

Titre:	Quantification des efforts intervertébraux et articulaires en temps-réel au cours de la marche des enfants atteints de scoliose idiopathique
Author:	Mireille Larouche Guilbert
Date:	2018
Type:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis
Référence:	Larouche Guilbert, M. (2018). Quantification des efforts intervertébraux et articulaires en temps-réel au cours de la marche des enfants atteints de scoliose idiopathique [Master's thesis, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/3171/
Citation:	

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/3171/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Maxime Raison, & Sofiane Achiche
Advisors:

Programme: Génie mécanique
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

QUANTIFICATION DES EFFORTS INTERVERTÉBRAUX ET ARTICULAIRES EN
TEMPS-RÉEL AU COURS DE LA MARCHE DES ENFANTS ATTEINTS DE SCOLIOSE
IDIOPATHIQUE

MIREILLE LAROCHE GUILBERT

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

MAI 2018

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

QUANTIFICATION DES EFFORTS INTERVERTÉBRAUX ET ARTICULAIRES EN
TEMPS-RÉEL AU COURS DE LA MARCHE DES ENFANTS ATTEINTS DE SCOLIOSE
IDIOPATHIQUE

présenté par : LAROUCHE GUILBERT Mireille

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

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

Mme PERIÉ-CURNIER Delphine, Ph. D., président

M. RAISON Maxime, Ph. D., membre et directeur de recherche

M. ACHICHE Sofiane, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. LABBÉ David, Ph. D., membre

REMERCIEMENTS

Ce projet n'aurait jamais été possible sans le support de mon entourage. Je remercie d'abord mon directeur de recherche Maxime Raison, professeur adjoint au Département de Génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal et titulaire de la Chaire en génie de la réadaptation appliquée en pédiatrie. Merci de m'avoir accordé ta confiance et de m'avoir partagé ta passion avec autant de dévouement. Je remercie également mon codirecteur Sofiane Achiche, professeur au Département de Génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal. Merci pour ton soutien et ta disponibilité. Ce fut un réel plaisir de travailler avec vous. Vous m'avez permis de grandir énormément tant sur le plan professionnel que sur le plan personnel.

Je tiens à remercier Carole Fortin, physiothérapeute et professeure adjointe à l'École de réadaptation de l'Université de Montréal pour son aide et sa participation active dans le projet.

Un énorme merci à tous les jeunes qui ont pris le temps de participer aux analyses pour votre patience et votre disponibilité. Je suis également reconnaissante envers tous les étudiants qui ont contribué au projet. Un merci particulier à Bahare pour ton aide généreuse tout au long de ce projet.

Je tiens à remercier la Fondation du CHU Ste-Justine et le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) pour leur soutien financier au cours des deux dernières années.

Je tiens également à remercier les équipes du Laboratoire de conception de systèmes intelligents et mécatroniques et l'équipe du Centre de Réadaptation Marie Enfant. Je suis choyée d'avoir travailler avec les personnes brillantes et attentionnées que vous êtes.

J'aimerais remercier mes parents ainsi que ma sœur et mon frère pour leur soutien tout au long de mon parcours. Chacun de votre façon, vous êtes pour moi un modèle de persévérence et de réussite. Merci d'avoir toujours été présent pour moi. Un merci à mon amoureux pour son support quotidien et son écoute depuis maintenant sept ans. Merci à mes grands-parents et ma belle-famille pour vos encouragements qui ont fait une énorme différence pour moi. Merci à mes amis et amies pour votre écoute et votre présence.

Je suis extrêmement reconnaissante d'avoir été aussi bien entourée durant mon parcours. Merci à tous et à toutes!

RÉSUMÉ

La marche est une activité quotidienne et est le moyen de déplacement le plus simple pour l'être humain. Une pathologie musculosquelettique telle que la scoliose idiopathique (SI) peut avoir des répercussions importantes sur la qualité de vie des personnes affectées. Plusieurs études ont montré que le patron de marche chez les patients scoliotiques peut différer d'un patron de marche normal. Plus spécifiquement, l'asymétrie au niveau du rachis peut causer une réduction de l'amplitude de mouvement du bassin et des membres inférieurs et une dépense énergétique plus élevée. La correction du patron de marche chez ces patients est donc cruciale et peut avoir des répercussions positives sur leur qualité de vie.

L'objectif de ce projet est de développer un outil qui calcule les efforts internes au niveau des articulations des membres inférieurs et tout au long de la colonne vertébrale en temps-réel. Cet outil permettra de faciliter les traitements de réadaptation de la marche des patients scoliotiques en quantifiant l'asymétrie au niveau du tronc grâce aux efforts articulaires.

Pour ce faire, le corps humain a été modélisé comme un système dynamique multicorps tridimensionnel. Des capteurs de position ont été placés sur chaque vertèbre et sur des marqueurs anatomiques des membres inférieurs. Les efforts intervertébraux et articulaires ont été obtenus grâce à des processus de cinématique inverse et de dynamique inverse à l'aide du logiciel de modélisation dynamique Robotran.

L'outil développé a été testé par le biais d'une analyse de cas comparant les données d'un sujet scoliotique et d'un sujet sain. Les résultats présentés dans ce mémoire montrent que les efforts intervertébraux médio-latéraux et antéro-postérieurs peuvent être des indicateurs d'asymétrie de la colonne vertébrale puisqu'ils sont plus élevés chez le sujet scoliotique. Le couple et la force médio-latéraux moyens de la colonne vertébrale sont respectivement 200% et 114% plus élevés chez le sujet scoliotique. Les mêmes efforts antéro-postérieurs sont 100% et 50% plus élevés. De plus, les résultats montrent que les efforts sont distribués de manière uniforme tout au long de la colonne vertébrale et que l'on n'observe pas des efforts plus élevés autour de l'apex ou au niveau d'un autre point critique de la colonne vertébrale.

L'outil développé permet de quantifier les efforts articulaires et intervertébraux des sujets scoliotiques et peut donc permettre d'identifier les indicateurs d'asymétrie les plus pertinents dans

le but développer des mouvements correctifs. Ceux-ci ont le potentiel de faciliter la réadaptation du patron de marche des sujets atteints de SI.

ABSTRACT

Walking is a daily activity and the natural way to move for a human. Musculoskeletal pathologies, such as the idiopathic scoliosis (IS), can have a significant impact on the life quality of affected people. Several studies have shown that gait in IS patients may differ from a normal walking pattern. More specifically, asymmetry in the spine can cause reduction in the range of motion of the pelvis and the lower limbs and increase the energy expenditure. The correction of the walking pattern in these patients is crucial and may have positive repercussions on their life quality.

The objective of this project is to develop a tool that assesses joint internal efforts of the lower limbs and all along the spine in real time. This tool will facilitate rehabilitation treatments for scoliotic patients by quantifying asymmetry in the trunk through joint efforts.

To do so, the human body is modeled as a 3D dynamic multibody system. It is personalised to each patient from the position of the sensors placed on each vertebra and anatomical markers on the lower limbs. The intervertebral and articular efforts are obtained from a solver of symbolic equations and an inverse cinematic method generated by Robotran software.

The developed tool was tested by a proof of the concept example which compared the data of a healthy subject with those of a scoliotic subject. The results presented in this thesis show that media laterals and antero-posterior's intervertebral efforts may be indicators of asymmetry since they are higher for the scoliosis subject. The media-lateral torque and force are respectively 200% and 114% higher for the scoliotic subject. The same antero-posterior efforts are 100% and 50% higher. In addition, the results show that the efforts were uniformly distributed throughout the spine. The efforts around the apex or another critical point were not higher than the others.

The developed tool developed enables the quantification of articular and intervertebral efforts of scoliotic subject which allows the identification of the most pertinent asymmetry indicators and therefore supporting the development of adequate corrective movements. These movements have the potential to facilitate rehabilitation of the walking pattern of scoliotic subjects.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT	VI
TABLE DES MATIÈRES	VII
LISTE DES TABLEAUX.....	X
LISTE DES FIGURES	XI
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XIII
LISTE DES ANNEXES	XIV
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	3
2.1 Anatomie fonctionnelle	3
2.1.1 La colonne vertébrale	3
2.1.2 Le bassin.....	4
2.1.3 La hanche	5
2.1.4 Le genou.....	6
2.1.5 La cheville	6
2.2 La scoliose.....	7
2.2.1 Classification.....	8
2.2.2 Traitement	11
2.3 Analyse de la marche chez les sujets scoliotiques	13
2.3.1 Mesures spatiotemporelles	13
2.3.2 Mesures cinématiques	14
2.4 Analyse dynamique multicorps	16

2.4.1	Paramètres inertiels	17
2.4.2	Cinématique	17
2.4.3	Dynamique	18
CHAPITRE 3 HYPOTHÈSE DE RECHERCHE ET OBJECTIFS		19
3.1	Résumé de la problématique	19
3.2	Objectif général	19
3.3	Objectifs spécifiques	20
3.4	Hypothèse.....	20
CHAPITRE 4 MÉTHODE		22
4.1	Protocole expérimental.....	22
4.2	Développement du modèle 3D du corps humain	23
4.2.1	Modèle du corps humain	24
4.2.2	Centre de rotation	25
4.2.3	Cinématique inverse	26
4.2.4	Forces extérieures.....	28
4.2.5	Dynamique inverse.....	29
4.3	Structure du code.....	29
CHAPITRE 5 ARTICLE 1: DEVELOPMENT OF A MULTIBODY MODEL TO ASSESS EFFORTS ALONG THE SPINE FOR THE REHABILITATION OF ADOLESCENTS WITH IDIOPATHIC SCOLIOSIS		30
5.1	Abstract	30
5.2	Introduction	30
5.3	Methods	33
5.3.1	Multibody model of the human body	33
5.3.2	Experimental set-up.....	34

5.4	Results	34
5.5	Discussion	40
5.5.1	Multibody model of the human body	40
5.5.2	Intervertebral efforts.....	40
5.5.3	Clinical output.....	41
5.6	Conclusion.....	41
	References	43
	CHAPITRE 6 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES	46
6.1	Forces et couples des membres inférieurs.....	46
6.2	Impact de la mobilité de la scoliose	47
	CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE	49
7.1	Retour sur les résultats de l'article scientifique	49
7.2	Efforts articulaires du membre inférieur	50
7.3	Importance de la mobilité la colonne vertébrale	51
7.4	Limitations	52
7.5	Perspectives	52
	CHAPITRE 8 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	54
	RÉFÉRENCES	56
	ANNEXES	61

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 5.1 Mean values of intervertebral torques and forces in 3 different planes for A. a healthy participant B. a participant with IS.....	36
Tableau 5.2 Average intervertebral torques and forces and its standard deviation (SD) along the spine in three different planes for a healthy participant and a participant with IS.....	38
Tableau 6.1 Comparaison des maximums (Max), des minimums (Min) et de l'amplitude (Amp) des efforts du membre inférieur gauche (G) et droit (D) entre le sujet sain (Sa) et scoliotique (SI).....	46
Tableau 6.2 Comparaison entre les efforts intervertébraux d'un sujet avec SI lorsque la colonne est en mouvement (dyn) et statique (stat)	47
Tableau 6.3 Comparaison entre les efforts intervertébraux d'un sujet sain lorsque la colonne est en mouvement (dyn) ou statique (stat).....	48

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Colonne vertébrale vue latérale gauche et postérieure, © (Netter, 2006).....	3
Figure 2.2 Vertèbre © (Poulain - Larousse)	4
Figure 2.3 Bassin © (Therapy Chandler Physical, 2014).....	5
Figure 2.4 Hanche © (Back To Health, 2018)	5
Figure 2.5 Genou © (Hecht, 2018).....	6
Figure 2.6 Cheville © (Hecht, 2018).....	7
Figure 2.7 Comparaisons entre un rachis scoliotique et un rachis sain © (Pro HealthCare Products, 2018).....	8
Figure 2.8 Angle de Cobb © (AMELI)	8
Figure 2.9 Classification Lenke (Lenke, et al., 2001)	10
Figure 2.10 Corset rigide © (ORTHOTECH, 2018).....	12
Figure 2.11 Rachis instrumenté (Choudhry, Ahmad, & Verma, 2016)	13
Figure 2.12 Schéma d'un système multicorps avec des corps rigides et des interconnexions (Simeon, 2013)	16
Figure 3.1 Outil de correction posturale.....	19
Figure 4.1 Configuration d'un essai d'analyse de la marche (Hernandez, 2015)	22
Figure 4.2 Définition des plans et axes anatomiques dans A. le plan frontal et B. le plan sagittal (Laitenberger, 2015)	23
Figure 4.3 Modèle multicorps du corps humain	24
Figure 4.4 Géométrie de la hanche tirée de (Davis III, et al., 1991)	25
Figure 5.1 Multibody model of the human body	33
Figure 5.2 Resulting angle (θ) between the intervertebral force direction (F) and the vertebrae orientation.....	35

Figure 5.3 Torques and forces distribution along the spine for a healthy participant (blue) and a participant with IS (orange) for a. antero-posterior torque, b. antero-posterior force, c. medio-lateral torque, d. medio-lateral force, e. vertical torque, f. vertical.....	39
Figure A.1 Couple médio-latéral de la jambe pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique.....	63
Figure A.2 Couple antéro-postérieur de la jambe pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique	64
Figure A.3 Couple vertical de la jambe pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique.....	65
Figure A.4 Force médio-latérale de la jambe pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique.....	66
Figure A.5 Force antéro-postérieure de la jambe gauche pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique	67
Figure A.6 Force vertical la jambe pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique	68

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	Trois dimensions
AP	Antéro-postérieur
C7	Dernières vertèbre cervicale
C	Couple
CoP	Centre de pression
CdM	Centre de masse
F	Force
I	Matrice inertielle
Kg	Kilogramme
L1-L5	Vertèbres lombaires
m	Mètre
ML	Médio-latéral
N	Newton
s	seconde
SI	Scoliose idiopathique
T1-T12	Vertèbres thoraciques
V	Vertical

LISTE DES ANNEXES

Annexe A – Graphique des efforts articulaires des membres inférieurs.....	61
Annexe B - Graphique des efforts articulaires des membres inférieurs (Yazji, et al. 2015).....	67
Annexe C – Graphique des efforts intervertébraux dynamiques.....	71
Annexe D – Graphique des efforts intervertébraux statiques.....	73

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

La scoliose idiopathique (SI) est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale. Elle affecte environ 0.5% des adolescents et peut avoir des répercussions importantes sur la santé des jeunes affectés si elle n'est pas traitée correctement (Morrissey, Goldsmith, Hall, Kehl, & Cowie, 1990). La scoliose doit être diagnostiquée tôt dans la croissance des jeunes afin de freiner sa progression le plus rapidement possible. Le traitement typique d'un adolescent avec une courbure de plus de 20 degrés est le port du corset et, dans les situations plus critiques (angle > 45 degrés), l'instrumentation de la colonne vertébrale est recommandée.

La marche l'une des activités les plus pratiquées au cours d'une journée. Un patron de marche pathologique peut avoir des répercussions importantes sur la santé physiologique. Un sondage récent (Daryabor, et al., 2017) a recensé près de 30 études qui démontrent que la déformation de la colonne vertébrale a un impact sur le patron de marche des adolescents avec une scoliose. En effet, l'asymétrie au niveau du tronc modifie la position du centre de masse, causant souvent une asymétrie pendant la marche. La réadaptation de ces patients est cruciale et pourrait aider à limiter la progression de la déformation, mais elle comporte quelques défis. Par exemple, il est difficile pour le clinicien de corriger le tronc et les membres inférieurs en même temps. Par exemple, une correction appliquée au niveau du tronc est souvent compensée par les membres inférieurs. Cela a comme effet de déplacer le problème plutôt que de l'atténuer ou de le régler complètement.

Le patron de marche des patients SI a été étudié selon plusieurs angles. Entre autres, des études ont comparé les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques des sujets scoliotiques et des sujets sains. Peu d'études ont analysé les efforts articulaires ou intervertébraux des patients ASI, et ce, même s'il est connu que les forces et les couples appliqués sur les vertèbres influencent leur croissance (Stokes, Spence, Aronsson, & Kilmer, 1996).

Un outil de calcul des efforts articulaires et intervertébraux a été précédemment développé, montrant qu'il y a une asymétrie au niveau des couples articulaires de la hanche chez les sujets scoliotiques (Yazji, et al., 2015). L'outil a également montré que l'instrumentation du rachis a un impact sur les efforts intervertébraux des patients. Les résultats montrent que la chirurgie diminue la différence entre les efforts intervertébraux du sujet scoliotique et du sujet sain (Yazji M. , 2015).

Ces résultats intéressants nous amènent à la question suivante : Serait-il possible de développer un outil qui calcule les efforts articulaires des membres inférieurs et intervertébraux de la colonne vertébrale en temps-réel afin de faciliter la réadaptation des mouvements du bassin et du tronc lors la marche chez les patients avec une SI?

Ce projet de recherche veut répondre en partie à cette question. L'objectif du projet est de développer un outil qui calcule en temps-réel les efforts articulaires des membres inférieurs et intervertébraux. Pour ce faire, l'outil précédemment développé au laboratoire a été adapté pour être utilisé en temps-réel. Puis, le modèle a été adapté afin d'inclure les mouvements du tronc. L'outil précédent utilisait les radiographies pour reconstruire la colonne vertébrale et celle-ci restait statique pendant les analyses. Deux sujets, un sain et un scoliotique, ont été étudiés dans le cadre de ce projet afin de montrer que l'outil peut fournir les résultats demandés.

Ce rapport de maîtrise présente une revue des connaissances au Chapitre 2. Une description de l'anatomie fonctionnelle des articulations analysées, une définition élargie de la scoliose, les principaux éléments étudiés lors d'une analyse de la marche et les principales différences entre les sujets sains et les sujets scoliotiques au cours de la marche seront présentés dans cette section. Les hypothèses de recherches sont décrites dans le Chapitre 3. Le Chapitre 4 décrit la méthodologie du projet. Le Chapitre 5 présente un article sur ce projet de recherche récemment soumis. Des résultats complémentaires sont exposés au Chapitre 6. Enfin, le Chapitre 7 discute les principaux résultats et le Chapitre 8 conclut ce rapport.

CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE

L'anatomie fonctionnelle des articulations ciblées dans ce projet de recherche est décrite dans ce chapitre. Puis, la scoliose idiopathique adolescente est définie. Ses principaux systèmes de classification sont présentés ainsi que les traitements présentement disponibles. Les principaux paramètres analysés au cours d'une analyse de la marche sont ensuite détaillés. Enfin, une revue de la littérature des analyses de la marche chez les sujets scoliotiques est présentée afin de mettre en évidence les motivations de cette étude.

2.1 Anatomie fonctionnelle

La prochaine section présente un résumé des caractéristiques anatomiques des articulations qui sont modélisées dans le cadre de ce projet, soit la colonne vertébrale, le bassin, la hanche, le genou et la cheville (Hall, 2006).

2.1.1 La colonne vertébrale

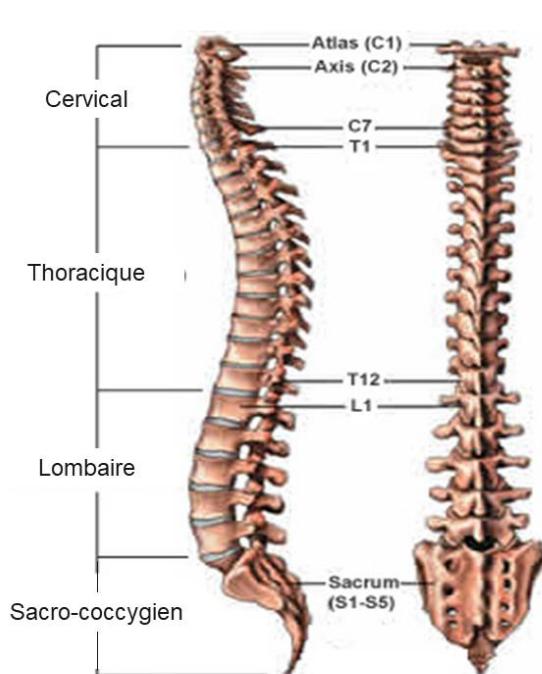


Figure 2.1 Colonne vertébrale vue latérale gauche et postérieure, © (Netter, 2006)

La colonne vertébrale est un élément clé de l'anatomie humaine. Elle est porteuse de trois fonctions essentielles telles que l'équilibre statique du corps sous un chargement tridimensionnel (3D), l'équilibre dynamique du corps (mouvements) et la protection de l'axe nerveux. Elle est donc un compromis entre la rigidité obtenue via les tendeurs musculaires et ligamentaires et la souplesse que les multiples vertèbres superposées lui permettent.

La colonne possède une courbure naturelle dans le plan antéro-postérieur (avant/arrière). La courbure est une suite de cyphose (convexité postérieure) et de lordose (convexité antérieure) : lordose cervicale, cyphose thoracique, lordose lombaire et une cyphose sacrale. Il est normalement rectiligne dans le plan médio-latéral.

La colonne vertébrale est composée de 33 à 35 vertèbres articulées ou non qui se divisent en 4 unités structurales Figure 2.1: le segment cervical qui est composé de 7 vertèbres articulées (C1-C7), le segment thoracique qui est composé de 12 vertèbres articulées (T1-T12) et de la cage thoracique, le segment lombaire composé de 5 vertèbres lombaires (L1-L5) et le segment sacro-coccygien qui fait partie du bassin présenté plus bas.

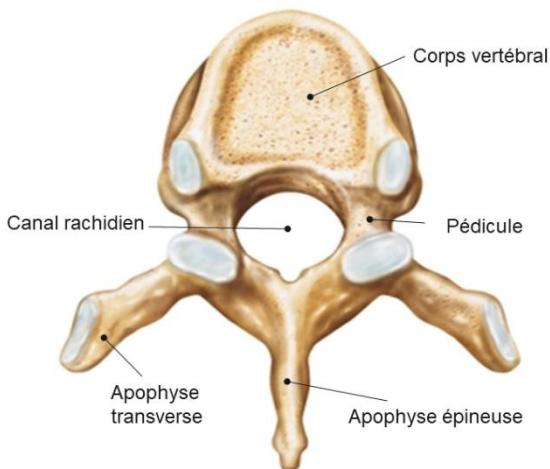


Figure 2.2 Vertèbre © (Poulain - Larousse)

Les vertèbres sont composées de deux parties principales, soit la partie antérieure qui est composée du corps vertébral et la partie postérieure qui est constituée de deux apophyses transverses, deux pédicules et une apophyse épineuse (Figure 2.2). Les vertèbres ont des tailles qui varient selon le segment dans lequel elles sont situées. Les vertèbres sont reliées entre elles par des disques intervertébraux et les articulations zygapophysaires. Les disques intervertébraux unissent les corps vertébraux. Les articulations zygapophysaires unissent les parties postérieures des vertèbres et permettent deux degrés de liberté en rotation (articulation de type toroïde).

2.1.2 Le bassin

Le bassin est la jonction entre les membres inférieurs et la colonne vertébrale. Il est formé de deux os coaux, du coccyx et du sacrum. Le sacrum est fait de 5 vertèbres fusionnées et le coccyx 4 à 6 vertèbres fusionnées. Les deux os coaux se divisent en trois parties soudées ensemble qui sont, de haut en bas, l'ilium, le pubis et l'ischium (Figure 2.3). Le sacrum est relié aux os coaux par l'articulation sacro-iliaque. Il s'agit d'une articulation très rigide qui sert principalement à élargir le bassin lors d'un accouchement.

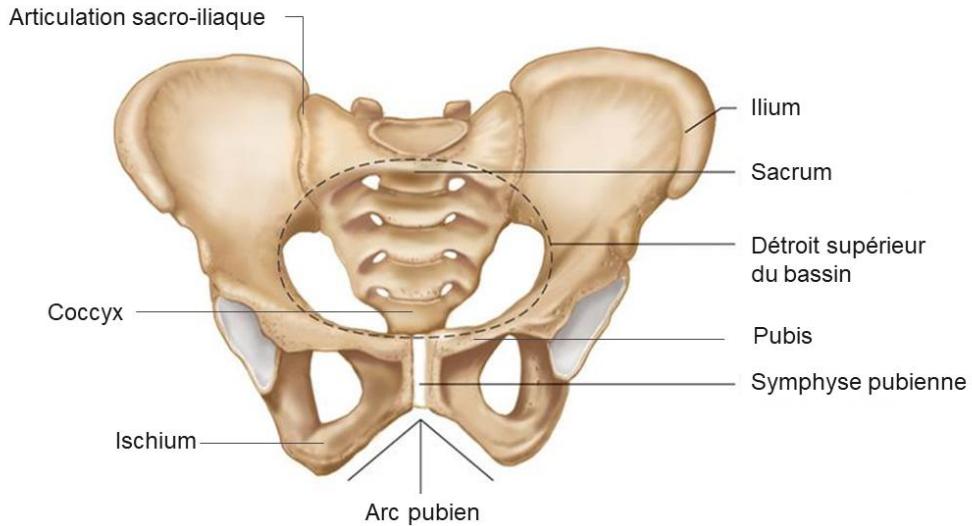


Figure 2.3 Bassin © (Therapy Chandler Physical, 2014)

2.1.3 La hanche

La hanche est une articulation composée de l'articulation coxo-fémorale qui fait le lien entre le fémur et le bassin ainsi que de 6 ligaments qui permettent des mouvements dans trois plans. L'articulation coxo-fémorale est une liaison énarthrose, c'est-à-dire que deux surfaces sphériques, une convexe (cotyle) et l'autre concave (tête fémorale), permettent aux os un mouvement dans 3 directions. Elle possède donc 3 degrés de liberté en rotation (flexion/extension, rotation interne/externe et adduction/abduction) et peut être modélisée comme une liaison de type rotule. Durant la marche, la hanche à une amplitude de mouvement d'environ 40 degrés en flexion/extension (30 en flexion et 10 en extension), 15 degrés en adduction/abduction (10 en adduction et 5 en abduction) et 15 degrés en rotation interne/externe.

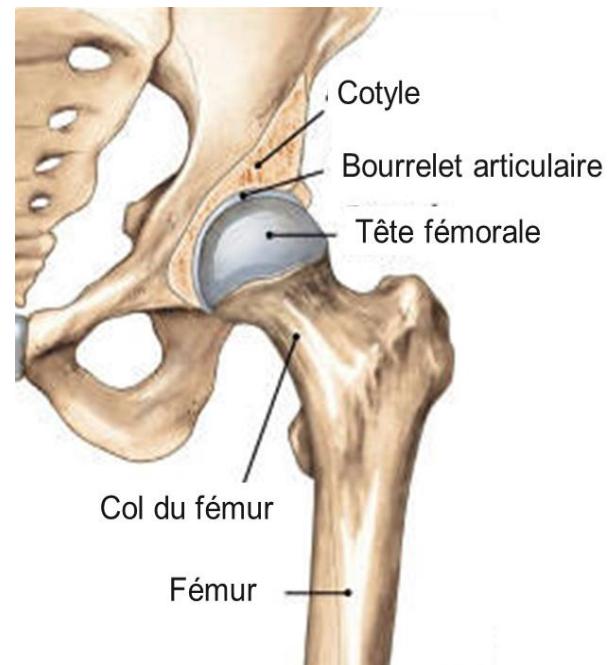


Figure 2.4 Hanche © (Back To Health, 2018)

2.1.4 Le genou

Le genou est l'articulation la plus complexe du corps. Il est composé de 3 os (fémur, tibia et patella), 2 articulations (tibio-fémorale et patella fémorale) et de 6 ligaments. Son rôle de transmettre les forces et de générer le couple nécessaire aux mouvements de la jambe. L'articulation patella fémorale est un simple mouvement de glissement de la rotule sur le fémur pendant les flexions et extensions. La patella sert alors de bras de levier aux muscles pour faciliter les mouvements. L'articulation tibio-fémorale peut être considérée comme une articulation trochléenne. Elle possède presque un seul degré de liberté en rotation.

L'articulation effectue un mouvement semi-circulaire qui combine un petit glissement à la rotation. Pendant la marche, l'amplitude de la flexion/extension du genou dans le plan sagittal varie de 0 à 18 degrés selon la vitesse de la marche.

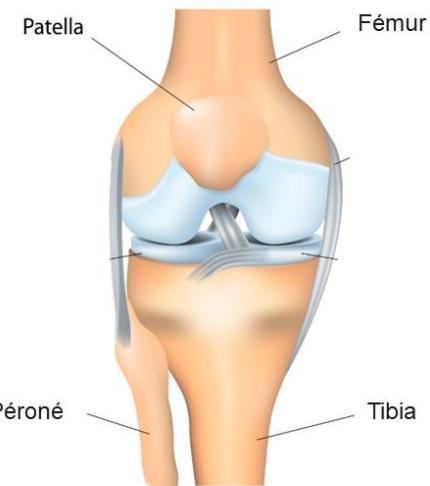


Figure 2.5 Genou © (Hecht, 2018)

2.1.5 La cheville

La cheville est une articulation complexe constituée de 3 os (tibia, péroné et talus), 3 articulations (tibio-talari, péronéo-tibial et péronéo-talaire) et de 4 ligaments. Son rôle est de transmettre les charges du pied à la jambe. Les articulations tibio-talari et péronéo-talaire créent l'articulation principale de la cheville, soit une articulation diarthrose de type trochléenne qui permet un degré de liberté en rotation. Les extrémités inférieures complémentaires du tibia et du péroné s'emboîtent avec la partie supérieure convexe du talus afin de permettre les flexions et extensions de la cheville. Durant un cycle de marche, l'angle au niveau de cheville passe de 10 degrés en flexion plantaire à 10 degrés en flexion dorsale pour une amplitude totale d'environ 20 degrés.

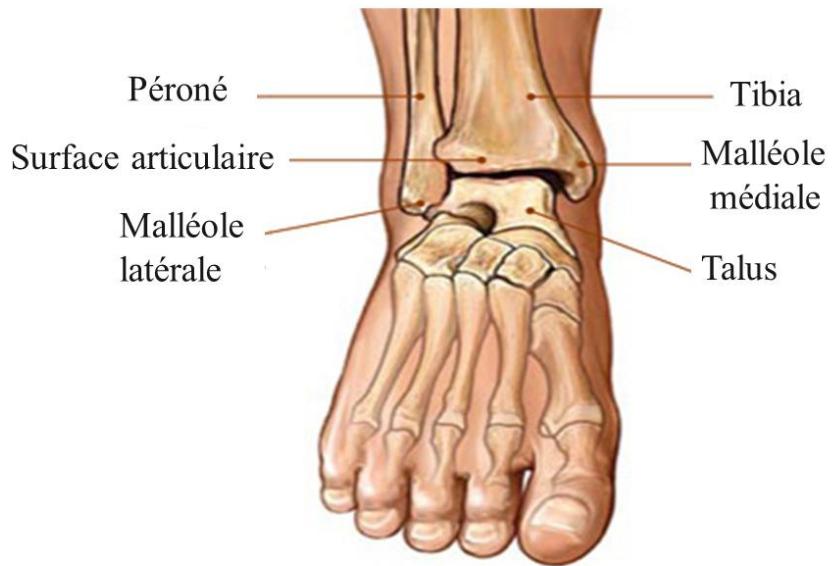


Figure 2.6 Cheville © (Hecht, 2018)

2.2 La scoliose

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin. La déformation est considérée comme pathologique si elle dépasse 10 degrés dans les plans frontal ou sagittal. Dans le plan sagittal, la courbure naturelle de la colonne devrait se situer entre 20 et 40 degrés, une cyphose plus grande que 40 degrés est considérée comme une scoliose. L'étiologie de la scoliose chez les enfants et les adolescents peut être idiopathique, congénitale, neuromusculaire ou d'une autre origine plus rare comme d'une condition métabolique ou d'une tumeur. La cause de la déformation a un impact important sur le choix des traitements et les objectifs de réhabilitation. La scoliose idiopathique (SI) est la plus courante chez les enfants et adolescents (80% des cas de scoliose). On retrouve une courbure de plus de 20 degrés chez 0.5% de la population adolescente et affecte 7 fois plus les filles que les garçons (Rubin, Sataloff, & Korovin, 2014).

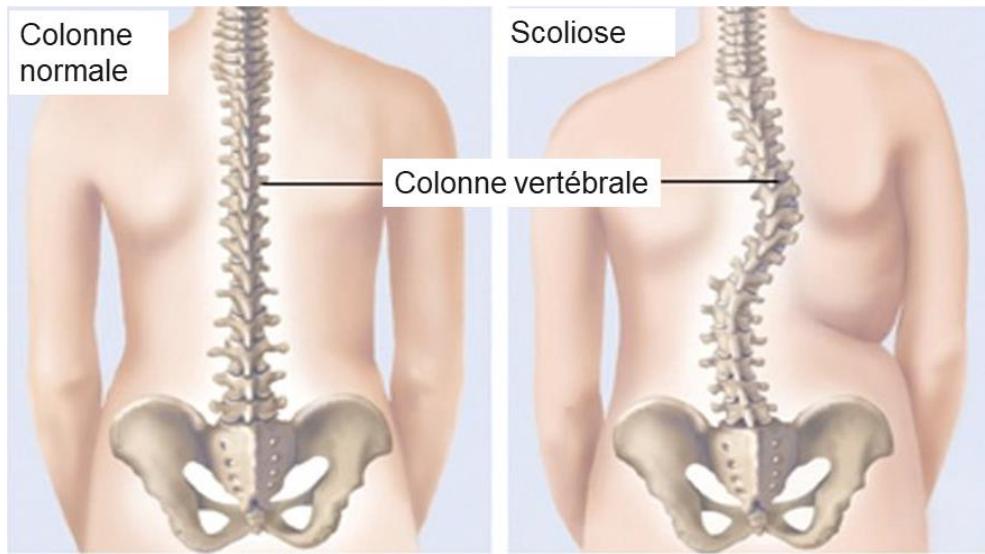
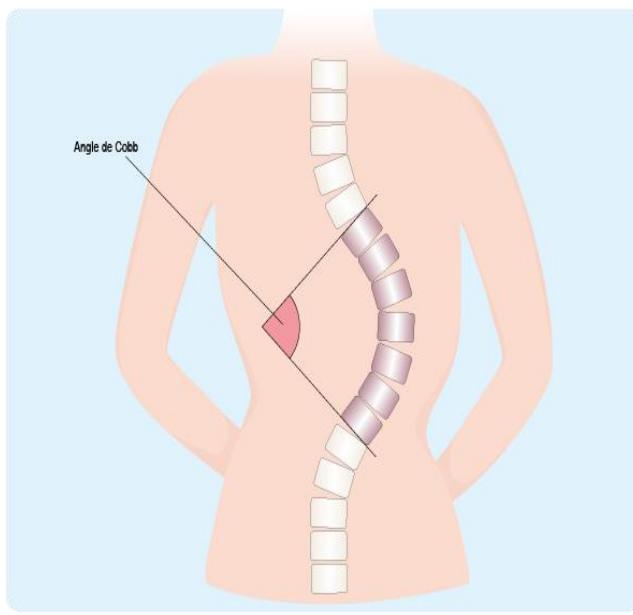


Figure 2.7 Comparaisons entre un rachis scoliotique et un rachis sain © (Pro HealthCare Products, 2018)

2.2.1 Classification

Les scolioses idiopathiques chez les adolescents sont différentes les unes et des autres. Dans le but d'offrir les meilleurs traitements à tous, la classification des courbures est très importante.



Le critère d'évaluation principale est l'angle de Cobb. Il s'agit de l'angle formé par l'intersection des droites tangentes aux vertèbres limites de la courbure (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**). L'angle de Cobb permet de mesurer l'intensité de la courbure. Plus l'angle est grand, plus la scoliose est importante. C'est l'indicateur le plus utilisé dans la littérature et par les cliniciens. La vertèbre la plus éloignée du centre est référée comme l'apex de la scoliose (Morrissey, Goldsmith, Hall, Kehl, & Cowie, 1990).

Figure 2.8 Angle de Cobb © (AMELI)

La forme de la courbure est aussi différente d'un patient à un autre. Ainsi, les scolioses sont aussi classées selon le système de classification de Lawrence Lenke (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**) (Lenke, et al., 2001). Le système de classification divise les scolioses en 6 types de courbure :

- Type 1 : La courbure thoracique principale est la majeure et la seule structurale.
- Type 2 : La courbure thoracique principale est la majeure, mais la courbure thoracique proximale est également structurale
- Type 3 : Les courbures thoraciques principales et thoraco/lombaire sont structurelles.
- Type 4 : La courbe thoracique principale est la courbe majeure, mais les courbes les courbures thoraco/lombaire et proximale sont également structurale.
- Type 5 : La courbure thoracolombaire/lombaire est la courbure majeure, la courbure thoracique proximale ainsi que la thoracique principale est une courbure mineure et non structurale.
- Type 6 : La courbure thoracolombaire/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.

En plus du type de courbure, les scolioses sont classées selon un modificateur lombaire qui décrit la translation de l'apex de la courbure lombaire (CSVL).

- Modificateur A : Le CSVL se passe entre les pédicules de la vertèbre apicale lombaire.
- Modificateur B : Le CSVL traverse le pédicule entre le bord médial du pédicule concave lombaire et le bord latéral du corps vertébral apical.
- Modificateur C : Le CSVL ne passe pas à travers la vertèbre apicale.

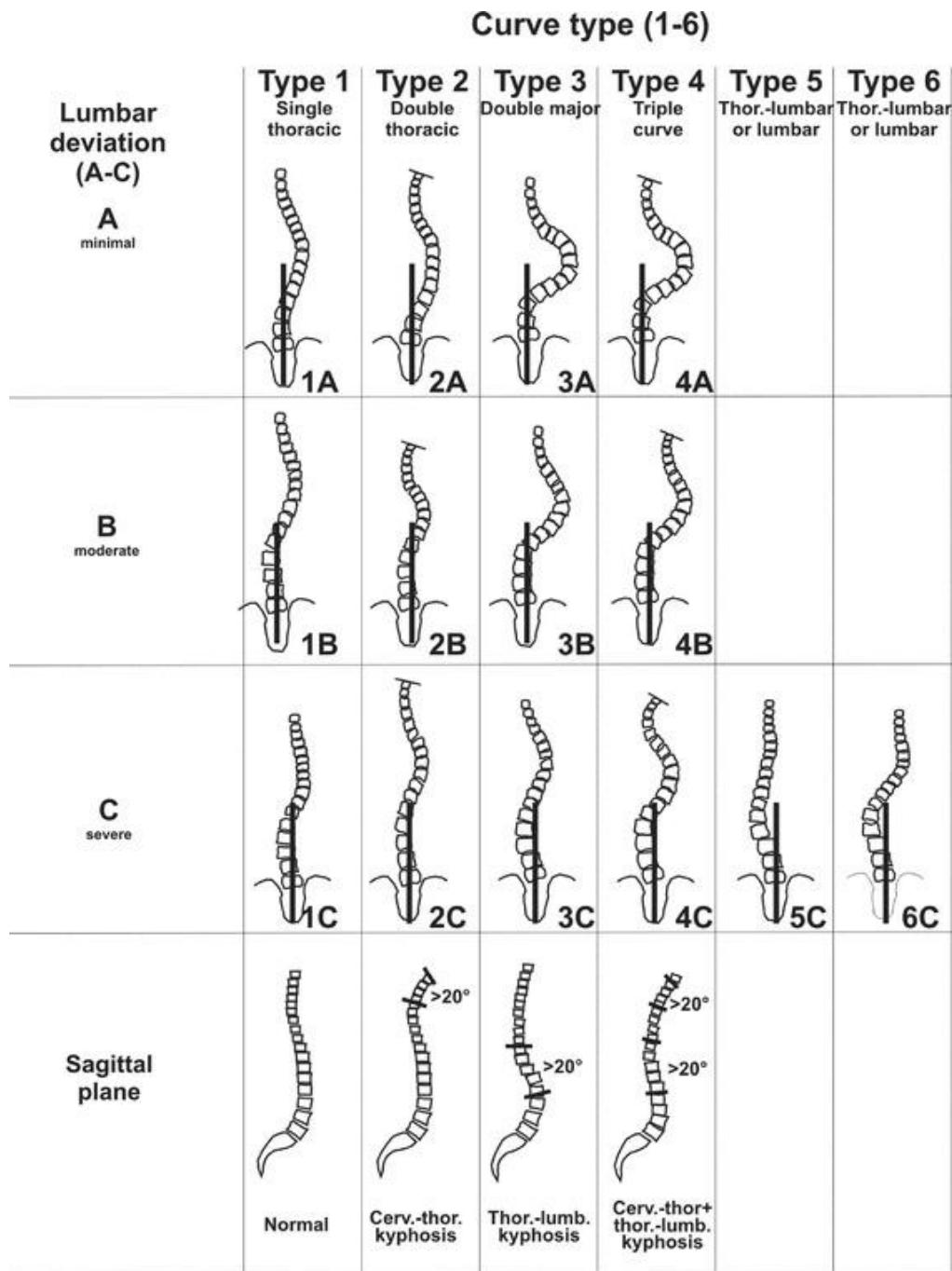


Figure 2.9 Classification Lenke (Lenke, et al., 2001)

Le dernier indicateur qui est examiné pour offrir le traitement plus approprié à un jeune avec une SI est l'indice Risser de maturité des os. En effet, plus les os approchent de leur maturité, plus il sera difficile de renverser la déformation avant que celle-ci soit complètement stable (Rubin,

Sataloff, & Korovin, 2014). Le système de classification Risser mesure le niveau d'ossification au niveau de l'os iliaque et se divise ainsi :

- Grade 1 : 0% d'ossification
- Grade 1 : 25 % d'ossification
- Grade 2 : 50 % d'ossification
- Grade 3 : 75 % d'ossification
- Grade 4 : 100 % d'ossification
- Grade 5 : Fusion osseuse entre l'épiphyse et l'aile iliaque

2.2.2 Traitement

L'objectif des traitements est de conserver une déformation <50 degrés lorsque la maturité du squelette est atteinte. Le traitement s'effectue normalement en deux parties. Dans un premier temps, des traitements non chirurgicaux comme le port du corset ou des exercices en physiothérapie sont essayés et si nécessaire, dans un deuxième temps, une chirurgie qui corrige la courbure de la colonne est performée.

Un récent sondage a démontré que les exercices en physiothérapie spécifiques à la scoliose idiopathique peuvent aider à réduire la progression de la courbe. Cinq types de traitement ont montré des améliorations ou une stabilité au niveau de la scoliose. Cependant, les études effectuées à ce jour ne permettent pas de conclure sur la technique la plus efficace (Fusco, et al., 2011).

- Le Programme Schroth est un programme d'exercices intensifs qui consistent à corriger la posture scoliotique avec des elongations, des réalignements du tronc, le positionnement des bras ou des corrections musculaires. Les corrections se font à l'aide de séances de respirations spécifiques, de stimulus externe (ex. : main du physiothérapeute) et d'un miroir (Weiss, 2011).
- Le programme Dobomed est une technique de physiothérapie qui corrige la scoliose avec des mouvements actifs sur la colonne vertébrale. La technique de correction principale correspond à une autocorrection active. Les épaules et le bassin sont positionnés de façon symétrique et parallèle. La position corrigée est ensuite maintenue le plus longtemps possible (Dobosiewicz, Durmala, & Kotwicki, 2008).

- Le programme de déplacement latéral (side shift program) est une méthode d'autocorrection qui utilise un déplacement latéral du tronc vers la partie concave de la courbe. L'inclinaison latérale de la vertèbre inférieure est réduite ou inversée et cela permet de la position de décalage de la vertèbre (Maruyama, Takeshita, & Kitagawa, 2008).
- Le programme SEAS (scientific exercices approach to scoliosis) est approche autocorrectrice qui est effectuée exclusivement par le patient. L'objectif de cette approche est renforcé les muscles paravertébraux profonds afin d'améliorer leur fonction de stabilisateur. La technique n'est pas basée sur des exercices comme les autres méthodes mentionnées, elle utilise une approche cognitivo- comportementale (Romano, Negrini, Parzini, & Negrini, 2008).
- Le programme d'exercice asymétrique qui consiste à une série d'exercices non autocorrective pour augmenter la mobilité du tronc (McIntire, Asher, D, & Liu, 2006) (Mooney, Gulick, & R, 2000).



Figure 2.10 Corset rigide
© (ORTHOTECH, 2018)

Le corset est recommandé pour les courbes avec un angle de Cobb entre 25 et 45 degrés et un indice de maturité du squelette plus petit ou égal à 2. Le corset typique est une orthèse thoracolombosacrée. Il s'agit d'une orthèse rigide avec trois points de contact qui est placée autour du tronc. Ce type de corset est approprié pour les scolioses avec un apex sous la vertèbre T7. Le patient doit porter son corset 16-22 heures/jour (Corset Boston et Cheneau) (Zaina, et al., 2014).

La chirurgie est recommandée pour toutes les courbes qui dépassent 50 degrés ou les courbes supérieures à 45 degrés si le degré de la maturité des os dépasse 2. La chirurgie consiste à une fusion de la colonne vertébrale grâce à l'instrumentation et le greffe osseuse (Lykissas, et al., 2013).

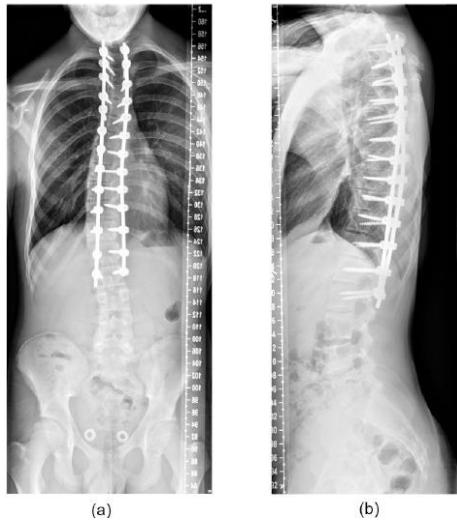


Figure 2.11 Rachis instrumenté (Choudhry, Ahmad, & Verma, 2016)

2.3 Analyse de la marche chez les sujets scoliotiques

Les analyses de mouvement sont souvent utilisées en biomécanique. Elles permettent de calculer les forces, les moments, l'énergie, le travail et la puissance générés lors de mouvement spécifique, la marche par exemple, de manière non invasive.

Plusieurs études ont été réalisées afin de voir comment la déformation de la colonne vertébrale affecte la marche chez les sujets scoliotiques. Cette section résume les résultats sur les différents paramètres de la marche qui ont été étudiés. Les différentes conclusions entre les articles peuvent s'expliquer par le niveau sévérité des scolioses étudiées, la position de la déformation ainsi qu'une différence au niveau de la rigidité de la colonne (Daryabor, et al., 2017).

2.3.1 Mesures spatiotemporelles

Les mesures spatiotemporelles d'une analyse de marche incluent la vitesse, la cadence ainsi que la longueur et la largeur des pas. La vitesse représente le déplacement du sujet en fonction du temps. La vitesse moyenne d'un sujet sain est de 1.24 m/s (Perry & Davids, 1992). La cadence est le nombre de pas effectué par le sujet en fonction du temps. La cadence moyenne d'un sujet sain est de 111 pas par minutes (Mahaudens, Banse, Mousny, & Detrembleur, 2009). Enfin, la longueur et

la largeur des pas représentent la distance entre deux pas dans le sens de la marche et dans la direction perpendiculaire.

Trois études ont montré que la vitesse chez les patients scoliotiques est significativement plus basse (Haber & Sacco, 2015; Mallau, Bollini, Jouve, & Assaiante, 2007; Park, et al., 2016). Cependant, plusieurs études n'ont trouvé aucune différence significative dans la vitesse de marche ou la cadence (Chow, et al., 2006; Chan, Wong, & Goh, 2006; Haber & Sacco, 2015; Kaviani, Karimi, & Etemadifar, 2015; Kramers-de Quervain, Müller, Stacoffr, Diete, & Stüss, 2004; Lao, 2001; Mahaudens, Banse, Mousny, & Detrembleur, 2009; Mahaudens, Thonnard, & Detrembleur, 2005; Prince, Charbonneau, Lemire, & Rivard, 2010; Schmid, et al., 2016; Yang, Suh, Sung, & Park, 2013; Yazdani & Farahpour, 2014; Yee, 2005).

Les avis sont également partagés sur la longueur des pas. Pour 11 études, 5 ont noté une longueur de pas significativement plus petite (Haber & Sacco, 2015; Kramers-de Quervain, Müller, Stacoffr, Diete, & Stüss, 2004; Mahaudens, Banse, Mousny, & Detrembleur, 2009; Mahaudens, Thonnard, & Detrembleur, 2005; Mallau, Bollini, Jouve, & Assaiante, 2007) et 6 affirment qu'il n'y a aucune différence entre les sujets sains et les sujets scoliotiques (Chow, et al., 2006; Lao, 2001; Schmid, et al., 2016; Yang, Suh, Sung, & Park, 2013; Yazdani & Farahpour, 2014; Yee, 2005). Par exemple, Mallau, et al., (2007) montre que la longueur des pas était 9% plus courte pendant la marche normale et 12% plus courte pendant la marche sur une ligne. Ce résultat s'explique par le fait que la scoliose induit une asymétrie au niveau du dos qui complique l'équilibre des adolescents atteints. Chow, et al. (2006) et Mallau, et al. (2007) ont également étudié la largeur des pas et aucune différence n'a été trouvée.

Les différences entre les sujets scoliotiques et les sujets sains pourraient s'expliquer par des mouvements asymétriques au niveau du bassin, une diminution de l'équilibre ou des stratégies d'adaptation à un débancement chez les sujets scoliotiques.

2.3.2 Mesures cinématiques

Les mesures cinématiques permettent de comparer l'amplitude et la direction des mouvements effectués pendant la marche. L'amplitude de mouvement du bassin a été montrée différente chez les sujets scoliotiques par 4 études (Chen, et al., 1998; Park, et al., 2016; Syczewska, Łukaszewska, Górkak, & Graff, 2006; Yee, 2005). Schmid, et al. (2016) et Mahaudens, et al. (2009) mentionnent

cependant n'avoir remarqué aucune différence significative dans les mouvements du bassin. Quatre études indiquent qu'il y a une différence significative dans l'amplitude de mouvement de la hanche dans le plan sagittal (Syczewska, Łukaszewska, Gòrak, & Graff, 2006; Park, et al., 2012), dans le plan frontal (Mahaudens, Banse, Mousny, & Detrembleur, 2009) et transverse (Chen, et al., 1998; Mahaudens, Banse, Mousny, & Detrembleur, 2009; Syczewska, Łukaszewska, Gòrak, & Graff, 2006) chez les sujets scoliotiques. Karmers-de Quervain, et al. (2001) rapporte que les genoux et les chevilles des sujets scoliotiques suivent une trajectoire physiologique.

Les différences au niveau des amplitudes de mouvement chez les sujets scoliotiques s'expliquent par une rigidité supérieure au niveau du bassin et de la colonne vertébrale ou d'un mécanisme compensatoire chez les sujets qui ont une asymétrie au niveau du bassin.

De plus, la cinématique de la colonne vertébrale été analysée dans une étude. Celle-ci présente une différence des mouvements dans le plan frontal et sagittal chez les sujets scoliotiques (Schmid, et al., 2016).

Mesures cinétiques

Les mesures cinétiques sont les forces extérieures appliquées ou les efforts internes. Le capteur le plus utilisé en biomécanique est la plateforme de force. Elles permettent de connaître la position du centre de pression sous le pied grâce aux mesures des forces et des moments appliqués dans les trois directions. Les mesures peuvent s'effectuer à l'aide de jauge de déformation (p.ex. AMTI, USA; BTS Bioengineering, USA; Bertec, USA) ou de capteur piézoélectrique (p.ex. Kistler, Suisse).

Il est également possible d'utiliser des capteurs de pression composés de cellules de pression. Ces capteurs permettent de connaître la distribution de la pression sous le pied de manière beaucoup plus précise grâce à une matrice de pression. Cependant, les cellules ne mesurent que la force verticale.

Plusieurs études ont également montré une asymétrie au niveau des composantes verticales et médio-latérales des forces de réaction mesurées au sol (Kramers-de Quervain, Müller, Stacoffr, Diète, & Stüss, 2004; Lao, 2001; Haber & Sacco, 2015; Giakas, Baltzopoulos, Dangerfield, Dorgan, & Dalmira, 1996). Cette asymétrie est expliquée par un changement de la stratégie de contrôle de la posture globale chez les jeunes atteints d'une scoliose.

Les efforts internes peuvent être calculés grâce à la modélisation dynamique multicorps du corps humain. Yazji, et al. (2015) a montré que les forces médio latérales de la hanche étaient significativement moins élevées chez les patients avec une scoliose lombaire ou thoracique du côté gauche. Prince, et al. (2010) a trouvé que le travail effectué par la cheville et la hanche dans le plan sagittal étaient plus importants chez les sujets scoliotiques.

À partir des forces et moments, il est possible de calculer l'énergie, le travail et la puissance générés par le corps humain pour un certain type de mouvement. L'énergie représente la capacité d'un système à produire un travail entraînant un mouvement. L'énergie totale d'un corps se divise en deux parties, l'énergie potentielle qui est proportionnelle à la hauteur du corps et l'énergie cinétique qui augmente en fonction de la masse, l'inertie et la vitesse d'un corps. Le travail est la variation de l'énergie. Il se calcule par la différence entre l'énergie à deux instants distincts.

Mahaudens P., et al. (2009) a étudié la différence du travail mécanique effectué au cours de la marche. Le travail chez les sujets scoliotiques était significativement plus petit. Mahaudens P., et al. (2009) a aussi démontré que la consommation d'énergie était 30% plus élevée chez les sujets scoliotiques. Pendant la marche, les humains bougent légèrement leur centre de masse de haut en bas. Chez les patients scoliotiques, le centre de masse est souvent déplacé ce qui implique une consommation d'énergie supérieure.

2.4 Analyse dynamique multicorps

Un système multicorps se définit comme une série de corps et d'éléments d'interconnexions (ex. : ressort et amortisseur). Les corps sont reliés entre eux par des joints qui contraignent leurs mouvements. Les corps sont définis par leurs paramètres inertIELS et les éléments d'interconnexions sont considérés sans masse (Simeon, 2013).

L'analyse dynamique multicorps étudie le mouvement du corps et les efforts internes

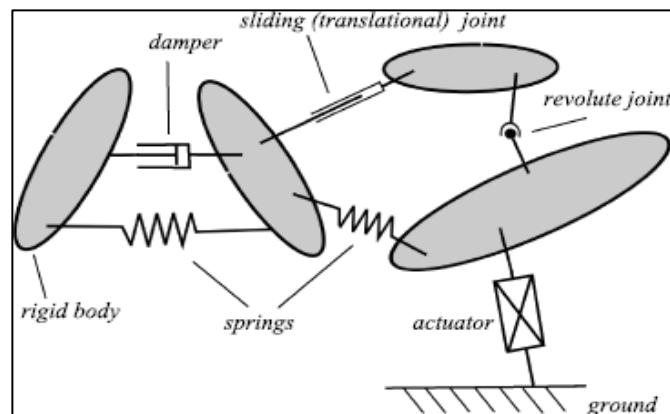


Figure 2.12 Schéma d'un système multicorps avec des corps rigides et des interconnexions (Simeon, 2013)

ou appliqués dans un système. C'est une technique fréquemment utilisée en biomécanique. Le corps humain est modélisé comme une série de corps rigides liés ensemble par des joints. Plusieurs logiciels permettent la modélisation multicorps (ex. : OpenSim, Anybody Modeling System, etc.). Le logiciel de recherche Robotran a été choisi pour ce projet. Robotran se démarque de ses principaux concurrents grâce à son générateur d'équations symboliques qui permet une résolution précise et rapide des équations (Fisette, Postiau, Sass, & Samin, 2002). Les éléments nécessaires à la modélisation multicorps du corps humain sont présentés dans les prochaines sections.

2.4.1 Paramètres inertIELS

Les paramètres inertIELS sont la masse, le centre de masse et le moment d'inertIE. Ces paramètres sont complexes à mesurer *in vivo*, car il n'est pas possible de séparer les différents segments du corps. Pour simplifier le calcul de ces paramètres sur le corps humain, on considère que les segments du corps sont des corps rigides et que la masse est située en un point, le centre de masse. On néglige le fait que le centre de masse des segments peut légèrement changer avec la déformation tissulaire.

Les paramètres inertIELS ont été calculés à partir de tables standards. La masse de chaque corps est tirée des tables de de Leva (De Leva, 1996). Les matrices d'inertIE ont été tirées de Pearsal et al. (Pearsall, Reid, & Livingston, 1996) et les centres de masses et les moments d'inertIE des vertèbres sont tirés des tables de Kiefer et a. (Kiefer, Shirazi-Adl, & Parnianpour, 1997).

2.4.2 Cinématique

La cinématique décrit la géométrie du mouvement sans considérer les forces qui induisent ce mouvement. Elle est représentée par un vecteur ($\mathbf{q}(t)$) qui comprend la position et l'orientation de tous les corps d'un système en fonction du temps (t). Les vitesses ($\dot{\mathbf{q}}$) et accélérations ($\ddot{\mathbf{q}}$) de ces corps peuvent être calculées en dérivant $\mathbf{q}(t)$ en fonction du temps.

Selon l'application, la cinématique peut être décrite selon deux types de coordonnées, absolues et relatives. Les coordonnées absolues décrivent le mouvement des corps selon un point de référence alors que les coordonnées relatives se basent sur le mouvement relatif entre deux corps pour décrire le mouvement. L'utilisation des coordonnées absolues implique un grand nombre d'équations simples qui sont peu coûteuses à calculer. Les coordonnées relatives conduisent à un plus petit

nombre d'équations dont la complexité augmente avec le nombre de corps. Il est cependant possible de simplifier les équations des systèmes avec des corps en série en éliminant les liaisons cinématiques pour obtenir un espace d'état. L'espace d'état facilite l'acquisition d'information significative sur le système en temps réel. De plus, le système se décrit plus facilement avec les coordonnées relatives (Simeon, 2013).

2.4.3 Dynamique

La cinématique est fondamentale pour l'étude de la dynamique d'un système. La dynamique étudie les forces et les mouvements qui sont effectués sous leur influence. Elle peut être effectuée de deux façons, la dynamique inverse et directe. La dynamique inverse permet de déterminer les efforts à partir des coordonnées généralisées q et leurs dérivées, la vitesse \dot{q} et l'accélération \ddot{q} (équation 2.1). Pour chaque segment du modèle biomécanique, la deuxième loi de Newton ($\sum F_{x,y,z} = m * a_{x,y,z}$ et $\sum M_{x,y,z} = I * \alpha_{x,y,z}$) est appliquée afin de connaître la force et le couple qui sont transmis par l'articulation. La dynamique directe retrouve les accélérations des éléments soumis à des efforts externes (équation 2.2). La dynamique inverse est souvent préférée en biomécanique, car en plus d'être une solution non invasive), elle possède un coût numérique plus faible. (Pandy & Andriacchi, 2010)

$$Q = f(q, \dot{q}, \ddot{q}, \delta, frc, trq, g) \quad (2.1)$$

$$\ddot{q} = f(q, \dot{q}, Q, \delta, frc, trq, g) \quad (2.2)$$

Où \mathbf{Q} représente un vecteur des efforts du système multicorps, δ est les paramètres inertIELS des corps, **frc** et **trq** sont respectivement les forces et torques externes et **g** représente la gravité.

CHAPITRE 3 HYPOTHÈSE DE RECHERCHE ET OBJECTIFS

3.1 Résumé de la problématique

La scoliose idiopathique (SI) entraîne une disharmonie de la marche, qui peut causer l'aggravation de la scoliose (Burwell, et al., 2009; Damiano, Arnold, Steele, & Delp, 2010). C'est pourquoi la réadaptation de la marche est une thérapie reconnue et importante. Cependant, les techniques actuelles de réadaptation de la marche démontrent encore une grande lacune : les corrections posturales ne ciblent qu'une région corporelle à la fois, telles que le bassin ou le tronc, en raison de la difficulté de montrer simultanément l'effet des corrections sur plusieurs régions du corps humain en cours de mouvement.

3.2 Objectif général

L'objectif général de ce mémoire est de développer un outil qui quantifie les efforts articulaires des membres inférieurs et de la colonne vertébrale en temps-réel.

La Figure 3.1 représente l'outil qui serait couplé à un avatar qui représente le sujet et qui lui indique des corrections posturales selon les efforts articulaires calculés.

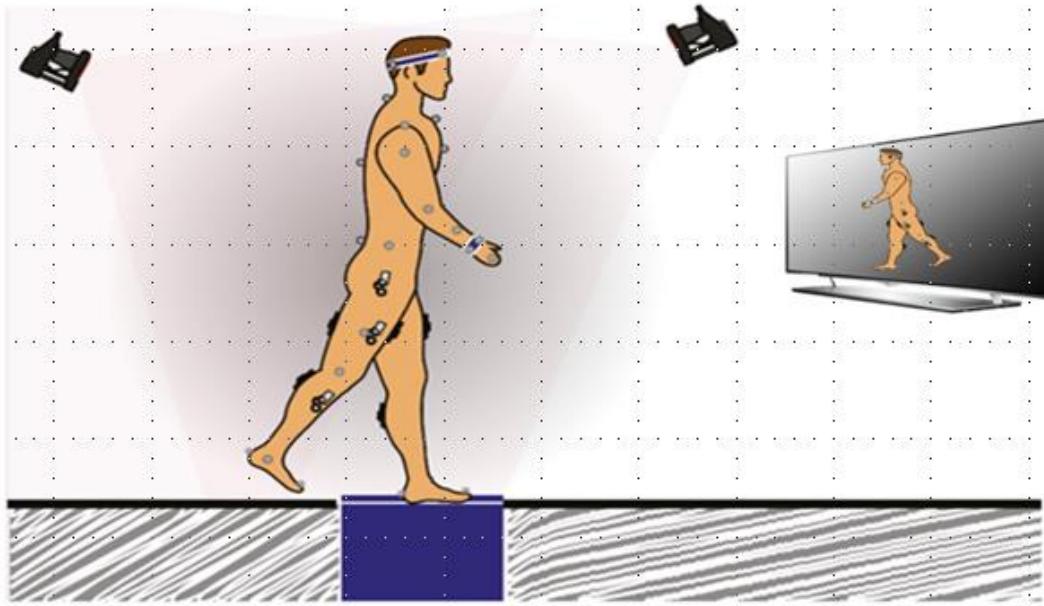


Figure 3.1 Outil de correction posturale

3.3 Objectifs spécifiques

L'objectif général se divise en trois objectifs spécifiques :

OS 1 : Développer un modèle multicorps dynamique du corps humain personnalisé qui inclut le tronc, le bassin et les membres inférieurs.

OS 2 : Déterminer les efforts intervertébraux et articulaires d'un sujet avec SI dont l'amplitude est différente d'un sujet sain afin de faire un meilleur suivi en réadaptation.

OS 3 : Mesurer l'impact de la cinématique du tronc sur les efforts intervertébraux.

3.4 Hypothèse

Chacun des objectifs présentés ci-dessus est basé sur les hypothèses scientifiques suivantes. Les hypothèses énumérées permettront de formuler la méthodologie. Les hypothèses ont été posées en fonction d'une revue préliminaire de la littérature.

Hypothèse 1

Les membres inférieurs et le tronc humain peuvent être modélisés par une série de corps cylindriques reliés ensemble par une liaison de type rotule (3 degrés de liberté en rotation et 0 en translation). Le tronc est attaché aux membres inférieurs grâce au bassin également avec une liaison de type rotule (Schöberl & Suika, 2013).

Justification de l'originalité : Les modèles ostéo-articulaires existant pour la marche considèrent le tronc comme un corps rigide. Cette hypothèse n'est pas valide pour la réadaptation des patients scoliotiques (Yazji, et al., 2015)

Hypothèse 2

La quantification des efforts intervertébraux et des membres inférieurs sera un indicateur de disharmonie au cours de la marche pour les patients scoliotiques et offrira un retour d'information complet et précis.

Justification de l'originalité : Les techniques de réadaptation actuelles ne permettent pas de cibler plusieurs parties du corps en même temps (Mahaudens P. , Detrembleur, Mousny, & Banse, 2010).

Hypothèse 3

La cinématique du tronc est non négligeable dans le calcul des efforts intervertébraux puisque le balancement naturel de la colonne pendant la marche permet de compenser le mouvement des membres inférieurs.

Justification de l'originalité : Les efforts intervertébraux des sujets scoliotiques n'ont jamais été calculés à partir de données cinématiques. (Schmid, et al., 2016)

CHAPITRE 4 MÉTHODE

4.1 Protocole expérimental

Les données utilisées dans le cadre de ce projet proviennent d'essais réalisés dans un laboratoire d'analyse de la marche sur un sujet sain et un sujet SI. Les sujets sont d'abord mesurés et pesés pour standardiser les essais. Puis, le protocole inclut le positionnement de 54 capteurs réfléchissants placés sur les repères anatomiques osseux des sujets. Sur chaque segment, trois capteurs sont placés de façon pour bien capter les mouvements en 3D. Les capteurs ont été placés selon le protocole standard d'analyse de la marche (Vicon, 2010), 18 capteurs supplémentaires ont été ajoutés sur les apophyses épineuses des vertèbres L5 à C7 avec l'aide d'un physiothérapeute.

Les sujets ont marché à une vitesse standard dans le laboratoire et leurs mouvements ont été captés par un système de capture de mouvement composé de 12 caméras optocinétiques (Vicon, UK). L'erreur du système de capture de mouvement est plus petite que 2mm. Les forces de réaction au sol ont été récupérées par des plaques de force indépendante (AMTI, USA) et une attention particulière a été apportée pour que les pieds du sujet s'appuient sur une plaque de force différente pendant le cycle de la marche. Toutes les données sont synchronisées à une fréquence de 100 Hz par le système Vicon avant d'être envoyées au programme développé dans le cadre de ce projet. La Figure 4.1 Configuration d'un essai d'analyse de la marche présente une vue d'ensemble de la configuration expérimentale d'un essai d'analyse de la marche.

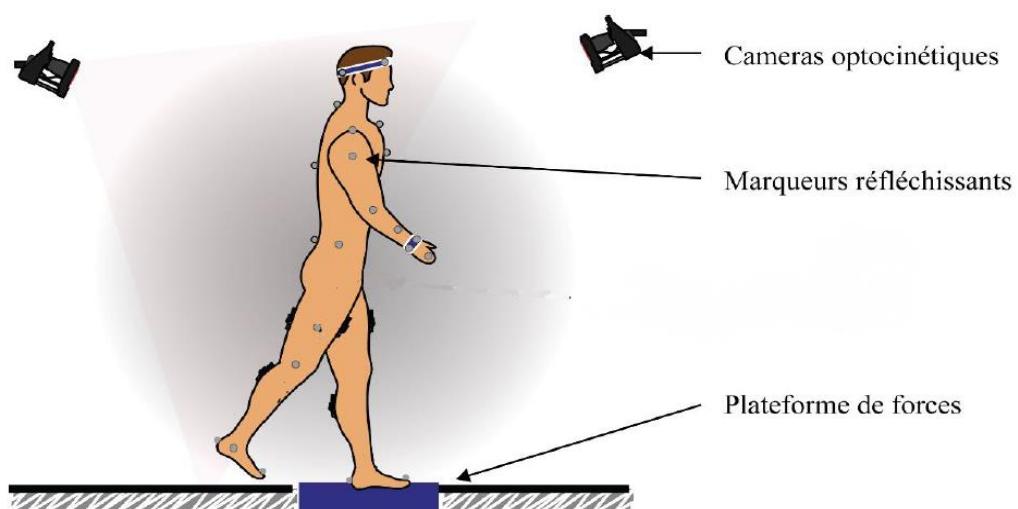


Figure 4.1 Configuration d'un essai d'analyse de la marche (Hernandez, 2015)

4.2 Développement du modèle 3D du corps humain

Le calcul d'efforts intervertébraux se réalise à partir d'un modèle multicorps. Le modèle du corps humain a été grandement simplifié afin de simplifier sa mise en place et d'optimiser le temps de calcul. La Figure 4.2 présente les plans qui seront utilisés dans ce mémoire pour décrire le sens et la direction des efforts mesurés. Les efforts sont calculés à partir d'un système de coordonnées relatif. Les efforts mesurés sont relatifs au corps qui les précède.

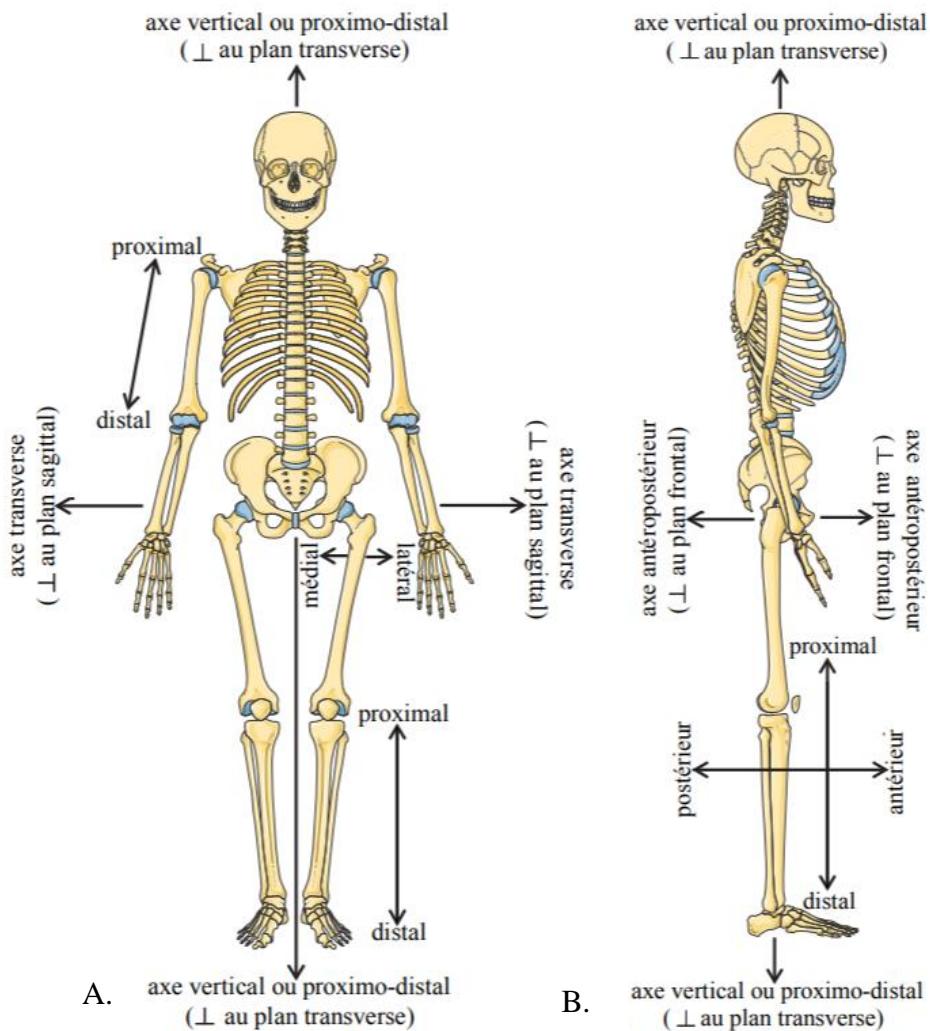


Figure 4.2 Définition des plans et axes anatomiques dans A. le plan frontal et B. le plan sagittal
(Laitenberger, 2015)

4.2.1 Modèle du corps humain

Le modèle du corps humain a été réduit aux membres qui nous intéressent dans le cadre de ce projet, c'est-à-dire les pieds, les jambes, les cuisses, le bassin et la colonne vertébrale. Le modèle est composé de 25 corps rigides (6 membres inférieurs, 1 bassin et 18 vertèbres L5 à C7). Les propriétés des corps ont été obtenues dans un premier temps grâce aux dimensions prises directement sur le sujet et dans un deuxième temps, elles ont été calculées à partir de tables standards.

Les articulations (chevilles, genoux, hanches, hanches, disques intervertébraux) sont modélisées comme un joint sphérique (3 degrés de rotation). Le bassin possède 6 degrés (3 en rotation et 3 en translation) par rapport au repère global afin de représenter les déplacements de l'ensemble des corps dans l'espace. Les autres translations entre les corps rigides ont été négligées. Le modèle possède un total 78 degrés de liberté (3 par articulation + 6 pour le bassin). Les coordonnées des corps sont calculées à partir des coordonnées des marqueurs placés sur les sujets par un processus de cinématique inverse. La Figure 4.3 résume le modèle.

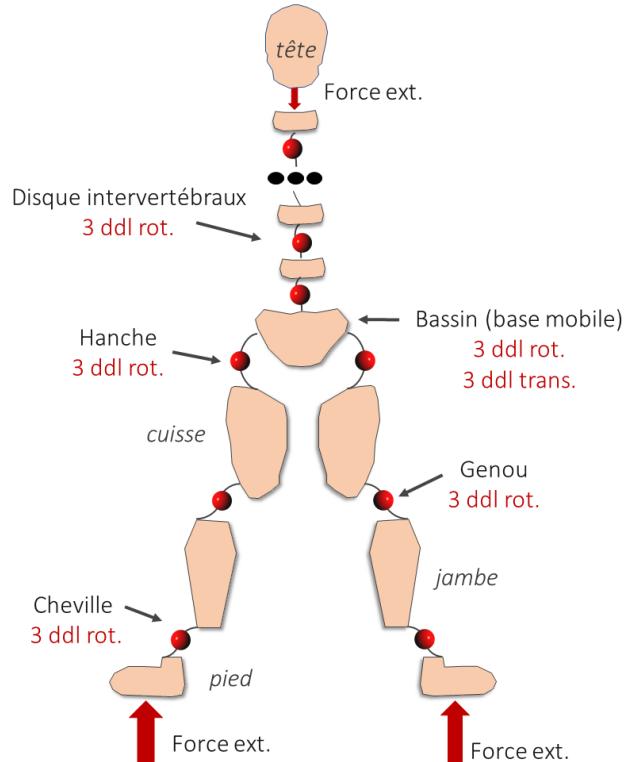


Figure 4.3 Modèle multicorps du corps humain

4.2.2 Centre de rotation

Le système de capture du mouvement fournit la position précise de chaque capteur dans l'espace. Les capteurs étant placés sur des repères osseux, il est nécessaire de calculer la position des centres de rotation des articulations à partir de ces données. L'article Davis III, et al., (1991) permet d'approximer ces centres de rotations à partir de calculs simples.

Les emplacements des centres de rotations de la hanche, du genou et de la cheville sont calculés selon différents repères anatomiques qui servent de coordonnées d'origines. Par exemple, la hanche est calculée à partir du capteur placé au centre du pelvis, le genou est calculé à partir du capteur placé sur le genou et la cheville à partir de celui placé sur la cheville.

La Figure 4.4 montre le système de coordonnées créé à partir du capteur situé sur le pelvis. À partir de ce repère et quelques constantes anthropométriques, il est possible de calculer le centre de rotation des hanches. Les angles θ et β ont une valeur moyenne respectivement de 28,4 ($\pm 6,6$) et 18 (± 4) degrés et la distance C est proportionnelle à longueur de la jambe ($C = 0.115 * (\text{longueur de la jambe}) - 0.0153$).

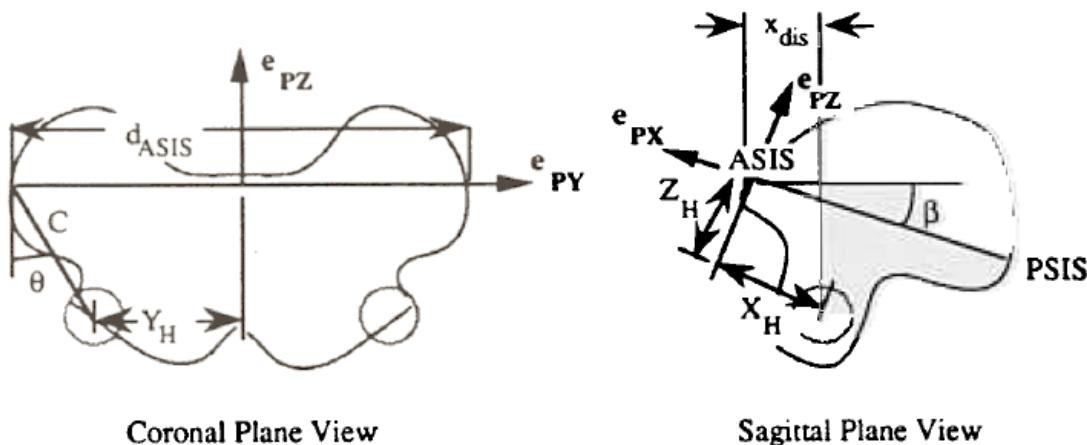


Figure 4.4 Géométrie de la hanche tirée de (Davis III, et al., 1991)

à partir de ces valeurs, il est possible de calculer la position de la hanche (X_h , Y_h , Z_h). La position du genou (X_g , Y_g , Z_g) et de la cheville (X_c , Y_c , Z_c) se calcule de façon similaire.

$$X_h = [-x_{dis} - r_{capteur}] * \cos(\beta) + C * \cos(\theta) * \sin(\beta) \quad (4.1)$$

$$Y_h = C * \sin(\theta) - d_{asis}/2 \quad (4.2)$$

$$Z_h = [-x_{dis} - r_{capteur}] * \sin(\beta) - C * \cos(\theta) * \cos(\beta) \quad (4.3)$$

$$X_{g,c} = 0 \quad (4.4)$$

$$Y_{g,c} = r_{capteur} + 0.5 * w_{g,c} \quad (4.5)$$

$$Z_g = 0 \quad (4.6)$$

Où :

d_{asis} : La distance entre les deux capteurs placés sur les épines iliaques (ASIS) (m)

x_{dis} : La distance dans le plan sagittal entre le marqueur dans le dos du patient et sur l'ASIS (m)

$r_{capteur}$: Le rayon d'un capteur (m).

w : La largeur du genou et de la cheville

4.2.3 Cinématique inverse

L'objectif du processus de cinématique inverse est d'identifier les angles (q) de chaque articulation à l'aide des coordonnées des 54 capteurs placés sur le sujet. Dans le cadre de ce projet, la cinématique inverse se fait par le biais d'une optimisation globale qui fait varier l'angle de chaque articulation afin de minimiser la différence entre la position des capteurs dans l'espace et la position des corps du modèle. L'optimisation permet de résoudre la solution pour les 78 inconnus, soit un pour chaque degré de liberté du modèle. La Figure 4.5 schématise ce processus en montrant comment l'optimisation permet de reproduire les mouvements mesurés. La position des corps est changée à chaque itération de l'optimisation jusqu'à ce que le modèle concorde avec les données expérimentales. Cette approche est privilégiée en biomécanique puisqu'elle est simple à utiliser et qu'elle permet de filtrer les bruits provenant des capteurs (mouvements de la peau par exemple).

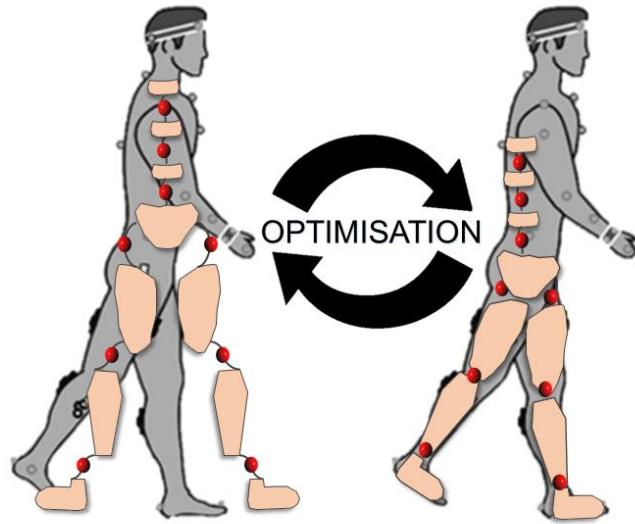


Figure 4.5 Représentation de la cinématique inverse

L'algorithme Levenberg-Marquardt (LM) a été sélectionné pour résoudre ce problème d'optimisation non linéaire de moindres carrés. LM une combinaison de deux méthodes de minimalisation, la méthode Gauss-Newton et la méthode du gradient descendant. Cette combinaison permet à l'algorithme LM d'être efficace quand les points sont éloignés et rapprochés de leur valeur optimale. Le problème peut être représenté mathématiquement par l'équation 4.8 :

$$f_{cost}(t_k) = \sum_{n=1}^{78} |x_{mod,n}(q(t_k)) - x_{exp,n}(q(t_k))|^2 \quad (4.8)$$

Où la fonction de coût (f_{cost}) vise à minimiser la différence entre les coordonnées cartésiennes (x_{mod}) de chaque corps (n) à l'instant (t_k) calculer par cinématique directe et les coordonnées cartésiennes du système expérimental (x_{exp}) .

L'algorithme a été implémenter par la librairie ALGLIB® (Bochkanov & Bystritsky, 2011). Le choix de cette librairie a été réalisé après un sondage des possibilités disponibles sur internet. ALGLIB s'est démarqué parce qu'elle est simple à implémenter, gratuite, bien documenter. Quelques tests ont également permis de conclure qu'elle est beaucoup plus rapide à résoudre notre problème que la librairie la plus populaire Eigen qui offre les mêmes avantages (Jacob & Guennebaud).

Les stratégies suivantes ont également été mises en place pour accélérer le processus de cinématique inverse :

- L'algorithme repart des derniers angles (q) calculés.
- Le calcul de la Jacobienne a été implémenté.
- L'optimisation du tronc et des membres inférieurs se fait de façon parallèle.

Afin, à partir des angles articulaires calculés (q), les vitesses (\dot{q}) et accélérations (\ddot{q}) angulaires sont calculées par régression linéaire avec les 10 valeurs précédentes. La régression linéaire permet de trouver la droite passant par les 10 points grâce à une estimation des moindres carrés à partir de l'équation 4.2.

$$\widehat{\beta}_1 = \frac{\sum x_i * \sum y_i - n \sum x_i y_i}{(\sum x_i)^2 - n \sum x_i^2} \quad (4.9)$$

Où x : temps, y : valeur de l'angle ou de la vitesse, n : nombre de points et $\widehat{\beta}_1$: pente qui passe par les points.

Avant de calculer la pente, les courbes sont filtrées par un filtre moyenneur sur 10 valeurs afin de limiter l'amplification du bruit.

4.2.4 Forces extérieures

Les seules forces extérieures appliquées sur le modèle sont les forces de réactions mesurées par les plaques de force au sol. Pour déterminer la force appliquée au niveau de la cheville, la position des centres de pression (\overrightarrow{CoP}) locaux est calculée à partir de la force verticale (F_z), du moment par rapport à l'axe antéro-postérieur (M_x) et du moment par rapport à l'axe médio-latéral (M_y) mesurés par les plaques de force (équation 4.10) (Bouisset, 2002). Une simple translation (X,Y) est ensuite effectuée pour mettre le centre de pression local dans le même repère global que le modèle (Ballaz, Raison, & Detrembleur, 2013). La position du centre de pression est fixée à 0, soit la hauteur du sol.

$$\overrightarrow{CoP} = (CoP_x, CoP_y, CoP_z) = \left(\frac{M_y}{F_z} + X, \frac{M_x}{F_z} + Y, 0 \right) \quad (4.10)$$

Au final, le couple appliqué sur la cheville équivaut à la force verticale mesurée multipliée par la distance entre la cheville et le centre de pression (\overrightarrow{CoP}) selon trois directions.

4.2.5 Dynamique inverse

La dynamique inverse consiste aux calculs des forces et couples appliqués sur les joints pour une configuration d'un modèle multicorps connu (q, \dot{q}, \ddot{q}) sur lequel des forces externes sont appliquées (équation 2.1). Le système d'équations dynamiques est obtenu à partir du formalisme Newton-Euler (Fisette, Postiau, Sass, & Samin, 2002). Le logiciel Robotran (Samin & Fisette, 2003) a été utilisé pour générer les équations symboliques qui sont utilisées dans la routine C++ développée pour ce projet. Pour ce projet, elle permet de calculer les efforts articulaires du modèle multicorps du corps humain à partir des mouvements angulaires (q , \dot{q} et \ddot{q}) caractérisés par cinématique inverse et des forces de réactions au sol.

4.3 Structure du code

La Figure 4.6 présente un schéma du programme C++ qui a été développé. Les paramètres inertIELS sont calculés en amont et permettent de personnaliser le modèle à chaque sujet. La masse totale et la taille du sujet sont mesurées et utilisées comme référence pour calculer la masse, la position du centre de masse et la matrice inertielle de chaque corps. Ensuite, pour chaque pas de temps, les données expérimentales d'un essai de marche sont utilisées pour calculer la position des centres de rotation des articulations. Les angles q , les vitesses \dot{q} et les accélérations \ddot{q} angulaires sont ensuite calculés par cinématique inverse. Parallèlement, l'acquisition des forces de réaction au sol permet de calculer la position des centres de pression **CoP** et les forces extérieures appliquées. Les données cinématiques et cinétiques servent à calculer les efforts tridimensionnels appliqués entre chaque corps.

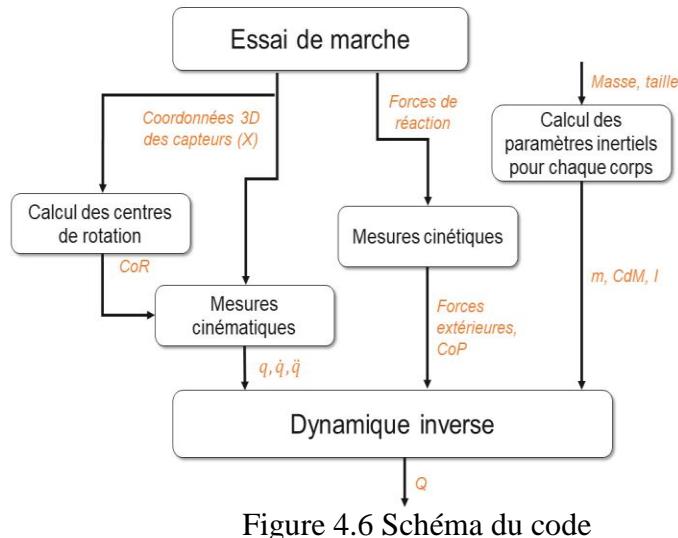


Figure 4.6 Schéma du code

CHAPITRE 5 ARTICLE 1: DEVELOPMENT OF A MULTIBODY MODEL TO ASSESS EFFORTS ALONG THE SPINE FOR THE REHABILITATION OF ADOLESCENTS WITH IDIOPATHIC SCOLIOSIS

Cet article a été soumis le 10 avril 2018 dans le Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions. La contribution de l'auteur de ce mémoire est de 75%.

Authors : Mireille Larouche Guilbert, Maxime Raison, Carole Fortin, Sofiane Achiche

5.1 Abstract

Introduction: Gait analysis has often been recognized as helpful for the therapeutic follow-up of adolescents with idiopathic scoliosis (IS). **Methods:** A multibody model of the human body was developed to display the intervertebral efforts of along the spine of each adolescent with IS, and highlight the efforts that significantly differ from typical age-matched healthy adolescents. The intervertebral efforts of one adolescent with IS and an age-matched adolescent during a complete gait cycle were computed and compared. **Results:** All intervertebral efforts are larger in the adolescent with IS compared to the healthy adolescent, except for the vertical torque. The average medio-lateral torque and force for the participant with IS are respectively 200% and 114% higher. **Conclusion:** This study revealed that the pathological efforts are not concentrated around critical points but distributed along the spine. Thus, higher average efforts along the spine in adolescent with IS may influence the spine deformity due to mechanical modulations according to the Hueter-Volkmann Law. The potential of this tool is promising for the therapeutic follow-up of adolescents with IS because it provides real-time efforts along the spine, as well as the corresponding information about the asymmetrical behaviour of the spine during gait.

Key Words : Multibody model, Inverse dynamics, Idiopathic scoliosis, Intervertebral effort, Gait

5.2 Introduction

Idiopathic scoliosis (IS) is a three-dimensional (3D) deformity of the spine and of the trunk affecting 2-3% of the adolescents¹. The main challenge in treating adolescents with idiopathic scoliosis (IS) resides in constraining the progression. Recommended treatments for those

adolescent is conservative; when curves are between 15 and 45° they are treated using physiotherapeutic scoliosis-specific exercises and bracing in curves above 20°². However, surgery is often performed for adolescents with scoliosis higher than 45°³. The SOSORT guidelines² suggests early conservative treatment to avoid scoliosis progression and possible invasive spinal surgery, as surgery can negatively affect physical performance such as walking⁴.

Walking is one of the most common daily activities and with IS, the spinal deformation causes an asymmetry of the trunk which leads to gait abnormalities. A recent survey⁵ reported that several studies have found differences between healthy adolescents and adolescents with IS for different parameters. For example, adolescents with IS presents different gait patterns for temporal spatial parameters, cinematic parameters, kinetic parameters, mechanical work and energy expenditure when compared to their healthy counterparts. In particular, adolescents with IS show decreased antero-posterior and medio-lateral pelvis motion^{6,7}, decreased medio-lateral and antero-posterior hip motion^{6,7}, decreased antero-posterior hip motion^{8,9}, and decreased antero-posterior knee motion⁷. The decreased range of motion in adolescent with IS might have an impact on the coordination between the thorax and the pelvis⁹ during gait, meaning that the efforts of the lower limbs might be transferred differently to the spine. It is worth noting that by efforts we refer to both forces and torques. The efforts applied to the spine have been found to significantly influence the progression of the Cobb angle in AIS. The “Hueter-Volkmann Law” stipulates that vertebral growth is slowed by mechanical compression¹⁰. In fact, a mechanical compression reduces the number of new cells produced in the proliferation zone of the growth plate¹¹. Asymmetric efforts applied on vertebrae’s growth plates on the concave side of the curve inhibit growth and reduce the spine deformation. Bracing, the typical non-surgical treatment for scoliosis, is based on this principle and attempts to unload the growth plates¹².

Efforts have been shown different for adolescent with IS. Yazji et al.¹³ demonstrated that the medio-lateral joint forces in the lower limbs are significantly different between adolescents with IS scoliotic and age-matched controls during gait. Raison et al.¹⁴ used a multi-body model to demonstrate that the effort between the pelvis and the spine are different between an adolescent with IS and a healthy participant. Additionally, Yazji⁴ has developed a tool to compute intervertebral efforts all along the spine during gait: these efforts are broken down into three components of forces and three components of torques, and that is for the 18 intervertebral discs between L5 and C7, leading to a total of $(3 + 3) \times 18 = 108$ analysis data points. The

intervertebral efforts in pre-operative and postoperative adolescent with IS have been compared and were more different of healthy adolescents in the pre-operative condition. In the postoperative condition, intervertebral efforts in adolescents with IS were more similar to those calculated in healthy adolescents ⁴.

Those results are interesting and could lead to a great tool for therapeutic follow up. However, none of the above-mentioned studies consider the spine kinematic. Yazji⁴ and Raison et al.¹⁴ considers the spine 3D reconstruction is based on bi-planar radiographs and stays fixed during the gait. However, Schimid et al.¹⁵ has shown that spinal gait kinematics is critical for adolescents with IS, they demonstrated that curvature angle range of motion during gait is more important in the thoracic and thoracolumbar direction for adolescents with IS than for healthy adolescents. Their results are aligned with “The Nottingham concept” which stipulates kinematic differences in the spine, pelvis and lower extremities during gait might contribute to the progression of AIS¹⁶. Thus, to the knowledge of the authors, no solution in the literature that assesses the efforts along the spine with the consideration of spine kinematics. We believe that those efforts are a key element to the progression of the scoliosis and a better understanding of their behaviour would support the rehabilitation process of adolescents with IS.

This research work is based on the hypothesis that a multibody model of the human body will make it be possible to quantify the efforts along the spine and that those efforts may be different for an adolescent with IS and for an age-matched adolescent.

Therefore, the objective of this study is to develop a multibody models paired with the kinematic model of the spine. This tool will help to visualise the intervertebral efforts along the spine of adolescents with IS, and to highlight the efforts that significantly differ from those found on age-matched healthy adolescents for therapeutic follow-up using. This tool should be able to process the dynamic model in real time and should be usable on any type of posture and/or motion.

5.3 Methods

5.3.1 Multibody model of the human body

A real time inverse dynamic model of the human body was developed to assess the intervertebral joint efforts (Q). The model is composed of 25 rigid bodies (the lower limbs (6), pelvis (1) and spine (18)). It is personalised to each participant with dimensions taken directly on them and the body inertia parameters, i.e. the mass m , moments of inertia I and centre of mass COM positions, taken from the inertia tables of DeLeva¹⁷ for the body masses and from Kiefer¹⁸ for the centre of mass positions and moments of inertia.

The lower limbs are modeled as 3 bodies (thigh, leg and foot) linked together by ball joints and attached to the pelvis. The spine is also modeled as a chain of 18 bodies linked with ball joints (Figure 5.1). The external forces applied to the spine were simplified, where only the gravity and the ground reaction forces transmitted by the lower limbs are taken into consideration. The muscle activity and the masses of internal organs were neglected in this model.

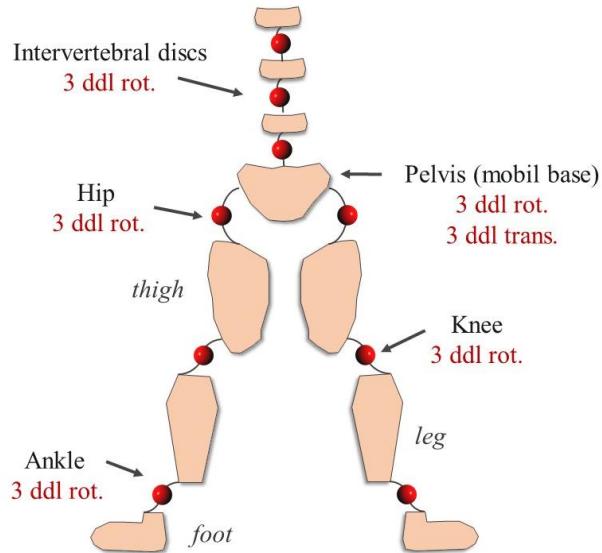


Figure 5.1 Multibody model of the human body

The calculation of the intervertebral efforts is divided into two main stages repeated for each time step; the first stage concerns the kinematic identification of the whole human body including the spine and the second stage is about the execution of the inverse dynamic process. In the first stage, the recorded positions enable one to compute, in real time, the model's 78 relative coordinates (54

for the spine, 18 for the lower limbs and 6 for the pelvis) by inverse kinematics using the Levenberg-Marquardt optimization algorithm developed by ALBLIB® (ALGLIB (www.alglib.net), Sergey Bochkanov). While, the second stage provides the efforts based on a dynamical equations system obtained from a Newton-Euler formalism (Equation 2.1). The Robotran software¹⁹ was used to generate the symbolic equations.

$$Q = f(q, \dot{q}, \ddot{q}, F_{ext}, g) \quad (2.1)$$

The output variables are the efforts (forces and efforts) between each vertebra (Q). They are dependent of the articulations angles (q), speeds (\dot{q}) and accelerations (\ddot{q}), the external forces (F_{ext}) and the gravity (g). Six efforts are calculated, 3 forces (N/kg) and 3 torques (Nm/kg), i.e. the antero-posterior, medio-lateral and vertical directions.

5.3.2 Experimental set-up

To test the validity of the model, a proof of concept was performed with one healthy adolescent and one adolescent with IS with a Cobb angle of 37 degrees. They were both asked to perform a gait at a normal pace on a straight line for 5 meters. The acquisition system includes 54 optokinetic sensors placed on anatomical bone landmarks of which 18 were placed on the vertebrae L5 to C7. The tridimensional coordinates of the sensors were recorded by a 12-camera motion-capture system (Vicon, UK) to measure the movement. The ground reaction forces applied to each foot were captured from independent force platforms (AMTI, USA) placed in the middle of the walk. Data from one complete cycle were recorded for this study. The cycle started when the first foot touched a platform and ended when the second foot left the other platform.

All the data was synchronized at 100 Hz and was sent to our homemade C++ real time routine to calculate the efforts in terms of forces and torques applied to each intervertebral joint.

5.4 Results

Table 5.1 presents the average torques and forces in a gait cycle in three directions (x, y, z) for each intervertebral joint for the healthy participant (A) and for the participant with IS (B). The efforts have been normalized according to the weight of each participant to limit its impact. The joint efforts around both apex (L2 and T8), the vertebra that is located at the farthest point out laterally from the midline of the body, have been underlined. In addition, the force directions were

calculated and compared to the line that would pass through the center of two adjacent vertebrae. The resulting angle (θ), illustrated in Figure 5.2, is presented in the last two columns of Table 5.1.

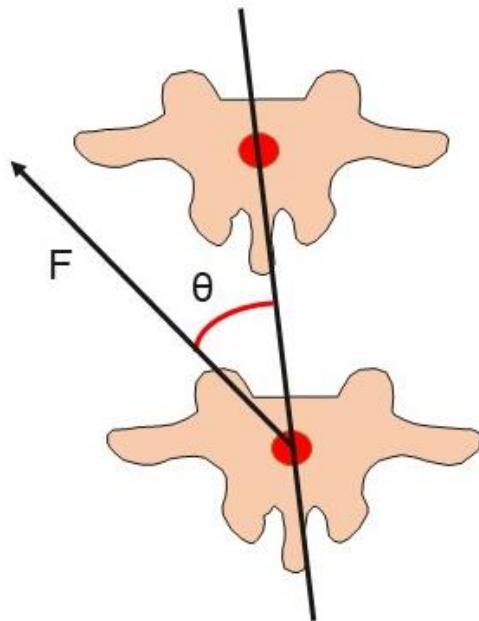


Figure 5.2 Resulting angle (θ) between the intervertebral force direction (F) and the vertebrae orientation

Tableau 5.1 Mean values of intervertebral torques and forces in 3 different planes for A. a healthy participant B. a participant with IS

	Torques			Forces			Force directions	
	antero - posterio r [Nm/kg]	medio-lateral [Nm/kg]	vertical [Nm/kg]	antero-posterio r [N/kg]	medio-lateral [N/kg]	vertical [N/kg]	antero-posterio r [rad]	medio-lateral [rad]
A.								
L4-L3	0,09	0,00	-0,02	1,72	0,40	2,79	0,36	0,29
L3-L2	0,06	0,02	0,00	0,63	0,02	3,02	0,13	0,06
L2-L1	0,04	0,03	0,00	0,68	0,09	2,80	0,23	0,06
L1-T12	0,03	0,03	0,01	0,02	-0,27	2,64	0,01	-0,12
T12-T11	0,03	0,02	0,00	0,39	-0,12	2,39	0,12	-0,01
T11-T10	0,02	0,02	0,00	0,09	-0,02	2,18	0,04	0,02
T10-T9	0,01	0,02	0,00	-0,12	0,09	1,98	-0,08	0,05
T9-T8	0,02	0,02	0,00	0,10	-0,17	1,79	0,01	-0,11
T8-T7	0,02	0,02	0,00	0,16	-0,16	1,63	0,06	-0,08
T7-T6	0,01	0,01	0,00	0,10	-0,13	1,49	0,03	-0,08
T6-T5	0,01	0,01	0,00	0,07	0,05	1,36	0,00	0,07
T5-T4	0,01	0,01	0,00	0,14	-0,11	1,23	0,05	-0,11
T4-T3	0,00	0,01	0,00	-0,03	-0,11	1,11	-0,05	-0,11
T3-T2	0,00	0,00	0,00	0,12	-0,02	0,99	0,01	0,00
T2-T1	0,00	0,00	0,00	0,05	-0,08	0,85	0,00	-0,13
T1-C7	0,00	0,00	0,00	0,04	-0,08	0,75	-0,05	-0,12
Total							0,86	-0,31

Table 5.1 (continued) Mean values of intervertebral torques and forces in 3 different planes for
 A. a healthy participant B. a participant with IS

B.								
L4-L3	0,15	0,04	-0,04	3,04	0,22	2,29	0,61	0,12
<u>L3-L2</u>	<u>0,09</u>	<u>0,06</u>	<u>-0,02</u>	<u>1,28</u>	<u>0,24</u>	<u>3,31</u>	<u>0,16</u>	<u>0,10</u>
<u>L2-L1</u>	<u>0,06</u>	<u>0,06</u>	<u>0,01</u>	<u>0,12</u>	<u>-0,15</u>	<u>3,31</u>	<u>-0,02</u>	<u>-0,06</u>
L1-T12	0,06	0,06	0,00	0,42	-0,12	3,03	0,13	-0,07
T12-T11	0,05	0,06	0,01	-0,02	-0,20	2,79	0,03	-0,11
T11-T10	0,05	0,05	0,01	0,24	-0,57	2,44	0,09	-0,30
T10-T9	0,04	0,04	0,00	0,14	0,11	2,29	0,05	0,18
<u>T9-T8</u>	<u>0,04</u>	<u>0,04</u>	<u>0,00</u>	<u>0,34</u>	<u>-0,28</u>	<u>2,03</u>	<u>0,04</u>	<u>-0,21</u>
<u>T8-T7</u>	<u>0,03</u>	<u>0,03</u>	<u>0,01</u>	<u>0,02</u>	<u>-0,23</u>	<u>1,88</u>	<u>0,09</u>	<u>-0,11</u>
T7-T6	0,03	0,03	0,00	0,14	-0,20	1,71	0,06	-0,13
T6-T5	0,03	0,02	0,00	0,15	-0,21	1,55	0,07	-0,16
T5-T4	0,02	0,02	0,00	0,18	-0,09	1,42	0,02	0,14
T4-T3	0,02	0,02	0,00	0,16	-0,15	1,27	0,12	-0,26
T3-T2	0,01	0,01	0,00	0,14	-0,10	1,13	0,12	0,03
T2-T1	0,01	0,01	0,00	0,17	-0,14	0,96	-0,03	-0,30
T1-C7	0,00	0,00	0,00	0,12	-0,12	0,85	-0,03	-0,14
Total							1,51	-1,28

Table 3.2 presents the means of all the intervertebral efforts along the spine (all vertebrae) and the standard deviation (SD) along the spine. Referring to those results, the medio-lateral torque and force of the participant with IS are much higher compared to the healthy participant, respectively increased by 200% and 114%. The antero-posterior torque and force are 100% and 50% higher for

the participant with IS. The vertical torque is almost identical for both and the vertical force is a little higher (14%) for the adolescent with IS.

Tableau 5.2 Average intervertebral torques and forces and its standard deviation (SD) along the spine in three different planes for a healthy participant and a participant with IS

	Torques				Forces	
	antero - posterior	medio- lateral	antero - posterior	medio- lateral	antero - posterior	medio- lateral
	[Nm/kg]	[Nm/kg]	[Nm/kg]	[Nm/kg]	[Nm/kg]	[Nm/kg]
Healthy participant: mean (SD) [Nm/kg]	0.02 (0.01)	0.01 (0.01)	0.00 (0.00)	0.16 (0.10)	-0.07 (0.10)	1.75 (0.70)
Participant with IS: mean (SD) [Nm/kg]	0.04 (0.02)	0.03 (0.02)	0.00 (0.01)	0.24 (0.30)	-0.15 (0.17)	2.00 (0.81)
Relative difference: IS vs. healthy [%]	100	200	0	50	114	14

Figure 3.2 presents a graphical view of the effort distribution along the spine. The average value of each intervertebral effort during a gait cycle was calculated and associated with its position along the spine in percentages, the joint L4-L3 is considered the beginning of the spine (0%) and the joint T1-C7 is considered the end of the spine (100%).

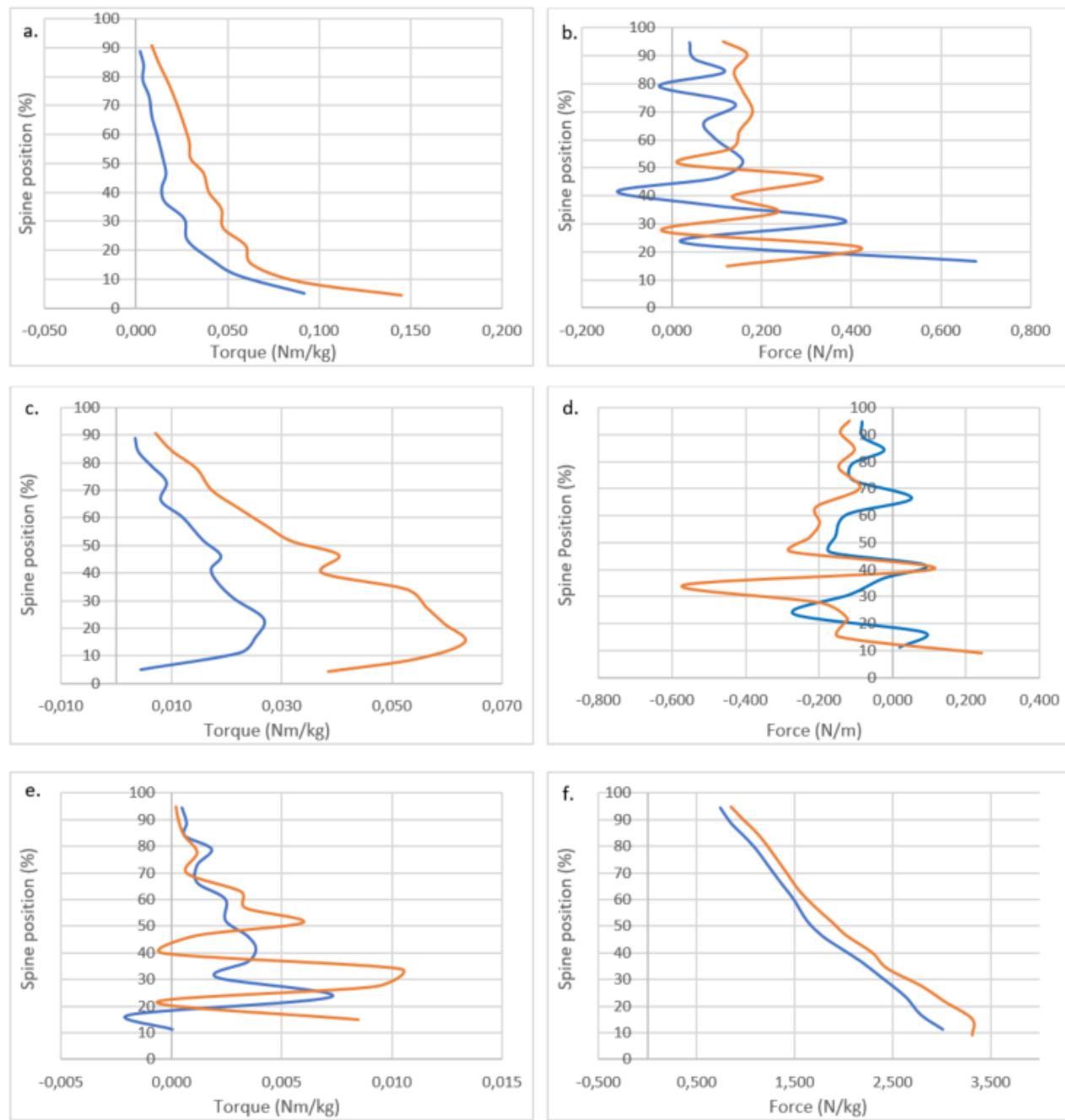


Figure 5.3 Torques and forces distribution along the spine for a healthy participant (blue) and a participant with IS (orange) for a. antero-posterior torque, b. antero-posterior force, c. medio-lateral torque, d. medio-lateral force, e. vertical torque, f. vertical

5.5 Discussion

5.5.1 Multibody model of the human body

A multibody model of the human body was developed to assess the intervertebral joint efforts in real time. Since there is no study that presented the intervertebral effort along the whole spine. The results were confirmed with expected values. First, the vertical force (F_v) around the lower discs can be approximate by the equation 5.1. Indeed, the trunk represents 43% (α) of the participant's total mass (m) according to the adjustment table of De Leva¹⁷.

$$F_v = \frac{m \times \alpha \times g}{m} = 0.43 \times 9,81 = 3,9 \text{ N/kg} \quad (5.1)$$

The vertical force on the top of the spine is expected to be around 0,69 N/kg since the head represents 7% of the total mass¹⁷. With our model, the vertical force between L3-L2 was 3,10 N/kg. The small differences between the expected values and the measured ones are explainable by the fact that the force applied by the mass is distributed. For example, the antero-posterior force is more important in the lower part of the spine due to its natural lordosis in the lower back. The measured vertical force between T12-C7 is 0.89 N/kg which is a little higher of what was expected. However, one needs to consider that equation 4.1 is an approximation and it does not take into consideration the vertical movement of the head during gait. Additionally, the medio-lateral force acts as expected, as it oscillates around zero according to the natural balancing of the trunk during gait.

Finally, it would be interesting to compare our results with more complete models that would include muscle activities and masses of internal organs to validate our simplification hypothesis²⁰. This could be done in a future work.

5.5.2 Intervertebral efforts

The results presented in Table 5.1 show that the intervertebral joints around the apex are higher for the participant with IS, but there is not a peak as one would have expected if there was a concentration of efforts. The efforts seem to follow a logic linear gradation for both of the participants. Table 5.2 shows that the efforts are more important for the participant with IS along four directions (antero-posterior torque and force, medio-lateral torque and force) where. By normalizing the efforts of the weight of the participant, it would be expected that they would be in

the same order of magnitude. The noticed higher efforts for the participant with IS may be pathological and can be associated with asymmetrical behaviour of the spine during gait.

The noticed higher efforts for the participant with IS may be pathological and therefore have an impact on the deformity progression. Several studies^{10-11,21-22} have shown that mechanical effort applies on long bones such as the vertebrae slow their growth based on the "Hueter-Volkmann Law". Additionally, the direction of the forces presented in Table 5.1 being higher for the participant with IS (0,86 vs 1,51 rad for the antero-posterior force and -0,31 vs -1,28 rad for the medio-lateral force) means that higher forces are not only due to the deformity. Indeed, the negative force direction indicates that medio-lateral forces are apply on the concave side of a left thoracic curve. This compression is slowing the growth of the vertebrae and enhance the deformity progression. The force directions could lead to a quantitative factor of the progression and could help to predict it.

The obtained results lead us to the conclusion that the spine should not be considered as one single vertebrae linked together but as a curve in tension. This has the effect that a spinal deformation does not equal to a concentration of efforts but to a redistribution of the efforts along the spine. The Figure 3.2 shows the distribution of the efforts along the spine and is consistent with our conclusions. Indeed, we can observe that their behaviours are similar but the efforts of the participant with IS are always higher.

5.5.3 Clinical output

The results indicated that internal efforts can be used as a support for a therapeutic tool for adolescent with IS. Indeed, the efforts along the spine can be used as a quantitative information of the rehabilitation progression and the asymmetrical behaviour of the adolescent with IS. Therefore, this study supports the need for intervertebral quantification for therapeutic follow-up of adolescents with IS.

5.6 Conclusion

The objective of this study was to identify the most important efforts to be used in the development of a therapeutic follow-up tool for adolescents with IS. The obtained results showed that the medio-lateral and antero-posterior torques and forces are different for an adolescent with IS. Additionally,

this study revealed that the pathological efforts are not concentrated around critical points, but are distributed along the spine.

Finally, it would appear too early to draw any categorical conclusion since this paper present results using only two participants. More research will be needed to confirm the generality of the results in order to translate them into therapeutic indicators. The next step is therefore to validate the developed tool with a larger cohort of adolescents with IS.

Acknowledgements: The authors are grateful to Bahare Samadi for her technical support. The authors would also like to thank NSERC and FRQNT/INTER for financial support to this study.

References

- [1] Weinstein SL, Dolan LA, Cheng JCY, Danielsson A, Morcuende JA. Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet*, 2008;371:1527-37
- [2] Negrini S, Donzelli S, Aulisa AG, *et al.* 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis and Spinal Disorders*, 2018;13(1).
- [3] Trobisch P, Suess O, Schwab F. Idiopathic scoliosis. *Deutsches Ärzteblatt International*, 2010; 107(49):875.
- [4] Yazji M. L'impact de l'instrumentation du rachis sur les efforts intervertébraux et articulaires aux membres inférieurs au cours de la marche chez les patients ayant une scoliose idiopathique adolescente. 2015. Thèse de doctorat. École Polytechnique de Montréal.
- [5] Daryabor A, Arazpour M, Sharifi G, Bani MA, Abutorabi A, Golchin N. Gait and energy consumption in adolescent idiopathic scoliosis: A literature review. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2017; 60(2):107-116.
- [6] Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *European spine journal*; 2009, 18(4):512-521.
- [7] Park HJ, Sim T, Suh SW, Yang JH, Koo H, Mun JH, Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*; 2016, 25(2):385-393.
- [8] Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang PI, Hang YS. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clinical biomechanics*;1998,13(1):S52-S58.
- [9] Park YS, Woo BH, Kim JM, Chae WS, Kim DS, Jung JH, *et al.* Comparison of gait analysis between adolescent idiopathic scoliosis patients and age matched controls. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive*. 2012. 1(1)

- [10] Stokes IA, Spence H, Aronsson DD, Kilmer N. Mechanical modulation of vertebral body growth: implications for scoliosis progression. *Spine*; 1996, 21(10): 1162-1167.
- [11] Stockes IA. Mechanical effects on skeletal growth, *J Musculoskel Neuron Interact*; 2002, 2(3):277-280
- [12] Raso VJ, Lou E, Hill, DL, Mahood JK, Moreau MJ. Is the Boston brace mechanically effective in AIS?. *Studies in health technology and informatics*; 2002, 91: 378-382.
- [13] Yazji M, Raison M, Aubin CÉ, Labelle H, Detrembleur C, Mahaudens P, Mousny M. Are the mediolateral joint forces in the lower limbs different between scoliotic and healthy subjects during gait?. *Scoliosis*; 2015, 10(2): S3.
- [14] Raison M, Ballaz L, Detrembleur C, Mahaudens P, Lebleu J, Fisette P, Mousny M. Lombo-sacral joint efforts during gait: comparison between healthy and scoliotic subjects. *Stud Health Technol Inform*; 2012, 176 :113-116.
- [15] Schmid S, Studer D, Hasler CC, Romkes J, Taylor WR, Lorenzetti S, Brunner R. Quantifying spinal gait kinematics using an enhanced optical motion capture approach in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait & posture*; 2016, 44: 231-237.
- [16] Burwell RG, Cole AA, Cook TA, Grivas TB, Kiel AW, Moulton A, *et al*. Pathogenesis of idiopathic scoliosis. The Nottingham concept. *Acta Orthopaedica Belgica*; 1992, 58:33-58.
- [17] De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*; 1996, 29(9): 1223-1230.
- [18] Kiefer A, Parnianpour M, Shirazi-Adl A. Stability of the human spine in neutral postures. *European Spine Journal*; 1997, 6(1) : 45-53.
- [19] Samin JC, Fisette P, *Symbolic modeling of multibody systems*. Springer Science & Business Media, 2013.

- [20] Abedrabbo G, Fisette P, Absil PA, Mahaudens P, Detrembleur C, Raison M. *et al.* A multibody-based approach to the computation of spine intervertebral motions in scoliotic patients. *Studies in health technology and informatics*; 2012, 176 : 95-98.
- [21] Yadav P, Shefelbine SJ, Gutierrez-Farewik EM, Effect of growth plate geometry and growth direction on prediction of proximal femoral morphology. *J of Biomechanics*; 2016, 49:1613-1619
- [22] Denison TA., Doroudi M, Schwartz Z, Boyan BD, Fluid Shear Stress Inhibits Differentiation of Growth Plate Chondrocytes, Partically Via Integrin Beta 1, *Curr Trends Biomedical Eng & Biosci*; 2017, 3(1)

CHAPITRE 6 RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

La prochaine section présente des résultats complémentaires qui ont été obtenus dans le cadre de ce projet, mais qui n'ont pas été insérés dans l'article.

6.1 Forces et couples des membres inférieurs

Le tableau 6.1 présente une comparaison entre un sujet sain et un sujet scoliotique pour les couples et les forces articulaires de la jambe gauche et droite. Le tableau montre les efforts minimums (Min), maximums (Max) et l'amplitude (Amp) de l'effort mesuré dans trois directions. Les données ont été recueillies pendant un cycle de marche. Les comportements complets des efforts durant peuvent être observés dans les graphiques présentés à l'Annexe A.

Tableau 6.1 Comparaison des maximums (Max), des minimums (Min) et de l'amplitude (Amp) des efforts du membre inférieur gauche (G) et droit (D) entre le sujet sain (Sa) et scoliotique (SI)

	Hanche Sa		Hanche SI		Genou Sa		Genou SI		Cheville Sa		Cheville SI	
	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D
Couple ML (Nm/kg)												
Min	-2.1	-2.5	-2.9	-3.6	-1.9	-2.0	-2.4	-2.5	0.0	-0.2	-0.3	-0.1
Max	1.1	0.6	0.6	1.3	0.9	0.8	0.6	1.2	1.1	1.1	1.3	1.0
Amp	3.2	3.2	3.3	3.6	2.8	2.8	2.5	3.0	1.1	1.3	1.4	1.4
Couple AP (Nm/kg)												
Min	-0.1	-1.2	-1.4	-0.2	-0.1	-1.1	-1.4	0.0	0.0	0.0	-1.0	0.0
Max	0.8	0.1	0.0	2.2	0.7	0.0	0.0	1.0	0.9	1.3	0.0	1.3
Amp	0.9	1.3	1.3	0.8	0.8	1.1	1.1	0.9	0.9	1.3	0.5	0.1
Couple V (Nm/kg)												
Min	-0.3	-0.2	0.0	-0.5	-0.1	-0.5	-0.3	0.0	-0.1	-0.6	-0.5	0.0
Max	0.0	0.4	0.3	0.1	0.4	0.0	0.0	0.3	0.5	0.3	0.0	0.8
Amp	0.3	0.6	0.4	0.2	0.5	0.5	0.7	0.4	0.6	0.9	0.3	0.8
Force ML (N/kg)												
Min	-2.4	-2.3	-2.2	-3.9	-0.4	-0.3	-0.5	-0.4	-0.2	-0.2	-0.3	-0.1
Max	0.3	0.7	0.9	0.1	4.5	4.2	5.3	5.6	5.6	4.2	5.3	5.4
Amp	2.7	2.9	3.7	2.3	4.9	4.5	5.7	6.1	5.8	4.4	5.4	6.1
Force AP (N/kg)												
Min	-0.8	-0.4	-0.3	-1.3	-1.8	-0.3	-0.8	-2.3	-0.5	-0.1	-0.1	-2
Max	0.4	0.7	0.4	0.3	0.2	1.3	0.6	0.2	0.9	3.4	0.1	3.7
Amp	1.2	1.1	0.6	0.6	2.0	1.6	1.1	1.0	1.4	3.5	2.3	3.8
Force V (N/kg)												
Min	-7.2	-7.5	-8.1	-7.6	-8.7	-8.9	-9.3	-9.3	-9.2	-9.3	-9.7	-10.1
Max	2.0	2.1	2.2	2.0	0.6	0.7	0.8	0.8	0.1	0.2	0.2	0.1
Amp	9.2	9.6	10.3	10.3	9.3	9.6	10.3	10.1	9.3	9.3	10.2	9.5

6.2 Impact de la mobilité de la scoliose

Le mouvement de la colonne vertébrale pendant la marche peut sembler négligeable. Or, pour garder la tête droite, la colonne effectue un mouvement de balancement pendant la marche. Le calcul de la position de chaque vertèbre représente un temps de calcul non négligeable (optimisation non linéaire à 54 inconnus). Les tableaux 6.2 et 6.3 montrent une comparaison de l'amplitude des efforts calculés pour les deux sujets lorsque la colonne est considérée statique et en mouvement. La somme des efforts est présentée à la fin des deux tableaux et montrent que les efforts sont globalement plus élevé dans le plan médio-latéral et antéro-postérieur lorsque la colonne est considérée statique.

Tableau 6.2 Comparaison entre les efforts intervertébraux d'un sujet avec SI lorsque la colonne est en mouvement (dyn) et statique (stat)

Vertèbre	Couple ML (Nm/kg)		Couple AP (Nm/kg)		Couple V (Nm/kg)		Force ML (N/kg)		Force AP (N/kg)		Force V (N/kg)	
	dyn	stat	dyn	stat	dyn	stat	dyn	stat	dyn	stat	dyn	stat
L5	0.16	0.25	0.30	0.51	0.14	0.03	1.62	1.02	2.26	2.11	0.78	1.07
L4	0.12	0.21	0.24	0.44	0.10	0.02	1.02	0.97	1.95	2.00	0.85	1.00
L3	0.11	0.19	0.23	0.41	0.05	0.02	0.68	0.91	1.54	1.89	0.72	0.93
L2	0.11	0.17	0.20	0.37	0.04	0.02	0.45	0.86	1.30	1.79	0.71	0.85
L1	0.10	0.15	0.17	0.33	0.05	0.02	0.36	0.81	1.17	1.67	0.64	0.79
T12	0.09	0.13	0.15	0.29	0.04	0.02	0.37	0.75	1.02	1.56	0.55	0.72
T11	0.08	0.11	0.12	0.25	0.04	0.01	0.37	0.69	0.88	1.44	0.55	0.66
T10	0.07	0.10	0.09	0.21	0.04	0.01	0.32	0.64	0.76	1.34	0.54	0.60
T9	0.06	0.09	0.08	0.19	0.03	0.01	0.35	0.58	0.66	1.24	0.43	0.58
T8	0.06	0.08	0.07	0.17	0.02	0.02	0.36	0.55	0.59	1.16	0.38	0.47
T7	0.05	0.06	0.06	0.14	0.02	0.01	0.34	0.50	0.51	1.08	0.36	0.45
T6	0.04	0.05	0.04	0.11	0.01	0.01	0.29	0.46	0.46	1.01	0.35	0.42
T5	0.03	0.04	0.03	0.09	0.01	0.01	0.28	0.43	0.39	0.93	0.30	0.38
T4	0.02	0.03	0.02	0.06	0.01	0.01	0.27	0.39	0.33	0.85	0.29	0.34
T3	0.02	0.02	0.01	0.04	0.01	0.00	0.24	0.35	0.28	0.76	0.24	0.31
T2	0.01	0.01	0.01	0.03	0.01	0.00	0.22	0.30	0.22	0.67	0.22	0.26
T1	0.01	0.01	0.01	0.01	0.00	0.00	0.18	0.27	0.19	0.59	0.20	0.23
C7	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.16	0.23	0.18	0.51	0.16	0.20
Total	1.14	1.7	1.83	3.66	0.62	0.22	7.88	10.7	14.7	22.6	8.27	10.3

Tableau 6.3 Comparaison entre les efforts intervertébraux d'un sujet sain lorsque la colonne est en mouvement (dyn) ou statique (stat)

Vertèbre	Couple ML (Nm/kg)		Couple AP (Nm/kg)		Couple V (Nm/kg)		Force ML (N/kg)		Force AP (N/kg)		Force V (N/kg)	
	dyn	stat	dyn	stat	dyn	stat	dyn	stat	dyn	stat	dyn	stat
L5	0.15	0.18	0.20	0.70	0.20	0.03	1.24	0.72	2.03	2.54	0.83	1.01
L4	0.14	0.15	0.16	0.62	0.17	0.03	0.85	0.66	1.60	2.43	0.87	0.94
L3	0.13	0.13	0.19	0.58	0.08	0.02	0.73	0.64	1.24	2.29	0.95	0.89
L2	0.11	0.12	0.18	0.54	0.02	0.03	0.74	0.58	1.01	2.19	0.78	0.81
L1	0.10	0.11	0.15	0.48	0.03	0.03	0.58	0.53	0.80	2.08	0.72	0.76
T12	0.08	0.09	0.14	0.43	0.02	0.02	0.46	0.48	0.73	1.97	0.67	0.70
T11	0.07	0.08	0.13	0.38	0.03	0.02	0.41	0.43	0.71	1.85	0.66	0.62
T10	0.06	0.07	0.11	0.33	0.02	0.02	0.36	0.39	0.40	1.74	0.55	0.57
T9	0.05	0.06	0.09	0.29	0.02	0.02	0.39	0.35	0.46	1.63	0.51	0.51
T8	0.05	0.05	0.08	0.25	0.02	0.01	0.34	0.32	0.45	1.53	0.46	0.48
T7	0.04	0.04	0.07	0.21	0.01	0.01	0.30	0.29	0.42	1.43	0.41	0.43
T6	0.03	0.03	0.06	0.18	0.01	0.01	0.28	0.26	0.43	1.34	0.37	0.40
T5	0.03	0.03	0.05	0.15	0.01	0.01	0.22	0.24	0.38	1.24	0.34	0.35
T4	0.02	0.02	0.04	0.11	0.01	0.01	0.22	0.22	0.35	1.14	0.30	0.32
T3	0.02	0.01	0.03	0.08	0.01	0.01	0.22	0.19	0.29	1.03	0.27	0.28
T2	0.01	0.01	0.02	0.05	0.01	0.00	0.17	0.17	0.26	0.90	0.23	0.25
T1	0.01	0.01	0.01	0.03	0.00	0.00	0.15	0.15	0.24	0.80	0.20	0.21
C7	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.15	0.13	0.21	0.69	0.17	0.19
Total	1.1	1.19	1.71	5.42	0.67	0.28	7.81	6.75	12.0	28.8	9.29	9.72

CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif général de ce projet de recherche était de développer un outil qui quantifie les efforts articulaires des membres inférieurs et les efforts intervertébraux en temps-réel. Ces efforts devraient permettre d'identifier des indicateurs d'asymétrie au niveau de la SI et la visualisation de ces efforts pourrait supporter la réadaptation des jeunes scoliotiques.

7.1 Retour sur les résultats de l'article scientifique

L'article présenté au Chapitre 5 étudie les efforts intervertébraux tout au long de la colonne vertébrale. Les résultats montrent que les efforts intervertébraux calculés par l'outil développé peuvent être des indicateurs d'une asymétrie au niveau de la colonne vertébrale. En effet, les efforts du patient scoliotique étaient plus élevés dans le plan médio-latéral et dans le plan antéro-postérieur. Les couples et les forces médio-latéraux du sujet scoliotique sont 200% et 114% plus élevés que chez un sujet sain. Les couples et forces antéro-postérieurs du sujet scoliotique sont 100% et 50% plus élevés. Il aurait été attendu qu'on observe une concentration des efforts au niveau de l'apex puisqu'elle est la plus éloignée du centre. Pourtant, la distribution des efforts le long de la colonne vertébrale montre que l'asymétrie au niveau de la colonne ne crée pas une concentration d'efforts, ceux-ci sont plutôt distribués uniformément le long de la colonne vertébrale. Ces résultats ont permis de conclure que la colonne vertébrale ne devait pas être considérée comme une série de corps reliés, mais bien comme une courbe en tension. D'un point de vue clinique, ces résultats indiquent qu'il sera important de considérer l'ensemble des efforts comme un indicateur d'asymétrie.

De plus, une comparaison des efforts intervertébraux d'un sujet sain et d'un sujet scoliotique a été réalisée par (Raison M. , Aubin, Detrembleur, Fisette, & Samin, 2008). L'article montre que les couples antéro-postérieurs du sujet scoliotique sont 67% plus grands que les efforts du sujet sain. Ce résultat appuie le résultat de l'article présenté dans le Chapitre 5 où les couples antéro-postérieurs du sujet scoliotique sont 100% plus grands que ceux du sujet sain. Les différences entre les sujets scoliotiques et les sujets sains sont dans le même ordre de grandeur. On peut expliquer la légère différence par le fait que le modèle utilisé dans le cadre de ce projet inclut les couples sur tout le long de la colonne vertébrale et qu'il inclut la cinématique de la colonne vertébrale.

7.2 Efforts articulaires du membre inférieur

Les patients avec une SI possèdent moins de mobilité au niveau du bassin (Mahaudens, Thonnard, & Detrembleur, 2005). Le bassin a comme rôle d'absorber et transmettre les forces appliquées sur les membres inférieurs à la colonne vertébrale. Le manque de la flexibilité au niveau du bassin peut avoir des répercussions sur la façon dont ces forces sont transmises. La réadaptation du bassin est donc importante. En plus d'avoir un impact sur les forces transmises, le manque de mobilité au niveau du bassin est souvent compensé par asymétrie au niveau du mouvement des hanches. Les efforts articulaires des membres inférieurs des sujets scoliotiques ont d'ailleurs été montrés significativement différents de ceux des sujets sains (Yazji, et al., 2015). Ils pourraient devenir un indicateur intéressant pour la réadaptation du bassin.

Les résultats obtenus dans le cadre de ce projet ne permettent pas de corroborer ces faits. On n'observe pas d'asymétrie plus importante chez le sujet scoliotique. On observe des efforts plus grands pour certaines directions chez le sujet scoliotique, mais pas pour les deux côtés ou pour tous les membres. Aucune corrélation n'est observée en comparant les efforts du sujet sain à ceux du sujet scoliotique. Une étude avec plus de sujets est nécessaire pour confirmer les résultats de l'étude de Yazji, et al. (Yazji M. , 2015).

L'ordre de grandeur et l'allure des efforts pendant un cycle de marche est similaires à ceux présentés par (Yazji M. , 2015). L'amplitude des efforts obtenus dans Yazji et al. (2015) a été comparée aux résultats obtenus en temps réel dans le cadre de ce projet. La comparaison est présentée dans l'Annexe A. Pour le sujet sain, 5 des 12 efforts comparés sont à l'intérieur de l'intervalle de confiance. Pour le sujet scoliotique, 6 des 12 efforts comparés sont à l'intérieur de l'intervalle de confiance. Les différences peuvent s'expliquer par le fait que les mesures n'ont pas été prises dans les mêmes conditions de laboratoire. On remarque que les efforts mesurés aux chevilles sont plus grands et les efforts mesurés aux genoux sont plus petits généralement. Malgré la différence au niveau de l'amplitude, l'allure des courbes est semblable à celle obtenue par Yazji et al. (2015) (Annexe B). Les différences peuvent également être expliquées par le fait que la position de départ choisie pour ce projet, c'est-à-dire la position où les efforts sont supposés nuls, n'est pas exactement la même. Yazji et al. (2015) ont choisi d'utiliser la référence anatomique IBS (Wu, et al., 2002) comme référence. Dans ce projet, la position de départ est la position que le sujet

doit prendre pour l'initialisation des caméras et du logiciel de capture de mouvement. Cette solution permet de minimiser le temps de préparation à un essai.

De plus, chaque sujet scoliotique est différent. La déformation de la colonne est différente pour chaque sujet et influence son patron de marche d'une façon unique. Raison M. et al. (2010) a d'ailleurs mesuré des efforts intervertébraux plus élevés chez un adolescent avec une SI plus importante.

7.3 Importance de la mobilité la colonne vertébrale

L'un des sous-objectifs de ce projet était de vérifier l'impact de la cinématique de la colonne vertébrale lors de la marche. Le temps de calcul de la cinématique de la colonne par optimisation n'est pas négligeable dans un contexte d'un affichage en temps-réel. Il était donc important de vérifier que le mouvement des vertèbres pendant la marche avait un impact sur les efforts calculés. Schmid, et al. (2016) a mesuré l'amplitude de mouvement des angles thoraciques. Les résultats ont montré qu'une différence posturale dans les plans sagittal et frontal ainsi qu'une amplitude de mouvement de l'angle thoracique plus élevée de 4.9 degrés chez les sujets scoliotiques. Les mouvements du dos chez les sujets scoliotiques seraient ainsi différents des sujets sains et devraient être pris en considération lors des analyses.

Afin de valider l'importance de la cinématique, les efforts ont été calculés en incluant les mouvements de la colonne et en laissant la colonne fixe pendant la marche. Les résultats présentés montrent qu'en négligeant les mouvements au niveau de la colonne, on surestime la plupart efforts intervertébraux. Par particulier, la somme des couples et des forces médio-latéraux pour le sujet scoliotique sont respectivement de 1,71 Nm/kg et 12,01 N/kg si l'on inclut le mouvement de la colonne dans le calcul et de 5,42 Nm/kg et 28,82 N/kg si l'on néglige le mouvement. Ce résultat s'aligne avec le principe que l'humain effectue un balancement dans le plan antéro-postérieur au niveau du dos lorsqu'il marche. Ce balancement permet de garder le centre de masse du corps centré. En négligeant ce balancement, la colonne suit le mouvement du bassin ce qui augmente les efforts internes nécessaires pour la maintenir droite. La cinématique de la colonne ne devrait donc pas être négligée lors du calcul des efforts intervertébraux.

7.4 Limitations

Ce projet comporte plusieurs limitations. D'abord, le corps humain est très complexe et le modéliser complètement et fidèlement n'est pas réaliste dans le cadre de ce projet. Plusieurs hypothèses simplificatrices ont été posées comme le fait que la masse d'un corps se situe en un seul point (centre de masse) et que ce point ne bouge pas du tout pendant un mouvement. En réalité, les contractions musculaires et le mouvement des fluides corporels peuvent influencer la position du centre de masse. Les articulations ont été modélisées comme des joints sphériques alors qu'elles sont beaucoup plus complexes que cela. Les effets de frictions n'ont aussi pas été considérés. L'effet des muscles et le poids des organes ont été complètement négligés alors qu'ils ont un impact important. Pour toutes ces raisons, les efforts calculés par cet outil resteront toujours des indicateurs de symétrie, mais ils ne représenteront jamais les efforts exacts.

Une autre limitation importante est le nombre de sujets utilisés soit un sujet sain et un sujet scoliotique. L'utilisation d'une cohorte plus importante permettrait de tirer des conclusions plus générales. Ceci étant dit, dans le cadre d'une preuve de concept les résultats restent valides.

7.5 Perspectives

Les résultats présentés dans ce mémoire sont prometteurs pour la suite du projet qui vise à développer un outil en réalité virtuelle pour la réadaptation des sujets scoliotiques. En effet, les techniques actuelles de réadaptation de la marche démontrent encore une grande lacune : les corrections posturales ne ciblent qu'une région corporelle à la fois, telles que le bassin ou le tronc, en raison de la difficulté de montrer simultanément l'effet des corrections sur plusieurs régions du corps humain en cours de mouvement (Mahaudens, Banse, Mousny, & Detrembleur, 2009).

Dans ce contexte, la réalité virtuelle apparaît comme une solution à ce problème puisqu'elle permettrait de montrer simultanément l'effet des corrections sur plusieurs régions du corps humain en cours de mouvement (Saint-Pierre Côté, et al., 2016). Dans un environnement virtuel affiché sur un écran, le patient peut se voir marcher par l'intermédiaire d'un avatar et peut donc adapter ses actions au sein du patron de marche prédéterminé par les praticiens. La réalité virtuelle est déjà reconnue pour sa capacité à augmenter la motivation et l'implication des patients dans les processus de réadaptation (Lohse, Shirxad, Verster, Hodges, & Van der Loos, 2013). Ainsi, un retour

d'information en temps-réel sur la correction de posture à adopter au cours de la marche permettrait aux patients de mieux comprendre les corrections de posture à adopter.

Afin d'atteindre cet objectif, des études avec un plus grand nombre de sujets seront nécessaires pour confirmer les indicateurs d'asymétries présentés dans ce rapport et pour corrélérer les indicateurs à des mouvements correctifs. En d'autres mots, il faut d'abord confirmer que des efforts intervertébraux plus élevés indiquent réellement une asymétrie au niveau de la colonne vertébrale en réalisant une étude statistique sur plusieurs sujets sains et scoliotiques. Ensuite, il faut vérifier quels mouvements rapprochent les efforts pathologiques de ceux qu'on retrouverait chez un sujet sain.

CHAPITRE 8 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif de ce projet de maîtrise était de développer un outil de quantification des efforts articulaires et intervertébraux en temps-réel. Un modèle multicorps dynamique a été produit à partir de paramètres inertiels, de mesures cinématiques et cinétiques d'un essai de marche. Le modèle permet le calcul des forces et couples tridimensionnels aux articulations des membres inférieurs et entre les vertèbres grâce à un générateur d'équations cinématiques et dynamiques produites par le logiciel Robotran et une méthode de cinématique inverse basée sur une optimisation globale. Le prototype a été testé avec deux sujets, un sain et un scoliotique.

Le premier sous-objectif de ce projet était de développer un modèle multicorps dynamique du corps humain personnalisé qui inclut le tronc, le bassin et les membres inférieurs. Cet objectif a été atteint. Les efforts articulaires des membres inférieurs ont été calculés avec succès. L'allure et la grandeur des efforts trouvée sont semblables à celles qu'on retrouve dans la littérature. Les résultats ne permettent cependant pas de conclure sur une différence entre les sujets sains et sujets scoliotiques. Il n'a pas été possible d'identifier une logique dans les différences entre les deux sujets.

Les résultats présentés dans l'article confirment que l'objectif 2 a été atteint. Le projet voulait montrer qu'ils existent des efforts plus intéressants pour la réadaptation des sujets scoliotiques. Les résultats montrent que les efforts intervertébraux étaient plus importants pour un sujet avec SI. Les efforts médio-latéraux ont une différence plus importante avec les efforts du sujet sain (200% pour le couple et 114% pour la force). Ces efforts pourraient devenir intéressants pour la réadaptation des jeunes avec SI. Ces efforts plus élevés doivent être considérés, car ils peuvent aggraver la déformation de la colonne vertébrale. (Stokes, Spence, Aronsson, & Kilmer, 1996) démontre que les forces appliquées sur les vertèbres ont un impact important sur leur croissance. De plus, il a été montré que la déformation causée par la scoliose ne crée pas de concentration d'efforts. Ceux-ci sont plutôt distribués tout au long de la colonne vertébrale.

L'objectif 3 voulait confirmer l'importance de la cinématique du dos dans le calcul des efforts intervertébraux. L'objectif a été atteint. L'impact de la cinématique de la colonne vertébrale sur les efforts calculés a été analysé afin de valider son importance. Les efforts ont été calculés en incluant le mouvement de la colonne et ont été comparés aux efforts calculés avec la colonne fixe. Les résultats ont montré qu'en gardant la colonne fixe, les efforts dans le plan médio-latéral sont surestimés. Les couples et les forces médio-latéraux pour le sujet scoliotique sont respectivement

de 1,71 Nm/kg et 12,01 N/kg si l'on inclut le la cinématique et de 5,42 Nm/kg et 28,82 N/kg si on la néglige. Ainsi, le balancement de la colonne pendant la marche permet de minimiser les efforts requis pour que le haut du corps reste droit malgré le balancement des membres inférieurs.

Finalement, les résultats présentés dans ce mémoire démontrent que l'outil développé quantifie bien les efforts intervertébraux et articulaires et qu'il pourrait être utilisé comme outil de réadaptation de la marche chez les sujets scoliotiques pédiatriques. Une étude statistique sur un plus grand nombre de sujets sera cependant nécessaire pour confirmer et généraliser les conclusions tirées.

RÉFÉRENCES

- AMELI. (s.d.). *Angle de Cobb [Illustration]*.
- Back To Health, K. (2018). *Hanche [Illustration]*. Récupéré sur <http://www.back2health4you.com>
- Ballaz, L., Raison, M., & Detrembleur, C. (2013). Decomposition of the Vertical Ground Reaction Forces During Gait on a Single Force Plate. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 13(2), 236-243.
- Bochkanov, S., & Bystritsky, V. (2011). ALBLIB - a cross-platform numerical analysis and data processing library. Novgorod, Russie.
- Bouisset, S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Paris: Editions Masson.
- Burwell, R. G., Aujla, R. K., Grevitt, M. P., Dangerfield, P. H., Moulton, A., Randell, T. L., & Anderson, S. I. (2009, Octobre 21). Pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis in girls – a double neuro-osseous theory involving disharmony between two nervous systems, somatic and autonomic expressed in the spine and trunk. *Scoliosis*, 4, 24. doi:10.1186/1748-7161-4-24
- Chan, P., Wong, H., & Goh, J. (2006). The repeatability of spinal motion of normal and scoliotic adolescents during walking. *Gait Posture*, 24, 219-228.
- Chen, P.-Q., Wang, J.-L., Tsuang, Y.-H., Liao, T.-L., Huang, P.-I., & Hang, Y.-S. (1998). The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clin Biomech*, 13, S52-S58.
- Choudhry, M. N., Ahmad, Z., & Verma, R. (2016). Adolescent idiopathic scoliosis. *The open orthopaedics journal*, 10, 143.
- Chow, D., Kwok, M., Au-Yang, A., Holmes, A., Cheng, J., Yao, F., & Wong, M. (2006). The effect of load carriage on the gait of girls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Med Eng Phys*, 430-437.
- Damiano, D. L., Arnold, A. S., Steele, K. M., & Delp, S. L. (2010, Février 1). Can strength training predictably improve gait kinematics? A pilot study on the effects of hip and knee extensor strengthening on lower-extremity alignment in cerebral palsy. *Physical Therapy*, 90(2), 269-279. doi:10.2522/ptj.20090062

- Daryabor, A., Arazpour, M., Sharifi, G., Bani, M. A., Aboutorabi, A., & Golchin, N. (2017). Gait and energy consumption in adolescent idiopathic scoliosis: A literature review. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 60(2), 107-116.
- Davis III, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D., Gage, & J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human movement science*, 10(5), 575-587.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov' segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- Dobosiewicz, K., Durmala, J., & Kotwicki, T. (2008). Dobosiewicz method physiotherapy for idiopathic scoliosis. *Studies in health technology and informatics*, 135, 228-236.
- Fisette, P., Postiau, T., Sass, L., & Samin, J. (2002). Fully symbolic generation of complex multibody models. *Mechanics of Structures and Machines*, 30, 31-82.
- Fusco, C., Zaina, F., Atanasio, S., Romano, M., Negrini, A., & Negrini, S. (2011). Physical exercises in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: an updated systematic review. *Physiotherapy theory and practice*, 27(1), pp. 80-114.
- Giakas, G., Baltzopoulos, V., Dangerfield, P., Dorgan, J., & Dalmira, S. (1996). Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*, 21, 2235-2242.
- Haber, C., & Sacco, M. (2015). Scoliosis: lower limb asymmetries during the gait cycle. *Arch Physiother*, 5, 1.
- Hall, S. (2006). *Basic Biomechanics* (éd. 5). Boston: McGraw-Hill.
- Hecht, J. M. (2018). *Cheville [Illustration]*. Récupéré sur <http://josephhechtd.com>
- Hernandez, S. (2015). *Développement d'une méthode d'apprentissage par projet pour l'enseignement de la modélisation multicorps appliquée au corps humain*. Master Thesis, Polytechnique Montréal, Département de génie mécanique, Montréal.
- Jacob, B., & Guennebaud, G. (s.d.). Eigen - Tuxfamily. *C++ library*.
- Kaviani, B., Karimi, M., & Etemadifar, M. (2015). Evaluation of the energy expenditure during walking in adolescent idiopathic scoliosis patients. *JPSR*, 4, 59-65.

- Kiefer, A., Shirazi-Adl, A., & Parnianpour, M. (1997). Stability of human spine in neutral postures. *European Spine journal*, 6, 45-53.
- Kramers-de Quervain, I. A., Müller, R., Stacoff, A., Diete, G., & Stüss, E. (2004, avril 3). Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 13(5), 449-456.
- Laitenberger, M. (2015). *Approche intégrée de modélisation cinématique et dynamique du membre supérieur*. Master thesis, Polytechnique Montréal, Montréal.
- Lao, L.-M. (2001). *Biomechanical analyses of the load at the apical vertebra, postural balance, and gait for subjects with adolescent idiopathic scoliosis*. . Master's Thesis, The Hong Kong Polytechnic University.
- Lenke, L. G., Betz, R. R., Haher, T. R., Lapp, M. A., Merola, A. A., Harms, J., & Shufflebarger, H. L. (2001, Novembre 1). Multisurgeon assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis: Curve classification, operative approach, and fusion levels. *Spine*, 26(21), pp. 2347–2353. doi:10.1097/00007632-200111010-00011
- Lohse, K., Shirxd, N., Verster, A., Hodges, N., & Van der Loos, H. (2013). Video games and rehabilitation: Using design principles to enhance engagement in physical therapy. *Journal of Neurology and Physical therapy*, 37, 166-176.
- Lykissas, M. G., Jain, V. V., Nathan, S. T., Pawar, V., Eismann, E. A., Sturm, P. F., & Crawford, A. H. (2013). Mid-to long-term outcomes in adolescent idiopathic scoliosis after instrumented posterior spinal fusion: a meta-analysis. *Spine*, 38(2), E113-E119.
- Mahaudens, P., Banse, X., Mousny, M., & Detrembleur, C. 2. (2009). Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *Eur Spine J*, 18, 512-521.
- Mahaudens, P., Detrembleur, C., Mousny, M., & Banse, X. (2009). Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. *Eur Spine J*, 18, 1160-1168.
- Mahaudens, P., Detrembleur, C., Mousny, M., & Banse, X. (2010). Gait in thoracolumbar/lumbar adolescent idiopathic scoliosis : effect of surgery on gait mechanisms. *Eur Spine J*, 19(7), 1179-1188.
- Mahaudens, Thonnard, & Detrembleur. (2005). Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine J*, 427-433.

- Mallau, S., Bollini, G., Jouve, J.-L., & Assaiante, C. (2007). Locomotor skills and balance strategies in adolescents idiopathic scoliosis. . *Spine*, 32, E14-E22.
- Maruyama, T., Takeshita, K., & Kitagawa, T. (2008). Side-shift exercise and hitch exercise. *Studies in health technology and informatics*, 135, 246-249.
- McIntire, K., Asher, M., D, B., & Liu, W. (2006). Trunk rotational strength training for the management of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). *Studies in Health Technology and Informatics*(123), 273-280.
- Mooney, V., Gulick, J., & R, P. (2000). A preliminary report on the effect of measured strength training in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Spinal Disorders*, 102-107.
- Morrissy, R. T., Goldsmith, G. S., Hall, E. C., Kehl, D., & Cowie, G. H. (1990). Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have. 72(3), 320-327.
- Netter. (2006). *Colonne vertébrale vue latérale gauche et postérieure [Illustration]*. Récupéré sur <http://blog.taoist.org/est/2011/05/19/notes-sur-lanatomie-et-la-physiologie-la-colonne-vertebrale/>
- ORTHOTECH. (2018). *Corset rigide [Illustration]*. Récupéré sur <http://www.orthotech-net.fr/en/>
- Pandy, M., & Andriacchi, T. P. (2010). Muscle and Joint Function in Human Locomotion,. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 12, 401-433.
- Park, H.-J., Sim, T., Suh, S.-W., Yang, J., Koo, H., & Mun, J. (2016). Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 25, 385-394.
- Park, Y.-S., Woo, B.-H., Kim, J.-M., Chae, W.-S., Kim, D.-S., Jung, J.-H., . . . Young-Tae, L. (2012). Comparison of gait analysis between adolescent idiopathic scoliosis patients and age-matched controls. Dans I.-C. P. Archive (Éd.), *30 International Conference on Biomechanics in Sports* .
- Pearsall, D. J., Reid, J., & Livingston, L. A. (1996). Segmental inertial parameters of human trunk as determined from computed tomography. *Annals of biomedical engineering*, 24(2), 198-210.

- Perry, J., & Davids, J. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopedie*, 12-815.
- Poulain, F., & Larousse, A. (s.d.). *Vue supérieure d'une vertèbre*. Récupéré sur http://www.larousse.fr/encyclopedie/images/Vert%C3%A8bre_dorsale/1002242
- Prince, F., Charbonneau, M., Lemire, G., & Rivard, C.-H. (2010, Septembre). Comparison of locomotor pattern between idiopathic scoliosis patients and control subjects. *Scoliosis*, 5, O34. doi:10.1186/1748-7161-5-S1-O34
- Pro HealthCare Products, K. (2018). *Comparaisons entre un rachis scoliotique et rachis sain [Illustration]*. Récupéré sur <http://www.prohealthcareproducts.com>
- Raison, M., Aubin, C. E., Detrembleur, C., Fisette, P., & Samin, J. C. (2008). Quantification of intervertebral efforts during walking: comparison between a healthy and a scoliotic subject. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical*, 11(S1), 189-190.
- Raison, M., Aubin, C. É., Detrembleur, C., Fisette, P., Mahauden, P., & Samin, J. C. (2010). Quantification of global intervertebral torques during gait: comparison between two subjects with different scoliosis severities. *Studies in health technology and informatics*, 158, 107-111.
- Romano, M., Negrini, A., Parzini, S., & Negrini, S. (2008). Scientific Exercises Approach to Scoliosis (SEAS): efficacy, efficiency and innovation. *Studies in health technology and informatics*, 191-207.
- Rubin, J., Sataloff, R. T., & Korovin, G. S. (2014). Diagnosis and treatment of voice disorders.
- Saint-Pierre Côté, S., Charbonneau, P., Dallaire-Côté, M., Aissaoui, R., Nadeau, S., Duclos, C., & Labbe, D. (2016). Feasibility of Using Modulated Real-Time Self-Avatars to Induce Asymmetric Kinematic Changes During Gait. *The 4th International Digital Human Modeling Symposium (DHM2016)*. Montréal.
- Samin, J., & Fisette, P. S. (2003). *Symbolic Modeling of Multibody Systems*. Kluwer Academic Publisher.

- Schmid, S., Studer, D., Hasler, C.-C., Romkes, J., Taylor, W., Lorenzetti, S., & Brunner, R. (2016). Quantifying spinal gait kinematics using an enhanced optical motion capture approach in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait Posture*, 44, 231-237.
- Schöberl, M., & Suika, A. (2013). Analysis of compliant mechanisms with a flexible multibody modelling approach. (Springer, Éd.) *Multibody system dynamics, robotics and control*, 31-43.
- Schöberl, M., & Suika, A. (2013). Analysis of Compliant Mechanisms with a Flexible Multibody Modelling Approach. (Springer, Éd.) *Multibody system dynamics, robotics and control*, 31-43.
- Simeon, B. (2013). *Computational flexible multibody dynamics : A differential algebraic approach*. New York: Springer.
- Stokes, I. A., Spence, H. B., Aronsson, D. D., & Kilmer, N. (1996, mai 15). Mechanical Modulation of Vertebral Body Growth: Implications for Scoliosis Progression. *Spine*, 21(10), 1162-1167.
- Syczewska, M., Łukaszewska, A., Górkak, B., & Graff, K. (2006). Changes in gait pattern in patients with scoliosis. *Med Rehabil*, 10, 12-21.
- Therapy Chandler Physical, a. (2014). *Bassin [Illustration]*. Récupéré sur <http://chandlerphysicaltherapy.net/anatomy>
- Vicon. (2010). *Plug-in Gait. The Standard Vicon full-body model. Marker Placement Scheme*.
- Weiss, H. R. (2011). The method of Katharina Schroth-history, principles and current development. *Scoliosis*, 6(1), p. 17.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., . . . Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35(4), 543-548.
- Yang, J., Suh, S.-W., Sung, P., & Park, W.-H. (2013). Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 22, 2407-2413.

- Yazdani, S., & Farahpour, N. (2014). Spatiotemporal variables of gait in patients with adolescent idiopathic scoliosis and healthy individuals. *J Sport Biomech*, 1, 31-40.
- Yazji, M. (2015). *L'impact de l'instrumentation du rachis sur les efforts intervertébraux ainsi que sur le comportement dynamique des membres inférieurs au cours de la marche chez les patients SIA*. Master thesis, Polytechnique Montréal, Montréal.
- Yazji, M., Raison, M., Aubin, C.-É., Labelle, H., Detrembleur, C., Mahaudens, P., & al., e. (2015). Are the mediolateral joint forces in the lower limbs different between scoliotic and healthy subjects during gait? *Scoliosis*, 10, O30.
- Yee, C. (2005). *The effects of load carrying on the posture and gait of normal and scoliotic adolescents*. . Master's Thesis, National University of Singapore, Department of orthopedic surgery. Récupéré sur <http://scholarbank.nus.edu.sg/handle/10635/17000>
- Zaina, F., De Mauroy, J., Grivas, T., Hresko, M., Kotwizki, T., Maruyama, T., . . . Negrini, S. (2014). Bracing for scoliosis in 2014: state of the art. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 50(1), 93-110.

ANNEXE A – GRAPHIQUE DES EFFORTS ARTICULAIRES DES MEMBRES INFÉRIEURS

Les Figure A.1 – A.6 présentent les efforts dans les différentes directions. La jambe gauche est identifiée en vert et la jambe droite est identifiée en bleu. Les efforts antéro-postérieurs et médiolatéraux sont comparés aux résultats présentés par Yazji, et al. 2015. Les lignes rouges délimitent l'amplitude moyenne des efforts présentés dans l'article. La ligne rouge pointée représente la déviation standard. L'allure des courbes peut être comparées avec l'Annexe B.

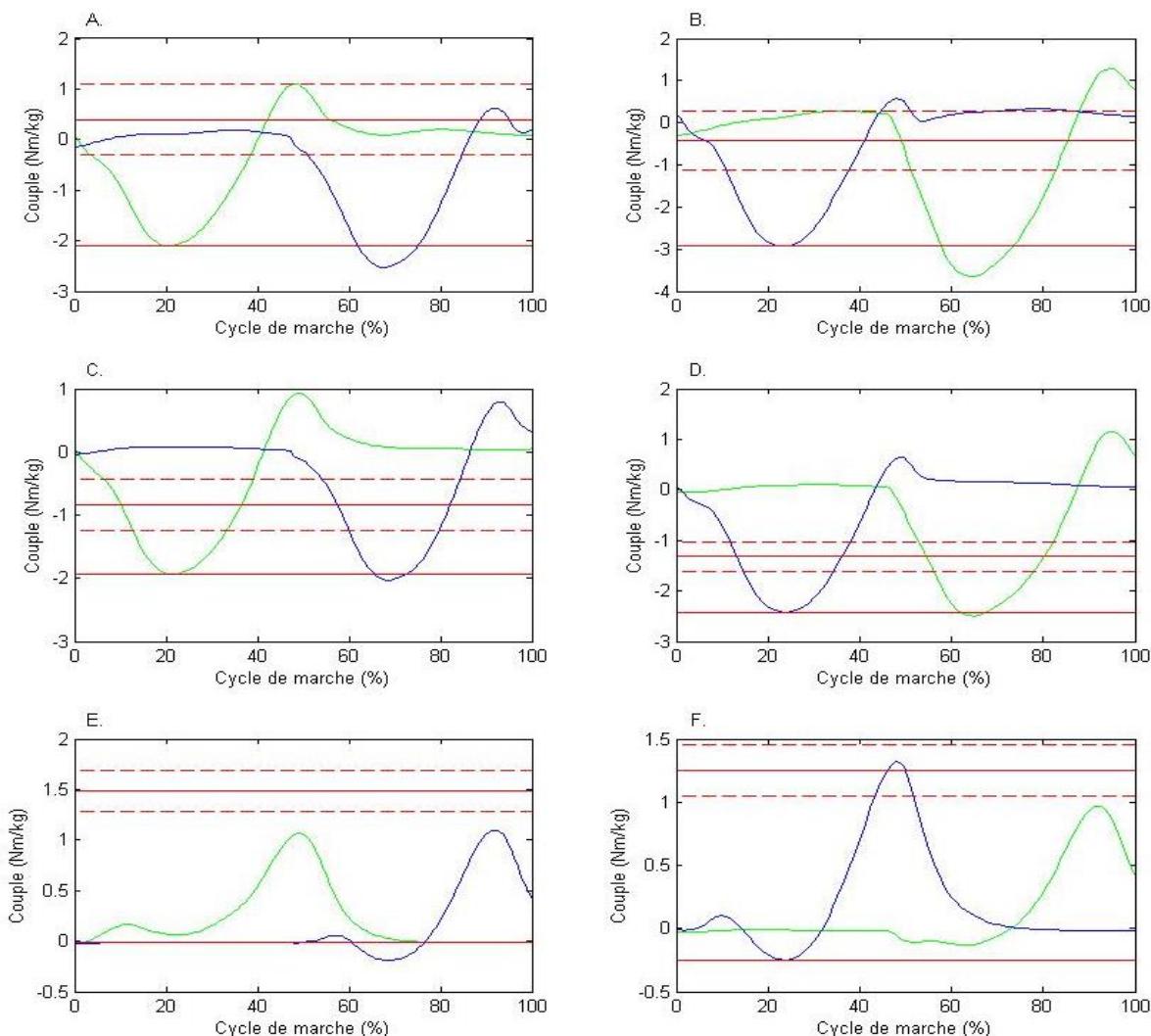


Figure A.1 Couple médiolatéral de la jambe pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique

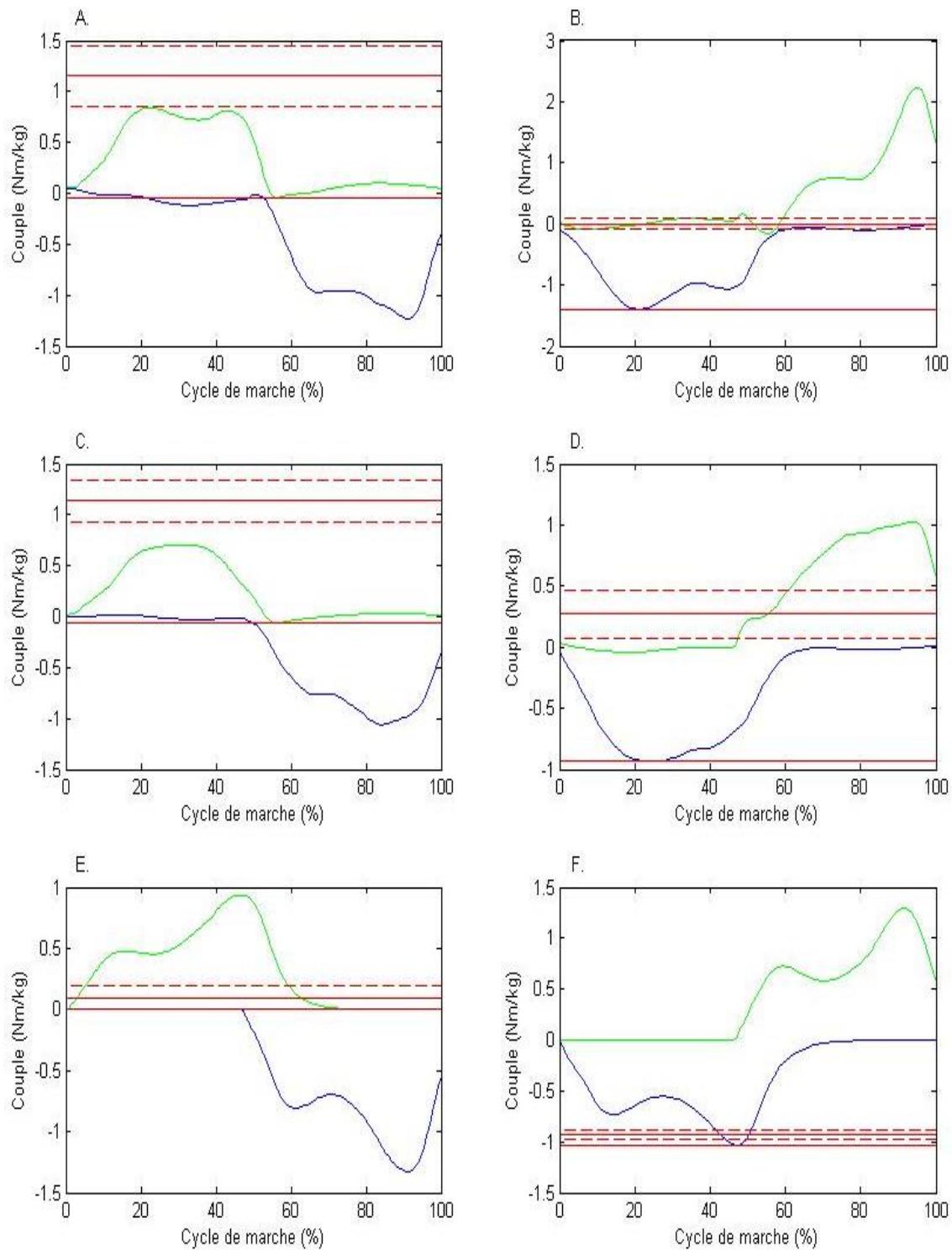


Figure A.2 Couple antéro-postérieur de la jambe pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique

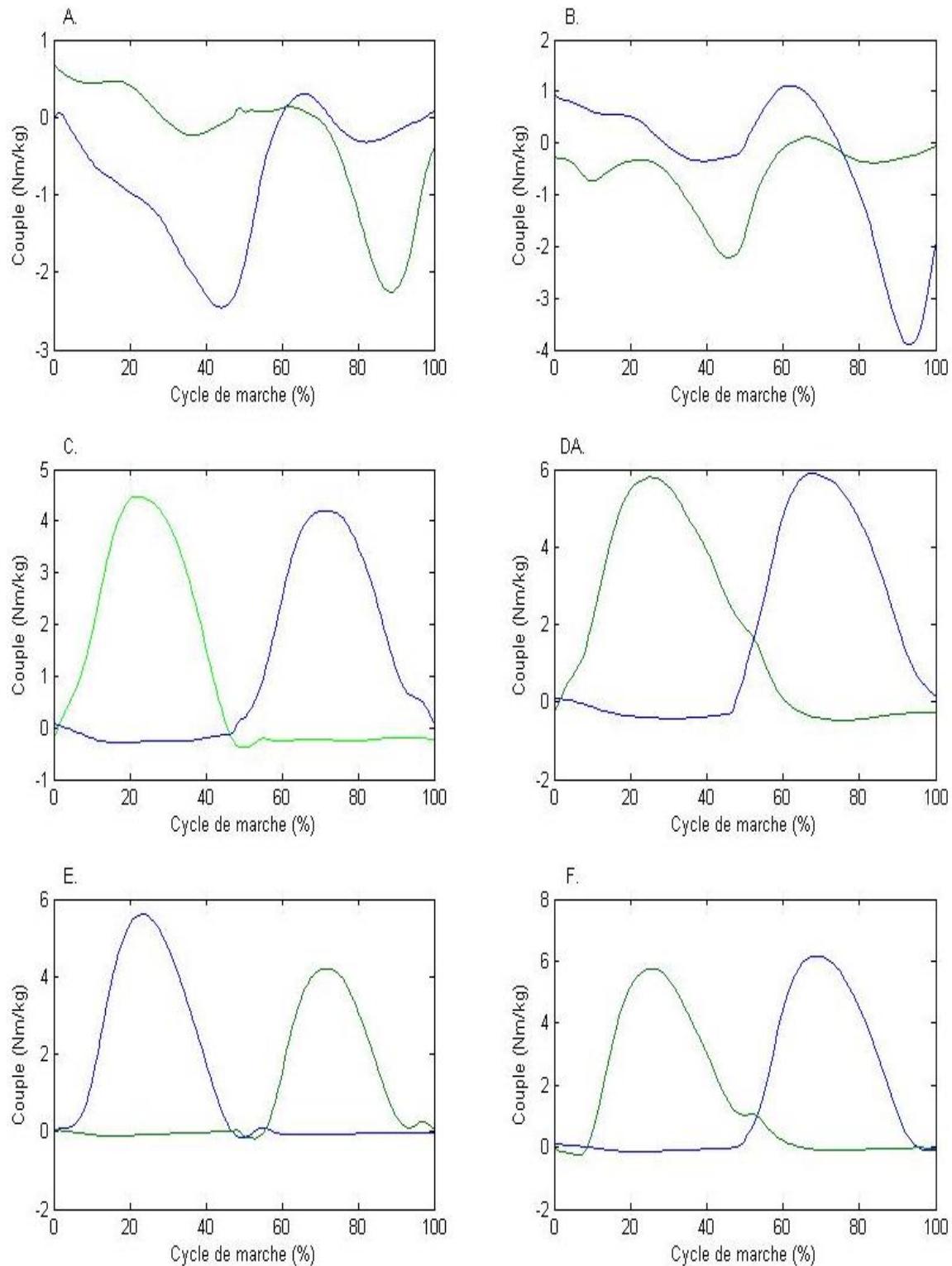


Figure A.3 Couple vertical de la jambe pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique

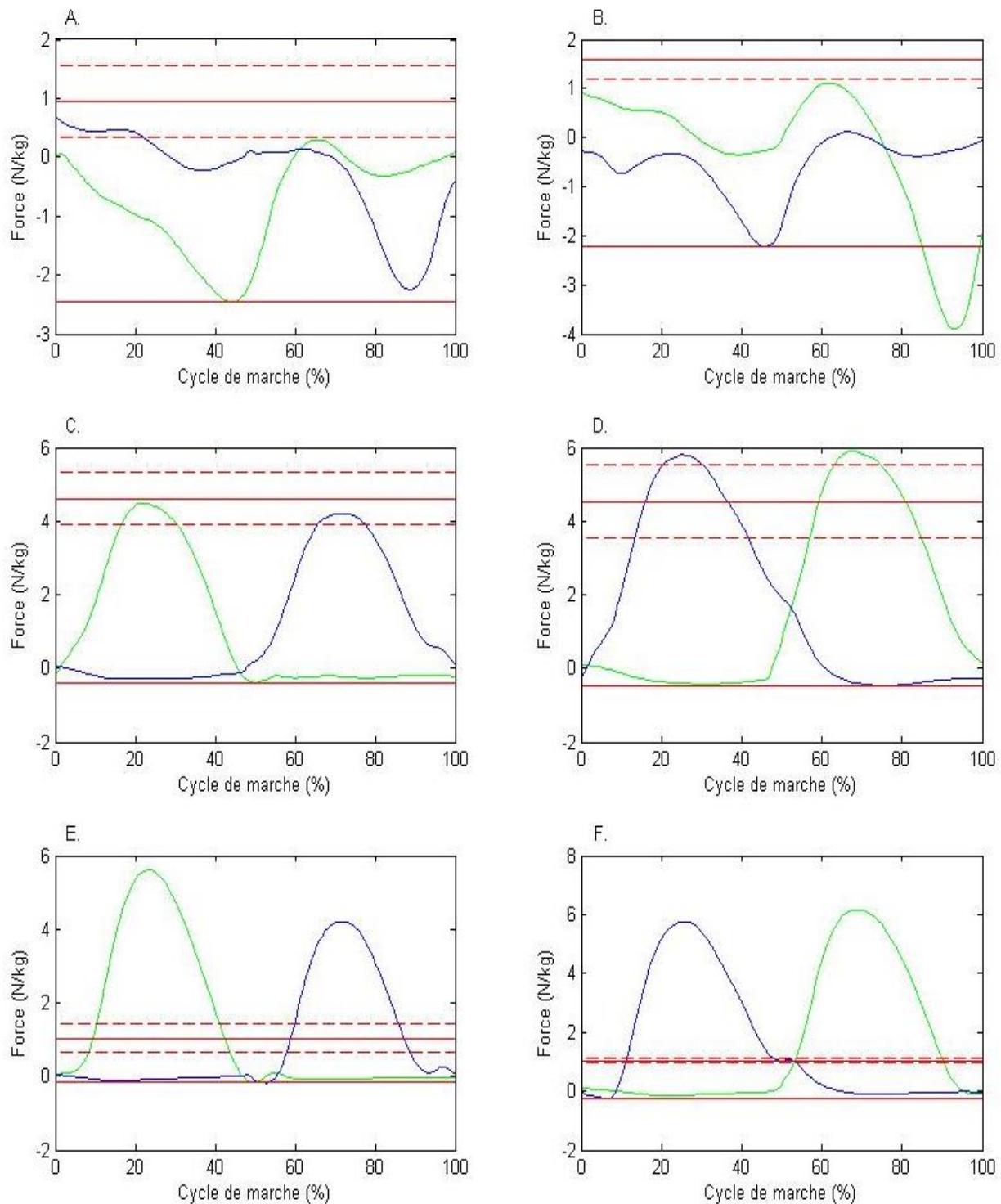


Figure A.4 Force médio-latérale de la jambe pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique

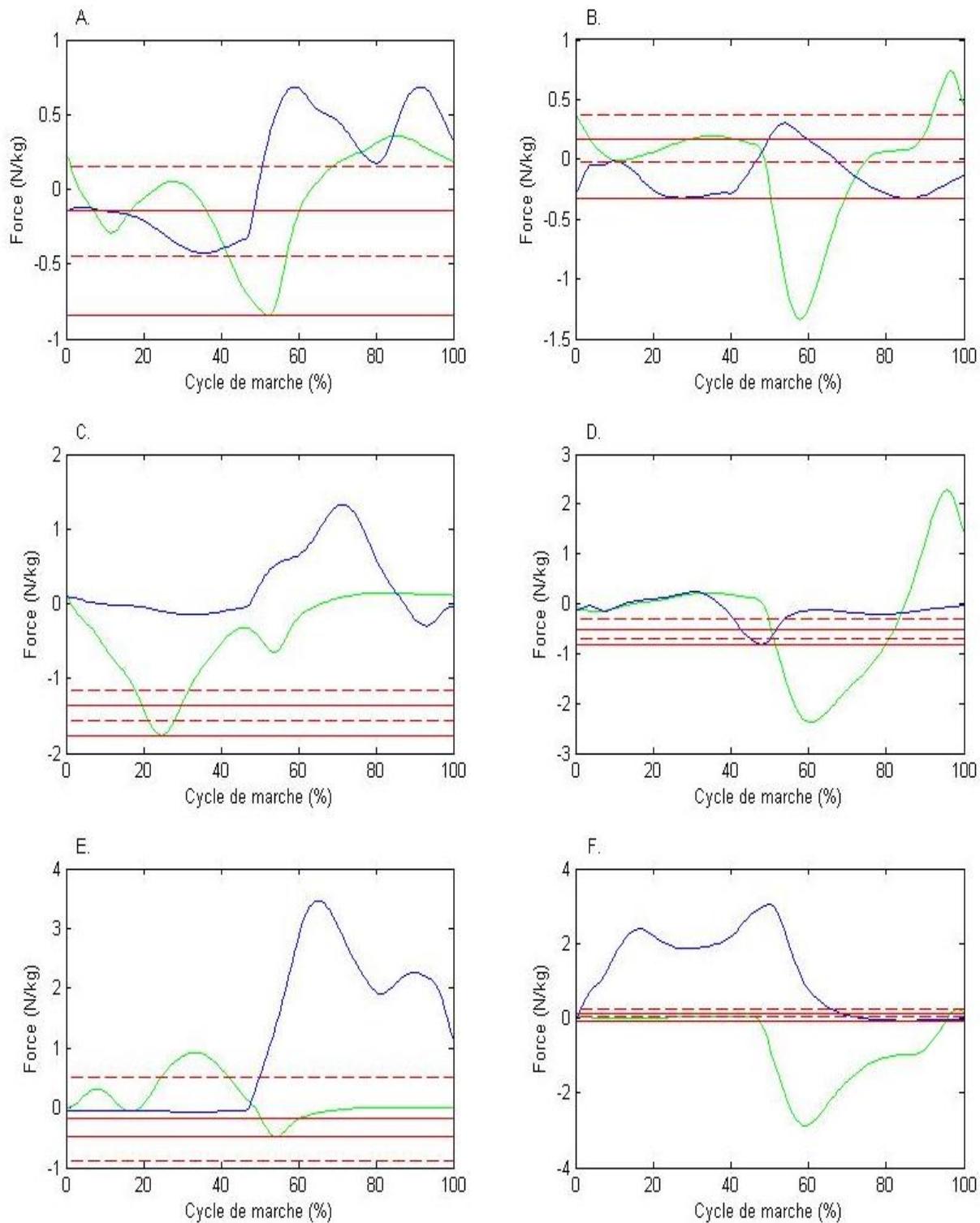


Figure A.5 Force antéro-postérieure de la jambe gauche pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique

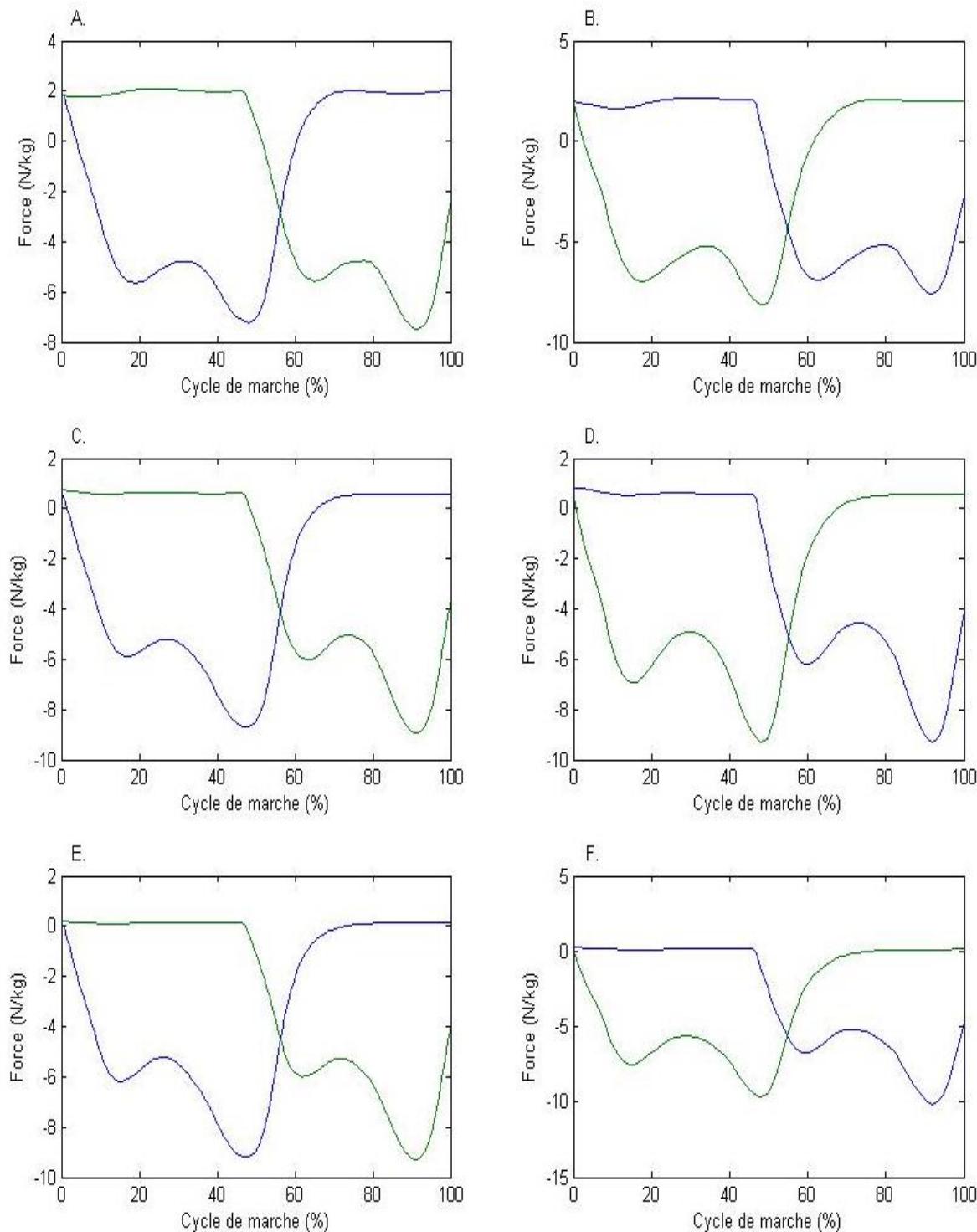


Figure A.6 Force vertical la jambe pour A. la hanche du sujet sain B. la hanche du sujet scoliotique, C. le genou du sujet sain, D. le genou du sujet scoliotique, E. la cheville du sujet sain, F. la cheville du sujet scoliotique

ANNEXE B – GRAPHIQUE DES EFFORTS ARTICULAIRES DES MEMBRES INFÉRIEURS (YAZJI, ET AL., 2015)

Les Figures B1-B4 présentent les couples articulaires mesurés dans des conditions similaires dans l'article de Yazji, et al. 2015. L'adolescent avec SI peut être comparé aux sujets en condition préopératoire de cette étude (en rouge) et le sujet sain peut être comparé aux sujets sains (en noir).

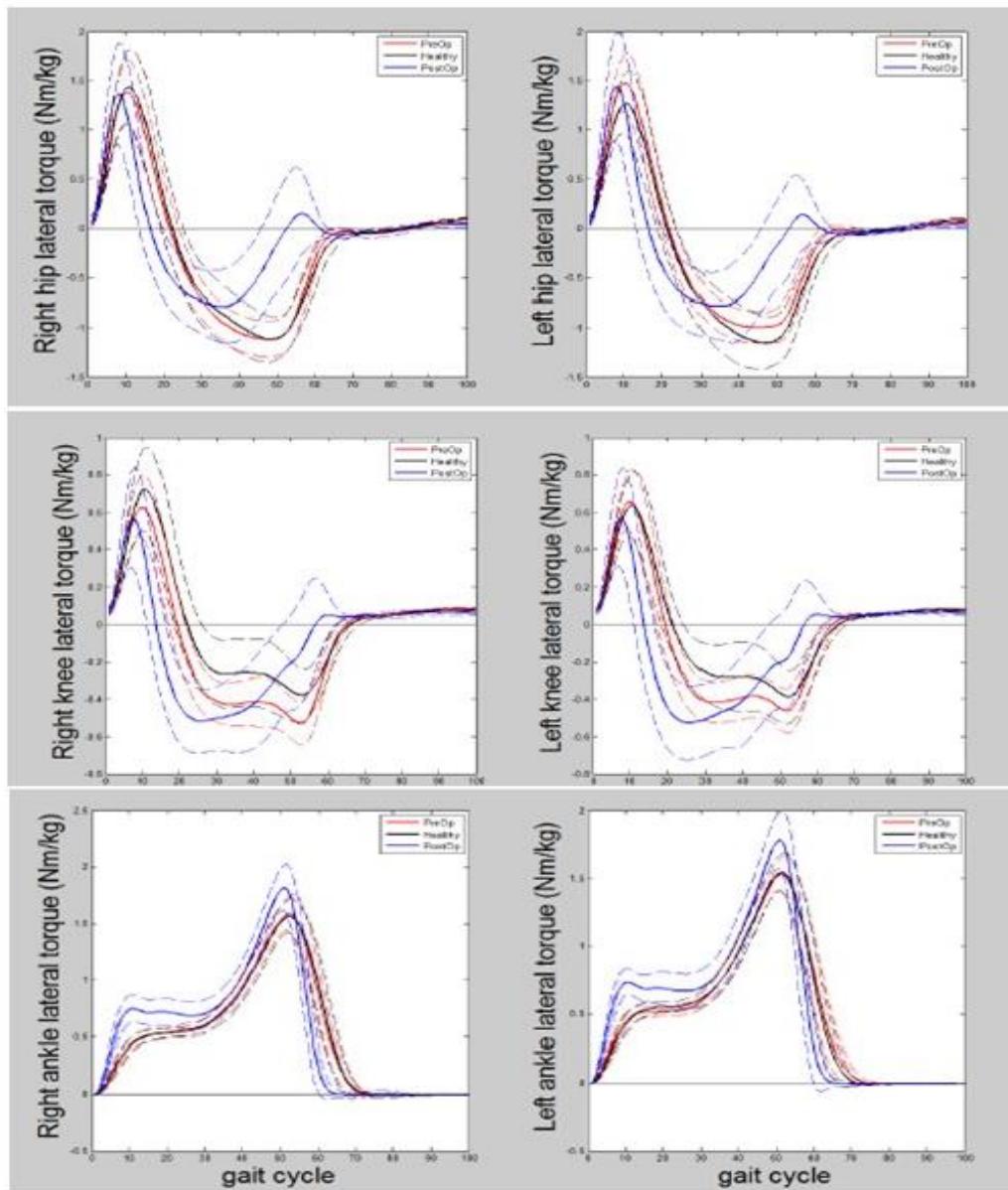


Figure B.1 Comparaison des couples articulaires latéraux entre les sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu)

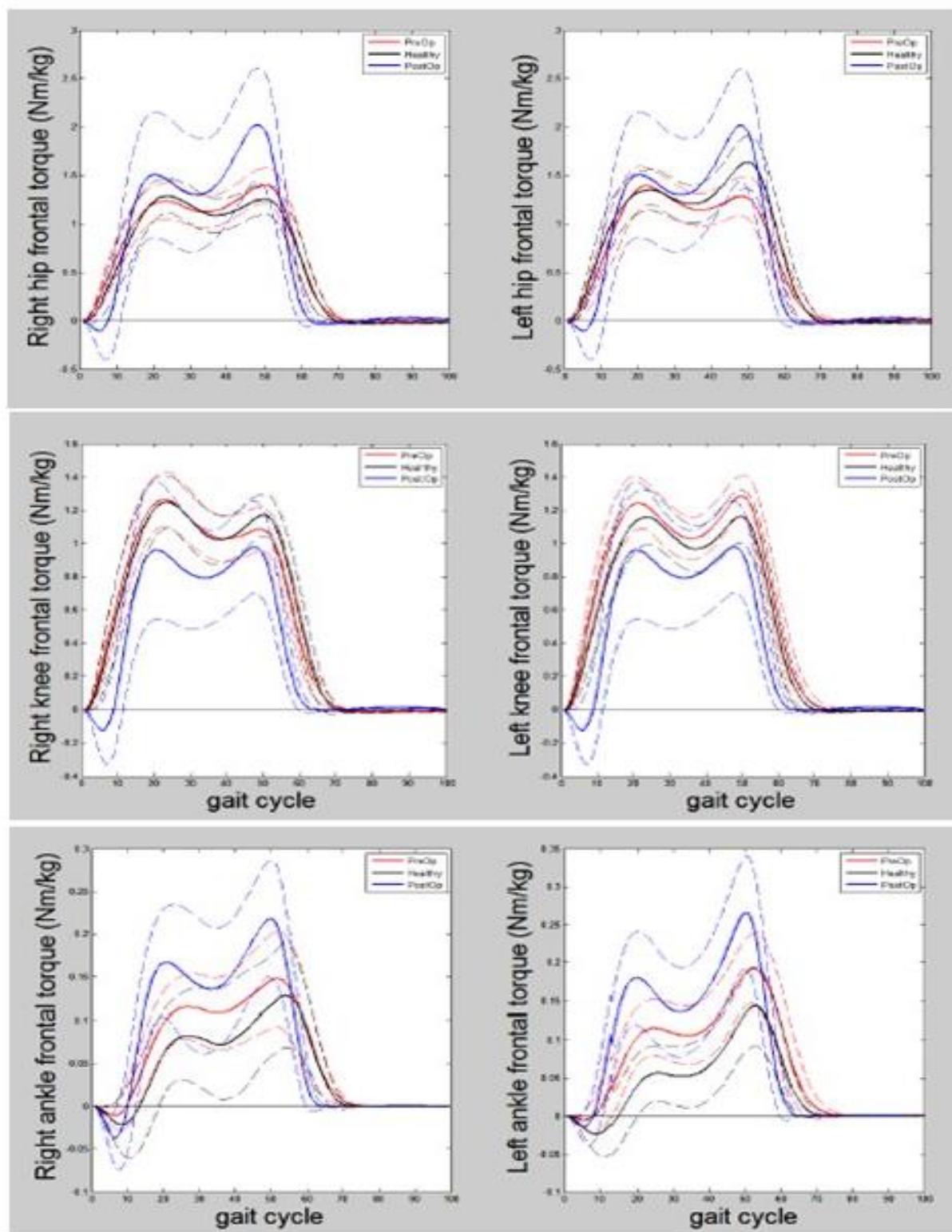


Figure B.2 Comparaison des couples articulaires frontaux entre les sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu)

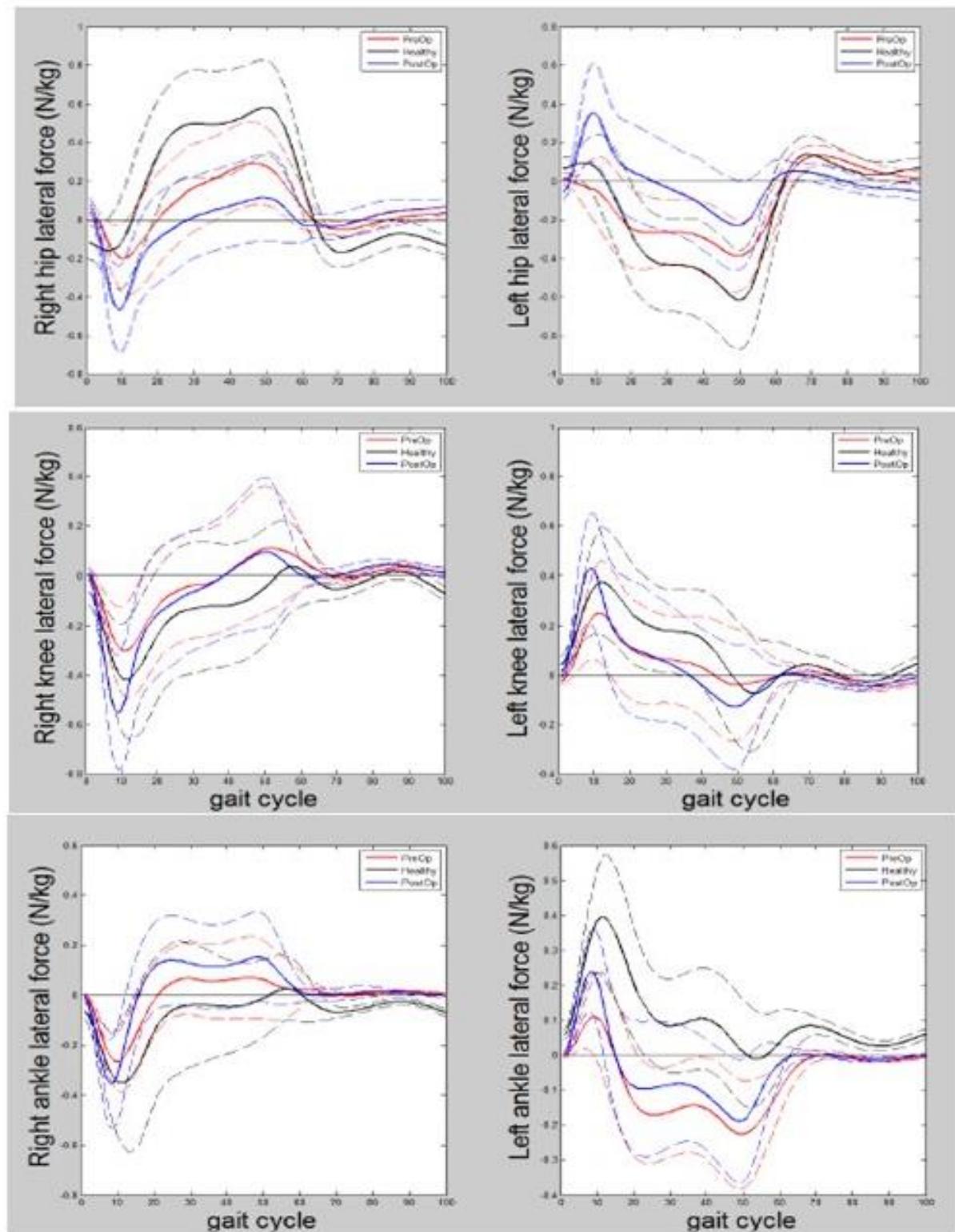


Figure B.3 Comparaison des forces articulaires latérales entre les sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu)

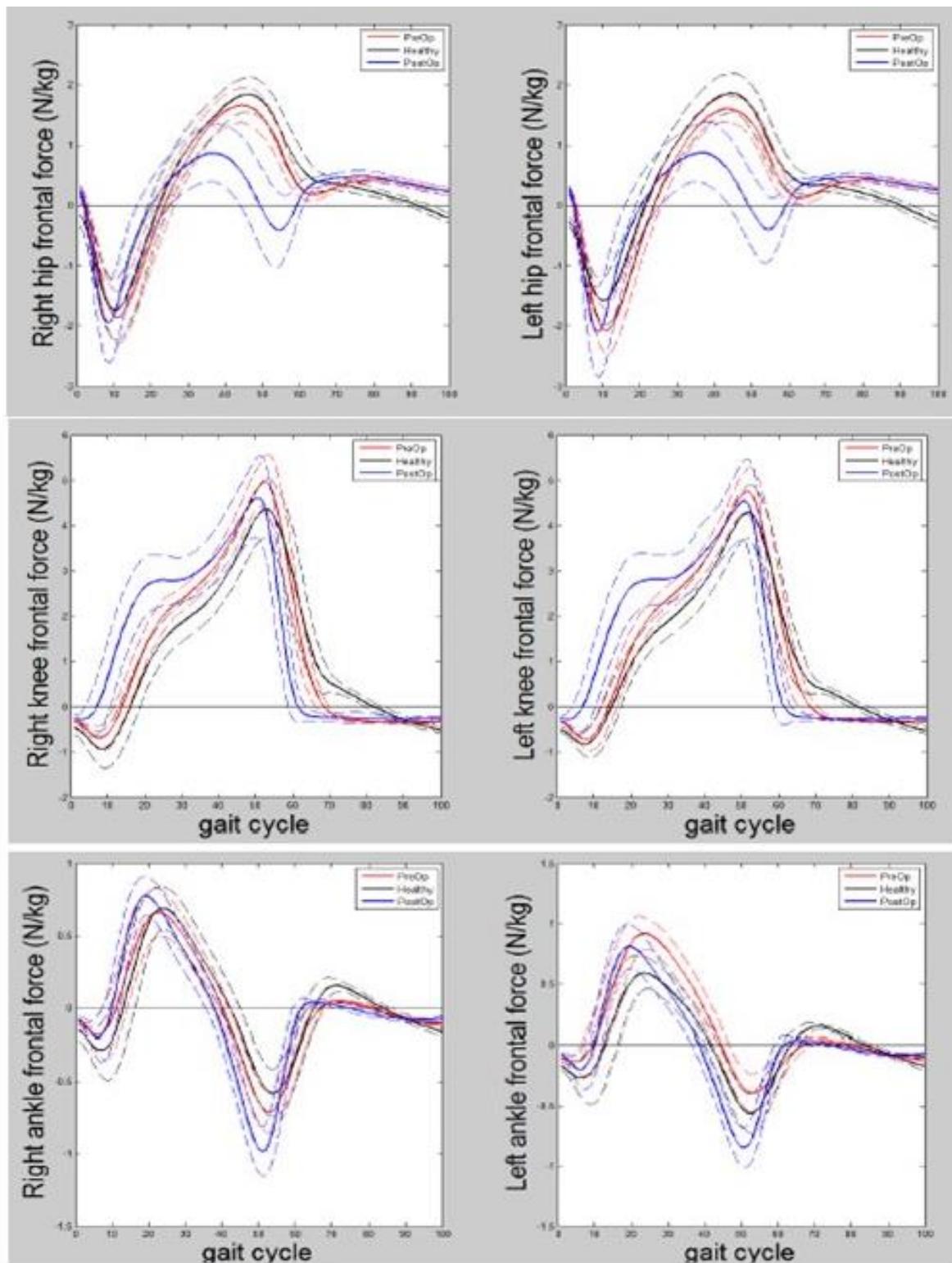


Figure B.4 Comparaison des forces articulaires frontales entre les sujets sains (noir), en condition préopératoire (rouge) et postopératoire (bleu)

ANNEXE C – GRAPHIQUE DES EFFORTS INTERVÉTBRAUX DYNAMIQUES

Les Figures C1-C2 présentent les couples et les forces intervertébrales mesurées en incluant la cinématique de la colonne vertébrale pendant un cycle de marche.

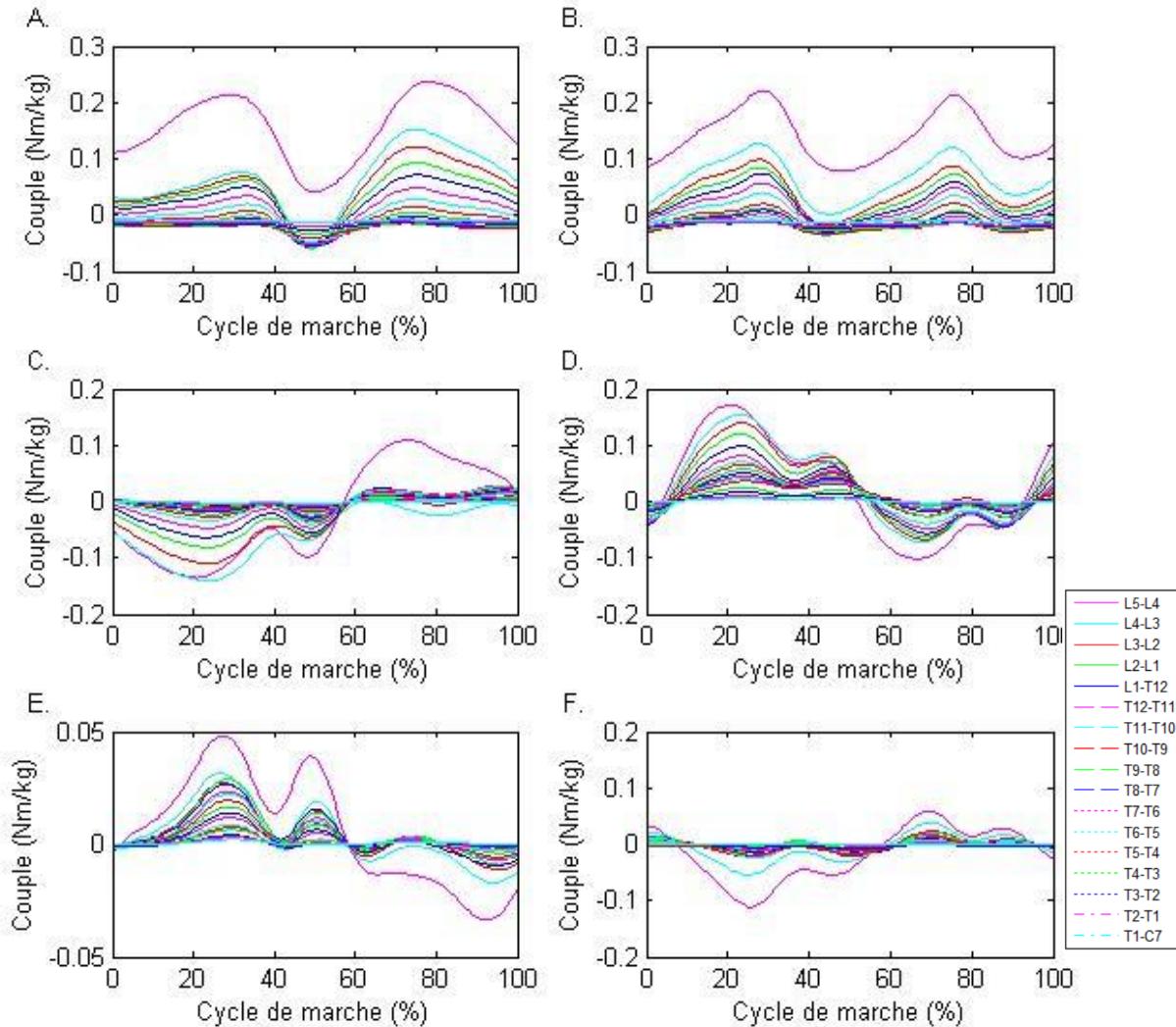


Figure C.1 Couples intervertébraux pour la colonne dynamique A. médio-latéraux du sujet sain, B. médio-latéraux du sujet scoliotique, C. antéro-postérieurs du sujet sain, D. antéro-postérieurs du sujet scoliotique E. verticaux du sujet sain, F. verticaux du sujet scoliotique

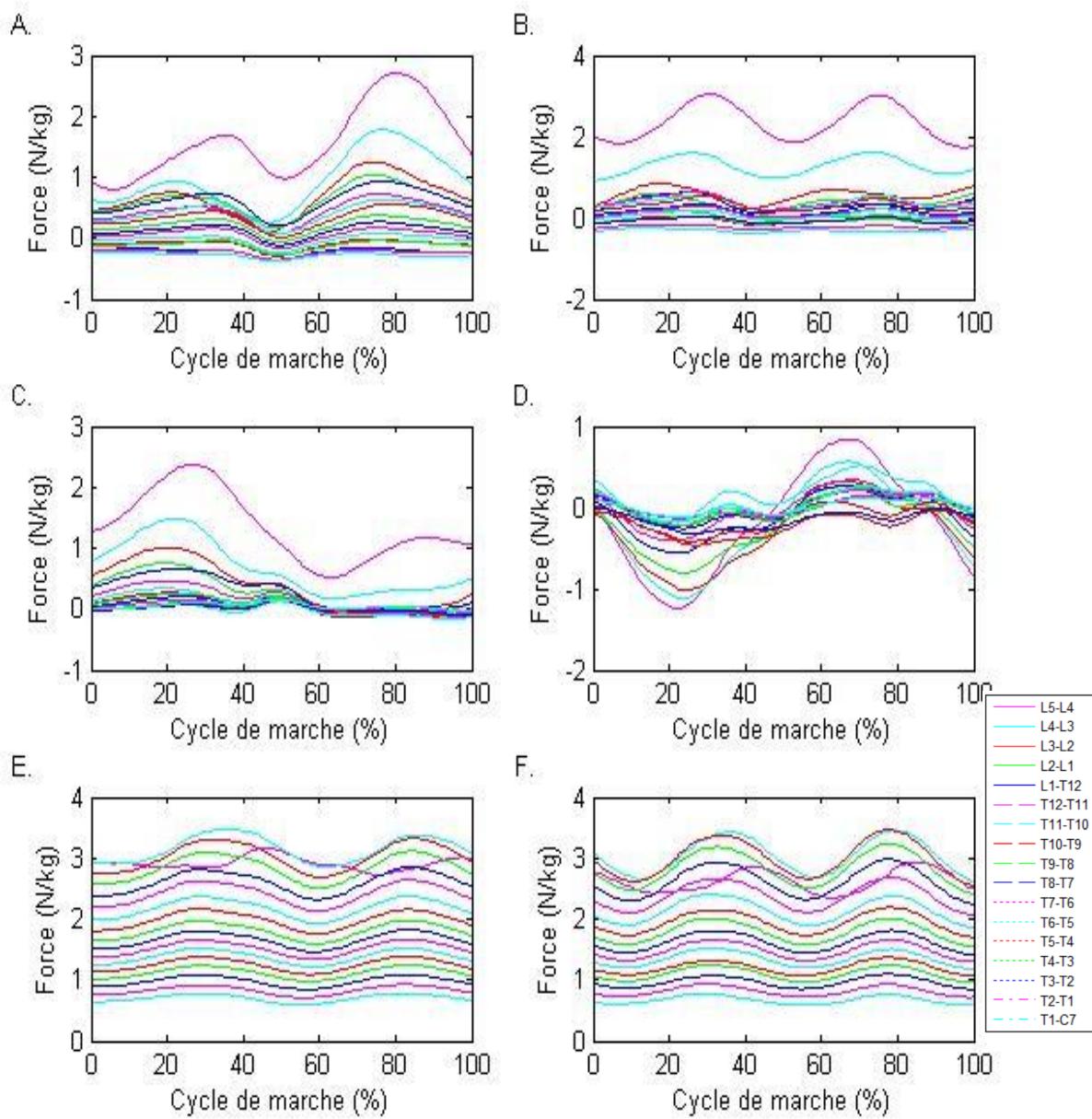


Figure C.2 Forces intervertébrales pour la colonne dynamique A. médio-latérales du sujet sain, B. médio-latérales du sujet scoliotique, C. antéro-postérieures du sujet sain, D. antéro-postérieures du sujet scoliotique E. verticales du sujet sain, F. verticales du sujet scoliotique

ANNEXE D – GRAPHIQUE DES EFFORTS INTERVÉTBRAUX STATIQUE

Les Figures D1-D2 présentent les couples et les forces intervertébraux du sujet sain et du sujet avec SI en excluant la cinématique de la colonne pendant un cycle de marche.

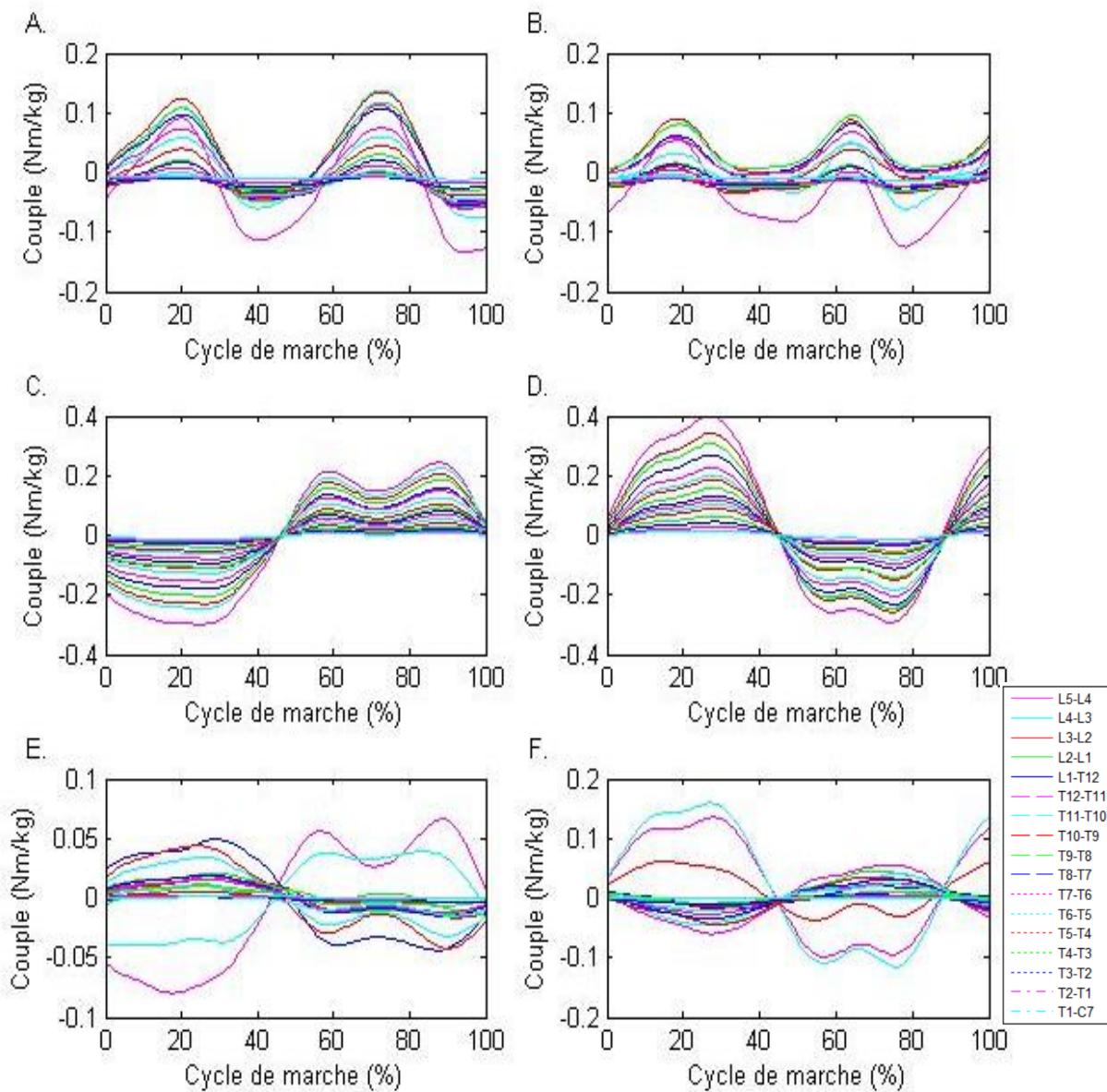


Figure D.1 Couples intervertébraux pour la colonne statique A. médio-latéraux du sujet sain, B. médio-latéraux du sujet scoliotique, C. antéro-postérieurs du sujet sain, D. antéro-postérieurs du sujet scoliotique E. verticaux du sujet sain, F. verticaux du sujet scoliotique

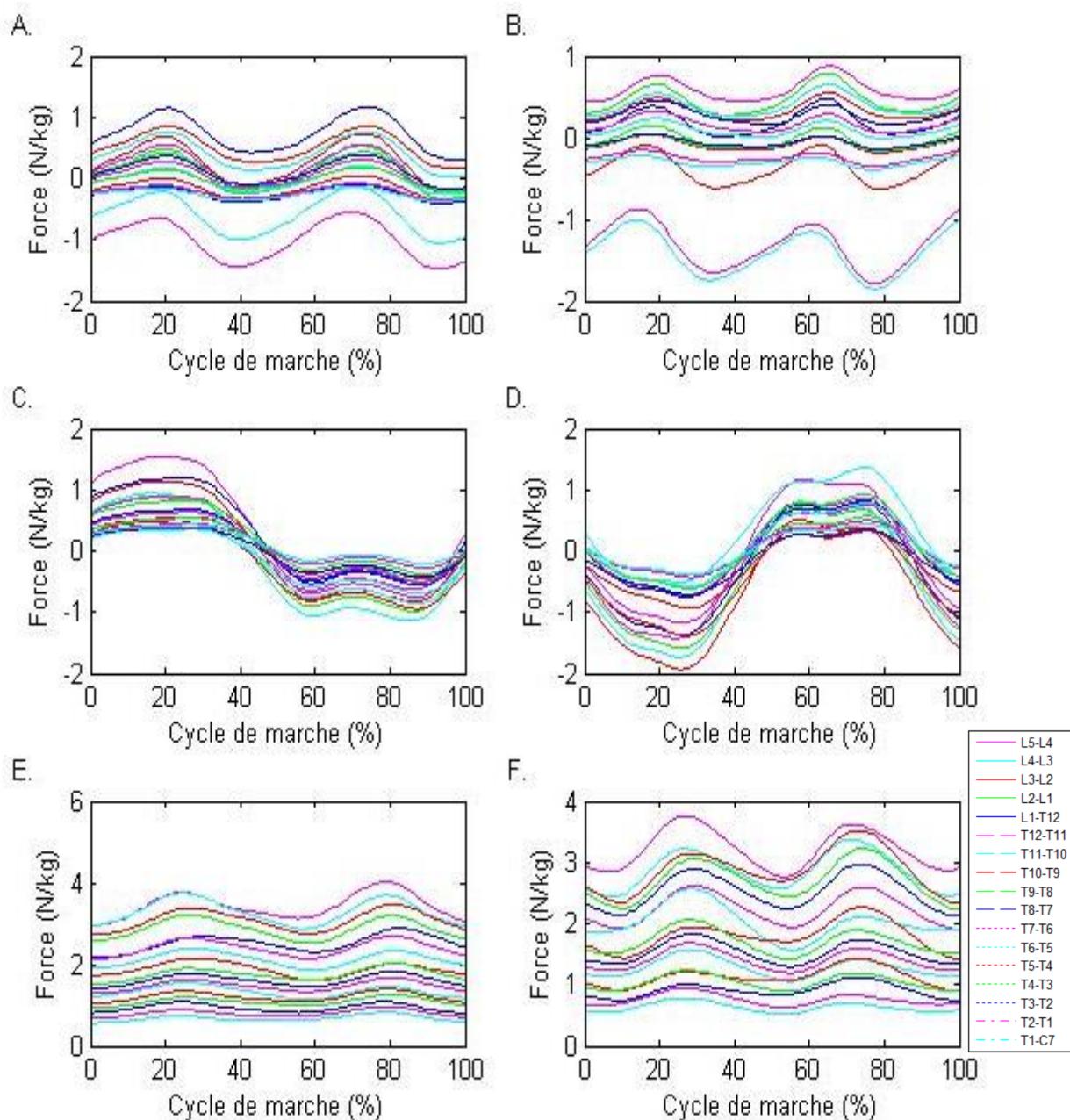


Figure D.2 Forces intervertébrales pour la colonne statique A. médio-latérales du sujet sain, B. médio-latérales du sujet scoliotique, C. antéro-postérieures du sujet sain, D. antéro-postérieures du sujet scoliotique E. verticales du sujet sain, F. verticales du sujet scoliotique