

Université de Montréal

Analyse de la marche chez les adolescents sains et atteints de scoliose idiopathique : une
étude cinétique et cinématique intégrée

Par

Geneviève Lemire

Département de Kinésiologie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures en vue de l'obtention du grade de
M.Sc. en Kinésiologie option Sciences de l'activité physique

Août 2003

© Geneviève Lemire, 2003



GV

201

U54

2004

V.002

Direction des bibliothèques

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Analyse de la marche chez les adolescents sains et atteints de scoliose idiopathique : une
étude cinétique et cinématique intégrée

présenté par :

Geneviève Lemire

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Yvan Girardin, PhD	Président Rapporteur
François Prince, PhD	Directeur de la recherche
Martin Brochu, PhD	Membre du jury

Résumé

La scoliose idiopathique adolescente (SIA) est une pathologie présente chez 2 à 4% des enfants. La scoliose se caractérise par une courbure de la colonne vertébrale et une déformation tridimensionnelle de la cage thoracique. L'étiologie de la SIA est multifactorielle. L'analyse de la marche peut aider à mieux comprendre cette pathologie et ainsi permettre de mieux prédire le développement et l'aggravation de la scoliose. L'objectif de la présente étude est, dans un premier temps, de comparer le patron de marche des adolescents en santé et ceux atteints de SIA à l'aide d'une analyse combinant les données cinétiques et cinématiques et, dans un second temps, de vérifier le degré d'asymétrie bilatérale lors de la marche entre les membres inférieurs chez ces deux groupes.

Les résultats ne mettent en évidence aucune différence significative quant aux paramètres spatio-temporels, aux moments de force et aux puissances articulaires. L'analyse du travail lors de la marche révèle cependant que les patients scoliotiques propulsent moins en développant moins de travail mécanique au niveau de la cheville et de la hanche durant la deuxième partie du cycle de marche ($p < 0,05$). Pour compenser ce manque de propulsion, ils semblent solliciter plus longuement les extenseurs de la hanche lors de la phase de mise en charge. Tant chez les sujets scoliotiques que chez les sujets bien portants, le degré d'asymétrie bilatérale entre les membres inférieurs est significatif. À cet égard, les deux groupes ne diffèrent qu'en ce qui a trait à l'énergie absorbée par le genou pour supporter le poids lors de la phase de mise en charge. On y constate alors une asymétrie plus prononcée chez les adolescents scoliotiques.

Mots clés : biomécanique, dynamique inverse, locomotion, asymétrie.

Abstract

The adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a pathology that shows a curve of the spine associated with a deformation of the rib cage causing a three-dimensional deformation of the trunk. The prevalence of AIS is 2 to 4% in children between 10 and 16 years old. There is no clear underlying cause of the AIS. A more complete gait analysis of the AIS patients should lead to further understanding of the etiology and, therefore, may help to prevent the development and/or aggravation of the scoliosis patients' curve. The objective of this study is, first, to compare the gait pattern between scoliotic and non-scoliotic adolescents by using the inverse dynamic approach combining kinetic and kinematic parameters and, second, to evaluate the degree of bilateral asymmetry between the lower limb parameters between groups.

The spatio-temporal parameters, muscular moment and joint power profiles are not significantly different between groups. Statistical analyse for the mechanical work show that the scoliotic subjects propelled less with the ankle and hip during the late stance of the gait cycle ($p < 0,05$). The scoliotic group compensates by a longer duration of activation of the hip extensor during the loading weight phase. Although the scoliotic group exhibited a greater absorbed work by the knee during the weight acceptance of the initial heel contact than did the control group, for all the other parameters both groups showed a similar degree of bilateral asymmetry.

Key words: biomechanics, inverse dynamics, locomotion, asymmetry.

Table des matières

RÉSUMÉ	iii
ABSTRACT	iv
TABLE DES MATIÈRES	v
LISTE DES TABLEAUX	viii
LISTE DES FIGURES	ix
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	x
REMERCIEMENTS	xi
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
1.1 La pathologie	1
1.2 L'étiologie	2
1.3 Les traitements	3
CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS	7
2.1 La posture (statique et dynamique)	7
2.2 La marche	9
2.2.1 La marche chez les sujets sains.....	10
2.2.2 La marche chez les sujets scoliotiques.....	11
CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE	15
3.1 Échantillon	15
3.2 Instruments de mesure	15
3.3 Protocole	16
3.4 Traitement des données	16
3.5 Analyse statistique	16

CHAPITRE 4 : ARTICLE DE RECHERCHE.....	18
GAIT ANALYSIS IN HEALTHY ADOLESCENTS AND IDIOPATHIC SCOLIOTIC PATIENTS: AN INTEGRATED KINETIC AND KINEMATIC STUDY.....	19
CHAPITRE 5 : DISCUSSION.....	44
CHAPITRE 6 : CONCLUSION.....	47
CHAPITRE 7 : BIBLIOGRAPHIE.....	48
ANNEXE 1 : ACCORD DES COAUTEURS, Mathieu Charbonneau.....	i
ANNEXE 2 : ACCORD DES COAUTEURS, François Prince.....	ii
ANNEXE 3 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT.....	iii

Liste des tableaux

Tableau 1. Moyenne (écart-type) pour le travail mécanique généré et absorbé à la cheville, au genou et à la hanche pour les groupes contrôle (CTRL) et scoliotique (SCOL).

Tableau 2. Asymétrie entre les membres inférieurs pour le travail mécanique pour les groupes contrôle (CTRL) et scoliotique (SCOL).

Liste des figures

Figure 1. Paramètres spatio-temporels pour les groupes contrôle et scoliotique.

Figure 2. Moyenne des moments de force à la cheville, au genou et à la hanche pour les groupes contrôle (CTRL) et scoliotique (SCOL).

Figure 3. Moyenne des puissances mécaniques à la cheville, au genou et à la hanche pour les groupes contrôle (CTRL) et scoliotique (SCOL).

Liste des abréviations

Abs: Absorption

AIS: Adolescent idiopathic scoliosis (scoliose idiopathique adolescente)

AMTI: Advanced Mechanical Technoly, Inc.

COM: Centre de masse

COP: Centre de pression

CTRL: Control (contrôle)

ÉMG: Électromyographie

Gen: Generation (génération)

GRF: Ground Reaction Forces (forces de réaction au sol)

Hz: Hertz

J: Joule

kg: Kilogramme

m: Mètre

min: Minute

mm: Millimètre

N: Newton

NS: Not significant (non significatif)

s: Seconde

SCOL: Scoliotic (scoliotique)

sd: Standard deviation (déviation standard)

SIA: Scoliose idiopathique adolescente

W: Watt

3D: Trois dimensions

Remerciements

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à tous ceux qui ont contribués de près ou de loin à la réalisation de ce projet.

Merci à mon dévoué directeur, François, pour tes journées et nuits passées à corriger mes travaux. Ton enthousiasme et ta passion pour la recherche, que tu sais si bien transmettre, ont su garder mon intérêt jusqu'à la fin. Tu es une des rares personnes à savoir aussi bien transmettre tes connaissances. Tes continuelles questions, frustrantes sur le moment, mais combien nécessaires et intéressantes, m'ont aidée à développer mon sens critique et mon sens de la réflexion.

Merci Mathieu pour ta présence pendant les collectes de données. C'était enrichissant et motivant de travailler avec toi sur le même projet. On a fait une belle équipe!

Merci Julie pour ta complicité au labo en tant que collègue et amie. Nos nombreuses pauses photocopies, pauses MSN et pauses-café ont souvent fait « sortir le méchant » et mis de la gaieté dans mes journées. C'était bon de savoir que je pouvais te rentrer dedans d'un seul roulement de chaise.

Merci à toute l'équipe du labo pour vos continuelles folies mais aussi pour les sprints de travail. Votre aide m'a souvent été précieuse. L'art de combiner le travail et une bonne dose de folie!!!

Merci aux sujets et à leurs parents pour avoir pris de leur temps afin de faire avancer la science.

Et, finalement, un merci tout particulier à ma famille et à mes amis pour votre support et vos encouragements constants. Vous êtes, en grande partie, responsables de ma motivation et ma persévérance qui a fait en sorte que ce projet soit mené à terme.

Chapitre 1 : Introduction

La colonne vertébrale forme une structure souple et ondulée composée de 7 vertèbres cervicales, 12 thoraciques, 5 lombaires ainsi que 5 vertèbres fusionnées formant le sacrum et de 4 autres pour le coccyx. La colonne vertébrale offre un support axial au tronc et s'étend de la tête, qu'elle soutient, au bassin où elle transmet le poids du tronc aux membres inférieurs. Elle protège les organes internes ainsi que la moelle épinière. Celle-ci origine du cerveau et passe par les vertèbres pour atteindre le bas du corps. Elle a pour principale fonction d'acheminer les influx nerveux qui proviennent des centres supérieurs (efférents) et de ramener les informations sensorielles (afférentes) vers le cerveau. Elle est un centre de réflexe important et est responsable de certaines activités motrices complexes telle que l'alternance de flexion et d'extension durant la marche.

Dans les prochaines sections, nous présenterons la pathologie étudiée, son étiologie, ses traitements, la recension des écrits, la méthodologie de la présente étude, l'article présentant les principaux résultats, la discussion et, finalement, la conclusion de l'étude.

La pathologie

La scoliose idiopathique adolescente (SIA) est une pathologie présente chez 2 à 4% des enfants âgés entre 10 et 16 ans (Reamy et Slakey, 2001). Elle correspond à environ 80 à 90% de l'ensemble des cas de scolioses. Les scolioses pathologiques associées à des maladies telles que les déficiences motrices et cérébrales ou encore à

l'utilisation prolongée d'un fauteuil roulant représentent les 10 à 20% restants. (Reamy et Slakey, 2001). La SIA atteint plus fréquemment les filles, dans une proportion de 3,6 pour 1 (Weinstein, 1994). La scoliose se caractérise par une courbure de la colonne vertébrale, accompagnée d'un changement dans la morphologie des vertèbres, ce qui entraîne éventuellement une déformation de la cage thoracique.

Il existe plusieurs catégories de SIA. Ces catégories sont établies en fonction du type de courbure (simple ou double), de l'emplacement de l'apex (thoracique ou lombaire) et de l'amplitude de la déformation telle que mesurée par l'angle de Cobb (mineure de 8° à 20°, modérée de 20° à 40° ou majeure à 40° et plus). La méthode de l'angle de Cobb mesure le degré de l'amplitude de l'endroit le plus prononcé de la courbure, soit au niveau de l'apex, et ce, à partir d'une radiographie postéro-antérieure en position debout. Cet angle est compris entre une ligne perpendiculaire, tracée du sommet de la vertèbre supérieure, et une autre ligne similaire à partir de la base de la vertèbre inférieure.

L'étiologie

Même si la principale cause sous-jacente à cette pathologie demeure indéterminée, on s'accorde sur l'importance du rôle étiologique de plusieurs facteurs. Parmi ceux-ci, on retrouve le genre et la morphologie (Weinstein, 1994), la déstabilisation du développement (Goldberg, Fogarty, Moore et Dowling, 1997) ainsi que l'importance de la poussée de croissance (Azegami, Murachi, Kitoh, Ishida, Kawakami et Makino, 1998; Veldhuizen, Wever et Webb, 2000; Nissinen, Heliövaara, Seitsamo, Könönen,

Hurmerinta et Poussa, 2000). Tous ces facteurs exercent une influence sur l'évolution de la SIA.

Les déséquilibres biomécaniques et neuromusculaires jouent également un rôle prépondérant dans l'apparition et le développement de ce type de scoliose. Azegami et al. (1998) ont tenté de modéliser la croissance de la colonne vertébrale en ayant pour objectif de vérifier l'hypothèse de la présence d'une croissance mécanique asymétrique chez les enfants scoliotiques. Ils reconnaissent le rôle important des muscles dans le contrôle de la stabilité mécanique lors de la poussée de croissance de la colonne. Les auteurs rapportent un développement de la colonne selon quatre stades : la première flexion latérale de la colonne, la première flexion vers l'avant de la colonne, la première rotation de la colonne et la deuxième flexion latérale de la colonne. Les muscles supportent bien la colonne vertébrale durant les trois premiers stades de développement. Au cours de la deuxième flexion latérale (4^e stade), les muscles importants qui devraient pouvoir contrôler la courbe locale sont pratiquement inefficaces. L'inefficacité musculaire qui se manifeste lors du 4^{ème} stade de croissance semble donc être la cause mécanique la plus probable pour la SIA puisque le risque de développement et d'aggravation de la scoliose est plus important.

Veldhuizen et al. (2000) soutiennent que l'apparition de la SIA serait initialement due à une modification du contrôle neuromusculaire et, en second lieu, à la progression de la courbure due à des contraintes biomécaniques pendant la période de croissance. En effet, à la suite d'un manque de stabilité mécanique pendant la croissance, les mécanismes associés aux forces intervertébrales anormales (compression et tension)

et à une composition musculaire modifiée favoriseraient la déformation des corps vertébraux et de la cage thoracique.

Les traitements

Les traitements administrés varient en fonction du type de SIA. Les traitements mécaniques, tels que le port du corset et l'intervention chirurgicale, sont les plus fréquents. Même si l'efficacité du corset est objet de controverse (Goldberg, Moore, Fogarty et Dowling, 2001), son emploi demeure l'approche la plus utilisée pour contrôler les risques de progression des courbures des scoliose modérées (angles de Cobb de 20° à 40°). Dans 10% des cas de scoliose, malgré le port du corset, les courbures progressent suffisamment jusqu'à un angle de Cobb de 40°. À ce stade, il est nécessaire d'opter pour une intervention chirurgicale à la colonne vertébrale (Reamy et al., 2001). Une telle chirurgie n'est pas sans risque : la moelle épinière pourrait être touchée, ce qui, en retour, pourrait provoquer un handicap temporaire ou permanent. Par contre, ne pas corriger les courbures majeures pourrait entraîner des conséquences sérieuses. La compression des organes internes, celle des poumons, par exemple, pourrait provoquer une insuffisance respiratoire (Reamy et al., 2001). Par ailleurs, on constate aussi que les patients scoliotiques ont tendance à développer une moins bonne image de soi, conséquence de la déformation du tronc et du port du corset. L'importance de l'esthétisme pour une meilleure image de soi est donc à considérer dans le choix de l'opération.

Dans le but d'éviter une chirurgie, la meilleure solution est de développer une méthode de dépistage efficace des scoliose qui ont tendance à s'accroître. En effet,

l'objectif de l'utilisation d'un tel modèle de prédiction serait d'identifier les scolioses à risque et ainsi prévenir l'aggravation de la courbure. À ce jour, la technique la plus utilisée pour évaluer la progression de la SIA demeure la mesure de l'angle de Cobb combinée à l'estimation du potentiel de croissance du squelette osseux en utilisant les stages de Tanner ou encore les grades de Risser (Reamy et al., 2001).

Certains chercheurs ont tenté d'établir un modèle de prédiction en ayant recours à des domaines différents. Patwardhan, Bunch, Meade, Vanderby et Knight (1986) ont proposé un modèle basé sur des principes biomécaniques et la stabilisation du tronc par une orthèse. Theologis, Fairbank, Turner-Smith et Pantazopoulos (1997), quant à eux, ont mis au point une technique automatisée de mesures photogrammétriques des formes du dos pour prédire la progression de la scoliose. Les conclusions de ces études suggèrent que les techniques testées semblent efficaces dans la détection de la progression de la scoliose. Cependant, d'autres études sont encore nécessaires pour pouvoir généraliser leurs utilisations puisque la validité et la fidélité demeurent moindre que les techniques courantes telles que la mesure de l'angle de Cobb.

Plus récemment, Sapkas, Papagelopoulos, Kateros, Koundis, Boscainos, Koukou et Katonis (2003) ont tenté de valider un modèle de prédiction de l'angle de Cobb basé sur les valeurs obtenues à l'aide d'un scoliomètre. Ils ont également étudié la nature des corrélations entre les mesures cliniques et les paramètres radiographiques (angle de Cobb, rotation de Nash-Moe et classification de Risser) dans le but de remplacer les radiographies par des méthodes cliniques et ainsi éviter l'exposition aux radiations. Les auteurs notent effectivement une corrélation ($r = 0,6$) statistiquement

significative entre les mesures de scoliométrie et la prédiction par les angles de Cobb. Les observations permettent de conclure que cette méthode prédit le développement de la scoliose de façon plus précise et sensible que l'angle de Cobb. L'étude se limite cependant aux patients présentant une scoliose légère (0° à 20°) en début d'étude.

Malgré tout, les études sur les modèles de progression ont un taux d'efficacité insatisfaisant et ne s'appliquent pas à tous les individus. De fait, l'étiologie de la SIA demeurant imprécise, il est d'autant plus difficile de prédire avec exactitude sa progression. Or, il est reconnu que l'étude de la stabilité posturale et de la marche chez les sujets atteints d'une pathologie impliquant le système musculo-squelettique mène à une meilleure compréhension de son étiologie (Giakas, Baltzopoulos, Dangerfield, Dorgan et Dalmira, 1996; Chen, Wang, Tsuang, Liao, Huang et Hang, 1998). En effet, il est primordial de bien comprendre les mécanismes sous-jacents du contrôle postural et de la locomotion chez les sujets sains et chez ceux atteints de SIA dans le but de mieux prédire le développement et l'aggravation du problème.

Chapitre 2 : Recension des écrits

Les travaux sur le sujet ont avant tout traité de la géométrie posturale tant en position statique qu'en mouvement. Peu d'études ont porté sur les patrons locomoteurs des adolescents atteints de la SIA. Quelques travaux ont eu pour objet l'analyse des paramètres spatio-temporels, cinétiques et cinématiques lors de la marche. À notre connaissance, aucune étude n'a eu recours à la méthode de la dynamique inverse pour calculer les moments, les puissances et le travail musculaire chez des sujets atteints de la SIA. Pourtant, l'analyse de la marche et, plus spécifiquement, celle du patron locomoteur (moment, puissance et travail musculaire) chez des adolescents atteints de SIA devrait dégager des pistes intéressantes.

En comparant les données obtenues chez ces sujets à celles obtenues auprès des sujets non atteints de SIA, il serait possible de mettre en évidence la présence ou l'absence de différences en ce qui a trait à la commande motrice (asymétrie bilatérale) et aux comportements musculaires et articulaires. La section suivante traite des travaux de recherche qui portent sur la posture (statique et dynamique) et sur la marche chez les personnes en santé et chez celles atteintes de SIA.

La posture (statique et dynamique)

L'absence de symétrie bilatérale dans la compression au niveau de la colonne vertébrale a motivé Gram et Hasan (1999) à évaluer les effets de la scoliose idiopathique sur les postures debout et assise à l'aide de l'ÉMG. Leur observation indique que les sujets scoliotiques ont adopté une façon de se tenir qui s'éloigne de la

posture souhaitable. Il s'agit de cette posture qui obéit aux principes de la biomécanique appliquée au corps humain : une colonne vertébrale alignée sur la ligne de la gravité et une répartition égale des forces au niveau des corps vertébraux. Les auteurs constatent que les scoliotiques préfèrent avoir recours à une posture pour réduire le plus possible l'angle de l'apex de la colonne. Conséquemment, la pression distribuée de part et d'autre de la colonne vertébrale est généralement plus importante du côté convexe de la courbure causant alors une déformation de celle-ci. La posture semble donc varier en fonction du type de scoliose, de l'angle de l'apex et du côté de la déformation latérale de la colonne vertébrale. Dans le cas des scoliose idiopathiques thoraco-lombaires, les sujets se tiennent vers l'avant et du côté où l'angle de l'apex est le plus faible pour ainsi réduire la pression sur les corps vertébraux (Gram et Hasan, 1999). Ainsi, une posture parfaitement alignée de la colonne n'est peut-être pas la meilleure stratégie pour les patients scoliotiques.

Suite à leur étude sur l'influence de la scoliose sur la posture statique et dynamique, Gauchard, Lascombes, Kuhnast et Perrin (2001) concluent également que cette pathologie affecte le contrôle postural en fonction du site (thoracique, thoraco-lombaire, lombaire) et du type (simple vs double) de la déformation scoliotique.

Nault, Allard, Hinse, Le Blanc, Caron, Labelle et Sadeghi (2002) se sont intéressés aux relations entre la stabilité en position debout et les paramètres posturaux chez les adolescents scoliotiques. Ils ont démontré que les adaptations posturales, suite à une SIA, influencent l'amplitude de l'oscillation du corps en position debout. En effet, on note une plus importante variabilité (COP-COM); celle-ci entraînerait une plus

grande demande neuromusculaire pour maintenir l'équilibre. Cette diminution de la stabilité en position debout semble donc effectivement être reliée à l'altération de certains paramètres posturaux.

En plus des modifications à la colonne vertébrale, on observe un changement chez les adolescents scoliotiques dans la position en 3D et dans l'orientation des ceintures scapulaire et pelvienne. En effet, Zabjek, Leroux, Coillard, Martinez, Griffet, Simard et Rivard (2001) ont étudié les adaptations posturales des enfants scoliotiques induites par la présence d'une talonnette de 5, 10 ou 15 mm, choisie en fonction de l'obliquité du pelvis. L'utilisation d'une talonnette a significativement réduit l'angle de Cobb et ce, indépendamment du type et de l'amplitude de la courbure scoliotique. Ainsi, le port d'une talonnette entraîne des changements positifs au niveau de la colonne et de la position du bassin et des épaules.

La marche

La marche est une activité naturelle à laquelle nous avons fréquemment recours dans notre vie. Plusieurs pathologies ont des répercussions sur l'activité locomotrice. L'analyse de la marche permet donc d'approfondir notre compréhension de plusieurs pathologies (Messier, Ettinger, Doyle, Morgan, James, O'Toole et Burns, 1996; Kerrigan, Karkosky, Lelas et Riley, 2003; Van der Linden, Hazlewood, Aitchison, Hillman et Robb, 2003; Abel, Rupp et Sutherland, 2003; Chin, Sawamura, Shiba, Oyabu, Nagakura, Takase, Machida et Nakagawa, 2003). Il est donc primordial de bien analyser le fonctionnement complexe des patrons locomoteurs chez les personnes atteintes de la SIA pour mieux comprendre la maladie. Bien qu'elle soit

une des activités humaines les plus étudiées au niveau de la cinématique, plusieurs aspects de la cinétique n'ont cependant jamais été étudiés. La cinématique permet de décrire le mouvement en termes de (1) déplacement, (2) vitesse et (3) accélération. La cinétique permet quant à elle d'expliquer les causes du mouvement en termes de (1) forces, (2) moment de force, (3) travail mécanique, (4) impulsion et (5) puissance.

La marche chez les sujets sains

Pour faciliter la compréhension et pour permettre une analyse plus approfondie de la marche des adolescents scoliotiques, il est important de pouvoir comparer les patrons locomoteurs des sujets scoliotiques avec ceux de sujets en santé. Les travaux de Winter (1990, 1991) servent d'outil de référence quant au fonctionnement biomécanique de la marche chez les personnes saines.

La symétrie des membres inférieurs lors de la marche chez les sujets sains a fait l'objet de nombreuses recherches. On a longtemps assumé la symétrie parfaite entre les membres inférieurs chez les sujets normaux lors de la marche. Pourtant, plusieurs résultats viennent mettre en doute ce postulat. Allard, Lachance, Aissaoui et Duhaim (1996) ont analysé le patron locomoteur des membres inférieurs chez des sujets sains quant à leur symétrie à l'aide de la méthode de la dynamique inverse. Ils n'ont observé aucune différence significative dans la symétrie bilatérale au niveau des données spatio-temporelles (vitesse, cadence, phase d'appui) ainsi que pour le travail positif total (génération d'énergie). Ils associaient davantage le fonctionnement asymétrique bilatéral, observé principalement dans les maxima d'absorption des courbes de puissance dans le plan sagittal, à une adaptation de la marche plus qu'à

une asymétrie dans la marche. Les auteurs rapportaient également un plus important travail négatif total accompli par la jambe droite par rapport à la jambe gauche, dû probablement à son rôle de jambe de support et de contrôle et non à sa fonction de propulsion lors de la locomotion.

La question demeurant controversée, Sadeghi, Allard, Prince et Labelle (2000) proposent une revue des recherches reliées à la symétrie des membres inférieurs chez les enfants en santé. À la lumière de nombreuses recherches sur le sujet, les auteurs de l'article concluent que la présence d'asymétries reflète des différences fonctionnelles naturelles présentes dans la locomotion humaine. De manière générale, les deux membres inférieurs semblent contribuer différemment aux tâches de locomotion. En effet, l'être humain semble avoir une jambe qui absorbe plus et qui est davantage responsable du support et du contrôle de la position du COM tandis que l'autre jambe génère plus d'énergie et assurerait ainsi le rôle de propulsion.

La marche chez les sujets scoliotiques

Giakas et al. (1996) ont comparé la marche des adolescents en santé et atteints de SIA à l'aide de l'analyse dans les domaines temporel et fréquentiel appliquée aux forces de réaction du sol. L'étude des forces de réaction au sol, en utilisant une sélection de paramètres dans le domaine temporel, ne révèle aucune différence entre les sujets sains et scoliotiques. Les auteurs concluaient donc que l'analyse harmonique semblerait plus appropriée et sensible pour une étude comparative de ces paramètres. Par ailleurs, les auteurs notaient un manque de contrôle de l'équilibre lors de la phase d'appui et une asymétrie significative au niveau des caractéristiques du contenu

fréquentiel. Les auteurs soutenaient que ces résultats pourraient être en partie responsables de l'initiation et de la progression de la déformation médio-latérale de la colonne vertébrale.

Une étude comparative ayant pour but d'évaluer la symétrie dans les patrons de recrutement des muscles lors de la marche a été menée par Hopf, Scheidecker, Steffan, Bodem et Eysel (1998) à l'aide de l'ÉMG chez une population atteinte de SIA, avant et après une intervention chirurgicale. On notait une asymétrie plus importante dans l'ÉMG des muscles paravertébraux chez les scoliotiques avant l'opération que chez ceux ayant déjà subi l'opération. La comparaison de ces résultats avec ceux obtenus chez les sujets sains a permis aux auteurs de conclure que l'asymétrie musculaire observée chez les sujets atteints de SIA n'est pas un facteur étiologique de cette pathologie. Ce seraient plutôt les déformations morphologiques, causées par la scoliose, qui entraîneraient cette asymétrie musculaire lors de la posture et du mouvement.

Dans l'optique d'une meilleure compréhension de l'étiologie de la scoliose idiopathique, Chen et al., (1998) se sont penchés sur l'étude cinématique de la marche. L'amplitude des mouvements des épaules, du bassin et de la colonne ainsi que les mouvements angulaires des articulations de la cheville, du genou et de la hanche lors de la posture et de la marche ont été investigués. Les auteurs rapportaient une diminution de la cadence chez les SIA, mais aucune différence significative quant à la durée des phases d'appui et de balancé. Dans l'ensemble, l'amplitude de mouvement des différents segments et les mouvements articulaires mesurés à la

cheville, au genou et à la hanche ne sont pas affectés par la SIA. Ainsi, les auteurs concluent que les sujets scoliootiques conservent une marche similaire quant aux paramètres cinématiques évalués.

À l'aide de données cinétiques provenant de plates-formes de force, Schizas, Kramers-de Quervain, Stüssi et Grob (1998) proposaient de quantifier l'asymétrie entre les membres inférieurs à la marche et ce, à l'aide des mesures de forces verticales de réaction au sol. Ils tentaient ainsi de vérifier l'hypothèse selon laquelle l'étiologie de la SIA serait d'abord d'origine neurologique. Selon les résultats recueillis, le groupe de recherche concluait que la SIA n'a pas d'effet sur la marche malgré la présence d'asymétries. En effet, il ne semble pas y avoir de relation entre ces asymétries et le type de courbure, l'amplitude ou encore la rotation de la colonne vertébrale. Il est à noter que les auteurs n'ont pas écarté l'hypothèse de la présence d'une asymétrie fonctionnelle du système nerveux central (étiologie neurologique), mais que celle-ci ne semblerait pas avoir de répercussions sur la marche.

Lenke, Engsberg, Ross, Reitenbach, Blanke et Bridwell (2001) se sont intéressés à l'effet de l'intervention chirurgicale (fusion de la colonne à l'aide de tiges métalliques) sur la marche deux ans après l'opération. Ils ont observé une diminution de la vitesse de marche associée à une réduction de la cadence et de la longueur des pas. Cependant, aucune différence significative au niveau de la cinématique des membres inférieurs n'a été observée.

Les adolescents atteints de scoliose idiopathique présentent généralement une inégalité dans la longueur des jambes due à un désalignement au niveau du bassin (Chen et al., 1998; Zabjek et al., 2001). Selon les résultats de Song, Halliday et Little (1997), les enfants sains ont recours à des stratégies compensatoires lorsqu'il y a plus de 5,5% de différence entre la longueur de leurs membres inférieurs. En effet, on note une augmentation du travail mécanique et un plus grand déplacement vertical du centre de masse. Cliniquement, on constate que les enfants ont tendance à marcher sur la pointe du pied pour compenser au niveau de la jambe plus courte.

À notre connaissance, aucune étude n'a rapporté de variables de moment, de puissance et de travail musculaire chez les enfants atteints de SIA. L'objectif de la présente étude est de comparer le patron de marche des adolescents en bonne santé à celui des sujets atteints de SIA à l'aide de la méthode de dynamique inverse, en combinant des données cinétiques et cinématiques. La première hypothèse de cette recherche est que le groupe contrôle démontrera des résultats significativement supérieurs aux sujets scoliotiques quant aux paramètres spatio-temporels, cinétiques et cinématiques. La seconde hypothèse est que l'asymétrie bilatérale est plus importante chez les adolescents scoliotiques comparativement aux sujets en santé. Les résultats de cette recherche pourront éventuellement mener à une meilleure compréhension de cette pathologie.

Chapitre 3 : Méthodologie

L'échantillon

Deux groupes de sujets ont volontairement participé à cette étude. Le groupe témoin était composé de 10 sujets âgés en moyenne de 13,6 ans, ne souffrant d'aucune pathologie connue, soit neurologique ou motrice, qui aurait pu exercer une influence sur leur démarche. Le groupe expérimental était formé de 9 adolescents atteints de scoliose idiopathique (formellement diagnostiquée), âgés en moyenne de 14,1 ans. La scoliose des sujets de ce groupe était de type thoraco-lombaire avec une amplitude de courbure allant de 8° à 28°. Avant leur participation à l'étude, les patients n'avaient subi ni traitement mécanique tel le port d'un corset, ni intervention chirurgicale. Avant que ne débute l'expérience, tant les sujets qu'un de leurs parents ont rempli et signé un formulaire de consentement éclairé. Avant d'être engagé, le projet avait reçu l'aval du Comité d'éthique de l'hôpital Sainte-Justine.

Les instruments de mesure

Les données cinétiques (forces médio-latérale, antéro-postérieure et verticale ainsi que les moments autour des trois axes correspondants) ont été enregistrées à une fréquence de 960 Hz à l'aide de deux plates-formes de force AMTI (Watertown, MA, USA) synchronisées et placées au centre du laboratoire. Un système de 8 caméras Vicon 512TM (Oxford Metrics, Oxford, UK) permettait de capter à une fréquence de 60 Hz les données cinématiques de l'ensemble des marqueurs réfléchissants.

Le protocole

Dès leur arrivée au laboratoire, les sujets recevaient les informations relatives au déroulement de la séance expérimentale. Dans un premier temps, les mesures anthropométriques pertinentes étaient prélevées, soient : le poids, la taille, la longueur des membres inférieurs ainsi que les largeurs du genou et de la cheville. Subséquemment, 16 marqueurs autocollants hypoallergènes étaient appliqués sur certains repères anatomiques spécifiques de chacun des membres inférieurs, à savoir: les épines iliaques antéro-supérieure et postéro-supérieure, le fémur, le condyle du fémur, la jambe, la malléole externe, le calcanéum et le deuxième métatarse. Chaque sujet devait compléter 10 essais de marche à vitesse naturelle sur une distance de 10 mètres. Chaque fois qu'un sujet en manifestait le besoin, une période de repos lui était accordée.

Le traitement des données

Les variables spatio-temporelles suivantes ont fait l'objet de mesure: la vitesse (m/s), la cadence (pas/min), la longueur de l'enjambée (m) ainsi que la durée des phases d'appui, de balancé et de doubles supports (% du cycle de marche). Les moments musculaires (N·m/kg) et les puissances articulaires (W/kg) ont été calculés à l'aide de la méthode de la dynamique inverse (Winter, 1991). Le travail mécanique total (J/kg) réalisé par les muscles a été calculé à l'aide d'une intégration de la courbe de puissance en fonction du temps.

L'analyse statistique

Les analyses de la variance (ANOVA) ont été utilisées afin de comparer les groupes et les côtés gauche et droit et ce, à l'aide du logiciel Statistica 6.0 (Tulsa, OK, USA).

Le test post-hoc de Fisher a été utilisé pour détecter la présence d'effets d'interaction entre les variables de l'étude. Le seuil de confiance de $p < 0,05$ a été utilisé.

Chapitre 4 : Article de recherche:

Gait analysis in healthy adolescents and idiopathic scoliotic patients:

An integrated kinetic and kinematic study

Lemire G., Charbonneau M., Prince F.

Centre de réadaptation Marie Enfant, Département de Kinésiologie

Université de Montréal

Key Words:

Adolescent idiopathic scoliosis, biomechanics, gait, kinetics, kinematics, inverse dynamics.

Abstract

Study design.

A comparison study between, able-bodied and scoliotic adolescents, by using the inverse dynamics method to calculate moments of force, joint power and work.

Objective.

To compare the gait patterns between scoliotic and non-scoliotic adolescents by using the inverse dynamic method to combine kinetic and kinematic parameters and to compare both groups in terms of bilateral asymmetry between the lower extremities.

Summary of background Data.

To our knowledge, no research combined kinetics and kinematics with the 3D inverse dynamic approach in gait analysis, during the gait cycle of scoliotic adolescents. A better knowledge of the gait pattern may lead to further understanding of the etiology

of adolescent idiopathic scoliosis and, therefore, help to prevent the initiation and aggravation of the spine deformity.

Methods.

Two groups have participated to this study. The control group consisted of 10 able-bodied subjects, without any knowledge of neurological, orthopaedic injury or disease, which would have affected their gait. Nine patients with thoraco-lumbar scoliosis (range 8-28°) composed the scoliosis group. A total of 16 reflective markers were positioned on the subject to delimitate the lower extremities. The subject had to perform 10 walking trials barefoot, at a constant self-selected speed, on a 10 meter walkway with the force plates located in the middle. Two synchronized AMTI (Watertown, MA, USA) force plates recorded the kinetic data (vertical, anterior-posterior and medial-lateral forces and the corresponding moments). A Vicon 512™ (Oxford Metrics, Oxford, UK), 8 camera systems, recorded the kinematics' data.

Results.

The spatio-temporal parameters, muscular moments and joint power profiles were not significantly different between groups. The A2 and H3 work generated respectively by the ankle and hip flexors were significantly lower in the scoliotic group. The analysis of bilateral asymmetry showed significant differences within the two populations. The degree of asymmetry was higher in the K1 work corresponding to the weight acceptance phase at the initiation of the gait cycle. Aside of that, the scoliotic group did not have functional asymmetry between the lower limbs compared to the control group.

Conclusions.

Our study concludes that the adolescent idiopathic scoliosis affects the gait pattern. In fact, the obtained results for the work generated by the ankle and hip flexors during late stance of the gait cycle indicated weaker propulsion by the scoliotic group. The scoliotic group compensates by a longer duration of activation of the hip extensor during the early phase. Otherwise, no difference was reported in the spatio-temporal parameters, muscular moment and power profiles. Although we noted a greater absorbed energy during the weight acceptance of the initial heel contact of the foot for the scoliotic group, we conclude in an overall similar degree of bilateral asymmetry for all the parameters and both groups.

Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a pathology that shows a 3D spinal curvature with a rib cage deformation. The prevalence of AIS to children from 10 to 16 years old is in the order of 2% to 4% and represents 80 to 90% of all the scoliosis cases¹⁶. Although there is no clear underlying cause, the role of several factors is recognized in this pathology's etiology. Heredity, gender (7 girls: 1 boy) and morphology²³, growth period^{3,15,22}, neurological and mechanical imbalance^{3,22} are the most common causes reported.

Previous studies related to the AIS mostly focussed on postural geometry in static posture^{4,14,26}. All studies report an increase of postural instability for the AIS group, in comparison with the able bodied subjects. Other researches investigated trunk movements, such as bending from upright stance in flexion-extension and lateral flexion^{7,9}. Gram et al.,⁹ have specified that the scoliotic patients tend to stand with the trunk slightly bent forward and laterally, toward the side that reduces the Cobb angle.

Only a few studies evaluated the gait pattern of the AIS. Giakas et al.,⁸ have examined the support phase mechanism by analysing the GRF with time and frequency domain parameters. They reported no statistical difference as far as the time domain analysis of the GRF was concerned, and therefore concluded that the harmonic domain analysis is more appropriate to study gait pattern. The GRF revealed asymmetries in the horizontal components for the AIS subjects. Authors also noted a lack of balance control during the stance phase as far as the frequency content was concerned. These findings might be responsible in part for the initiation and

aggravation of the medio-lateral deviation of the spine. Schizas et al.,¹⁹ have demonstrated that the AIS had no effect on the vertical forces during gait since the differences noted were not related to any characteristics of the scoliosis curve.

Other studies focused on kinematics such as range of motion and joint angular motion. Chen et al.,⁴ evaluated the shoulder, pelvis and spine's range of motion as well as angular motion of the ankle, knee and hip. They reported that AIS subjects showed a smaller cadence but a similar gait pattern relative to the stance and stride phases and the kinematic variables. Lenke et al.,¹² have investigated the gait differences between a control population and AIS subjects following spinal fusion. Even though they have found significantly lower walking speed, cadence and stride length in AIS subjects who underwent surgery compared to the control group, they concluded that there was no difference in the lower extremity kinematics between the two populations. Using EMG data for their gait analysis, Hopf et al.,¹⁰ have showed muscular activity asymmetries between the preoperative and postoperative scoliotic subjects. They have also concluded that such an asymmetry was the result of the spine deformity rather than being a factor in its etiology.

There is a need to study the effects of scoliosis on gait, and even more on the locomotion pattern, (moment of force and joint power) to verify if the motor command and its bilateral application are the same for AIS and non AIS subjects. While numerous researches have focussed on the quantification of moments of force and power profiles of healthy, young, adult, elderly^{2,17,18,24,25} and pathological subjects^{1,5,11,13,20,21}, to our knowledge, no research combined kinetics and kinematics

with the 3D inverse dynamic approach, to calculate the muscular moments and work during the gait cycle of scoliotic adolescents.

The purposes of this study are, first, to compare the gait patterns of scoliotic to those of non-scoliotic adolescents by using the inverse dynamic method to combine kinetic and kinematic parameters and, then, to compare both groups in terms of bilateral asymmetry between the lower limb parameters. The results of this research may lead to further understanding of the etiology of adolescent idiopathic scoliosis and, therefore, help to prevent the initiation and aggravation of the spine deformity.

Materials and methods

Subjects. Two groups were selected to participate to the study. The control group (CTRL) consisted of 10 able-bodied subjects without any known neurological or orthopaedic injury or disease that would affect their gait. Their average age was 13.6 ± 1.0 years old, their height 160.6 ± 9.6 cm and their weight 53.5 ± 8.5 kg. Nine AIS subjects were recruited to form the scoliosis group (SCOL). Their mean age was 14.1 ± 0.8 years old, their height was 158 ± 7.7 cm and their weight was 51.5 ± 9.8 kg. AIS subjects had a mean Cobb angle of 17° (range $8-28^\circ$) associated to the thoracolumbar curves. Prior to the experimentation, they had not undergone any mechanical or surgical treatment. Prior to the experimentation, all the subjects and their parents who volunteered for this study filled out an informed consent form, officially sanctioned by the Sainte-Justine ethical committee.

Instrumentation. Two synchronised AMTI (Watertown, MA, USA) force plates recorded the kinetic data (vertical, anterior-posterior and medial-lateral forces and the associated moments) at a sampling frequency of 960 Hz. A Vicon 512TM (Oxford Metrics, Oxford, UK), 8 camera system, recorded the kinematic data at 60 Hz.

Procedures. Before each experimental session, the calibration of the Vicon cameras and the offset of the 2 synchronized AMTI force plates were recorded. Upon arrival, the experimental protocol was clearly explained to the subject and their parents. A total of 16 reflective markers were positioned on the subject to delimitate the lower extremities. They were located bilaterally on the anterior-superior and posterior-superior iliac spines, the middle of the femur, the femoral condyle, the middle of the tibia, the lateral malleolus, the calcaneus and the second metatarsal. The subject had to perform 10 walking trials barefoot, at a self-selected speed, on a 10 meter walkway with the force plates located in the middle. Rest periods were allowed when the subject requested it. The subject did not know about the existence of the force plates so they would not modify their natural gait pattern.

Data Analysis. The kinetic (vertical, anterior-posterior and medial-lateral forces and their corresponding moments) and kinematic data were recorded at each extremity. An inverse dynamic model was applied to calculate the joint forces, the muscular moments and the joint powers over a gait cycle²⁵. The peak moments (N·m/kg) and peak powers (W/kg) were compared between the two groups. A time integration of the power curve lead to the mechanical work accomplished by the muscles during the

gait cycle (work = $\int P_j dt$, where P_j is the power time profile of a given joint j). Several spatio-temporal parameters such as walking speed (m/s), stride length (m), cadence (steps/min), stance, swing and double support phases expressed as % of the gait cycle were also reported. The bilateral asymmetry data between the lower extremities were obtained by calculating the absolute difference between the given left and right variables. The degree of asymmetry was then compared between the groups.

Statistical analysis. Analyses of variance (ANOVA) were performed over all the variables of interest to verify the presence of significant difference between the healthy and scoliotic groups. In order to find out if an interaction effect was present in all the parameters (groups and side effects), the Fisher post-hoc test was used. The bilateral asymmetry within and between the control and scoliotic groups was evaluated with ANOVA on the differences between left and right limbs for all variables. Parameters with a p value less than 0,05 were reported as statistically significant.

Results

Spatio-temporal parameters. Figure 1 shows that there is a tendency ($p < 0,06$) towards a higher walking speed in the control group compared to the scoliotic group. No significant difference was found between the control and the scoliotic groups for any of the variables of interest.

Insert Figure 1

Kinetic data. Most of the muscular activity during the gait occurs in the sagittal plane²⁵. Therefore, we compared the ankle, knee and hip peak muscular moments in the sagittal plane between groups, by using the positive (extensor muscles) and negative (flexors muscles) maxima of the muscle moment curves. No significant difference in the mean moment profile between groups was observed (Figure 2).

Insert Figure 2

The Figure 3 represents the ankle, knee and hip power time profiles in the sagittal plane for the control and scoliotic groups. The maximum positive (generation) and negative (absorption) power bursts (peaks) were compared between each group. The work done by the muscle groups for each joint at different times of the gait cycle was labelled according to the literature²⁵. No statistical difference was found between the two groups. A tendency ($p < 0,06$) was noticed for the scoliotic group to have a less important peak power generation by the plantar flexors (A2 burst). The maximum peak generation burst by the hip flexors (H3 burst) also tended to be inferior in the scoliotic group compared to the control group ($p < 0,06$).

Insert Figure 3

Two statistical differences are shown in table 1; the mechanical work at the ankle (A2) and hip (H3) are significantly reduced in the scoliotic group compared to the healthy group ($p < 0,05$). In other words, the scoliotic patients generate less energy with the ankle plantar flexors and hip flexors during late stance compared to the able

bodied subjects. We also observed a tendency ($p < 0,06$) for the control group to have a greater total energy generated by joints during gait.

Insert Table 1

Lower limb asymmetry. As far as all the variables were concerned, both groups showed significant bilateral asymmetry. The quantification of the asymmetry was compared between groups for all parameters. Overall, the scoliotic group does not show a locomotor's pattern more asymmetrical than that of the control group. The scoliotic subjects exhibit a greater bilateral lower limb asymmetry during K1 work, compared to the healthy subjects ($p < 0,05$). The other parameters did not show any significant difference between groups.

Insert Table 2

Discussion

The spatio-temporal results, (walking speed, stride length, cadence, stance, swing and double support phases) described in the present study were similar to those reported in the literature^{2,6,12}. The moment and power profiles for both groups are comparable with results obtained from healthy subjects²⁵. To our knowledge, no study reported such data for the AIS population. Consequently, there are no published data with which to compare the obtained results from our scoliotic subjects. No significant difference was reported for the maxima of joint moments and power profile, between control and scoliotic subjects. A significantly smaller work generated during the A2

and H3 bursts was noticed in AIS during late stance. Since these bursts are responsible for the forward propulsion of the body¹⁸ and no significant difference in the walking speed was reported, it was expected that the scoliotic subjects would display compensatory gait propulsion mechanisms.

To compensate the lack of propulsion, the scoliotic group tended to extend the duration of the activation of the hip extensors during the early stance phase since this is a propulsion phase for the body. In fact, the scoliotic group exhibited a longer duration of the activation of the hip extensors that lasted until about 33% of the gait cycle, while the control subjects shifted from extensors to flexors at about 28% of the gait cycle. Another possible explanation related to a higher H3 generation may be the tendency of the able bodied subjects to have more important energy absorption during the H2 work phase. We can argue that this absorbed energy by the hip flexors is available to be given back to generate the H3 work by the hip extensors during late stance. The more energy is absorbed, the higher is the energy generated.

The scoliotic group exhibited a tendency towards a smaller power generation by the plantar flexors (A2). Since their muscular moments seemed to be similar to those of the control group, the difference might have come from a smaller ankle angular velocity during the push-off. Furthermore, this may be due to a co-contraction of the dorsi- and plantar-flexor muscle groups. Consequently, one can presume that scoliotic patients are more careful about their balance during late stance compared to the control population.

For all the variables studied, both groups showed a bilateral asymmetry between the lower limbs. Contrary to Allard et al. (1991)² who have found no difference in walking speed, cadence and stance phase, the present study revealed statistical differences in bilateral spatio-temporal data (walking speed, cadence, stride length, stance and swing phases) with healthy subjects. This difference may be attributed to the age of the subjects and consequently the maturity of the gait pattern. In fact, the subject's mean age in Allard et al.,² study was $25,3 \pm 4,1$ years old compared to $13,6 \pm 1.0$ years old in ours. In concordance with previous findings¹⁷, we may infer that the bilateral asymmetry observed during able-bodied gait reflects a natural functional mechanism. The comparison of the amount of asymmetry between the two groups leads to the conclusion that, the scoliotic group exhibited a significantly higher degree of bilateral asymmetry for the K1 absorption work. The time of appearance of this energy burst corresponds to the action of the knee extensors during weight acceptance in order to absorb and support the body weight. This higher level of asymmetry might be attributed to the specific postural attitude induced by the spinal deformity. Scoliotic patients tend to stand bended forward and laterally due to the spinal curvature and the rib cage deformity⁹. In concordance with previous findings¹⁹, we conclude that this asymmetry does not seem to be related neither to the magnitude nor the side of the spinal deformity. It may be a potential cause of either the initiation or the aggravation of the scoliosis.

There are some limitations in this study that must be taken into account before generalizing its results to the entire scoliotic population. First, the study is limited to

the small and moderate thoraco-lumbar scoliosis (Cobb: 8-28°). Then, only a small number of patients participated to this research. The experimental session took place in a laboratory, giving rise to the possibility of a slight modification of the normal gait pattern.

Conclusion

The comparison between the energy generated and absorbed allows us to conclude that the scoliotic group propelled less bilaterally with the ankle and hip during late stance. As a compensation for the lack of propulsion, the scoliotic group extended the duration of hip extensor activity during early stance. The spatio-temporal parameters as well as the muscular moments and the power profiles of scoliotic subjects do not significantly differ from those of the able-bodied subjects.

As shown with the greater bilateral asymmetry in the work absorbed by the knee extensors during weight acceptance in patient group, gait analysis may help to identify children that are at risk to develop AIS.

Acknowledgements

The authors acknowledge Drs C.H. Rivard and C. Coillard for the recruitment of patients and their clinical expertise. The FRSQ, The Sick Children Foundation and the NSERC are also acknowledged for their financial support.

RÉFÉRENCES

1. Abel R., Rupp R. et Sutherland D. Quantifying the variability of a complex motor task specifically studying the gait of dyskinetic CP children. *Gait and Posture*, 2003; 17: 50-8.
2. Allard P., Lachance R., Aissaoui R et Duhaime M. Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. *Human Movement Science*, 1996; 15: 327-46.
3. Azegami H., Murachi S., Kitoh J., Ishida Y., Kawakami N. et Makino M. Etiology of idiopathic scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1998; 357: 229-36.
4. Chen P-Q., Wang J-L., Tsuang Y-H., Liao T-L., Huang P-I. et Hang Y-S. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescent. *Clinical Biomechanics*, 1998; 13: S52-S8.
5. Chin T., Sawamura S., Shiba R., Oyabu H., Nagakura Y., Takase I., Machida K. et Nakagawa A. Effect of an Intelligent Prosthesis (IP) on the walking ability of young transfemoral amputees: comparison of IP users with able-bodied people. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003; 82: 447-51.

6. Crowe A., Samson M.M., Hoitsma M.J. et Van Ginkel A.A. The influence of walking speed on parameters of gait symmetry determined from ground reaction forces. *Human Movement Science*, 1996; 15: 347-67.
7. Gauchard G.C., Lascombes P. et Kuhnast M. et Perrin P.P. Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine*, 2001; 26: 1052-8.
8. Giakas G., Baltzopoulos V., Dangerfield P.H., Dorgan J.C. et Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*, 1996; 21: 2235-42.
9. Gram M.C. et Hasan Z. The spinal curve in standing and sitting postures in children with idiopathic scoliosis. *Spine*, 1999; 24, 169-77.
10. Hopf C., Scheidecker M., Steffan K., Bodem F. et Eysel P. Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery: A comparison of the pre- and postoperative muscle activation pattern. *European Spine Journal*, 1998; 7: 6-11.
11. Kerrigan D.C., Karkosky M.E., Lelas J.L. et Riley P.O. Men's shoes and knee joint torques relevant to the development and progression of knee osteoarthritis. *Journal of Rheumatology*, 2003; 30: 529-33.

12. Lenke L.G., Engsberg J.R., Ross S.A., Reitenbach A., Blanke K. et Bridwell K.H. Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 2001; 26: E330-E7.
13. Messier S.P., Ettinger W.H., Doyle T.E., Morgan T., James M.K., O'Toole M.L. et Burns R. Obesity: effects on gait in an osteoarthritis population. *Journal of Applied Biomechanics*, 1996, 12, 161-72.
14. Nault M.-L., Allard P., Hinse S., Le Blanc R., Caron O., Labelle H. et Sadeghi H. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 2002; 27: 1911-7.
15. Nissinen M.J., Heliövaara M.M., Seitsamo J.T., Könönen M.H., Hurmerinta K.A. et Poussa M.S. Development of trunk asymmetry in a cohort of children ages 11 to 22 years. *Spine*, 2000; 25: 570-4.
16. Reamy B.V. et Slakey J.B. Adolescent idiopathic scoliosis: Review of the current concepts. *American Family Physician*, 2001; 64: 111-6.
17. Sadeghi H., Allard P., Prince F. et Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: A review. *Gait and Posture*, 2000; 12: 34-45.

18. Sadeghi H., Sadeghi S, Prince F, Allard P, Labelle H et Vaughan CL. Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moments in able-bodied gait. *Clinical Biomechanics*, 2001; 16: 688-95.
19. Schizas C.G., Kramers-de Quervain I.A., Stüssi E. et Grob D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. *European Spine Journal*, 1998; 7: 95-8.
20. Song K.M., Halliday S.E. et Little D. The effect of limb-length discrepancy on gait. *American Journal of Bone and Joint Surgery*, 1997; 79-A: 1690-8.
21. Van der Linden M.L., Hazlewood M.E., Aitchison A.M., Hillman S.J. et Robb J.E. Electrical stimulation of gluteus maximus in children with cerebral palsy: effects on gait characteristics and muscle strength. *Dev Med Child Neurol*, 2003; 45: 385-90.
22. Veldhuizen A.G., Wever D.J. et Webb P.J. The aetiology of idiopathic scoliosis: Biomechanical and neuromuscular factors. *European Spine Journal*, 2000; 9: 178-84.
23. Weinstein SL. Adolescent idiopathic scoliosis: Prevalence and natural history. In: Weinstein SL, ed. *The Pediatric Spine: principles and practice*. New York, NY, 1994; 1: 463-78.

24. Winter D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd ed. Wiley and Sons, New York, NY, 1990, 277 pp.
25. Winter D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. 2nd ed. Waterloo, ON: University of Waterloo Press, 1991, 143 pp.
26. Zabjek K.F., Leroux M.A., Coillard C., Martinez X., Griffet J., Simard G. et Rivard C.H. Acute postural adaptations induced by a shoe lift in idiopathic scoliosis patients. *European Spine Journal*, 2001; 10: 107-13.

Figure Caption

Figure 1. Mean of spatio-temporal parameters for the control (CTRL) and the scoliotic (SCOL) group. The stride length (m), cadence (steps/min), walking speed (m/s), duration of the stance and double support phases as percentage of gait cycle (%GC) are reported with their corresponding standard deviations.

Figure 2. Ankle, knee and hip moments of force for the control (CTRL) and scoliotic groups (SCOL) normalized to % of gait cycle.

Figure 3. Ankle, knee and hip powers generated and absorbed by the control (CTRL) and scoliotic (SCOL) groups normalized to % of gait cycle.

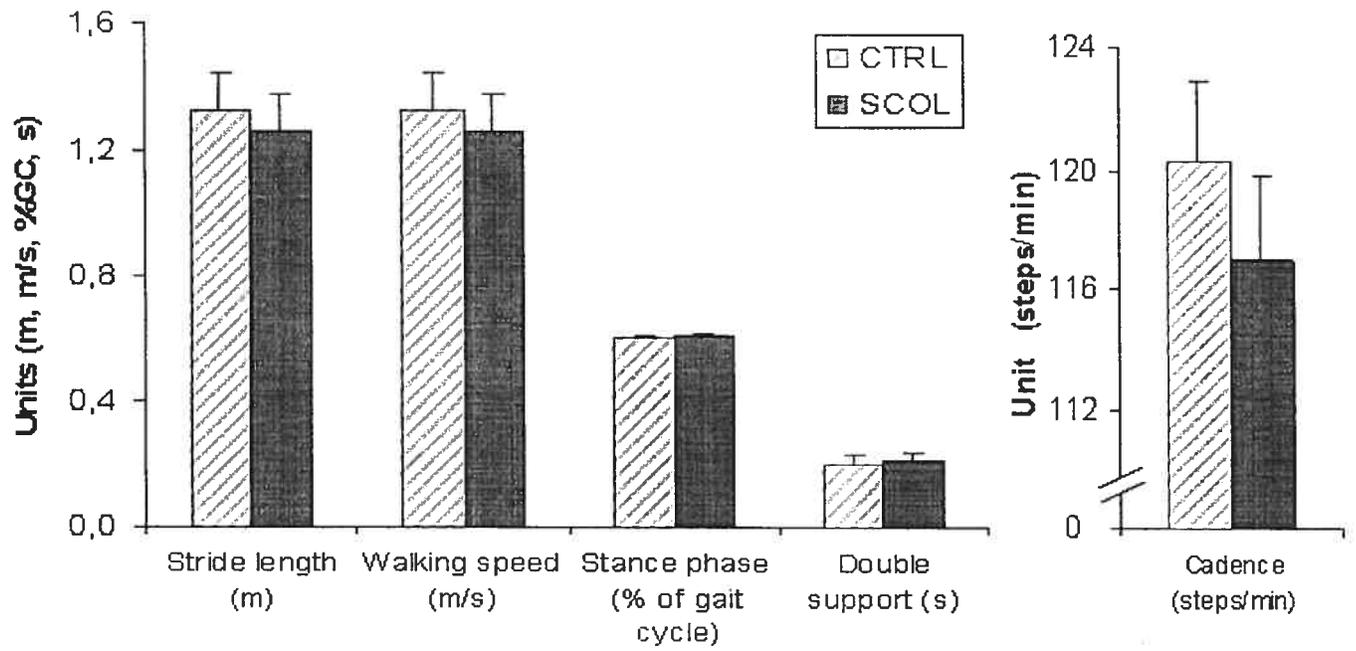


Figure 1

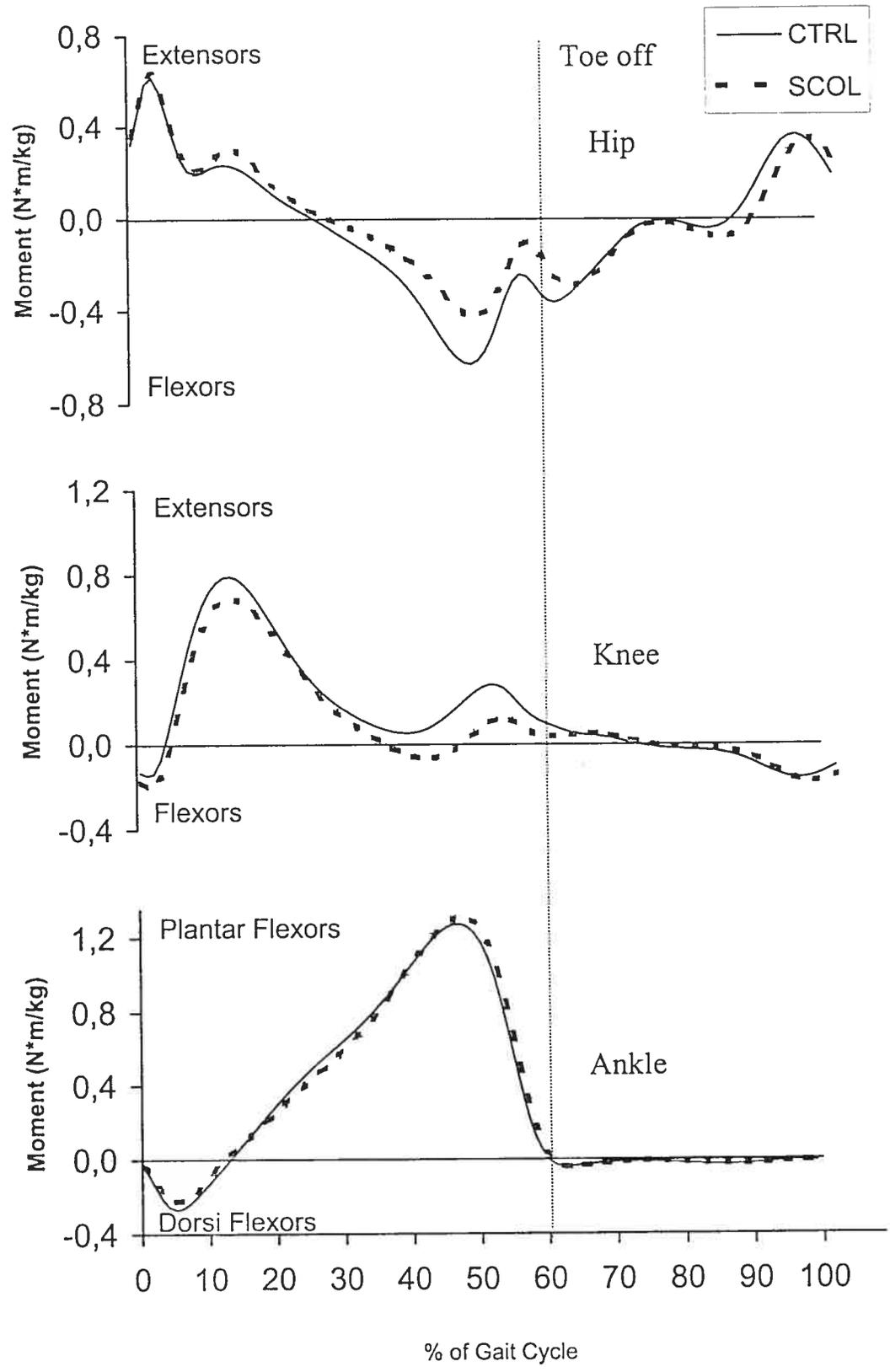


Figure 2

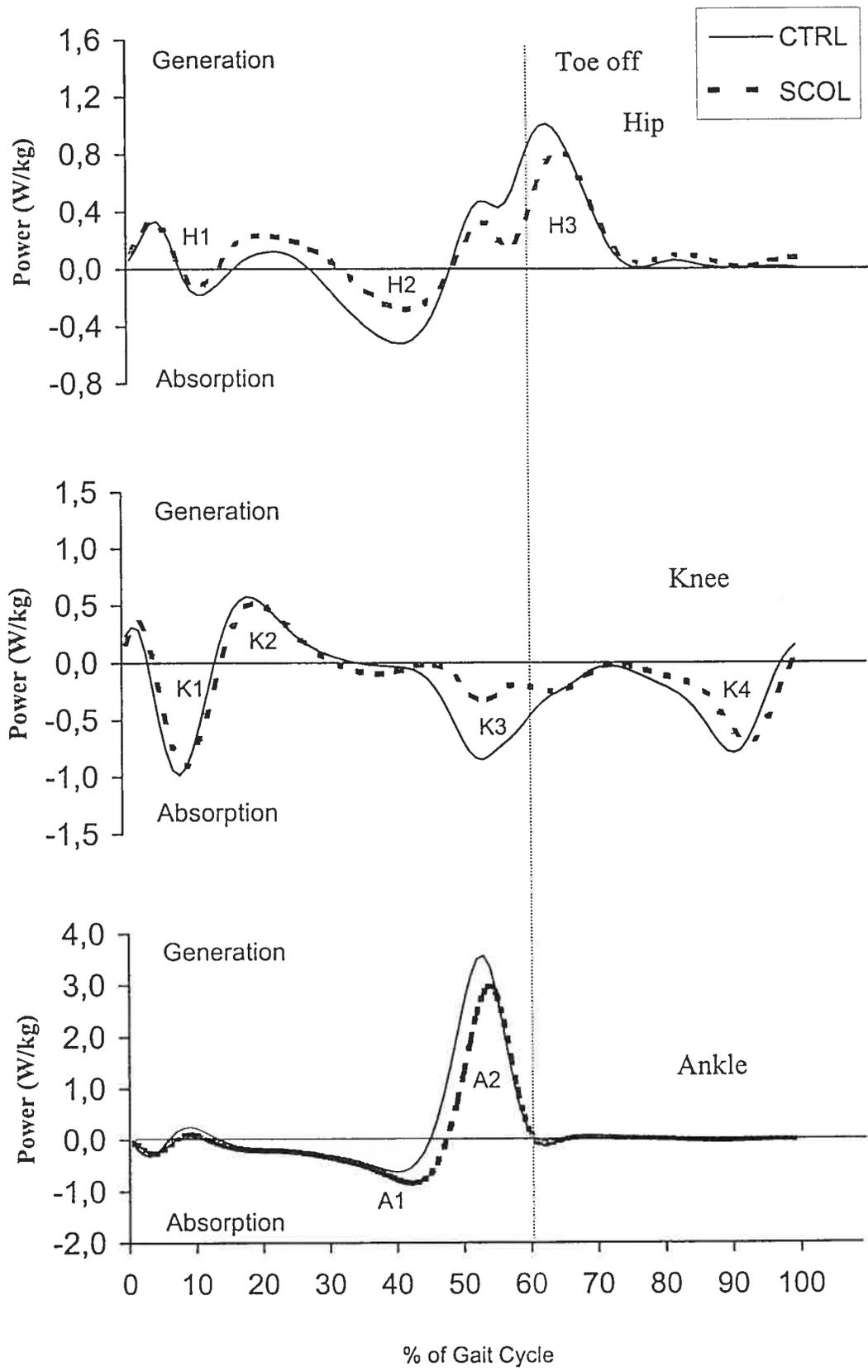


Figure 3

Work (J/kg)	CTRL	SCOL	p value
A1 abs	0,144 (0,037)	0,154 (0,056)	N/S
A2 gen	0,346 (0,093)	0,257 (0,075)	0,05
K1 abs	0,079 (0,040)	0,072 (0,015)	N/S
K2 gen	0,074 (0,047)	0,065 (0,029)	N/S
K3 abs	0,134 (0,086)	0,077 (0,071)	N/S
K4 abs	0,101 (0,026)	0,082 (0,016)	N/S
H1 gen	0,057 (0,032)	0,065 (0,040)	N/S
H2 abs	0,107 (0,094)	0,051 (0,029)	N/S
H3 gen	0,162 (0,048)	0,122 (0,028)	0,05
Total +	0,697 (0,170)	0,559 (0,126)	N/S
Total -	0,636 (0,234)	0,485 (0,105)	N/S

Table 1. Mean (sd) ankle, knee, hip and total generated and absorbed work calculated for the control (CTRL) and scoliotic (SCOL) groups. The $p < 0,05$ indicates significant difference. NS= not significant. Abs= absorption of energy. Gen= generation of energy.

Work (J/kg)	CTRL	SCOL	P value
A1	0,035	0,025	NS
A2	0,038	0,043	NS
K1	0,015	0,023	0,05
K2	0,030	0,023	NS
K3	0,048	0,019	NS
K4	0,012	0,014	NS
H1	0,024	0,018	NS
H2	0,032	0,017	NS
H3	0,026	0,018	NS

Table 2. Bilateral asymmetry between the lower extremities using a test on the difference of the mean left vs. right work calculated for the control (CTRL) and scoliotic (SCOL) groups. The $p < 0,05$ indicates significant difference. NS= not significant.

Chapitre 4 : Discussion

On ne rapporte aucune différence significative quant aux variables spatio-temporelles (cadence, longueur d'enjambée, vitesse de marche, phases d'appui et de doubles supports) entre les groupes contrôle et scoliotique. Ces résultats sont similaires à ceux déjà publiés (Allard et al., 1996; Crowe, Samson, Hoitsma, Van Ginkel, 1996; Lenke et al., 2001). Chen et al. (1998) abondent également dans ce sens quant aux phases d'appui et de balancé, mais constatent une diminution significative de la cadence pour les SIA.

Les maxima des moments musculaires et les puissances calculées aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville ne révèlent pas de différences significatives entre les deux groupes. Les résultats du groupe témoin concordent avec ceux de Allard (1996). Il est cependant ardu de comparer les résultats obtenus par les sujets scoliotiques à ceux publiés lors d'études antérieures puisque, à notre connaissance, il n'existe aucune étude ayant déjà porté sur l'analyse de ces variables pour cette population pathologique.

On note un comportement significativement différent au niveau du travail réalisé à des phases spécifiques du cycle de marche. En effet, les sujets scoliotiques génèrent moins d'énergie par les fléchisseurs plantaires (A2) et les fléchisseurs de la hanche (H3) respectivement. Sadeghi, Sadeghi, Prince, Allard, Labelle, Vaughan (2001) rapportent que les muscles de la cheville et de la hanche sont responsables de la propulsion du corps. Or, puisque le groupe scoliotique ne démontre pas de différence

significative au niveau de la vitesse de marche, il est à considérer que les adolescents atteints de SIA pourraient possiblement avoir recours à des mécanismes compensatoires de propulsion. En effet, on note que la durée de la période d'activation des extenseurs de la hanche lors du contact initial du pied (travail H1) est plus longue chez les sujets scoliotiques avant le recrutement des fléchisseurs de la hanche (travail H2). La durée d'activation des extenseurs de la hanche correspond à 33% du cycle de marche pour les patients scoliotiques, comparativement à 28% pour les sujets en santé.

Une autre explication possible quant à la génération d'énergie plus importante pour les sujets du groupe témoin est l'importante énergie absorbée lors de la phase de mi-support (H2). Les sujets sains absorbent davantage d'énergie qui est ainsi récupérée pour être générée lors de la période de travail H3.

La diminution du travail accompli par les fléchisseurs plantaires de la propulsion (A2) chez les sujets SIA peut s'expliquer par une diminution de la vitesse angulaire de l'articulation de la cheville puisque les moments musculaires rapportés ne sont pas significativement différents. Cette diminution de vitesse nous permet de supposer que les sujets scoliotiques utilisent une co-contraction entre les muscles fléchisseurs plantaires et dorsaux, ce qui leur procurerait une meilleure stabilité durant la phase de propulsion.

L'analyse de l'asymétrie bilatérale au niveau des membres inférieurs à l'intérieur du groupe témoin et celui des sujets scoliotiques révèle des différences significatives

pour tous les paramètres évalués. Sadeghi et al. (2000) concluent également à la présence d'asymétrie bilatérale au niveau des membres inférieurs chez des sujets en santé. Les résultats publiés par Allard et al. (1996), en ce qui a trait à la symétrie bilatérale chez une population en santé, ne concordent pas nécessairement avec nos résultats, puisqu'ils notent l'absence d'asymétrie bilatérale dans la marche pour les données spatio-temporelles.

Notre étude conclut que les sujets scoliotiques ne semblent pas avoir développé une démarche davantage asymétrique que les sujets sains. On note cependant une asymétrie de la marche plus importante lors du travail absorbé par les extenseurs du genou pour supporter le poids du corps durant le contact initial du pied. En accord avec l'étude de Schizas et al. (1998), ces différences ne semblent pas être reliées à l'amplitude ou à la direction de la courbure scoliotique des sujets. Il serait intéressant de poursuivre les recherches sur ce dernier point puisqu'il pourrait s'avérer être une bonne base pour l'analyse de la marche dans le but de détecter les adolescents susceptibles de développer une scoliose.

Certaines limites de la présente étude doivent être prises en compte avant de généraliser nos résultats à l'ensemble de la clientèle scoliotique. Tout d'abord, il est important de mentionner le faible nombre de sujets scoliotiques. De plus, nous n'avons pas pris en considération la composition corporelle (masse grasse vs. masse maigre) ni le niveau d'activité physique des participants. Pourtant, il serait intéressant d'évaluer la potentielle influence de ces facteurs sur le patron locomoteur des enfants scoliotiques.

Finalement, notre étude ne cible que les scoliozes de type thoraco-lombaire ayant une amplitude de l'apex mineure ou modérée. Il est à noter également que la séance expérimentale a eu lieu à l'intérieur d'un laboratoire. Il demeure donc possible que la démarche des sujets ait été modifiée en raison de ce contexte et, conséquemment, ne soit pas tout à fait représentative de la réalité.

Chapitre 6 : Conclusion

Notre étude conclut que les adolescents scoliotiques adoptent cependant des stratégies locomotrices différentes. En effet, certaines variables impliquées dans la génération et l'absorption d'énergie mécanique lors de la marche sont significativement inférieures chez les adolescents atteints de SIA. Ces résultats nous permettent de conclure que les patients scoliotiques propulsent moins bilatéralement au niveau de la cheville et de la hanche durant la deuxième partie du cycle de marche. Ils sollicitent plus longtemps les extenseurs de la hanche lors du contact initial du pied au sol afin d'augmenter la propulsion. Les variables spatio-temporelles, les moments musculaires et les puissances articulaires ne semblent pas être différents entre les enfants sains et atteints de SIA.

L'étude démontre également une asymétrie bilatérale significative à la marche entre les membres inférieurs dans chacun des groupes étudiés et ce, autant dans le groupe contrôle que dans le groupe scoliotique. Ainsi, contrairement à l'énoncé de notre hypothèse de départ, les sujets atteints de SIA ne manifestent pas d'asymétrie bilatérale plus grande que les sujets en santé, à l'exception d'un plus important travail musculaire lors de la réception du pied.

Chapitre 7 : Bibliographie

Abel R., Rupp R., Sutherland D. Quantifying the variability of a complex motor task specifically studying the gait of dyskinetic CP children. *Gait and Posture*, 2003; 17: 50-8.

Allard P., Lachance R., Aissaoui R, Duhaime M. Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. *Human Movement Science*, 1996; 15: 327-46.

Azegami H., Murachi S., Kitoh J., Ishida Y., Kawakami N., Makino M. Etiology of idiopathic scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1998; 357: 229-36.

Chen P-Q., Wang J-L., Tsuang Y-H., Liao T-L., Huang P-I., Hang Y-S. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescent. *Clinical Biomechanics*, 1998; 13: S52-S8.

Chin T., Sawamura S., Shiba R., Oyabu H., Nagakura Y., Takase I., Machida K., Nakagawa A. Effect of an Intelligent Prosthesis (IP) on the walking ability of young transfemoral amputees: comparison of IP users with able-bodied people. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003; 82: 447-51.

Crowe A., Samson M.M., Hoitsma M.J., Van Ginkel A.A. The influence of walking speed on parameters of gait symmetry determined from ground reaction forces, *Human Movement Science*, 1996; 15: 347-67.

Gauchard G.C., Lascombes P., Kuhnast M., Perrin P.P. Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine*, 2001; 26: 1052-58.

Giakas G., Baltzopoulos V., Dangerfield P.H., Dorgan J.C., Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*, 1996; 21: 2235-42.

Goldberg C.J., Moore D.P., Fogarty E.E., Dowling F.E. Adolescent idiopathic scoliosis: The effect of brace treatment on the incidence of surgery. *Spine*, 2001; 26: 42-7.

Goldberg C.J., Fogarty E.E., Moore D.P., Dowling F.E. Scoliosis and developmental theory: Adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 1997; 22: 2228-37.

Gram M.C., Hasan Z. The spinal curve in standing and sitting postures in children with idiopathic scoliosis. *Spine*, 1999; 24: 169-77.

Hopf C., Scheidecker M., Steffan K., Bodem F., Eysel P. Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery: A comparison of the pre- and postoperative muscle activation pattern. *European Spine Journal*, 1998; 7: 6-11.

Kerrigan D.C., Karkosky M.E., Lelas J.L., Riley P.O. Men's shoes and knee joint torques relevant to the development and progression of knee osteoarthritis, *Journal of rheumatology*, 2003; 30: 529-33.

Lenke L.G., Engsberg J.R., Ross S.A., Reitenbach A., Blanke K., Bridwell K.H. Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 2001; 26: E330-E7.

Messier S.P., Ettinger W.H., Doyle T.E., Morgan T., James M.K., O'Toole M.L., Burns R. Obesity: effects on gait in an osteoarthritis population. *Journal of Applied Biomechanics*, 1996; 12: 161-72.

Nault M.-L., Allard P., Hinse S., Le Blanc R., Caron O., Labelle H., Sadeghi H. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 2002; 27: 1911-17.

Nissinen M.J., Heliövaara M.M., Seitsamo J.T., Könönen M.H., Hurmerinta K.A., Poussa M.S. Development of trunk asymmetry in a cohort of children ages 11 to 22 years. *Spine*, 2000; 25: 570-74.

Patwardhan A.G., Bunch W.H., Meade K.P., Vanderby R., Knight G.W. A biomechanical analog of curve progression and orthotic stabilization in idiopathic scoliosis. *Journal of Biomechanics*, 1986; 19: 103-17.

Reamy B.V., Slakey J.B. Adolescent idiopathic scoliosis: Review of the current concepts. *American Family Physician*, 2001; 64: 111-6.

Sadeghi H., Allard P., Prince F., Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: A review. *Gait and Posture*, 2000; 12: 34-45.

Sadeghi H., Sadeghi S, Prince F, Allard P, Labelle H, Vaughan CL. Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moments in able-bodied gait. *Clinical Biomechanics*, 2001; 16: 688-95.

Sapkas G., Papagelopoulos P.J., Kateros K., Koundis G.L., Boscainos P.J., Koukou U.I., Katonis P. Prediction of Cobb Angle in Idiopathic Adolescent Scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2003; 411: 32-9.

Schizas C.G., Kramers-de Quervain I.A., Stüssi E., Grob D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. *European Spine Journal*, 1998; 7: 95-8.

Song K.M., Halliday S.E., Little D. The effect of limb-length discrepancy on gait. *American Journal of Bone and Joint Surgery*, 1997; 79-A: 1690-98.

Theologis T.N., Fairbank J.C.T., Turner-Smith A.R., Pantazopoulos T. Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back shape with the integrated shape imaging system scanner. *Spine*, 1997; 22: 1223-27.

Van der Linden M.L., Hazlewood M.E., Aitchison A.M., Hillman S.J., Robb J.E. Electrical stimulation of gluteus maximus in children with cerebral palsy: effects on gait characteristics and muscle strength. *Developmental Medical Child Neurology*, 2003; 45: 385-90.

Veldhuizen A.G., Wever D.J., Webb P.J. The aetiology of idiopathic scoliosis: Biomechanical and neuromuscular factors. *European Spine Journal*, 2000; 9: 178-84.

Weinstein SL. Adolescent idiopathic scoliosis: Prevalence and natural history. In: Weinstein SL, ed. *The Pediatric Spine: principles and practice*. New York, NY, 1994; 1: 463-78.

Winter D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd edition. Wiley and Sons, New-York, NY, 1990, 277 pp.

Winter D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. 2nd Edition. Waterloo, ON: University of Waterloo Press, 1991, 143 pp.

Zabjek K.F., Leroux M.A., Coillard C., Martinez X., Griffet J., Simard G., Rivard C.H. Acute postural adaptations induced by a shoe lift in idiopathic scoliosis patients. *European Spine Journal*, 2001; 10: 107-13.

ACCORD DES COAUTEURS

1. Identification de l'étudiant et du programme

Geneviève Lemire

M.Sc. Sciences de l'activité physique, option biomécanique.

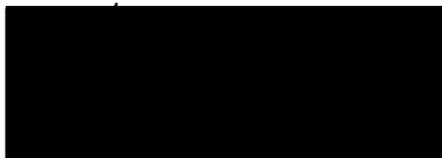
2. Description de l'article

Lemire G., Charbonneau M., Prince F. Gait analysis in healthy adolescents and idiopathic scoliotic patients: an integrated kinetic and kinematic study. En préparation finale en vue d'être soumis dans la revue « Spine ».

3. Déclaration du coauteur de l'article

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord que Geneviève Lemire inclus cet article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre « Analyse de la marche chez les adolescents sains et atteints de scolioses idiopathiques : une étude cinétique et cinématique intégrée ».

Mathieu Charbonneau



27/08/03

Coauteur

Signature

Date

ACCORD DES COAUTEURS

1. Identification de l'étudiant et du programme

Geneviève Lemire

M.Sc. Sciences de l'activité physique, option biomécanique.

2. Description de l'article

Lemire G., Charbonneau M., Prince F. Gait analysis in healthy adolescents and idiopathic scoliotic patients: an integrated kinetic and kinematic study. En préparation finale en vue d'être soumis dans la revue « Spine ».

3. Déclaration du coauteur de l'article

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord que Geneviève Lemire inclus cet article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre « Analyse de la marche chez les adolescents sains et atteints de scolioses idiopathiques : une étude cinétique et cinématique intégrée ».

FRANCOIS PRINCE

28-08-03

Coauteur

Signature

Date



Formulaire de consentement

Titre de l'étude : Contrôle du tronc lors de la marche chez les patients scoliotiques et non scoliotiques.



HÔPITAL
SAINTE-JUSTINE
Le centre hospitalier
universitaire mère-enfant

Pour l'amour des enfants

Nom des chercheurs :

Chercheur principal :

François Prince, Ph.D

Collaborateurs :

Mathieu Charbonneau, B.Sc

Geneviève Lemire, B.Sc

Hubert Labelle, M.D.

Charles H. Rivard, M.D.

Note : Par souci de simplicité, le terme « vous » doit être compris comme vous même ou votre enfant.

Source de financement :

Ce projet est financé par le Fonds de démarrage de l'Hôpital Sainte-Justine et par le Fonds de recherche en santé du Québec.

Quelle est la nature du projet ?

La scoliose idiopathique est une déformation de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Il y a environ 1,2 à 4% des enfants qui sont atteints de cette déformation squelettique. La cause est multifactorielle, l'une d'elle pourrait provenir d'un déséquilibre neuromusculaire (les muscles du côté gauche tirent plus que ceux du côté droit) mais ceci reste à être vérifié. Une colonne vertébrale qui se déforme pourrait avoir des répercussions sur l'activité des muscles et donc modifier les mouvements lors de la marche.

Notre équipe s'intéresse à l'étude des effets d'un probable déséquilibre neuromusculaire sur le contrôle du tronc et des membres inférieurs lors de la marche chez les enfants atteints de scoliose idiopathique. L'objectif principal du projet est l'étude des accélérations linéaires de différents niveaux du tronc (mouvements des vertèbres cervicales jusqu'aux lombaires) et l'analyse de l'activité des muscles du dos. Nous voulons aussi décrire les mouvements des membres inférieurs lors de la marche et calculer les efforts musculaires qui contrôlent ces segments. Nous pourrions préciser l'interaction entre les courbures dues à la scoliose et les



Consentement et assentiment

On m'a expliqué la nature et le déroulement du projet de recherche. J'ai pris connaissance du formulaire de consentement et on m'en a remis un exemplaire. J'ai eu l'occasion de poser des questions auxquelles on a répondu. Après réflexion, j'accepte de participer à ce projet de recherche.

Nom de l'enfant (Lettres moulées)

Assentiment de l'enfant (Signature)
(capable de comprendre la nature de ce projet)

Date

Assentiment verbal de l'enfant incapable de signer mais capable de comprendre la nature de ce projet : oui ___ non ___

Nom du parent (Lettres moulées)

Consentement du parent, tuteur (Signature)

Date

Formule d'engagement du chercheur

Le projet de recherche a été décrit au participant ainsi que les modalités de sa participation. Un membre de l'équipe de recherche a répondu à ses questions et lui a expliqué que la participation est libre et volontaire. L'équipe de recherche s'engage à respecter ce qui a été convenu dans le formulaire de consentement.

Signature du chercheur ou du délégué

Date

Nom du chercheur ou du délégué (Lettres moulées)



Comment la confidentialité est-elle assurée ?

Tous les renseignements obtenus sur vous dans le cadre de ce projet de recherche seront confidentiels, à moins d'une exception de la loi. Pour ce faire, ces informations seront codées par les chercheurs de façon à rendre anonyme les participants et mises sous clé au Centre de recherche du Centre de réadaptation Marie-Enfant.

Cependant, afin de vérifier la saine gestion de la recherche, il est possible qu'un délégué du comité d'éthique de la recherche consulte vos données de recherche et votre dossier médical.

Par ailleurs, les résultats de cette étude pourront être publiés, inclus dans une base de données ou communiqués dans un congrès scientifique mais aucune information pouvant vous identifier ne sera alors dévoilée. Les résultats significatifs pour la santé seront transmis à votre médecin pour le suivi de la déformation scoliothique de votre enfant.

Quelle est la responsabilité des chercheurs ?

En cas de réactions défavorables résultant des procédures requises par cette recherche, vous recevrez tous les soins que nécessite votre état de santé et qui sont couverts par les régimes d'assurance-hospitalisation et d'assurance-maladie.

En signant ce formulaire de consentement, vous ne renoncez à aucun de vos droits prévus par la loi. De plus, vous ne libérez pas les investigateurs de leur responsabilité légale et professionnelle advenant une situation qui vous causerait préjudice.

Y a-t-il une compensation pour les participants ?

Un montant d'argent (20\$) sera remis à chaque participant pour couvrir certaines dépenses encourues par leur déplacement au laboratoire de mouvement du Centre de réadaptation Marie-Enfant afin de participer à la séance d'évaluation.

La participation est-elle libre et volontaire ?

La participation à ce projet est sur une base volontaire. Le consentement d'un parent/tuteur est nécessaire ainsi que la présence d'un adulte responsable lors de l'évaluation. Vous pouvez vous retirer de l'étude en tout temps. Quelle que soit votre décision, cela n'affectera pas la qualité des services de santé qui vous sont offerts.

En cas de questions ou des difficultés, avec qui peut-on communiquer ?

Pour de plus amples renseignements sur ce projet de recherche, contacter le chercheur responsable de cette étude au centre de réadaptation Marie-Enfant, le Dr. François Prince au (514) 374-1710 ext.8604.

Pour tout renseignement sur vos droits à titre de participants à ce projet de recherche, vous pouvez contacter la conseillère à la clientèle de l'Hôpital Sainte-justine au (514) 345-4749.

efforts musculaires qui agissent autour de la colonne en mouvement. Une meilleure compréhension de la colonne en mouvement pourrait amener des suggestions permettant de raffiner le traitement de la scoliose.



Invitation à participer à un projet de recherche

Nous sollicitons votre collaboration dans le cadre d'un projet de recherche effectué par une équipe du Centre de réadaptation Marie-Enfant et des départements de kinésiologie et de chirurgie de l'Université de Montréal. Nous vous invitons à lire ce formulaire d'information afin de décider si vous êtes intéressé à ce que votre enfant participe à cette étude. Deux groupes d'enfants âgés de 9 à 15 ans participeront à cette étude afin de permettre des comparaisons entre les valeurs présentées par les populations scoliotiques et non scoliotiques.

Comment se déroulera l'expérimentation ?

Des données seront recueillies avec un système cinématique (analyse du mouvement) et électromyographique (activité musculaire). La séance expérimentale durera environ une heure et demie, elle sera réalisée au centre de Réadaptation Marie-Enfant, situé au 5200, Bélanger Est, à Montréal. Il y aura d'abord identification des repères anatomiques puis application de marqueurs réfléchissants sur la peau grâce à du ruban autocollant double-face hypo-allergène. Un total de 30 marqueurs sera placé sur les jambes, la colonne vertébrale, les épaules, le haut du bassin et l'articulation mandibulaire (devant l'oreille). Afin de faciliter l'identification des sites anatomiques, les sujets auront à porter un maillot de bain que nous fournissons. Pour la procédure d'électromyographie, un nettoyage de la peau avec un tampon imbibé d'alcool sera fait. Du ruban autocollant hypo-allergène sera utilisé pour fixer les électrodes de détection sur la peau des participants. Il y a dix sites de placements d'électrodes, huit le long de la colonne et deux sur les abdominaux (près du nombril). Une fois équipé, le sujet devra marcher sur 10 mètres à 10 reprises entrecoupées de courts moments de repos.

Quels sont les avantages et les bénéfices pour vous ?

Le participant et les parents/tuteurs pourront avoir des informations plus précises sur la scoliose idiopathique et les affections du mouvement qui caractérisent cette pathologie. L'activité des muscles du dos et le comportement des vertèbres durant la marche seront mis en évidence. Ceci amènera une meilleure compréhension des causes de la déformation de la colonne et des mouvements de la colonne chez un enfant à la marche. Votre participation permettra donc d'améliorer les connaissances et éventuellement le traitement de la scoliose idiopathique.

Quels sont les inconvénients et risques pour le participant ?

L'examen ne comporte aucun risque pour le participant et aucune procédure invasive (prise de sang, injection, radiographie) n'est requise. Des irritations mineures et momentanées de la peau peuvent survenir suite à la préparation des participants pour les mesures électromyographiques par frictionnement avec des tampons d'alcool.

