ce qui peut être un risque qui menace la fonction de la moelle épinière (Berven et al., 1999). Une fois qu'il a été décidé que l'approche antérieure peut être bénéfique, une technique peu invasive comme la thoraco-scopie peut être considéré, ce qui limite l'insulte à la paroi thoracique et l'amélioration de l'aspect esthétique (Lenke et al., 2004). Des

études récentes ont démontré la variabilité importante de la planification préopératoire parmi les chirurgiens (Aubin et al., 2007, Robitaille et al., 2007) lors de l'instrumentation postérieure pour les patients SIA. Les décisions telles que le niveau de l'instrumentation, le nombre d'implants, les tiges à utiliser et la forme de tige dépendent principalement de l'expérience des chirurgiens, mais elles sont extrêmement importantes. La planification préopératoire sous-optimale et la mauvaise compréhension de la mécanique de correction conduisent à l'extraction de l'implant, le bris de tige, la perte de correction, et l'hypercyphose (Lenke et al., 2004). Pour ces raisons, les ingénieurs ainsi que les orthopédistes travaillent ensemble depuis longtemps pour développer des modèles biomécanique qui pourraient aider le chirurgien lors de la planification préopératoire.

1.7 Fonction locomotrice des patients SIA

À la fin de la croissance, les patients SIA ayant une déformation traitée ou non-traitée peuvent subir des problèmes à long-terme avec un impact négatif sur leurs activités quotidiennes.

Des nombreuses études (Ascani et al., 1986; Asher et al., 2006; Benli et al., 2006; Branthwaite 1986; Kaneda et al., 1996; Nachemson 1986; Pehrsson et al., 2001; Wang et al., 2008; Weinstein et al., 2003; Weinstein et al., 1981) ont cliniquement évaluées l'impact de la SIA au niveau de la déficience musculaire et pulmonaire ainsi qu'à la limitation et à la restriction des activités à long-terme. La scoliose thoracique sévère avec un angle de Cobb supérieur à 50° a été associée à une réduction de la capacité vitale et à une restriction pulmonaire (Branthwaite 1986), mais rarement peut conduire à des graves maladies cardio-respiratoires (Pehrsson et al., 2001; Weinstein et al., 1981). La fréquence des maux de dos chez les patients ayant une SIA est 61%, ce qui est similaire au pourcentage de la population normale (Ascani et al., 1986), mais il se trouve une fréquence, une intensité et une durée de douleur chronique plus importante chez les patients ayant une scoliose idiopathique (Danielsson et al., 2001; Weinstein et al., 2003). Le mal de dos chez les patients SIA adultes ne semble pas causer des limitations excessives au niveau des activités physique. Ces patients travaillent généralement d'une façon similaire aux sujets sains (Ascani et al., 1986; Weinstein et al., 2003). Au niveau des patients SIA adultes, les résultats sont contradictoires quant à la restriction des activités physiques et sociales et aux troubles psychologiques (Ascani et al., 1986; Nachemson 1986; Weinstein et al., 2003). Généralement, la scoliose légère ainsi que modérée a un pronostic bénin en ce qui concerne la limitation et la restriction à la participation des activités quotidienne (Danielsson et al., 2003).

L'impact de la scoliose sur la déficience de la marche a été largement étudié en clinique. Plusieurs auteurs ([Gum et al., 2007](#), [Lucas et al., 2002](#), [Lucas et al., 2005](#), [Mac-Thiong et al., 2006](#), [Mahaudens et al., 2005](#)) ont démontré à l'aide de l'évaluation radiographique que le bassin est structurellement modifié par le changement structurel du rachis chez les patients SIA. Puisque le bassin est un élément important afin d'avoir une marche efficace, la marche des patients SIA pourrait être modifiée. Quelques études ([Kramers-de Quervain et al., 2004](#), [Wong et al., 2008](#)) ont évalué l'impact du changement de bassin sur la fonction locomotrice alors que la locomotion est la fonction humaine la plus utilisée quotidiennement. La locomotion peut être évaluée par une analyse de la marche ce qui permet d'avoir un aperçu de la cinématique, de l'activité musculaire, du travail mécanique musculaire ainsi que de la dépense énergétique.

Au cours de la marche normale, le mouvement du bassin est un élément important de la marche permettant de réduire le déplacement vertical ainsi que latéral du centre de masse (COM) du corps humain ([Della Croce et al., 2001](#), [Rose et al., 1994](#)). Le centre de masse localisé au niveau du bassin se déplace verticalement de 2 à 3 cm selon l'axe de progression suivant une courbe sinusoïdale lisse à la vitesse naturelle de l'individu. Aussi, le centre de masse se déplace horizontalement de 3 à 4 cm suivant une courbe sinusoïdale. Selon [Saunders et al., 1953](#), le bassin tourne vers la droite et vers la gauche autour de l'axe vertical avec une amplitude de 4 à 5° d'un part et d'un autre de l'axe central.

L'analyse de la marche chez les patients SIA a été beaucoup étudié en clinique afin d'évaluer l'effet de la déformation ou celui du traitement suite à l'instrumentation du rachis sur la cinématique segmentaire, l'activité de l'EMG ou la dépense énergétique. En fait, [Kramers-de Quervain et al., 2004](#) ont montré que la déformation structurelle du rachis implique une rotation asymétrique du tronc avec un manque de rotation vers le côté convexe de la courbure thoracique. Lors de la mesure de l'activité de l'EMG en statique ainsi qu'en dynamique, [Guth et al., 1978](#) ont rapporté une activité asymétrique dans le cas d'une scoliose non-progressive. L'amplitude de l'activité de l'EMG des muscles érecteurs a diminué au côté convexe lors de la marche avec un corset Milwaukee. En outre, [Hopf et al., 1998](#) ont montré aussi une diminution de l'amplitude de l'activité de l'EMG des muscles paravertébrales après l'instrumentation du rachis. De plus, en ce qui concerne la dépense énergétique, [Mahaudens et al., 2009](#) ont constaté une augmentation de

30% de la dépense énergétique au cours de la marche chez les patients SIA en condition préopératoire (Cobb > 40°).

1.7.1 Cycle de marche

La marche est une activité cyclique durant laquelle le mouvement des segments corporels se reproduit à périodicité régulière. La période fondamentale est le « cycle de marche ». Généralement, le cycle est normalisé en fonction de sa durée (figure 1.10) : par convention, 0% et 100% correspondent à la pose du talon droit au sol. Le cycle comprend deux pas compris entre la pose d'un talon et la pose du talon controlatéral.

Dans la marche normale, le sujet reste en contact avec le sol. En conséquence, le cycle comprend deux phases où les deux pieds sont au sol (figure 1.10). Les phases de double appui commencent à l'attaque d'un talon et se terminent lors de la levée des orteils du pied controlatéral. Les phases de simple appui commencent à la levée des orteils d'un pied et terminent à la pose du talon du même pied. Selon la convention, le cycle commence par la phase de double appui comprise entre la pose du talon droit et la levée des orteils gauches. Durant cette phase, le poids du corps est transféré du membre inférieur gauche vers le membre inférieur droit. Aux vitesses intermédiaires ($\sim 4 \text{ km h}^{-1}$) comme dans le cas de cette étude, cette phase s'étend de 0% à 15% du cycle. Elle est suivie par une phase de simple appui sur le membre inférieur droit, comprise entre 15% à 50% du cycle, de la levée des orteils gauches et l'attaque du talon gauche. Durant cette phase, le membre inférieur gauche oscille vers l'avant. Ensuite de 50% à 65% du cycle, le poids est transféré de la droite vers la gauche durant la seconde phase de double appui, comprise entre la pose du talon gauche et la levée des orteils droits. Le cycle se termine par une phase de simple appui sur le membre inférieur gauche, de 65% à 100% du cycle. Durant cette phase, comprise entre la levée des orteils droits et la pose du talon droit, le membre inférieur droit oscille vers l'avant.

Un membre inférieur est donc en appui pendant environ deux tiers du temps et oscille pendant environ un tiers du temps (figure 1.10). Pour le pied droit, la phase d'appui s'étend de 0% à 65% du cycle (c'est-à-dire de l'attaque du talon droit au lever des orteils droits) et la phase oscillatoire de 65% à 100%. Pour le pied gauche, la phase d'appui s'étend de 50% à 15% du cycle et la phase oscillatoire de 15% à 50%.

Lors de l'analyse de la marche pathologique, il est souvent nécessaire d'utiliser une division plus détaillée du cycle (figure 1.10). Cette division fut proposée par Perry (1992).

Le premier pas est divisé en quatre phases (figure 1.10). Le double appui (0% à 15% du cycle) est divisé en deux parties. Le contact initial (0% à 2% du cycle) correspond à la pose du talon au sol. Durant la mise en charge (2% à 15% du cycle), le pied droit se pose à plat sur le sol et le poids du corps est transféré de la jambe gauche vers la jambe droite. Cette phase se termine avec le lever des orteils gauches. Le milieu d'appui (15% à ~40% du cycle) est la première partie de la phase de simple appui droit. Le poids du corps passe au-dessus du pied droit. Cette phase se termine au moment où la jambe gauche est verticale. La fin d'appui s'étend de ~40% à 50% du cycle. Durant cette phase, le talon droit se lève, le genou gauche termine son extension et le pied gauche s'apprête à toucher le sol.

Le second pas est divisé en quatre phases (figure 1.10) : la phase préoscillatoire qui coïncide avec le second double appui (de 50% à 65% du cycle) et trois phases qui subdivisent la phase oscillatoire. Le début de l'oscillation (65% à ~75% du cycle) est la première partie de la phase oscillatoire. Durant cette phase, le tronc « monte » sur la jambe gauche. Le genou droit se réfléchit pour que le pied ne touche pas le sol lors de l'oscillation. La phase se termine lorsque le membre inférieur portant est vertical. Le milieu de l'oscillation (~75% à ~90% du cycle) est la seconde partie de la phase oscillatoire. Durant cette phase, le poids du corps passe en avant du pied gauche et le genou droit s'étend. La phase se termine lorsque la jambe droite est verticale. La fin de l'oscillation (~90% à 100% du cycle) est la dernière partie de la phase oscillatoire.

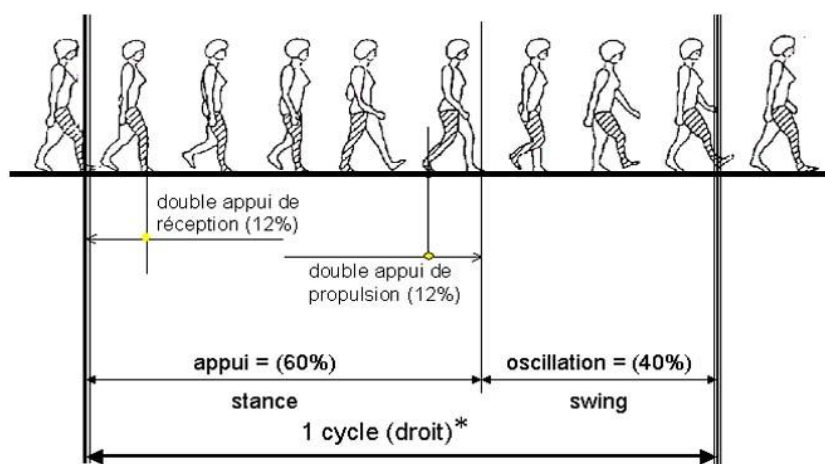


Figure 1.10: Illustration d'un cycle de marche total

1.8 Suivi en réadaptation de la scoliose

Le suivi en réadaptation des patients scoliotiques semble une approche logique afin d'améliorer et de maintenir la flexibilité et la fonction chez les patients qui sont à risque d'avoir de la douleur, du dysfonctionnement pulmonaire ou une progression de la scoliose. Des études ont montré une amélioration de la fonction pulmonaire (Weiss 1991, Weiss et al., 1996) ainsi qu'une réduction de la douleur (Weiss 1993, Ferraro et al., 1998) chez des patients ayant une scoliose sévère, mais qui sont suivies en clinique de réadaptation. De plus, la scoliose était moins progressive chez les patients suivant un programme d'exercices que chez les patients non-traité (Negrini et al., 2003).

La physiothérapie lors du traitement des patients atteints de la scoliose est toujours considérée inefficace depuis l'étude de l'association américaine en orthopédie en 1941. Ils ont montré que les exercices généraux ne pouvaient pas affecter l'histoire naturelle de la scoliose. Pour cette raison, il faut choisir un programme en physiothérapies comprenant des exercices spécifiques qui cible le redressement de la colonne vertébrale selon les différents plans. Cependant, Il y a plusieurs études récentes qui démontrent l'efficacité des exercices spécifiques à la scoliose sur la posture, la douleur, la respiration et la diminution de prescription de corset et de chirurgie mais le niveau d'évidences demeure faible pour la majorité des études (Mooney et al., 2000, Athanasopoulos et al., 1999, Weiss et al., 1991, Wong et al., 2000, Negrini et al., 2008). Ces études ont constaté l'influence positive des exercices, ce qui permet de réduire la courbure ainsi que la progression de la scoliose. Actuellement, les programmes en physiothérapie portent principalement sur la déformation latérale de la scoliose. En effet, il existe quelques programmes qui ciblent la correction de la rotation et très peu qui visent le profil sagittal. Toutefois, il se trouve des preuves qui montrent que la correction des forces appliquées dans le plan sagittal permet également de corriger la scoliose dans le plan frontal ainsi que le coronal. Donc, il sera intéressant d'ajouter au programme en physiothérapie des exercices qui visent la correction dans le plan sagittal afin d'améliorer le suivi en réadaptation chez ces patients.

1.9 Modèle dynamique 3D du corps humain

L'analyse de la marche est une procédure bien connue pour l'évaluation de l'impact des troubles musculo-squelettiques et neurologiques sur la fonction du membre inférieur et aussi pour la comparaison du comportement dynamique des patients après les traitements en réadaptation et en orthopédie. En particulier, les couples articulaires obtenus par l'analyse de la marche ont été

largement utilisés pour évaluer certaines pathologies comme la paralysie cérébrale (Gage, 1984), la dystrophie musculaire (Murray et al., 1964), l'arthrose (Andreacchi et al., 1982) et la scoliose (Raison et al., 2008). Ces couples articulaires sont calculés à partir de l'enregistrement du mouvement des marqueurs optocinétiques, les forces de réaction au sol, et les paramètres d'inertie, en utilisant un modèle multi-corps de dynamique inverse du corps humain. Ensuite, le modèle implémenté permet de calculer les efforts internes à l'aide des deux principes fondamentaux soit la cinématique inverse et la dynamique inverse, qui seront expliqués dans les sous-sections suivantes. Parmi ces modèles, le modèle de Davis et al., 1991 qui est considéré comme le «gold standard» dans les analyses cliniques de la marche. Ce modèle est exactement celui mis en œuvre par la plupart des logiciels commerciaux de l'analyse de mouvement, comme le modèle «Plug-in-Gait» de *Vicon* (Oxford, Royaume-Uni), le modèle de *BTS-Bioengineering* (Milan, Italie), le modèle *Visual3D* de *C-motion* (Allemagne) et le modèle de *Kwon3D*.

Le modèle «gold standard» de Davis et al., 1991 ne comprends qu'un seul membre inférieur composé de 4 corps rigides soit le bassin, la cuisse, la jambe et le pied. Même l'option du modèle complet dans *Plug-in-Gait* calcule les couples articulaires en utilisant deux modèles séparés soit le membre supérieur et le membre inférieur (Davis et al., 1991). Cette approche simplifiée a été critiquée par plusieurs auteurs qui ont observé que l'analyse complète de la marche sera utile pour adopter un meilleur traitement pour les patients en se basant sur la quantification de la déficience de la marche et cette analyse permettra aussi une meilleure compréhension des mécanismes de compensation lors de la marche pathologique (Bonnetfoy-Mazure et al. 2012). Cette étude a montré l'importance de la cinématique de la partie supérieure du corps surtout le mouvement des bras ainsi que le mouvement entre le tronc et le bassin au niveau du diagnostic de certaines pathologies. En fait, l'incorporation de la cinématique du membre supérieur permet d'avoir un diagnostic différent pour la paraplégie spastique héréditaire et la diplégie spastique. De plus, d'autres études ont montré l'effet de l'inclinaison du tronc sur le moment de flexion de la hanche à la fin de la phase d'appui du cycle de la marche (Leteneur et al. 2008). Ils ont également constaté une différence entre le côté droit et gauche du membre inférieur à la phase du lever d'orteil seulement au niveau des moments articulaires. L'étude de Cameron et al., 2010 a quantifié la contribution relative du moment articulaire au niveau de la cheville, du genou et de la hanche à l'accélération angulaire du tronc. Certaines études ont montré que l'intégration du

mouvement des bras contribue à l'organisation du moment angulaire total du corps (25% ou plus) en fonction de la vitesse de la marche (Bruijn et al.).

Les couples articulaires évalués à partir du processus de la dynamique inverse sont sensibles aux erreurs commises dans le calcul des paramètres utilisés pour leurs estimation (Challis et al. 1996; Fregly et al. 2007; Holden et al. 1998; Stagni et al. 2000). Cependant, les erreurs effectuées lors de l'estimation des paramètres inertiels n'ont pas un effet significatif sur les couples articulaires du membre inférieur calculés à l'aide de la dynamique inverse (Fregly et al. 2007). De plus, plusieurs études ont évalué l'influence des paramètres segmentaires du corps sur les résultats de la dynamique inverse lors de l'analyse du mouvement.

1.9.1 Cinématique de la marche

En biomécanique, la cinématique décrit les mouvements des segments corporels, sans tenir compte des forces qui engendrent ces mouvements. Le mouvement d'un segment peut être décrit à partir :

- du mouvement de translation de son centre de masse ;
- du mouvement de rotation du segment autour de son centre de masse.

Pour étudier le mouvement des segments corporels durant la marche, le repère de référence est fixé dans le laboratoire. Le modèle dynamique du corps humain développé dans le cadre de ce projet utilise la convention suivante : le premier axe est orienté horizontalement dans la direction de progression (axe X), le second axe est vertical (axe Z) et le troisième axe (axe Y) est horizontal et perpendiculaire à l'axe de progression ainsi qu'à l'axe verticale. En effet, chaque paire d'axes définit un plan : le plan X-Z est appelé plan sagittal, le plan Y-Z est le plan frontal et le plan X-Y est le plan transverse.

Enfin, pour étudier ces mouvements, le corps sera divisé en segments rigides et indéformables articulés entre eux.

1.9.2 Cinétique de la marche

La cinétique étudie les forces mises en jeu au cours du mouvement. Les muscles sont la principale source de la force résultante des vertèbres en mouvement. Ce sujet est extrêmement complexe, et il est moins étudié du point de vue de la biomécanique. Les muscles qui peuvent produire un mouvement du rachis comprennent les muscles antérieurs, qui sont en face des

vertèbres, les muscles postérieurs, et les muscles latéraux. Les muscles antérieurs comprennent les muscles abdominaux et le psoas, ils fléchissent la colonne vertébrale.

Les forces externes sont induites par les interactions produites entre le corps humain et le milieu extérieur. D'autre part, les forces internes sont les forces produites par les interactions entre les éléments qui composent le corps humain. Les forces externes appliquées sur le corps humain au cours de la marche sont le poids du corps appliqué au centre de masse corporel (COM), les forces de réactions au sol et les forces de frottement de l'air. Dans la marche, les forces de frottement de l'air sont négligeables.

La force que le sol exerce sous le pied est mesurée à l'aide de plates-formes de force. Les forces et les moments internes au niveau des articulations sont évalués à l'aide d'un modèle dynamique multi-corps.

1.9.3 Modèle biomécanique du rachis

Il existe plusieurs modèles multi-corps du rachis permettant de calculer les efforts internes au niveau des vertèbres. À titre d'exemple, Petit et al., 2004 ont développé un modèle multi-corps où les vertèbres lombaires et thoraciques sont considérés des corps rigides. Ce modèle est très utile et il a été amélioré au cours du temps pour qu'il soit utilisé lors de la simulation de l'instrumentation du rachis, cependant on ne peut pas l'utiliser pour l'analyse de la marche puisqu'il n'est pas adapté pour intégrer les forces de réaction au sol.

Finalement, cette revue de littérature nous a permis de faire connaissance de ce qui a été étudié au niveau de la marche des sujets ayant une scoliose idiopathique adolescente. Ces informations seront utiles pour bien situer notre projet dans la littérature et ensuite définir la problématique et les hypothèses de recherche qui seront expliqués dans le chapitre suivant.

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET OBJECTIFS

La revue de littérature permet de résumer les points importants suivants :

- ❖ Les sujets scoliotiques développent un excès de 30% du coût énergétique par rapport aux sujets sains ainsi qu'une diminution de l'efficacité musculaire au cours de la marche. En effet, le mouvement du bassin ainsi que de la hanche dans le plan frontal sont les principaux déterminants qui servent à minimiser et lisser le déplacement vertical du centre de gravité du corps, ce qui permet d'optimiser le travail mécanique effectué par les muscles et le coût énergétique au cours de la marche.
- ❖ Les patients SIA présentent une asymétrie en ce qui concerne les forces de réaction au sol du plan sagittal par rapport aux sujets sains, ce qui peut induire une différence au niveau des efforts articulaires de la cheville et probablement au niveau du genou et de la hanche.
- ❖ Il a été reporté que les patients SIA possèdent un patron de marche différent par rapport aux sujets sains. Ces différences se traduisent par une longueur de pas réduite ainsi qu'une diminution de l'amplitude de mouvement au niveau des membres supérieurs et inférieurs.
- ❖ Des différences de comportement d'effort entre les vertèbres tout au long du rachis au cours de la marche entre un sujet sain et un sujet scoliotique, ce qui peut induire une croissance asymétrique de la vertèbre et une progression de la déformation scoliotique (Principe Hueter-Volkman). Étant donné que cette étude a été faite sur deux sujets, il faut donc valider cette hypothèse sur une base de données plus grande.
- ❖ Des différences d'efforts au niveau du rachis ont été observées entre adolescents scoliotiques et sains au cours de la marche. Ces différences d'efforts peuvent être transmises au niveau des membres inférieurs à travers le pelvis.
- ❖ La scoliose idiopathique adolescente (SIA) affecte la mobilité du rachis ainsi que l'équilibre du tronc, ce qui implique une modification du patron de la marche. L'analyse de la marche chez les patients SIA a montré une asymétrie au niveau de la cinématique du tronc ainsi que de l'activité électromyographique (EMG) des muscles du rachis.

Ces considérations mènent à poser l'hypothèse de recherche suivante qui sera évaluée lors de cette étude :

«L'instrumentation du rachis a-t-elle un impact sur les efforts intervertébraux ainsi que sur le comportement dynamique des membres inférieurs au cours de la marche chez les patients SIA?»

L'objectif général de ce projet est donc d'analyser et de comparer les efforts intervertébraux ainsi qu'aux membres inférieurs entre des sujets sains et des patients scoliotiques (SIA) en condition pré-post opératoire au cours de la marche dans le but d'améliorer le suivi en réadaptation des patients SIA.

Afin de répondre à cet objectif, le projet comprend les cinq objectifs spécifiques suivants :

- 1- Calculer les forces ainsi que les couples articulaires au cours de la marche au niveau de la hanche, du genou et de la cheville à l'aide du modèle dynamique du corps humain développé au cours du projet.
- 2- Calculer les forces ainsi que les couples intervertébraux au cours de la marche tout au long du rachis à l'aide du modèle dynamique du corps humain développé au cours du projet.
- 3- Comparer les efforts articulaires aux membres inférieurs entre adolescents sains et scoliotiques de différentes sévérités (20° -- $>40^{\circ}$ et $> 40^{\circ}$).
- 4- Comparer les efforts articulaires aux membres inférieurs chez les patients SIA avant et après l'instrumentation du rachis.
- 5- Comparer les efforts intervertébraux chez les patients SIA avant et après l'instrumentation du rachis.

CHAPITRE 3 COMPARAISON DES EFFORTS INTERVERTÉBRAUX ET ARTICULAIRES AUX MEMBRES INFÉRIEURS ENTRE DES SUJETS SAINS ET SCOLIOTIQUES AU COURS DE LA MARCHÉ

Ce chapitre présente les principes utilisés lors du développement du modèle dynamique multi-corps. Ensuite, ce modèle a été utilisé pour le calcul des efforts internes tout au long du rachis dont l'article présenté dans ce chapitre contient ces résultats.

3.1 Développement du modèle 3D du corps humain

3.1.1 Modèle du corps humain

Le modèle du corps humain est composé de 13 corps rigides définis par 30 capteurs de position et articulés autour des articulations sphériques : la tête, les deux bras, les deux avant-bras, le tronc, le bassin, les deux cuisses, les deux jambes et les deux pieds. Chacun des 13 corps rigides est défini par trois capteurs de position permettant d'enregistrer le mouvement de chaque corps rigide. De plus, le bassin possède six degrés de liberté (3 translations, 3 rotations) par rapport au repère inertiel et les autres corps rigides sont reliés par des articulations sphériques (3 rotations). Celui-ci donne un total de 42 coordonnées généralisées ($6 + 12 \cdot 3$), ce qui représente les 42 degrés de liberté du modèle.

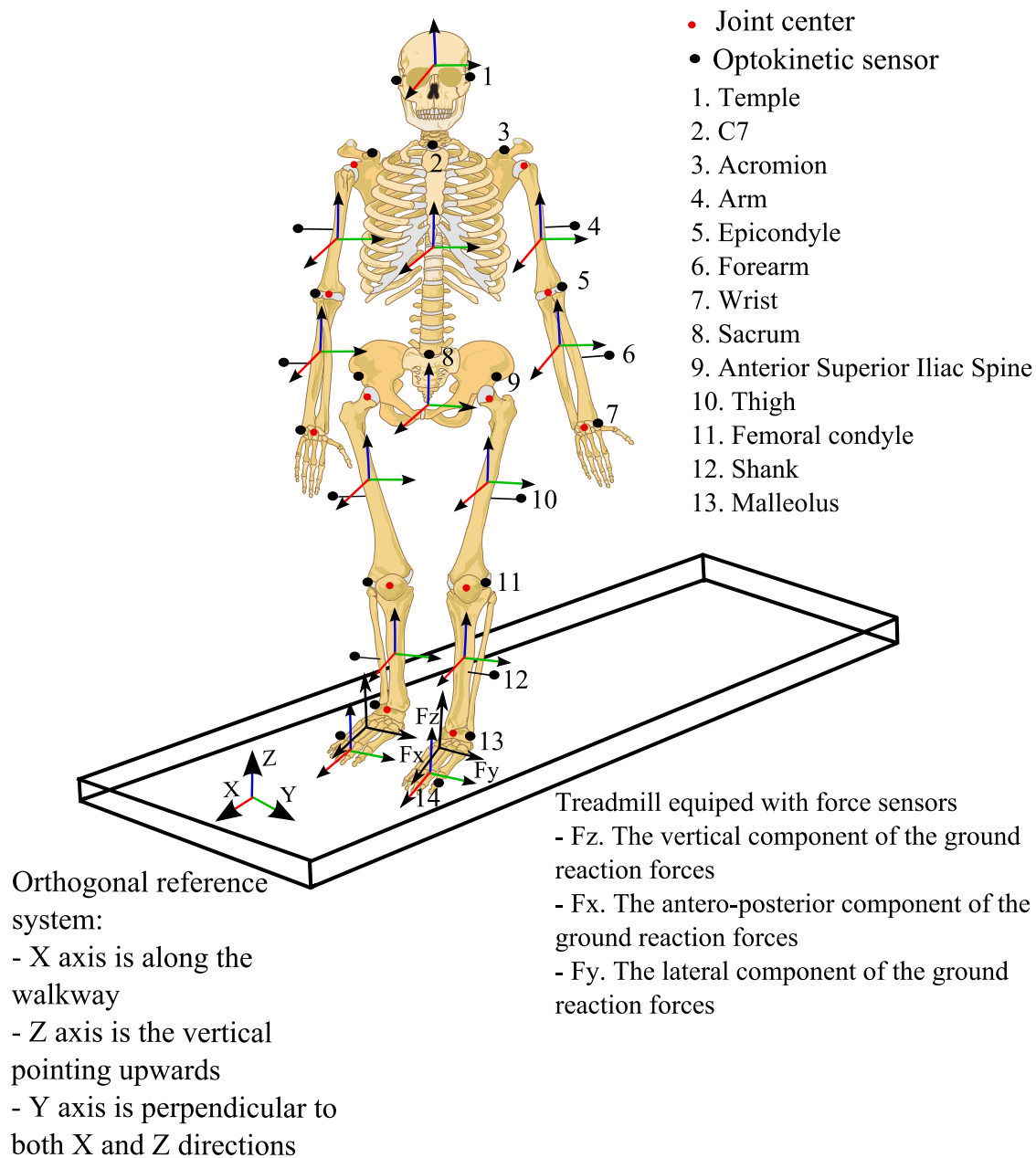


Figure 3.1: Modèle du corps humain avec les 30 capteurs optocinétiques définissant les 13 corps rigides articulés autour des articulations sphériques.

Le bassin est considéré comme le point de référence du modèle. Il a été systématiquement soustrait les composantes de la cinématique du bassin de toutes les données cinématiques dans le but de considérer le bassin fixe au point de référence inertiel (0, 0, 0) du modèle.

Finalement, quelques hypothèses doivent être formulées sur les différentes entrées du modèle :

- Les forces externes ' F_{ext} ' entre le corps et son environnement sont mesurées à l'aide des capteurs de force situés dans le tapis roulant.
- Les paramètres d'inertie : la masse, le moment d'inertie et le centre de masse de chacun de corps rigides sont récupérés à partir de la table anthropométrique de Leva (De Leva et al., 1996)
- Les coordonnées expérimentales (X_{exp}) sont enregistrées à l'aide de 30 capteurs optocinétiques. Ensuite, les coordonnées généralisées correspondantes (q) sont numériquement déterminées par un processus d'identification cinématique.

3.1.2 Décomposition des forces de réaction au sol

Le protocole d'analyse de la marche dans un cadre clinique emploie couramment une mesure de la force de tapis roulant pour enregistrer les forces de réaction au sol (GRF) (Barany et al., 1965, Kram and Powell, 1989). Toutefois, la force de réaction au sol mesurée au cours de la phase de double appui correspond à la sommation de la force enregistrée sous le pied gauche et droit, et par conséquent les couples articulaires ne peuvent pas être calculés à partir de la composante globale de la force. Davis et Cavanagh (1993) ont suggéré d'utiliser une seule plateforme pour la mesure des forces de réaction au sol, afin de calculer les couples articulaires au cours de la marche et de développer une méthode pour décomposer les profils de la force sous le pied gauche et droit à partir de la force totale. Cette méthode est basée sur l'examen des oscillations du centre de pression (COP) correspondant à la force de réaction au sol globale mesurée.

Dans ce contexte, Ballaz et al., 2013 ont développé une méthode de décomposition de la force de réaction au sol sous chaque pied. Cette méthode se base sur l'utilisation de la fonction «spline» dans Matlab afin d'estimer la force de réaction au sol sous chaque pied. En effet, durant la phase unipodale, la force de réaction au sol sous le pied en contact avec la plateforme de force sera égale à la force globale tandis que la force de réaction au sol sera égale à zéro sous le pied en phase d'oscillation. Durant la phase de double appui, chaque composante de la force de réaction au sol sous le pied qui se décolle de la plateforme de force sera approximée par une courbe spline. Cependant, la force sous le pied qui attaque la plateforme de force se calcule en faisant la soustraction entre la force globale enregistrée à l'aide de la plateforme de force et la force approximée par la fonction «spline». La courbe « spline » n'a pas été utilisée pour l'estimation des composantes de la force de réaction au sol sous le pied qui atterrit sur la plateforme de force

puisque leur forme est moins arrondie que les composantes du pied qui se décolle de la plateforme. En effet, cette méthode a été utilisée dans le cadre de ce projet afin de calculer la force de réaction au sol sous chaque pied, ce qui sera utile lors de l'évaluation des forces ainsi que les couples articulaires aux membres inférieurs.

3.1.3 Cinématique inverse par optimisation globale

Une fois que le modèle dynamique multi-corps est bien défini, il sera important d'établir le mouvement de chaque articulation. Ceci se fait à l'aide d'un processus qu'on appelle la cinématique inverse. Ce processus permet de définir les coordonnées généralisées «q» à partir des coordonnées cartésiennes 3D enregistrées à l'aide des marqueurs placés sur les repères anatomiques osseux au cours de la marche. Dans le cadre de ce projet, l'approche de la cinématique inverse par optimisation globale a été choisie afin d'en déduire la cinématique articulaire. Cette approche se base sur le principe d'une chaîne cinématique définie. Elle se nomme globale puisqu'elle permet de minimiser selon un critère global l'ensemble des marqueurs et non selon chaque segment indépendamment. Cette approche est bien connue en biomécanique parce qu'elle semble efficace et non pas très affectée par le mouvement de la peau. Le problème d'optimisation peut être formulé comme un problème d'optimisation non-linéaire de moindres carrés pour chaque configuration du corps rigide à chaque instant (t_k). La fonction du coût « f_{cost} » à chaque instant peut être définie selon l'équation suivante :

$$f_{cost}(t_k) = \sum_{n=1}^{28} |x_{mod,n}(q(t_k)) - x_{exp,n}(q(t_k))|^2$$

où l'index «n» indique le marqueur optocinétique; « $q(t_k)$ » est le vecteur des coordonnées généralisées et est la variable recherchée lors du processus d'optimisation; « $x_{mod,n}(q(t_k))$ » est la coordonnée cartésienne du $n^{ième}$ marqueur à l'instant t_k et obtenue à l'aide de la cinématique directe; « $x_{exp,n}(t_k)$ » est la coordonnée cartésienne provenant du système expérimental. De plus, afin d'améliorer la convergence, la valeur optimale de « $x_{mod,n}(q(t_k))$ » devient la condition initiale de l'itération suivante au prochain instant.

La cinématique inverse décrit par l'équation ci-dessus se fait selon les deux étapes consécutives suivantes :

- Un pré-processus qui permet de calculer la distance moyenne entre les articulations pour chacun des corps rigides en utilisant les coordonnées cartésiennes expérimentales.
- Les coordonnées cartésiennes issues du modèle sont obtenues à l'aide d'un processus de cinématique directe. Ceci se fait à l'aide de la distance moyenne déjà calculée précédemment et des coordonnées généralisées mis à zéro pour le corps qu'on veut déterminer sa cinématique.

Enfin, une fois que la cinématique articulaire « q » est obtenue, la vitesse « \dot{q} » ainsi que l'accélération « \ddot{q} » seront dérivées à partir de « q » à l'aide de la fonction spline cubique. Cette dernière s'agit de la fonction polynomiale la plus simple à utiliser et qui permet de lisser et de différentier les données échantillonnées dans le temps.

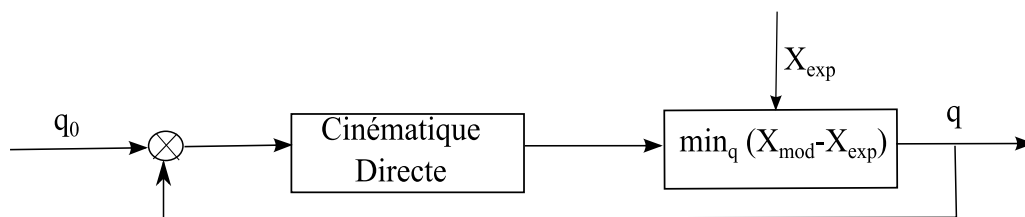


Figure 3.2: Principe de la cinématique inverse basée sur une méthode d'optimisation ainsi qu'une formulation explicite de la cinématique directe

3.1.3.1 Corps rigides et axe de référence

Un corps rigide est considéré comme étant une structure qui maintient une forme constante malgré l'application de forces provoquant son déplacement. Une autre façon de penser au corps rigide est que toutes les particules qui le composent ont un emplacement fixe l'une par rapport à l'autre et donc le corps ne peut pas se casser, se déformer ou changer l'un de ses descripteurs macroscopiques (moment d'inertie, centre de masse, etc) tout au long de l'intervalle de temps au cours de l'analyse.

Un système d'axe de référence peut être appliqué sur chaque corps rigide. Il se déplace et tourne avec le mouvement du corps, comme s'il est attaché d'une façon rigide. Puisque le corps rigide ainsi que le système d'axe sont fixés l'un sur l'autre, les mouvements des axes et du corps sont équivalents.

Dans le cadre de ce projet, afin de définir la position du corps rigide en mouvement dans l'espace, premièrement un système de coordonnées dans un repère global a été établi. Ensuite, un autre système de coordonnées dans un repère local sera défini. Ainsi, l'orientation du corps rigide dans l'espace 3D est définie en utilisant la convention d'angles d'Euler selon la séquence de rotation YXZ. Le choix de cette séquence est basé sur Davis et al., 1991 afin d'avoir des couples articulaires comparables à la littérature.

3.1.3.2 Coordonnées généralisées

Le système d'un ensemble de corps en mouvement peut être caractérisé par un nombre de coordonnées généralisées nécessaires et suffisantes pour définir de manière unique la configuration du système à un instant donné dans le temps. En effet, ce nombre est considéré comme le nombre de degrés de liberté que possède le système.

Dans le cadre de ce projet, les coordonnées généralisées de type relative ont été utilisées respectant ce qui est présent dans le logiciel ROBOTRAN et ce qui est le plus courant utilisé dans la littérature.

3.1.4 Cinématique du rachis

La cinématique du rachis est obtenue par la reconstruction 3D du rachis de C7 jusqu'à L5 à l'aide de radiographies bi-planaires du rachis. La cinématique désirée correspond aux angles d'Euler décrivant les rotations reliant une vertèbre à sa vertèbre proximale immédiate.

3.1.4.1 Fichier «.o3»

Un fichier «.o3» est l'extrait du logiciel Spine3D qui permet de calculer les coordonnées cartésiennes d'un repère anatomique à partir d'une radiographie antéropostérieure et une latérale. Les fichiers «.o3» analysés sont presque tous construits de la même façon. La partie d'un fichier utile au projet comprend 17 repères anatomiques pour les vertèbres T1 à L5 et un nombre de repères qui varie pour la vertèbre C7. Les 17 points de repère utilisés sont tous représentés dans le même ordre d'un fichier à l'autre et les 4 colonnes suivant le nom du repère anatomique représente respectivement les coordonnées cartésiennes X, Y, Z et l'erreur. Ce fichier est lu par la fonction 'O3_Parsing' appelé dans le fichier principal du code afin de définir les coordonnées cartésiennes de chaque vertèbre.

3.1.4.2 Système de repère

Le système de repères retenu pour décrire la position d'une vertèbre dans l'espace définissant les axes X, Y et Z est comme suit :

- L'axe Z est la ligne passant par le centre des plateaux supérieur et inférieur et pointant vers le haut
- L'axe Y est la ligne reliant les pédicules droit et gauche et pointant vers la droite
- L'axe X est une ligne perpendiculaire à l'axe Y et Z et pointant vers l'avant

3.1.4.3 Séquence de rotation

Concernant la séquence de DDL choisie pour le rachis, 3 translations (X (AP), Y (ML), Z (Vertical)) ont été indiquées pour passer de du centre de plateau supérieur au centre du plateau inférieur de la prochaine vertèbre; cela permettra de donner les déplacements entre les vertèbres, c'est-à-dire au niveau des disques intervertébraux. Ensuite au niveau de centre du plateau inférieur de la prochaine vertèbre, 3 rotations ont été indiquées pour cette vertèbre, dans cet ordre:

1. Autour de Y (ML), car c'est ce qui correspond à la seule rotation chez un sujet sain; les autres rotations seront alors comptées à partir de cette configuration;
2. Autour de X (AP), car c'est ce qui donne l'inflexion latérale, l'angle le plus important après les cyphoses-lordoses;
3. Autour de Z (Vertical), pour la torsion, a priori le plus petit angle.

3.1.4.4 Matrice de rotation

Cette section présente le calcul de la matrice de rotation reliant l'orientation d'une vertèbre à celle de la vertèbre proximale immédiate en commençant par L5. Par exemple, on obtient la matrice de rotation en base globale $C = \{i,j,k\}$ reliant une vertèbre distale nommée « a » à la vertèbre proximale, nommée « b » par la multiplication matricielle suivante :

$$R(a,b)_C = LCS_Vertebres\{b\} * inv(LCS_Vertebres\{a\})$$

Équation 1: Calcul de la matrice de rotation en base C

Où $R(a,b)_C$ est la matrice de rotation du passage de la vertèbre distale à la vertèbre proximale.

Puisque les axes sont représentés par des vecteurs colonnes, la matrice de rotation pré multiplie le système de repère de la vertèbre distal pour obtenir le système de repères de la vertèbre proximale.

Les matrices de rotations obtenues sont alors exprimées selon la base vectorielle globale $C = \{i,j,k\}$. Cependant, il faut obtenir les angles correspondant à une rotation autour des axes YXZ du système de repère de la vertèbre distale. Pour y arriver, il est nécessaire d'effectuer un changement de base pour exprimer la matrice de rotation dans la base correspondant au système de repère de la vertèbre distale, noté $D = \{x,y,z\}$. Ce changement de base s'effectue ainsi :

$$R(a,b)_D = \text{inv}(\text{LCS_Vertèbres}\{a\}) * R(a,b)_C * \text{LCS_Vertèbres}\{a\}$$

Équation 2: Changement de base vers la base D

Les angles d'Euler sont ensuite calculés à partir des matrices de rotation obtenues selon la convention YXZ. La convention YXZ se traduit par une rotation d'un angle Alpha autour de Y, suivi d'une rotation d'un angle Beta autour de X et d'une rotation d'un angle Gamma autour de Z. La relation qui relie la matrice de rotation aux angles d'Euler se calcule ainsi:

$$\begin{bmatrix} C_1 & 0 & S_1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -S_1 & 0 & C_1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C_2 & -S_2 \\ 0 & S_2 & C_2 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 \\ S_3 & C_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_3 C_1 + S_1 S_3 S_2 & C_3 S_1 S_2 - S_3 C_1 & S_1 C_2 \\ S_3 C_2 & C_3 C_2 & -S_2 \\ C_1 S_3 S_2 - C_3 S_1 & S_3 S_1 + C_1 C_3 S_2 & C_1 C_2 \end{bmatrix}$$

Équation 3: Calcul de la matrice de rotation

Où C et S sont respectivement le cosinus et le sinus

1,2 et 3 sont respectivement les angles Alpha, Beta et Gamma

Les calculs des angles d'Euler sont les suivants :

$$\beta = \text{arc sin}(a_{23})$$

$$\alpha = \text{atan2}(a_{13}/a_{13})$$

$$\gamma = \text{atan2}(a_{21}/a_{22})$$

Équation 4 : Calcul des angles d'Euler

Où a_{ij} est l'élément de la $i^{\text{ème}}$ rangée et de la $j^{\text{ème}}$ colonne de la matrice de rotation.

Cette façon de calculer les angles engendre une singularité dans le cas où $\text{Beta} = \pm 90^\circ$, le système se trouve alors à perdre un degré de rotation et entraîne un blocage de cardan. Toutefois, cette condition est très peu probable pour les sujets étudiés qui doivent être capables de marcher. Notons que la fonction atan2 permet de calculer l'arc tangent de façon à obtenir un angle positif pour les rotations antihoraires et un angle négatif pour les rotations horaires.

3.1.5 Dynamique inverse

L'approche de dynamique inverse est largement utilisée en biomécanique lors de l'analyse de la marche puisqu'elle permet d'estimer les efforts internes du corps humain d'une façon non-invasive. Cette approche possède des avantages et des inconvénients. L'un des avantages principaux est que la vitesse de calcul est assez suffisante pour qu'elle soit utilisée dans un environnement clinique. Cependant, l'un des principaux inconvénients est la présence des charges résiduelles sur le bassin. En fait, ces charges ne seraient pas présentes si une approche de dynamique directe a été utilisée.

La méthode de dynamique inverse utilise généralement le mouvement observé comme entrée dans le processus. Plus précisément, certains mouvements sont quantifiés comme la trajectoire angulaire variant au cours du temps puis cette trajectoire sera utilisée conjointement avec un modèle dynamique afin de déterminer le moment articulaire ainsi que la force qui a permis de créer cette trajectoire.

Le système des équations dynamiques est obtenu à l'aide du formalisme Newton-Euler (Fisette et al., 2002, Samin et al., 2003). Cet algorithme fournit le vecteur «Q» des forces et des couples articulaires du système multi-corps sous la forme d'un modèle de dynamique inverse (équation 2) ou d'un modèle dynamique semi-direct (équation 3).

$$\begin{aligned} Q &= f(q, \dot{q}, \ddot{q}, F_{ext}, M_{ext}, g) \\ &= M(q)\ddot{q} + G(q, \dot{q}, F_{ext}, M_{ext}, g) \end{aligned}$$

où « f » est une fonction de la cinématique « q » et représente le modèle du dynamique inverse du corps humain sur la base des forces ainsi que des moments externe appliqués sur le système et par la gravité également. Ces équations ont été symboliquement générées par le logiciel Robotran (Samin et al., 2003).

3.2 Structure générale du code

Le schéma ci-dessous sera utile comme guide pour l'utilisateur du code pour comprendre sa structure générale une fois que le code roule à partir du fichier principal 'exe_scoliosis_gait_sains' pour obtenir les efforts soit au rachis soit aux membres inférieurs. Le fichier principal 'exe_scoliosis_gait_sains' appelle une fonction à la fois, il reçoit les informations requises pour ensuite transmettre ces informations à la prochaine fonction et il demande d'autres informations en retour. Enfin, le fichier principal fait appel à la fonction de la dynamique inverse après avoir reçu toutes les informations concernant la décomposition de la force de réaction au sol, la cinématique et les paramètres d'inertie.

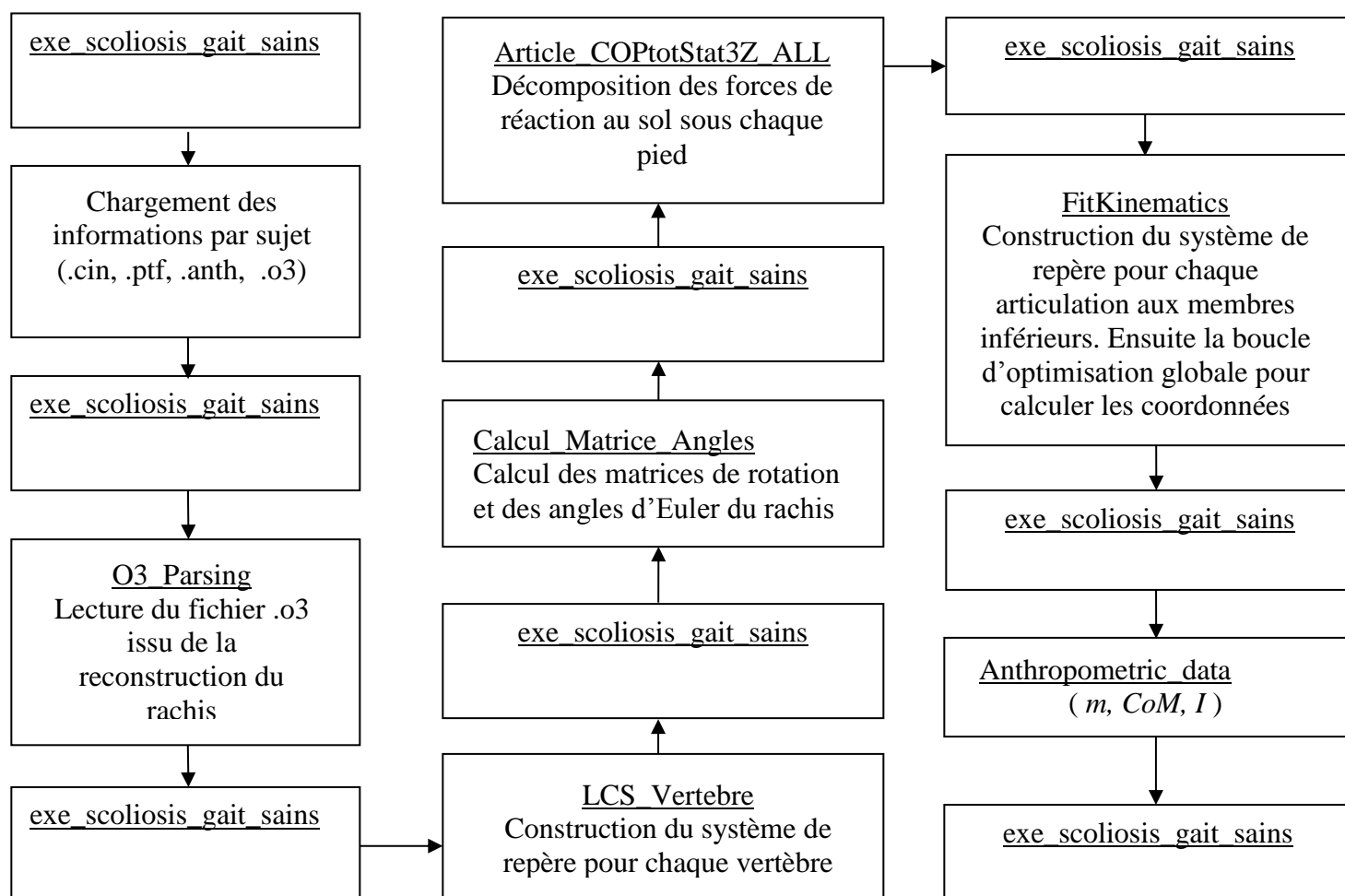


Figure 3.3: Structure générale du code utilisé pour le calcul des efforts intervertébraux et articulaires aux membres inférieurs

CHAPITRE 4 ARTICLE I: ARE THE MEDIOLATERAL JOINT FORCES IN THE LOWER LIMBS DIFFERENT BETWEEN SCOLIOTIC AND HEALTHY SUBJECTS DURING GAIT?

Cet article a été soumis à la revue 'Scoliosis' lors de la conférence de l'IRSSD (Research into Spinal Deformities) qui a eu lieu au mois de juillet 2014. L'article est intitulé «Are the mediolateral joint forces in the lower limbs different between scoliotic and healthy subjects during gait? ». Il a été publié le 11 février 2015, doi: 10.1186/1748-7161-10-S2-S3.

Authors and affiliations:

Mouna Yazji^{1,2*}, Maxime Raison^{1,2}, Carl-Éric Aubin^{1,2}, Hubert Labelle², Christine Detrembleur³, Philippe Mahaudens³, Marilyne Mousny⁴

¹ Polytechnique Montréal, Montreal, Canada

² Research Center of Sainte-Justine UHC, Montreal, Canada

³ Institute of Neurosciences (IoNS), Université Catholique de Louvain (UCL), Bruxelles, Belgium

⁴ Service d'Orthopédie et de Traumatologie de l'appareil locomoteur (ORTO), Saint-Luc UHC, Brussels, Belgium

*Corresponding author MY: mouna.yazji@gmail.com

MR: maxime.raison@polymtl.ca

CEA: carl-eric.aubin@polymtl.ca

HL: hubert.labelle@recherche-ste-justine.qc.ca

CD: christine.detrembleur@uclouvain.be

PM: philippe.mahaudens@uclouvain.be

MM: maryline.mousny@uclouvain.be

Abstract. Introduction: The quantification of internal joint efforts could be essential in the development of rehabilitation tools for patients with musculo-skeletal pathologies, such as scoliosis. In this context, the aim of this study was to compare the hips joint mediolateral forces during gait, between healthy subjects and adolescents with left lumbar or thoracolumbar scoliosis (AIS), categorized by their Cobb angle (CA). **Material and methods:** Twelve healthy subjects, 12 AIS with CA between 20° and 40° and 16 AIS in pre-operative condition (CA : > 40°) walked

at 4 km/h on an instrumented treadmill. The experimental set-up include six infrared cameras allow the computation of the tridimensional (3D) angular displacement and strain gauges located under the motor-driven treadmill allow the computation of ground reaction forces (GRF). The hips joint mediolateral forces were calculated using a 3D inverse dynamic of human body. One-way ANOVA was performed for the maximum, the minimum and the range of medio-lateral forces at each joint of the lower limbs. When appropriate, a Tukey's post hoc was performed to determine the differences. **Results:** The mediolateral forces were significantly lower at the right hip for AIS with CA between 20° and 40° compared to healthy subject. **Conclusion:** The spinal deformation leads to a reduced medio-lateral force at the right hip, which could gradually change the scheme of postural adjustments for AIS during gait. Further research on the quantification of the joint lower limb efforts should include the knee and ankle joints to evaluate the impact of spinal deformation on the lower limb dynamic behaviour in AIS patients.

Keywords: Idiopathic scoliosis, Gait, Hip, Medio-lateral force, Inverse dynamics, Human body.

4.1 Introduction

Idiopathic scoliosis has been characterized by decreased stability and standing imbalance, which may result from the reduced muscle efficiency that results from the longer contraction time of the lumbar and pelvic muscles [1]. The quantification of medio-lateral force during gait could help to select specific postural rehabilitation exercises around each lower limb joint to develop indicators of quality and comfort during gait. In this context, the aim of this study was to compare the hips joint mediolateral forces during gait, between healthy subjects and left lumbar or thoracolumbar AIS with different scoliotic severities, categorized by their Cobb angle (CA).

4.2 Material and Methods

Twelve healthy subjects, 12 adolescents with idiopathic scoliosis (AIS) with Cobb angle (CA) between 20° and 40° and 16 AIS in pre-operative condition (Cobb : > 40°) performed gait at 4 km/h on an instrumented treadmill. All subjects were submitted to a neurological examination. Patients with neurological abnormalities observed on clinical examination were not included in this study [2]. The acquisition system [3] included optokinetic sensors (*BTS*, Italy) recording the 3D joint coordinates and a treadmill equipped with force sensors (*UCL*, Belgium) measuring the

3D external forces independently applied to each feet. The hip joint forces at the left and right lower limbs were calculated using a tridimensional inverse dynamic model of the human body.

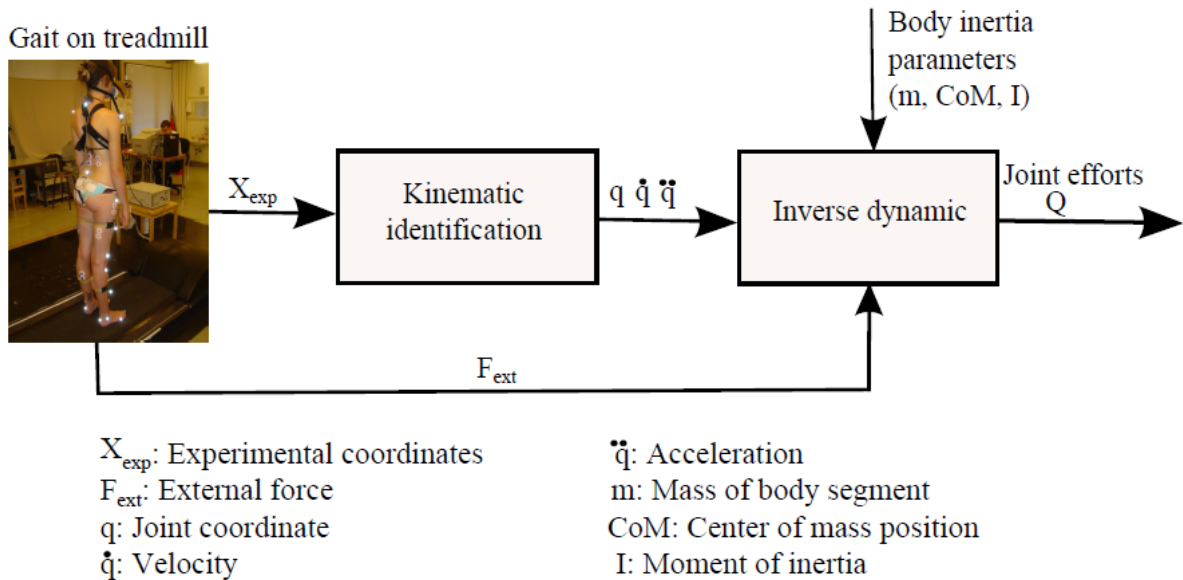


Figure 4.1: Principe of inverse dynamics to quantify the lower limbs efforts.

Using these data, a 3D multibody model of the human body provided hip joint medio-lateral forces, via these three consecutive steps (Figure 1):

1. **Kinematic identification:** From the raw kinematic data of the optokinetic sensors, we compute the joint center locations (Cartesian coordinates) of the pelvis, the hip, the knee and the ankle as proposed by Davis et al., 1991[4]. Then, from the Cartesian coordinates of the joint centers, the joint coordinates q , are numerically determined by a global optimisation method (GOM) as proposed by Lu et al., 1999[4] that estimates the joint coordinates of the multibody model that best fit the experimental joint centers positions [1]. The optimal pose of the multibody model is computed for each data frame such that the difference between the experimental and model-determined marker coordinates is globally minimized in a least squares sense. Finally, the corresponding velocities \dot{q} and accelerations \ddot{q} are presently estimated from q using a numerical derivative using cubic splines.

2. **Decomposition of the ground reaction forces:** The decomposition of the total ground reaction forces (GRF) measured by the platform set-up is computed as proposed by Ballaz et al., 2013 [6] to obtain the GRF under each foot. We should mention that this algorithm is only approved on vertical component of GRF. However, the horizontal force is a small component of

the total GRF and by consequence its error had only a small effect on joint moments as proposed by Stoquart et al., 2008 [7].

3. Inverse dynamics: the dynamical equations of the system are obtained from a Newton-Euler formalism [8]: this algorithm provides the vector \mathbf{Q} of internal interaction torques and forces at the joints for any configuration of the multibody system, in the form of an inverse dynamical model (Equation 1) which is generated by *Robotran* software :

$$\mathbf{Q} = f(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}, \mathbf{F}_{ext}, \mathbf{g})$$

Normality of the distributions was determined using the Shapiro test. One-way ANOVA was performed for the maximum, the minimum and the range of medio-lateral forces at the hip joint of the lower limbs. When appropriate, a Tukey's post hoc was performed to determine the differences. $P < 0.05$ was used to define the significance threshold. Statistical analyses were performed using Statistica. Furthermore, the repeatability between right and left side in normal subjects was tested by using the interclass correlation coefficient (ICC) to make sure that the method of computation was accurate in establishing relevant and significant differences between right and left for AIS patient in a future study.

4.3 Results

The maxima (p-value = 0.04) and the magnitudes (p-value = 0.02) of the mediolateral forces at the right hips were found to be different across the groups (Figure 2). The Tukey multiple comparisons found that the right hips medio-lateral forces were significantly lower in AIS having a CA between 20° and 40° compared to healthy subjects. The left mediolateral forces showed no significant differences between healthy subjects and the two AIS subgroups.

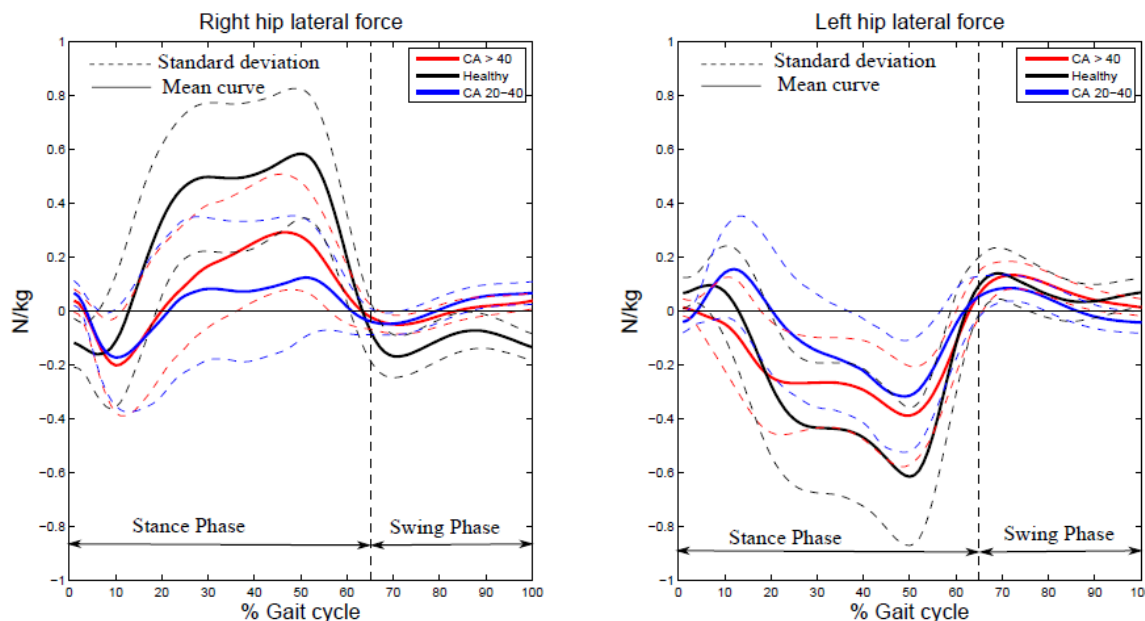


Figure 4.2: Mean values of hip joint mediolateral forces (N/kg) are presented as a function of gait cycle time (%).

4.4 Discussion

The mediolateral joint forces at the right hip are significantly different between AIS and healthy subjects. The study does not indicate significant difference between the 2 AIS groups for the mediolateral forces at the hips joint. The spinal deformity correlates to a decrease of hip mediolateral forces. This force decrease can be explained by the reduced muscle efficiency that results from the longer contraction time of the lumbar and pelvic muscles. This force decrease could gradually change the pattern of postural adjustments in AIS during gait. Especially at the hip, the decreased mediolateral force corresponds to a postural adjustment balancing the increased pelvic moment generated by the mediolateral shift of the thoracic mass during gait.

The present study does not report significant differences between healthy subjects and AIS groups at the left hip mediolateral force. This finding could be explained by the fact that AIS patient have left lumbar or thoracolumbar curvature so the right side will exert less important forces to compensate the curvature on the left side.

Also, the present study does not show significant differences between healthy subjects and AIS in pre-operative condition (Cobb : $> 40^\circ$). This surprising finding that more severe curves not

demonstrate a more pronounced difference than less severe curves could be related to an adaptive phenomenon over the long term as the stiffness in AIS patients is internal and permanent.

4.5 Conclusion

For the first time, a study shows the interest of the quantification of the internal efforts as a functional assessment indicator for scoliosis during gait, as is already done for many pathologies. Consequently, the evaluation of the mediolateral forces in the lower limbs could help to select specific postural rehabilitation exercises around each lower limb joint to develop indicators of quality and comfort during gait.

For future studies, we suggested that subjects undergo a MRI scan beside the neurological examination to make sure that no patients are included in the study with subtle neuromuscular disorder.

Finally, these results open the perspective of a more extended study on the quantification of the lower limb joint efforts for the evaluation of the spine deformation on the knee and ankle joint in scoliotic patients during gait. The information provided by the quantification of internal joint efforts could be essential in the development of rehabilitation tools for patients with musculo-skeletal pathologies.

4.6 Abbreviations

AIS: Adolescent idiopathic scoliosis

CA: Cobb angle

3D: Three dimensional

GRF: Ground reaction forces

cm: Centimeter

ICC: Interclass correlation coefficient

4.7 Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

4.8 References

- [1] Mahaudens P., Detrembleur C., Mousny M., Banse X. **Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis.** *Eur Spine J* 2009, **8**: 1160-1168.
- [2] Mahaudens P., Banse X., Mousny M., Detrembleur C. **Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis.** *Eur Spine J* 2009, **18**: 512-521.
- [3] Raison M., Aubin CE., Detrembleur C., Fisette P., Samin JC. **Quantification of intervertebral efforts during walking : comparison between a healthy and a scoliotic subject.** *Studies in Health Technology and Informatics* 2008, **140**: 61-64.
- [4] Davis R., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J. **A gait analysis data collection and reduction technique.** *Human Movement Sciences* 1991, **10**: 575-587.
- [5] Lu TW., O'Connor JJ. **Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints.** *Journal of Biomechanics* 1999, **32**: 129-134
- [6] Ballaz L., Raison M., Detrembleur C. **Decomposition of the vertical ground reaction forces during gait on a single force plate.** *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2013, **13**: 236-243
- [7] Stoquart G., Detrembleur C., Lejeune T. **Effect of speed on kinematic, kinetic, eletromyographic and energetic reference values during treadmill walking.** *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiologie* 2008, **38**: 105-116
- [8] Samin JC., Fisette P. **Symbolic Modeling of Multibody Systems.** *Kluwer Academic Publisher*; 2003.

CHAPITRE 5 RÉSULTATS DES EFFORTS ARTICULAIRES AUX MEMBRES INFÉRIEURS

Ce chapitre présente les résultats complémentaires obtenus dans le cadre de ce projet de maîtrise. Cette section comprend la comparaison des forces ainsi que les couples articulaires entre les mêmes patients en condition préopératoire et après avoir suivi une intervention chirurgicale. De plus, ce chapitre résume les différents résultats des efforts articulaires selon les différents plans.

5.1 Comparaison des couples articulaires pré-post opération

Cette section présente une comparaison du comportement dynamique des couples articulaire du plan sagittal et frontal entre des sujets sains, des patients en condition préopératoire et ces derniers après avoir subi une intervention chirurgicale.

Les figures de 5.1 à 5.6 présentent les couples articulaires aux membres inférieurs selon les différents plans pendant un cycle de marche. Les trois différentes courbes illustrent le comportement dynamique chez les sujets sains en noir, les patients en condition préopératoire en rouge et ceux qui ont subi une intervention chirurgicale en bleu. Ces courbes correspondent à la moyenne de 10 cycles de marche.

Tout d'abord, en ce qui concerne le couple latéral au niveau de la hanche, du genou et de la cheville, les résultats montrent que les sujets en condition post-opératoire présentent un couple articulaire plus important par rapport aux sujets sains et aux patients en condition pré-opératoire. Les résultats de l'analyse statistique présentent que l'amplitude du couple articulaire latéral chez les sujets en condition post-opératoire au niveau de la hanche, du genou et de la cheville est significativement plus élevée par rapport à ceux en condition pré-opératoire.

Ensuite, au niveau du couple antéropostérieur, les résultats issus de l'analyse statistique montrent que l'amplitude de ce couple est plus importante chez les patients en condition postopératoire. Au niveau de la hanche et de la cheville, l'amplitude du couple antéropostérieur est légèrement plus élevée par rapport aux patients en condition préopératoire, mais aucune différence significative n'a été détectée. Cependant, au niveau du genou, le couple antéropostérieur chez les sujets postopératoire possède une amplitude moins importante comparé aux sujets en condition préopératoire. Les figures montrent aussi que la déviation standard est beaucoup plus remarquable chez les sujets en condition postopératoire par rapport aux sujets sains ainsi que

ceux en condition préopératoire. Il est probable que le niveau de la fusion affecte l'amplitude du couple antéropostérieur puisqu'il a été remarqué que ce couple est très sensible à la variation des entrées de la dynamique inverse.

Table 1: Résultats du couple articulaire latérale au niveau de la hanche, du genou et de la cheville pour des patients en condition préopératoire et postopératoire

	Droite			Gauche		
	Pré-op	Post-op	p-value	Pré-op	Post-op	p-value
Hanche	-1.213	-0.702	0.004	-1.220	-0.712	0.001
Genou	-0.421	-0.587	0.002	-0.417	-0.542	0.001
Cheville	1.631	1.808	0.009	1.570	1.766	0.011

5.2 Comparaison des sujets sains et des patients SIA en condition post-opératoire

D'après les figures ci-dessous, il est clair que les sujets SIA en condition postopératoire présentent un comportement dynamique qui n'est pas semblable à celui des sujets sains. Ceci peut être expliqué par le fait que l'acquisition de la cinématique chez ces sujets a été faite directement après la chirurgie. Il est donc normal de constater un couple articulaire plus important chez les patients ayant subi une opération puisque leur rachis est plus rigide et ils n'ont pas beaucoup de degré de liberté pour s'adapter au cours de la marche.

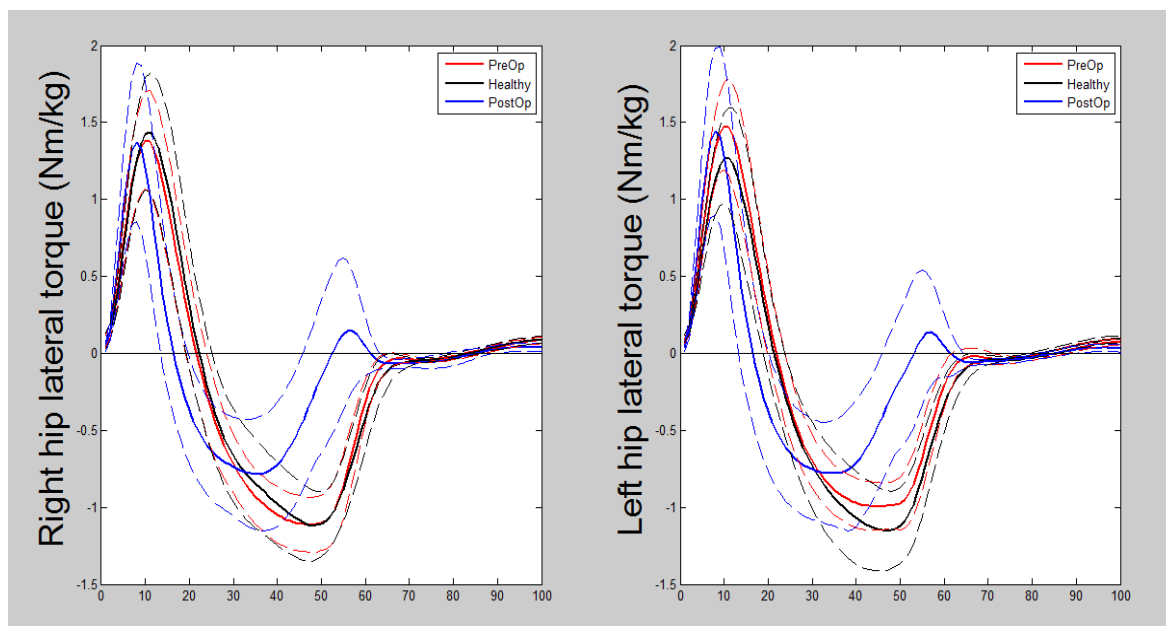


Figure 5.1: Comparaison du couple latérale de la hanche entre des sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu)

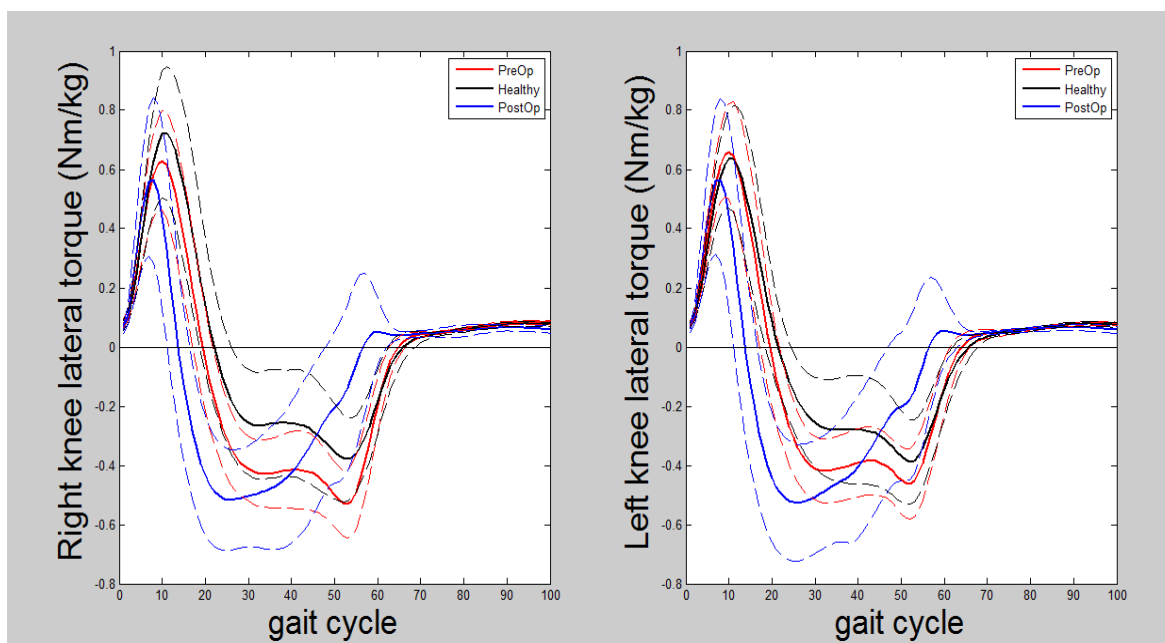


Figure 5.2: Comparaison du couple latérale du genou entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et postopératoire (bleu)

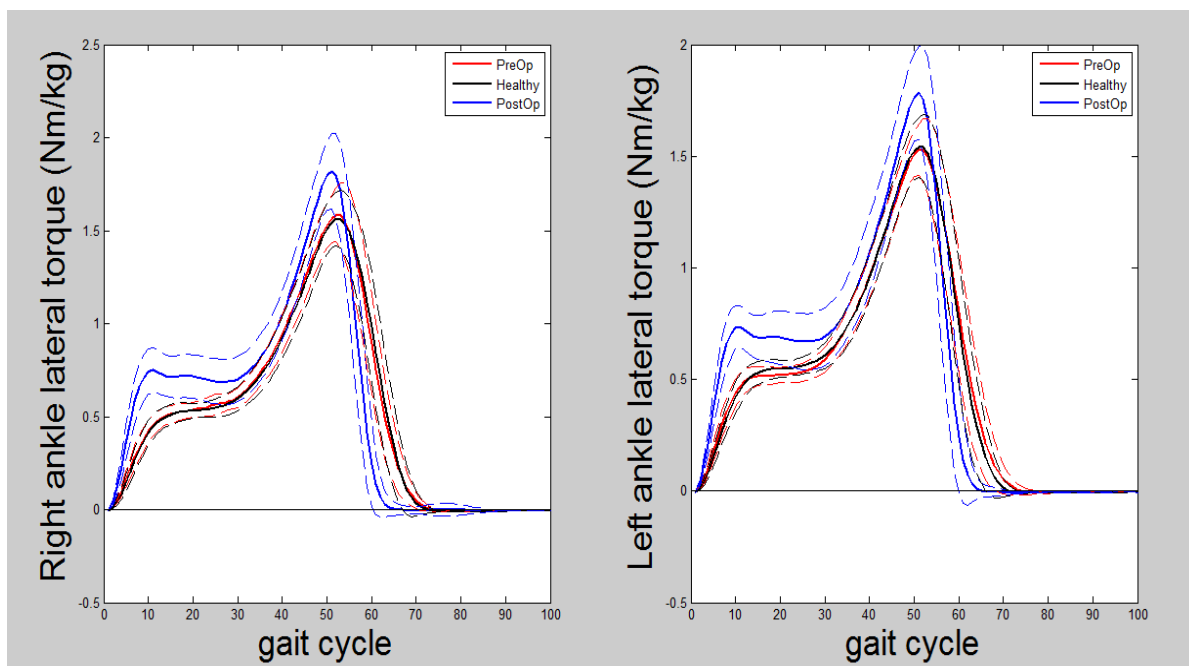


Figure 5.3: Comparaison du couple latérale de la cheville entre des sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu)

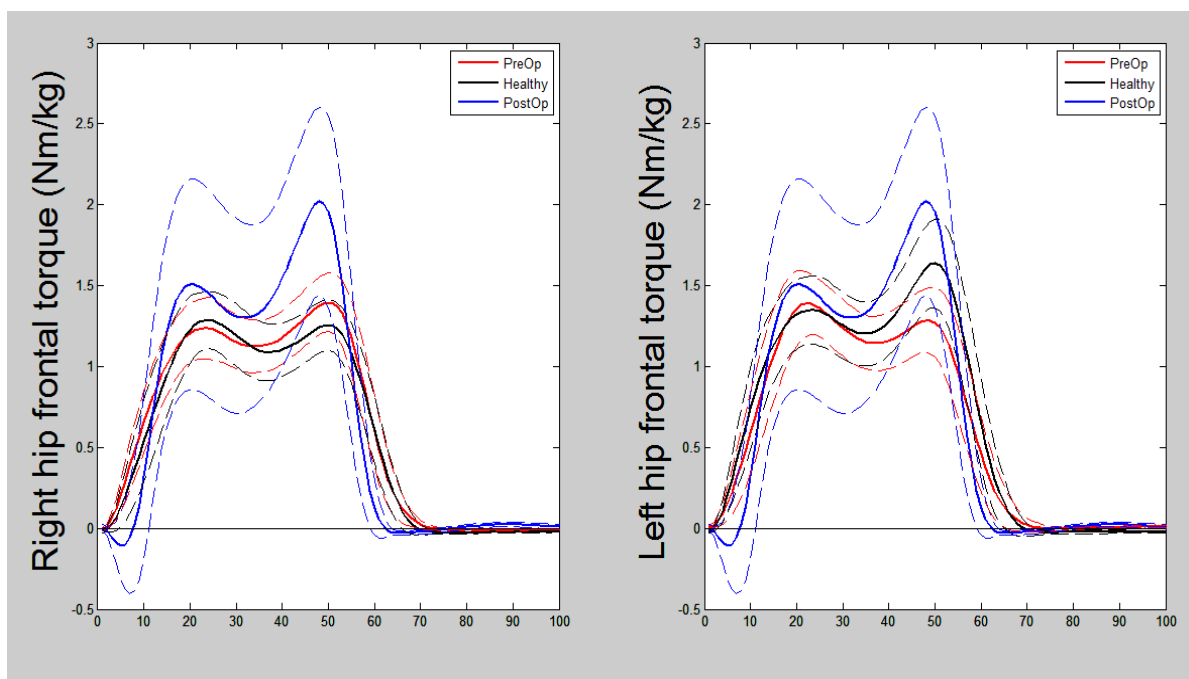


Figure 5.4: Comparaison du couple antéropostérieur de la hanche entre des sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu)

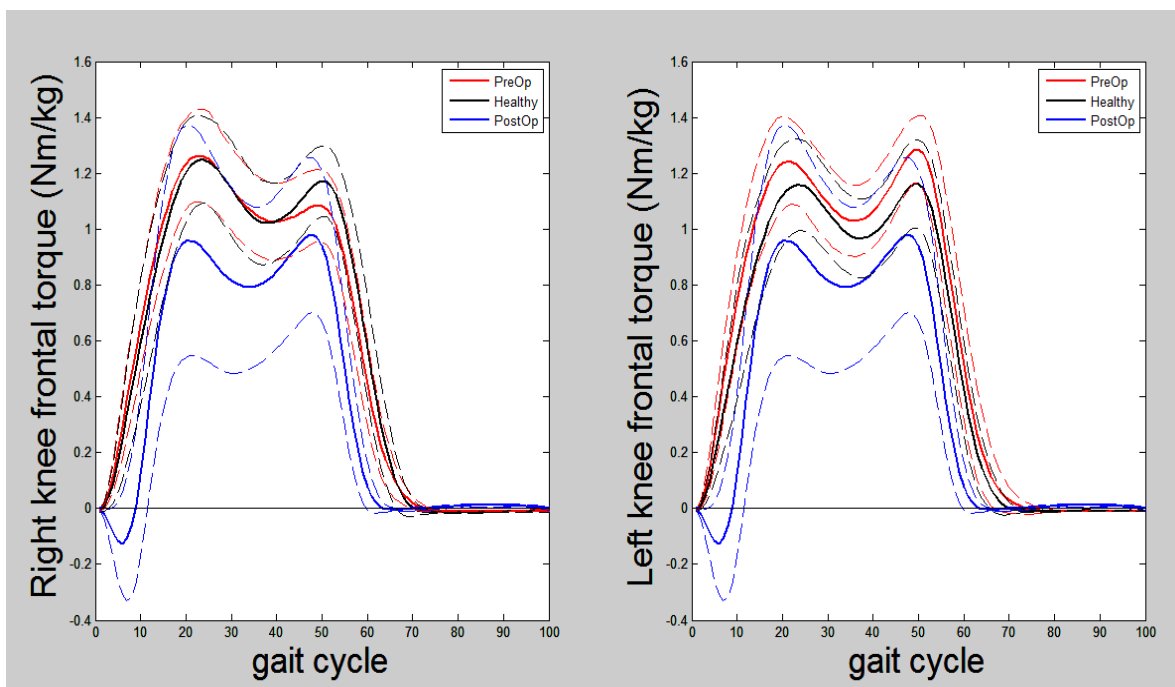


Figure 5.5: Comparaison du couple antéropostérieur du genou entre des sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu)

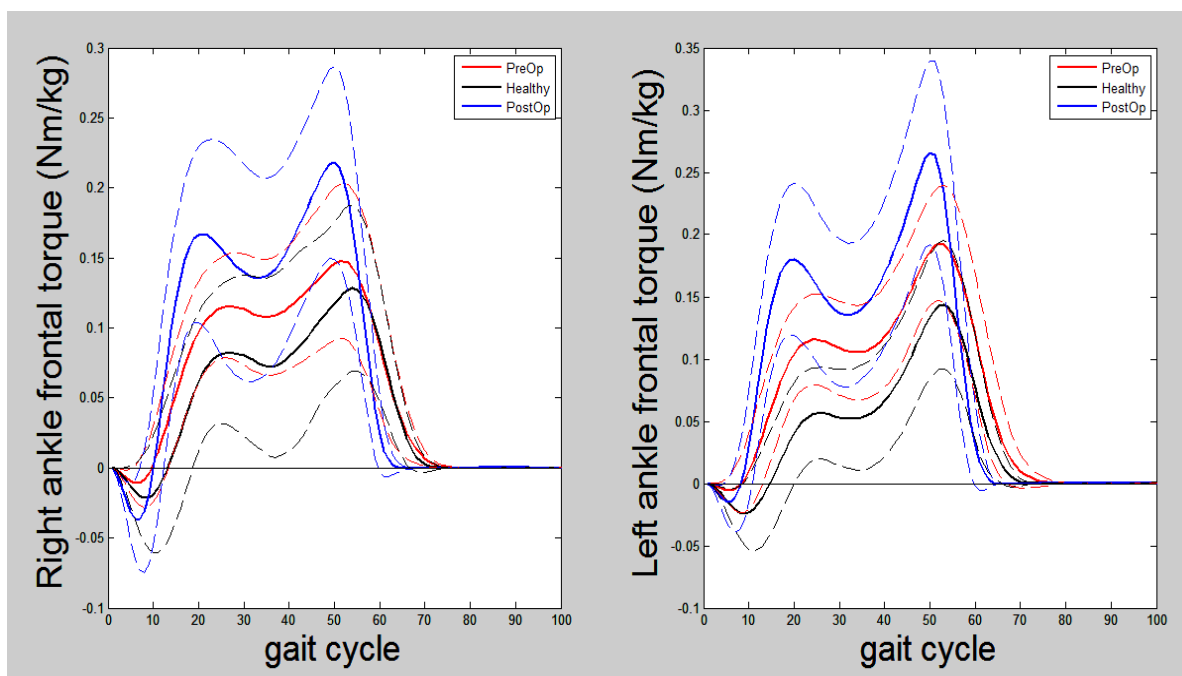


Figure 5.6: Comparaison du couple antéropostérieur de la cheville entre des sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu)

5.3 Comparaison des forces articulaires pré-post opération

Les figures 5.7 à 5.12 présentent les forces exercées par la hanche, le genou et la cheville au cours d'un cycle de marche moyen. Les trois courbes illustrent le comportement des sujets sains en noir, les sujets en condition préopératoire en rouge et ceux en condition postopératoire en bleu au cours de la marche.

Suite à l'analyse statistique, les résultats montrent qu'il n'y a pas de différence significative entre les sujets en condition pré-post opératoire au niveau de la force latérale à la hanche et à la cheville. Cependant, l'amplitude de la force latérale au genou droit ainsi qu'au genou gauche est significativement plus élevée chez les sujets en condition post-opératoire par rapport à ceux en condition préopératoire (0.818 vs 0.646, 0.721 vs 0.493) respectivement. En ce qui concerne la force antéropostérieure, il est possible de distinguer la courbe rouge (pré-op) de la courbe bleue (post-op), mais la différence n'est pas significative au niveau des six articulations aux membres inférieurs.

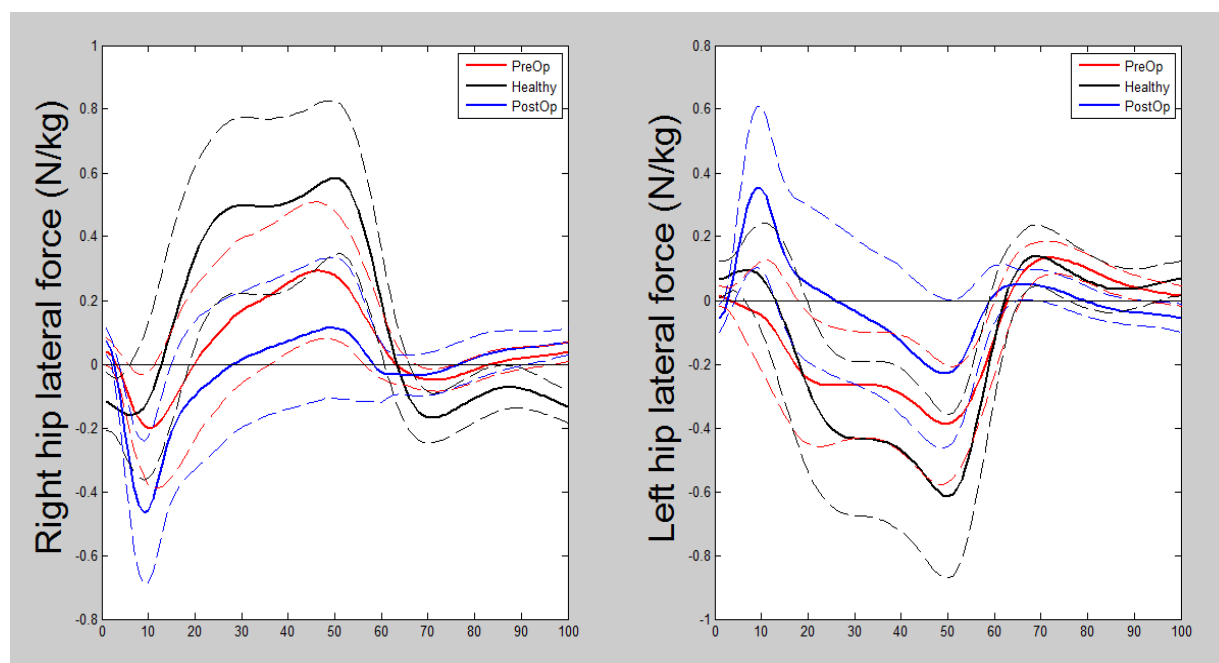


Figure 5.7: Comparaison de la force latérale de la hanche entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu)

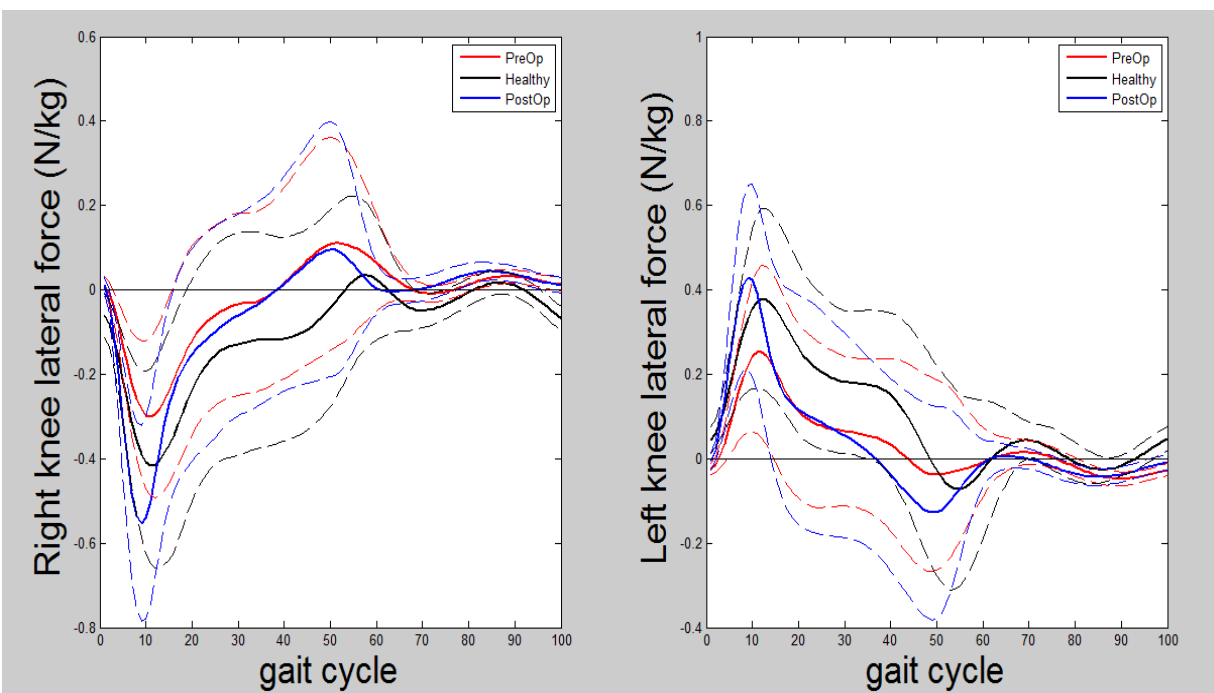


Figure 5.8: Comparaison de la force latérale du genou entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu)

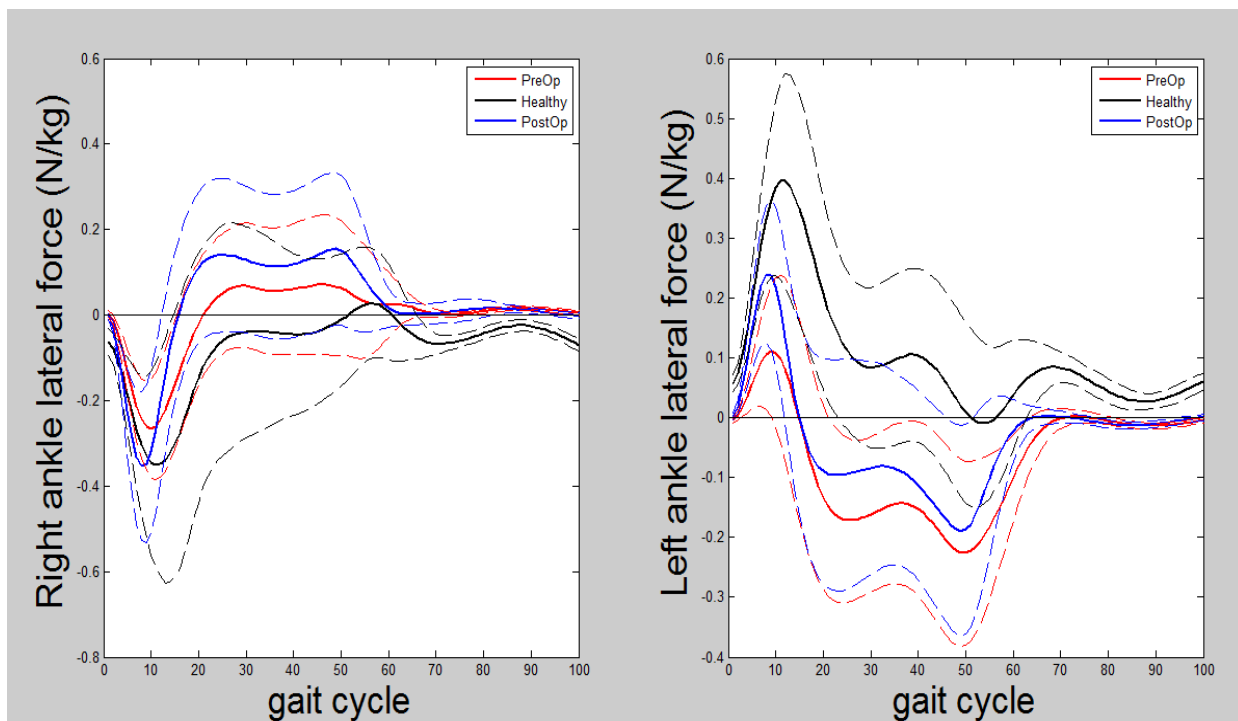


Figure 5.9: Comparaison de la force latérale de la cheville entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu)

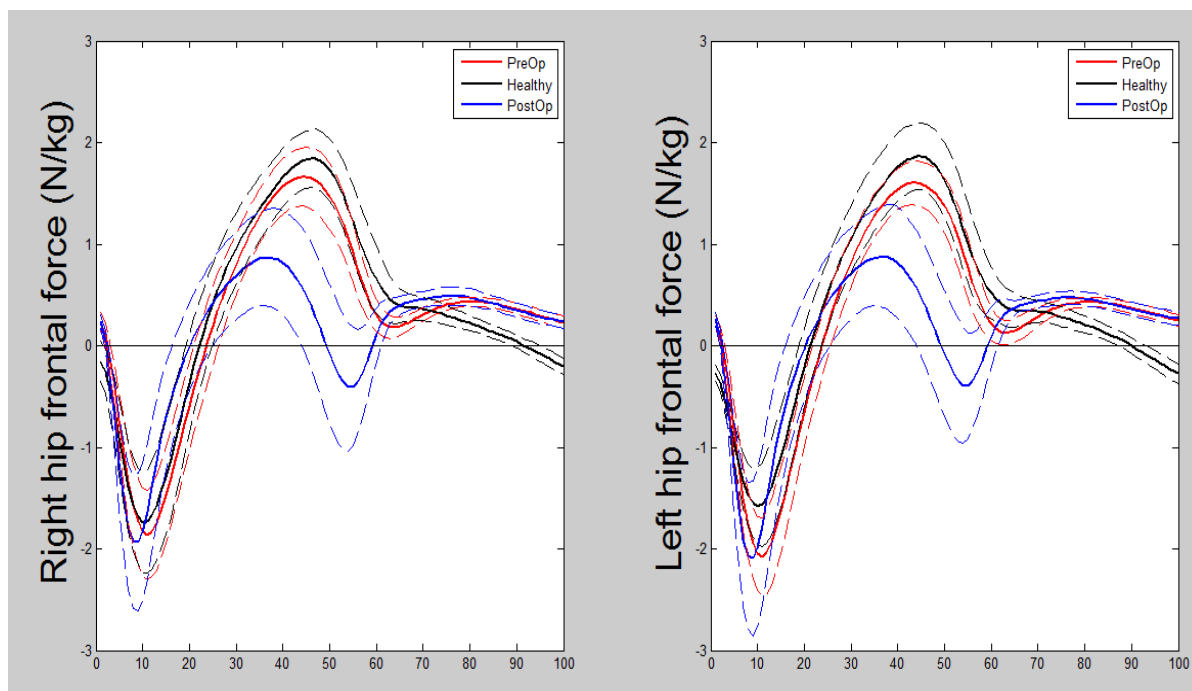


Figure 5.10: Comparaison de la force antéropostérieure de la hanche entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu)

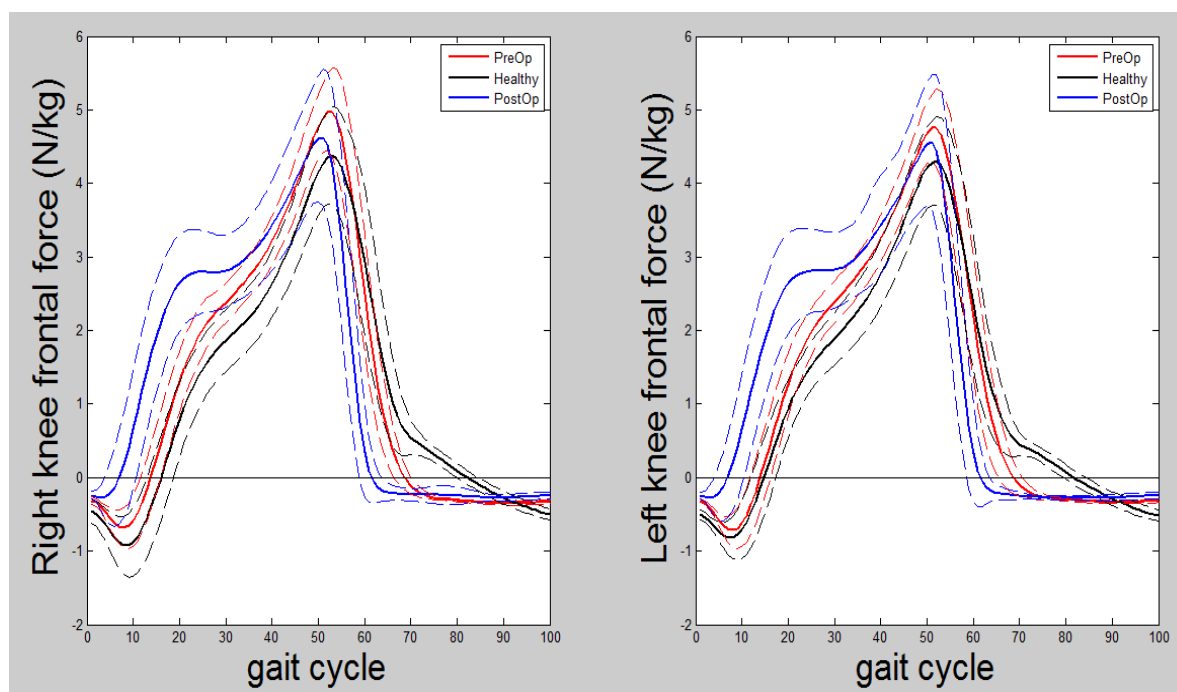


Figure 5.11: Comparaison de la force antéropostérieure du genou entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu)

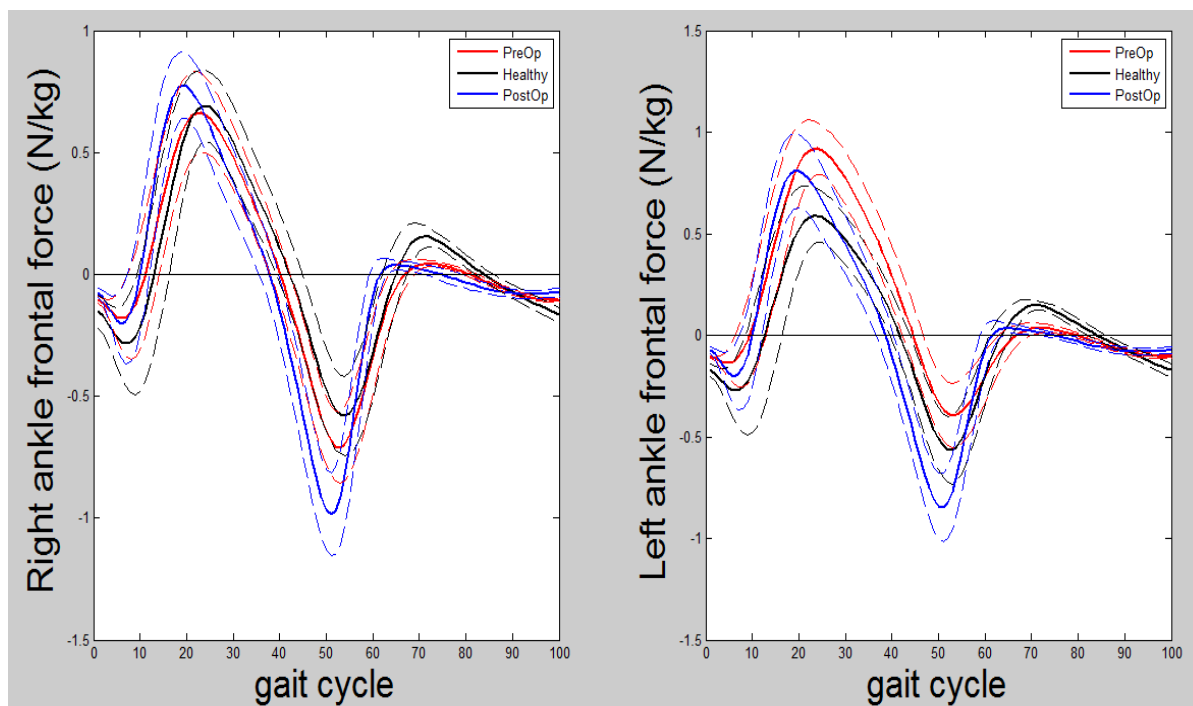


Figure 5.12: Comparaison de la force antéropostérieure de la cheville entre des sujets sains (noir), en condition pré-opératoire (rouge) et post-opératoire (bleu)

CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif général de ce projet de recherche, qui était d'évaluer l'impact de l'instrumentation du rachis sur les efforts intervertébraux tout au long du rachis ainsi qu'aux membres inférieurs chez les patients ayant SIA au cours de la marche, a été atteint. Dans ce qui suit, un bref retour sur l'article scientifique et une analyse des résultats complémentaires sont présentés. Cette discussion générale est ensuite clôturée par les principales limites du projet, et les recommandations pour les travaux futurs.

6.1 Généralisation des résultats de l'article scientifique

L'article scientifique étudie les efforts intervertébraux tout au long du rachis selon les trois différents plans chez les patients SIA au cours de la marche. L'article montre que l'instrumentation du rachis améliore le comportement dynamique au niveau du rachis. Cependant, il y aura un intérêt que ces patients suivent des programmes d'exercices en réadaptation après avoir subi l'instrumentation du rachis afin d'augmenter l'endurance de leur marche et de suivre leur amélioration. Des études futures seront utiles pour étudier la corrélation entre les efforts intervertébraux et le niveau du risque de blessure et de confort au cours de la marche

6.2 Analyse des résultats des efforts aux membres inférieurs

Pour les patients dont la scoliose progresse, la chirurgie reste la meilleure façon de corriger et de stabiliser la déformation tout en maintenant autant que possible de segments mobiles de la colonne vertébrale ([Wang et al., 2008](#)).

Avant tout traitement, les patients SIA ont déjà un mouvement réduit du bassin, de la hanche et de l'épaule par rapport aux adolescents sans scoliose (groupe de contrôle) lors de la marche à une vitesse normale ([Mahaudens et al., 2009](#)). En outre, ils ont une plus longue durée de contraction de la partie lombaire et des muscles pelviens conduisant à un coût énergétique excessive et une perte d'efficacité musculaire ([Mahaudens et al., 2009](#)). Si ces changements donc sont associés à la rigidité du rachis, l'intervention chirurgicale pourrait davantage nuire à l'efficacité de la marche. En effet, la chirurgie implique une restriction au niveau du mouvement à cause de la fusion spinale placée sur le tronc. Le corps ne peut pas se performer à ses limites maximales au cours de la marche, la chirurgie peut même diminuer ces limites ([Engsberg et al., 2003](#)). Il sera donc

essentiel d'analyser le comportement dynamique de ces patients afin de comprendre si la chirurgie pourrait améliorer leur patron de marche.

Les études dans la littérature ont généralement analysé la cinématique avant et après l'opération. L'étude de Lenke et al., 2001 démontre que la cinématique des membres inférieurs au cours de la marche n'est pas changé deux ans après la chirurgie chez les patients atteints de la scoliose idiopathique adolescent. Cependant, ils ont remarqué une diminution de la vitesse de marche avec une cadence plus lente et une longueur de pas réduite chez les SIA après la chirurgie.

Les résultats de ce projet montrent une différence significative en ce qui concerne les efforts articulaires aux membres inférieurs entre des patients SIA en condition pré-opératoire et 6-12 mois après ayant subit l'intervention chirurgicale. Ces résultats montrent que la chirurgie a un effet positif sur les efforts internes au niveau des membres inférieurs. Ceci concorde bien avec les résultats de Mahaudens et al., 2005, qui a montré que la chirurgie a beaucoup amélioré les paramètres de la marche ainsi que la cinématique chez les patients SIA. En fait, la littérature est pauvre en ce qui concerne la quantification des efforts aux membres inférieurs ainsi que l'impact de l'instrumentation sur ces efforts. Pour cette raison, il a été difficile de situer notre étude par rapport aux données de la littérature. La majorité des études se concentre sur le rachis où se trouve la déformation.

6.3 Limites du projet

En ce qui concerne le protocole expérimental, il existe certaines limites par rapport aux données disponibles permettant d'estimer les paramètres inertiels de chaque sujet. Au cours du protocole expérimental, seulement la masse ainsi que la taille du sujet ont été mesuré. Ceci nous a obligé à utiliser les tables anthropométriques lors de l'estimation des paramètres inertiels au lieu d'utiliser un modèle géométrique qui permet d'avoir des paramètres spécifiques pour chaque individu. En effet, des études ont évalué l'influence de l'erreur commise lors de l'estimation des paramètres inertiels sur le calcul des couples des couples articulaires. Challis et al. 1996, Pearsall et al. 1999 ont trouvé que ces erreurs ont une influence minime sur le calcul des couples articulaires au cours des activités qui ne demandent pas de forte accélération comme la marche, ce qui est notre cas. Il sera donc essentiel d'intégrer un meilleur modèle d'évaluation des paramètres inertiels dans le

cas où le modèle multi-corps sera utilisé pour le calcul des efforts articulaires au cours d'autres activités comme la course par exemple qui demande de forte accélération.

Cette étude a porté sur une population scoliotique ayant une courbure thoraco-lombaire et lombaire gauche. Dans le futur, le protocole expérimental devrait inclure des patients SIA ayant un autre type de courbure afin d'évaluer si la différence de l'amplitude de couples articulaire entre les sujets sains et scoliotiques est reliée au type de la courbure ou plutôt à la maladie elle-même.

Le modèle multi-corps développé au cours du projet permet de quantifier les efforts intervertébraux chez des patients SIA. Cependant, ce modèle ne tient pas en compte le niveau de la fusion chez les patients instrumentés. Dans le cas de l'instrumentation du rachis, le modèle considère le rachis à partir de L5 jusqu'à C7 comme un seul bloc.

Une partie du projet s'est concentré sur la quantification des couples articulaires au niveau des membres inférieurs au cours de la marche. Cependant, il existe d'autres paramètres qui semblent intéressant comme la puissance et le travail effectué au cours de la marche. Ces paramètres sont très utiles lors de l'interprétation biomécanique du mouvement, ils sont utilisés en clinique comme un outil d'évaluation et d'interprétation du comportement de chaque articulation au cours de la marche dans le but de connaître l'effet du traitement suivi par le patient (Desroches et al., 2010, DeVita et al., 2000, Frossard et al., 2011). La puissance correspond au produit du couple articulaire par la vitesse angulaire. D'autre part, le travail s'agit de l'intégration de la puissance au fil du temps et donne dans certains cas des informations supplémentaires significatives afin d'analyser le patron de marche anormal (Mansour et al., 1982; McGibbon et al., 2001; Olney et al., 1991, 1994) par rapport au patron normal (Chen et al., 1997; Siegel et al., 2004; Winter, 1983a). En fait, une puissance positive indique que le couple calculé à l'articulation génère un flux énergétique à partir des muscles vers les segments afin de propulser le corps au cours de mouvement. La puissance positive se produit lors de la contraction concentrique ce qui permet de savoir que l'articulation se déplace dans le même sens que la contraction musculaire. Cependant, une puissance négative provient des contractions excentriques, le couple articulaire absorbe de l'énergie pour ralentir le corps. En fait, la courbe de la puissance donc sera aussi essentielle dans le milieu industriel. Elle aide lors du développement de prothèse de la hanche ou de genou afin d'avoir les caractéristiques qui permettent de diminuer la dépense ainsi que le coût énergétique au cours du mouvement chez les patients pathologiques.

6.4 Perspectives

Les principales perspectives viseraient au raffinement de la modélisation multi-corps du corps humain ainsi qu'à l'amélioration de l'estimation de la cinématique enregistrée à partir de trajectoires de marqueurs optocinétiques lors de l'analyse du mouvement. Ceci permettra d'accroître les connaissances actuelles sur l'évolution du sur-actionnement musculaire pendant la marche.

Le raffinement du modèle multi-corps consistera à inclure dans notre modèle du corps humain les corps correspondant aux muscles puis fermer les boucles. De plus, une tentative d'identification des différentes composantes d'efforts active versus passive, musculaire versus tendineux, contributive au mouvement versus responsable de la cohésion des articulations internes sera utile afin de comprendre le comportement des différentes pathologies au cours de la marche. L'objectif de ce raffinement sera d'améliorer la qualité des modèles multi-corps dédiés à la biomécanique du mouvement.

6.4.1 Analyse du sur-actionnement musculaire

Tout d'abord, les méthodes actuelles utilisées pour estimer les efforts musculaires sont en grande majorité sur la base de critères sthéniques, correspondant à la maximisation de l'endurance (critère de Crowninshield), ou sur la base des critères énergétique, correspondant à la minimisation de l'énergie totale (Leboeuf et al., 2006). Cependant, les auteurs de ces stratégies ont toujours mis en garde les utilisateurs concernant les limites de validité de ces critères au cours du mouvement, et en particulier dans le cas de pathologies liées au mouvement, où ces critères sont mal utilisés. Ainsi, pour cette raison, le développement continu des stratégies d'activation musculaire nous semble indispensable afin d'affiner les méthodes de quantification de force musculaire. Ainsi, en terme concret, l'analyse de sur-actionnement musculaire consistera à définir des stratégies d'activation musculaire au cours du mouvement en profitant des améliorations du modèle géométrique effectuées au cours de ce projet et des améliorations de la cinématique via l'utilisation du filtre de Kalman. En effet, les stratégies d'activation musculaire serait un premier indicateur quantitatif des efforts internes pour aider les cliniciens ainsi que les chirurgiens lors du diagnostic des pathologies liées au mouvement ou des pathologies musculo-squelettiques, tels que la douleur au bas du dos, la scoliose ou l'hémiplégie.

6.4.2 Filtre de Kalman

Le filtre de Kalman correspond à un ensemble d'équations utilisées pour estimer l'état d'un système dynamique linéaire perturbé par du bruit. Il définit l'évolution de l'état dans le temps en utilisant les mesures obtenues avec les instruments en minimisant l'erreur statistique du système. En analyse du mouvement 3D, les filtres de Kalman sont principalement utilisés afin de réduire l'artéfact dû à la position des marqueurs sur la peau et au mouvement des tissus mous par rapport au segment. Ils permettent un signal du mouvement des articulations plus précis et donnent une bonne estimation de la cinématique des articulations.

Le filtre de Kalman a deux avantages potentiels par rapport à la méthode d'optimisation globale. Tout d'abord, ayant une trajectoire lisse du signal du mouvement, il peut améliorer la précision de la cinématique estimée. D'autre part, l'estimation des accélérations élimine la nécessité de différencier les coordonnées généralisées numériquement, ce qui peut produire de grandes erreurs. De plus, puisque ces accélérations sont une des entrées de la dynamique inverse afin de calculer les moments articulaires, l'augmentation de la précision lors de l'estimation de l'accélération angulaire permettra d'améliorer la précision de la cinétique calculée.

L'étude de De Groot et al., 2008 montre l'intérêt de l'utilisation de «Kalman smoothing» lors de l'estimation de la cinématique ainsi que la cinétique au cours de la marche. En fait, l'estimation semble plus précise avec le «Kalman smoothing» plutôt que d'autres méthodes telles que la méthode d'optimisation globale (GOM) et l'estimation du marqueur local (LME) où l'estimation à chaque moment est basée sur une partie de la trajectoire des marqueurs. En effet, le «Kalman smoothing» se base sur deux étapes consécutives. Tout d'abord, un filtre de Kalman (Kalman, 1960) estime la cinématique des articulations à l'instant (t) en utilisant uniquement les trajectoires enregistrées de marqueurs jusqu'à cet instant. Ensuite, une récursion arrière en utilisant les trajectoires mesurées des marqueurs à partir du dernier instant jusqu'à l'instant (t), suit le filtre de Kalman. Le Kalman résultant estime les coordonnées généralisées ainsi que leurs dérivées en se basant sur toutes les informations disponibles: les trajectoires complètes de marqueurs, le modèle de processus, et le modèle de mesure.

La récursion arrière ajoutée par le «Kalman smoothing» améliore non seulement l'estimation de la vitesse et de l'accélération, mais, à travers le modèle de processus, améliore également l'estimation de position. L'utilisation du «Kalman smoothing» au lieu de l'optimisation globale

améliore grandement l'estimation des moments articulaires et par conséquent l'évaluation de la charge maximale d'une articulation, malgré la présence des erreurs de modélisation. La méthode d'optimisation globale correspond à une technique de double différenciation, elle ne donne pas des résultats aussi bons que ceux obtenus avec le filtre Kalman ou le «Kalman smoothing». En fait, une telle technique trouve seulement les accélérations correspondantes aux positions estimées mais n'améliore pas la position estimée. L'avantage du filtre Kalman ainsi que le «Kalman smoothing» repose sur l'utilisation d'un modèle de processus qui relie chaque instant au suivant reflétant que la connaissance de l'état du système n'est pas indépendant de l'état de l'instant voisin.

CONCLUSION

Durant ce projet de maîtrise, un modèle multi-corps du corps humain au complet a été développé. Ce modèle a permis d'évaluer les efforts intervertébraux tout au long du rachis au cours de la marche qui sont impliquées dans le processus d'évolution des déformations scoliotiques selon le principe de modulation de croissance de Hueter-Volkman. En effet, le projet a permis de démontrer l'impact de la chirurgie sur les efforts articulaires au tronc et aux membres inférieurs en pré et post opératoire. De plus, le modèle utilisé dans ce projet pourrait être utilisé dans le futur afin de comparer l'amélioration des sujets en condition pré-post opératoire, de limiter la progression de la déformation, de planifier l'instrumentation du rachis pour les chirurgiens orthopédiques pour les patients en condition pré-opératoire et de développer des outils de suivi pour les patients souffrant de SIA après la chirurgie. Enfin, la quantification des efforts intervertébraux pourrait aider le chirurgien dans la prise de décision concernant le niveau de la fusion et la nécessité de l'instrumentation rachidienne.

Au niveau du rachis, l'étude a montré une différence significative entre les patients en condition pré-post opératoire pour le couple antéro-postérieur ainsi que medio-latéral et les trois composantes de forces. Les deux composantes de couple ont été différentes au niveau lombaire. Le couple antéro-postérieur présente un comportement asymétrique au niveau thoracique par rapport aux sujets sains. Ce niveau d'asymétrie a diminué après l'intervention chirurgicale pour avoir un comportement plus ou moins similaire à celui des sujets sains. Les forces antéro-postérieures, medio-latérales et verticales ont présenté une différence significative au niveau lombaire et thoraco-lombaire du rachis entre les patients en condition pré-post opératoire. La force médio-latérale aussi présente un comportement asymétrique tout au long du rachis chez les patients en condition pré-opératoire. Ces résultats indiquent donc qu'il y a une amélioration du comportement dynamique des efforts intervertébraux après avoir subi l'intervention chirurgicale. Les patients en condition post-opératoire pourraient suivre ensuite des programmes d'exercices en réadaptation afin de suivre leur amélioration et d'atteindre un comportement dynamique le plus similaire possible à celui des sujets sains.

Ce modèle a également permis de quantifier les efforts articulaires aux membres inférieurs afin d'évaluer l'impact de la déformation du rachis sur le comportement dynamique des membres inférieurs. L'étude sur la quantification des efforts articulaires aux membres inférieurs a montré qu'il n'y a pas de différence significative en ce qui concerne le comportement dynamique aux

membres inférieurs entre les patients en condition pré-opératoire et celui des sujets sains. En ce qui concerne la comparaison entre les patients en condition pré-post opératoire, des différences mineures ont été détectées. Cela peut être dû au fait que l'acquisition des données des patients en condition post-opératoire a été enregistrée 6 mois à 1 an après l'instrumentation du rachis. Le rachis est donc rigide et par conséquent l'amplitude de la mobilité est réduite.

Ce projet, en permettant une compréhension et une connaissance approfondie des efforts intervertébraux développés tout au long du rachis au cours de la marche chez des patients en condition pré-post opératoire, pourra alors permettre d'améliorer le traitement des patients SIA, ainsi que développer des outils de suivi en réadaptation après avoir subi l'intervention chirurgicale.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Agadir M., Sevastik B., Sevastik J.A., Svensson L., 1989. Effects of intercostal nerve resection on the longitudinal rib growth in the growing rabbit. *J Orthop Res* 7: 690-695
- [2] Andriacchi T.P., Galante J.O., Fermier R.W., 1982. The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg* 64: 1328-1335
- [3] Ascani E., Bartolozzi P., Logroscino C.A., Marchetti P.G., Ponte A., Savini R., Travaglini F., Binazzi R., Di Silvestre M., 1986. Natural history of untreated idiopathic scoliosis after skeletal maturity. *Spine* 11:784-789
- [4] Asher M.A., Burton D.C., 2006. Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects. *Scoliosis* 1:2
- [5] Aubin CE, Petit Y, Stokes IAF, Poulin F, Gardner-Morse M, Labelle H (2003) Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* 6(1):27–32
- [6] Aubin CE, Labelle H, Ciolofan OC (2007) Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 16(1):57–64
- [7] Axenovich T.I., Zaidman A.M., Zorkoltseva I.V., Tregubova I.L., Borodin P.M., 1999. Segregation analysis of idiopathic scoliosis: demonstration of a major gene effect. *Am J Med Genet* 86: 389-394
- [8] Bagnall K.M., Beuerlein M., Johnson P., Wilson J., Raso V.J., Moreau M., 2001. Pineal transplantation after pinealectomy in young chickens has no effect on the development of scoliosis. *Spine* 26: 1022-1027
- [9] Ballaz L., Raison M., Detrembleur C., 2013. Decomposition of the vertical ground reaction forces during gait on a single force plate. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 13: 236-243
- [10] Benli I.T., Uzumcugil O., Aydin E., Ates B., Gurses L., Hekimoglu B., 2006. Magnetic resonance imaging abnormalities of neural axis in Lenke type 1 idiopathic scoliosis. *Spine* 31: 1828-1833

- [11] Berven S, Pedlow FX Jr (1999) A review of recent literature on the biomechanics of spinal instrumentation. *Curr Opin Orthop* 10:142–147
- [12] Black RC, Eng P, Gardner VO, Armstrong GWD, O’Neil J, George MS (1988) A contoured anterior spinal fixation plate. *Clin Orthop* 227:135–142
- [13] Bonnefoy-Mazure A., Turcot K., Kaelin A., De Coulon G., Armand S., 2013. Full body gait analysis may improve diagnostic discrimination between hereditary spastic paraplegia and spastic diplegia: A preliminary study. *Research in Developmental Disabilities* 34 : 495-504
- [14] Branthwaite M.A., 1986. Cardiorespiratory consequences of unfused idiopathic scoliosis. *Br J Dis Chest* 80: 360-369
- [15] Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Berton E, Mesure S., 2009. Dynamical asymmetries in idiopathic scoliosis during forward and lateral initiation step, *Eur Spine J* 18:188-195
- [16] Bunnell W.P., 1986. An objective criterion for scoliosis screening. *J Bone Joint Surg Am* 66: 1381-1387
- [17] Burwell R.G., 2003. Aetiology of idiopathic scoliosis: current concepts. *Pediatr Rehabil* 6:137-170.
- [18] Challis J.H., Kerwin D.G., 1996. Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity, *Journal of Sports Sciences* 14: 219-231
- [19] Cheung K.M., Lu D.S., Poon A.M., Wang T., Luk K.D, Leong J.C., 2003. Effect of melatonin suppression on scoliosis development in chickens by either constant light or surgical pinealectomy. *Spine* 28: 1941-1944
- [20] Danielsson A.J., Wiklund I, Pehrsson K., Nachemson A.L., 2001. Health-related quality of life in patients with adolescent idiopathic scoliosis: a matched follow-up at least 20 years after treatment with brace or surgery. *Eur Spine J* 10: 278-288

- [21] Danielsson A.J., Nachemson AL., 2003. Back pain and function 22 years after brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis: a case-control study-part I. *Spine* 28: 2078-2085; discussion 2086
- [22] Davis R., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J., 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 10: 575-587
- [23] Davis B.L., Cavanagh P.R., 1993. Decomposition of superimposed ground reaction forces into left and right force profiles. *J Biomech* 26: 593-597.
- [24] Della Croce U., Riley P.O., Lelas J.L., Kerrigan D.C., 2001. A refined view of the determinants of gait. *Gait Posture* 14: 79-84
- [25] De Leva P., 1996. Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics* 29: 1223-1230.
- [26] Dubousset J., Machida M., 2001. Possible role of the pineal gland in the pathogenesis of idiopathic scoliosis. Experimental and clinical studies. *Bull Acad Natl Med* 185: 593-602; discussion 602-594
- [27] Fisette P, Postiau T, Sass L, Samin JC (2002) Fully symbolic generation of complex multibody models. *Mechanics of Structures and Machines* 30: 31-82.
- [28] Fregly B.J., Reinbolt J.A., Rooney K.L., Mitchell K.H., Chmielewski T.L., 2007. Design of Patient-Specific Gait Modifications for Knee Osteoarthritis Rehabilitation. *IEEE Trans Biomed Eng* 54 : 1687–1695
- [28] Gage J.R., Fabien D., Hicks R., Tashman S., 1984. Pre- and postoperative gait analysis in patients with spastic diplegia: a preliminary report. *J Pediatr Orthop* 4: 715-725
- [29] Goldberg C.J., Moore D.P., Fogarty E.E., Dowling F.E., 2008. Scoliosis: a review. *Pediatr Surg Int* 24:129-144
- [30] Goldberg C.J., Dowling F.E., Fogarty E.E., Moore D.P., 1995. Adolescent idiopathic scoliosis as developmental instability. *Genetica* 96: 247-255

- [31] Gum J.L., Asher M.A., Burton D.C., Lai S.M., Lambart LM., 2007. Transverse plane pelvic rotation in adolescent idiopathic scoliosis: primary or compensatory? *Eur Spine J* 16:1579-1586
- [32] Holden J.P., Stanhope S.J., 1998. The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moments. *Gait and Posture* 7: 1–6
- [33] Hopf CG, Eysel P, Dubousset J (1997) Operative treatment of scoliosis with Cotrel-Dubousset-Hopf instrumentation: new anterior spinal device. *Spine* 22:618–627
- [34] Justice C.M., Miller N.H., Marosy B., Zhang J., Wilson A.F., 2003. Familial idiopathic scoliosis: evidence of an X-linked susceptibility locus. *Spine* 28: 589-594
- [35] Kaneda K., Shono Y., Satoh S., Abumi K., 1996. New anterior instrumentation for the management of thoracolumbar and lumbar scoliosis. *Clin Orthop Relat Res*: 195-203
- [36] Kesling K.L., Reinker K.A., 1997. Scoliosis in twins. A meta-analysis of the literature and report of six cases. *Spine* 22: 2009-2014; discussion 2015
- [37] Kram R., Powell A.J., 1989. A treadmill-mounted force platform. *J Appl Physiol* 67:1692–1698.
- [38] Kramers-de Quervain I.A., Muller R., Stacoff A., Grob D., Stussi E., 2004. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 13 :449-456
- [39] Lenke L.G., Engsberg J.R., Ross S.A., Reitenbach A., Blanke K., Bridwell K.H., 2001. Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 26: E330-337
- [40] Lenke LG, Betz RR, Harms J (2004) *Modern anterior scoliosis surgery*, 1st edn. Quality Medical Publishing, St. Louis, Missouri, p 727
- [41] Letellier K., Azeddine B., Blain S., Turgeon I., Wang da S., Boiro M.S., Moldvan F., Labelle H., Poitras B., Rivard C.H., Grimard G., Parent S., Oullet J., Lacroix G., Moreau A., 2007. Ethiopathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis and new molecular concepts. *Med Sci (Paris)* 23:910-916

- [42] Leteneur S., Gillet C., Sadeghi H., Allard P., Barbier F., 2009. Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. *Clinical Biomechanics* 24 : 190–195
- [43] Lowe T.G., Edgar M., Margulies J.Y., Miller N.H., Raso V.J., Reinker K.A., Rivard C.H., 2000. Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research. *J Bone Joint Surg Am* 82-A: 1157-1168
- [44] Lowe T., Lawellin D., Smith D., Price C., Haher T., Merola A., O'Brien M., 2002. Platelet calmodulin levels in adolescent idiopathic scoliosis: do the levels correlate with curve progression and severity? *Spine* 27: 768-775
- [45] Lucas B., Asher M., McIff T., Lark R., Burton D., 2002. Transverse plane pelvic rotation measurement. *Stud Health Technol Inform* 91: 153-155
- [46] Lucas B., Asher M., McIff T., Lark R., Burton D., 2005. Estimation of transverse plane pelvic rotation using a posterior-anterior radiograph. *Spine* 30: E20-27
- [47] Machida M., Dubousset J., Satoh T., Murai I., Wood K.B., Yamada T., Ryu J., 2001. Pathologic mechanism of experimental scoliosis in pinealectomized chickens. *Spine* 26: E385-391
- [48] Marc-Thiong J.M., Labelle H., de Guise J.A., 2006. Comparaison of sacropelvic morphology between normal adolescents and subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform* 123: 195-200
- [49] Mahaudens P., Thonnard J.L., Detrembleur C., 2005. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine J* 5: 427-433
- [50] Mahaudens P., Detrembleur C., Mousny M., Banse X., 2009. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. *Eur Spine J* 8: 1160-1168.
- [51] Mahaudens P., Detrembleur C., Mousny M., Banse X., 2009. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis, *Eur Spine J* 18: 512-521.

[52] Milot M.H., Nadeau S., Gravel D., Requiario L.F., 2006. Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stoke* 37, 2070-2075

[53] Moreau A., Akoume Ndong M. Y., Azeddine B., Franco A., Rompre P.H., Roy-Gagnon M.H., Grimard G., Ouellet J., Parent S., Moldvan F., 2009. Molecular and genetic aspects of idiopathic scoliosis. Blood test for idiopathic scoliosis. *Orthopade* 38: 114-116, 118-121

[54] Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964. Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg* 46: 335-360

[55] Nachemson A., 1968. A long term follow-up study of non-treated scoliosis. *Acta Orthop Scand* 39: 466-476

[56] Normelli H., Sevastik J.A., Ljung G., Jonsson-Soderstrom A.M., 1986. The symmetry of the breast in normal and scoliotic girls. *Spine* 11: 749-752

[57] Nott C.R., Zajac F.E., Neptune R.R., Kautz S.A., 2010. All joint moments significantly contribute to trunk angular acceleration. *J Biomechanics* 43 : 2648–2652

[58] Pearsall D.J., Costigan P.A., 1999. The effect of segment parameter error on gait analysis results. *Gait and Posture* 9 :173–183

[59] Pehrsson K., Danielsson A., Nachemson A., 2001. Pulmonary function in adolescent idiopathic scoliosis: a 25 year follow up after surgery or start of brace treatment. *Thorax* 56:388-393

[60] Raison M., Ballaz L., Detrembleur C., Mahaudens P., Lebleu J., Fisette P., Mousny M., 2012. Lombo-sacral joint efforts during gait: comparison between healthy and scoliotic subjects. *Studies in Health Technology and Informatics* 176, 113-116.

[61] Requiario L.F., Nadeau S., Milot M.H., Gravel D., Bourbonnais D., Gagnon D., 2005. Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 15, 393-405

- [62] Riseborough E.J H.J., 1975. Scoliosis and other deformities of the axial skeleton. Little, Brown and Company, Boston.
- [63] Robitaille M, Aubin C-E, Labelle H (2007) Intra and interobserver variability of preoperative planning for surgical instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*
- [64] Rose J., Gamble J.G., 1994. Human walking. Baltimore
- [65] Samin JC, Fisette P (2003) Symbolic Modeling of Multibody Systems, Kluwer Academic Publisher: 484 p.
- [66] Schizas CG, Kramers-de Quervain IA, Stüssi E, Grob D., 1998. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only, *Eur Spine J* 7:95-98.
- [67] Stagni R., Leardini A., Cappozzo A., Benedetti M.G., Cappello A., 2000. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J Biomechanics* 33 1479-1487
- [68] Stirling A.J., Howel D., Millner P.A., Sadiq S., Sharples D., Dickson R.A., 1996. Late-onset idiopathic scoliosis in children six to fourteen years old. A cross-sectional prevalence study. *J Bone Joint Surg Am* 78:1330-1336
- [69] Syczewska M., Graff K, Kalinowska M., Szczerbik E., Domaniecki J., 2012. Influence of the structural deformity of the spine on the gait pathology in scoliotic patients. *Gait Posture* 35, 209-213.
- [70] Turi M, Johnston CE, Richards DS (1993) Anterior correction of idiopathic scoliosis using TSRH instrumentation. *Spine* 18:417– 422
- [71] Wang T., Xu J.G., Zeng B.F., 2008. Radiographic evaluation of selective anterior thoracolumbar or lumbar fusion for adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 17: 1012-1018
- [72] Weinstein S.L., Dolan L.A., Cheng J.C., Danielsson A., Morcuende J.A., 2008. Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet* 371: 1527-1537
- [73] Weinstein S.L., Zavala D.C., Ponseti I.V., 1981. Idiopathic scoliosis: long-term follow-up and prognosis in untreated patients. *J Bone Joint Surg Am* 63:702-712

[74] Weinstein S.L., Dolan L.A., Spratt K.F., Peterson K.K., Spoonamore M.J., Ponseti I.V., 2003. Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis: a 50-year natural history study. *Jama* 289: 559-567

[75] Weinstein S.L., Dolan L.A., Cheng J.C., Danielsson A., Morcuende J.A., 2008. Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet* 371: 1527-1537

[76] Wong M.S., Cheng C.Y., Ng B.K., Lam T.P., Sin S.W., Lee-Shum L.F., Chow H.K., Tam Y.P., 2008. The effect of rigid versus flexible spinal orthosis on the gait pattern of patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Gait Posture* 27: 189-195