

Université de Montréal

**Asymétries à la marche chez les adolescents atteints
de scoliose idiopathique**

Par

Marie-Michèle Briand

Département de kinésiologie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise ès Sciences en sciences de
l'activité physique

Août, 2009

© Marie-Michèle Briand, 2009

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

**Asymétries à la marche chez les adolescents atteints
de scoliose idiopathique**

présenté par :

Marie-Michèle Briand

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Yvan Girardin, président-rapporteur
François Prince, directeur de recherche
Hubert Labelle, co-directeur de recherche
Paul Allard, membre du jury

Résumé

La scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) est une pathologie de cause inconnue impliquant une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Cette pathologie affecte, entre autres, les vertèbres ainsi que les muscles paraspinaux. Ces composantes de la colonne vertébrale jouent un rôle important lors de la marche.

Dix sujets témoins et neuf sujets SIA ont effectué dix essais de marche à vitesse normale sur un corridor de marche de dix mètres dans lequel était inséré deux plates-formes de force. De plus, un système de huit caméras (VICON) a permis de calculer les coordonnées tridimensionnelles des 30 marqueurs utilisés afin d'analyser la cinématique des sujets. Les variables faisant l'objet de cette étude sont les amplitudes totales, minimales et maximales des rotations des ceintures pelvienne et scapulaire dans les plans transverse et frontal de même que les coefficients de corrélation et de variation de ces segments. Des tests de Student ont été utilisés pour l'analyse statistique.

Malgré le fait qu'aucune différence significative n'a été observée, dans aucun des plans, entre les amplitudes des rotations des ceintures pelvienne et scapulaire entre les groupes témoin et SIA, une différence significative en ce qui a trait aux minimums de rotations pelviennes et scapulaires, dans le plan transverse, a été observée. Cette différence suggère une asymétrie dans les rotations effectuées par ces segments à la marche à vitesse naturelle chez une population atteinte de SIA.

Mots-clés : Marche, biomécanique, scoliose idiopathique, adolescent, asymétrie, cinématique, bassin, épaules, corrélation croisée.

Abstract

Idiopathic scoliosis is a tridimensional deformation of the spine and of the rib cage. The cause of this pathology is still unknown but its consequences affected different structures including vertebrae and spinal muscles. These structures are essential in locomotion activities and this is why it is important to understand well consequences of having a scoliosis on walking.

Ten control subjects and nine scoliotic subjects were asked to do ten walking trials at natural speed on a ten-meter walkway with two embedded force-plates. A 3D system (VICON) was also used to record kinematics of 30 body markers. Total, minimal and maximal range of motion (ROM) of pelvic and shoulder rotations, coefficients of variation and correlation were points of interest of this study. Student tests were used to compare groups.

No statistically significant difference was observed between group's total ROM in any planes but some differences were noticed between minimal ROM in coronal plane for pelvis and shoulders. That suggests an asymmetric rotation during natural speed walking in scoliotic group.

Keywords : Walking, biomechanics, idiopathic scoliosis, adolescents, asymmetry, kinematics, pelvis, shoulders, cross-correlation.

Table des matières

Résumé.....	iii
Abstract	iv
Table des matières	v
Liste des tableaux.....	viii
Liste des figures.....	ix
Liste des sigles et abréviations	xii
Remerciements	xiii
Chapitre 1 : Introduction	1
Chapitre 2 : Recension de la littérature	4
2.1 Description de la scoliose idiopathique de l'adolescence	4
2.2 Étiologie de la scoliose idiopathique de l'adolescence	6

2.3 Les conséquences structurelles.....	8
2.3.1 Les os.....	8
2.3.2 Les muscles.....	9
2.4 Le diagnostic.....	10
2.5 Les traitements possibles.....	13
2.6 La marche.....	17
2.6.1 Les évènements du cycle de marche.....	18
2.6.2 Les paramètres spatiotemporels.....	21
2.6.3 La cinématique.....	22
2.6.4 La coordination pelvienne-scapulaire.....	32
2.6.5 La marche chez la personne atteinte de SIA.....	35
2.7 Questions de recherche.....	36
2.8 Objectifs de recherche.....	37
2.9 Hypothèses de recherche.....	37
Chapitre 3 : Méthodologie.....	38
3.1 Les variables à l'étude.....	38
3.2 La sélection des sujets.....	38
3.3 Le protocole expérimental.....	41

3.4 Traitement des données	43
3.5 L'analyse statistique	45
Chapitre 4 : Résultats	47
4.1 Les participants	47
4.2 Les variables spatio-temporelles	47
4.3 L'amplitude de mouvement.....	48
4.4 La coordination	54
Chapitre 5 : Discussion.....	56
5.1 Les amplitudes de mouvement	56
5.2 La variabilité.....	63
5.3 La coordination.....	64
5.4 Les limites de l'étude.....	66
Chapitre 6 : Conclusion.....	68
Bibliographie	I

Liste des tableaux

Tableau I : Caractéristiques des sujets du groupe SIA.....	39
Tableau II : Les caractéristiques des sujets du groupe témoin.....	40
Tableau III : variables spatio-temporelles moyennes (écarts-types) des groupes témoin et scoliotique.....	47
Tableau IV : Amplitudes de mouvements (en degrés) des ceintures scapulaire et pelvienne dans le plan transverse	48
Tableau V: Amplitudes moyennes (écarts-types) des mouvements (en degrés) des ceintures pelvienne et scapulaire dans le plan frontal chez le groupe témoin et scoliotique pour les cycles gauche et droit.	51
Tableau VI : Coefficients de variation moyens (écarts-types) en pourcentage.	54
Tableau VII : Coefficients de corrélation croisés moyens (écarts-types) comme indice de la coordination des ceintures pelvienne et scapulaire dans les plans frontal et transverse	55

Liste des figures

Figure 1 : Vue sagittale de la colonne vertébrale.....	4
Figure 2 : Les types de courbures scoliotiques	5
Figure 3 : Mesure de l'angle de Cobb.....	12
Figure 4 : Les phases du cycle de marche.....	19
Figure 5 : Cycle de marche en % chez un sujet sain.....	20
Figure 6 : Les angles articulaires de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal (en degrés) lors de la marche à une cadence naturelle chez des sujets sains.....	23
Figure 7 : Les angles articulaires (en degrés) du bassin dans le plan sagittal lors de la marche à une cadence naturelle chez des sujets sains.....	25
Figure 8 : Amplitude (en degrés) du bassin dans le plan frontal lors d'un cycle de marche chez des personnes saines	27
Figure 9 : Amplitude d'abduction et d'adduction (en degrés) de la hanche dans le plan frontal selon la progression d'un cycle de marche chez des personnes saines .	28
Figure 10 : Amplitude (en degrés) de la ceinture scapulaire dans les plans frontal et transverse selon la progression d'un cycle de marche chez des personnes saines.	30

Figure 11 : Rotations (en degrés) du bassin, dans le plan transverse, et déplacement du COM (mm) selon l'axe vertical au cours d'un cycle de marche.....	31
Figure 12 : Rotations du bassin et du thorax dans le plan transverse. En positif pour les rotations antihoraires	33
Figure 13 : Schématisation des rotations des ceintures scapulaire et pelvienne dans le plan transverse.....	33
Figure 14 : Rotations des ceintures scapulaire et pelvienne dans le plan frontal à la marche.	34
Figure 15 : Placement des marqueurs réfléchissants.....	42
Figure 16 : Équations trigonométriques des plans transverse et frontal	44
Figure 17 : Amplitudes moyennes (\pm un écart-type) des mouvements, en degrés, dans le plan transverse pour les ceintures scapulaire et pelvienne durant un cycle de marche gauche chez le groupe témoin et le groupe atteint de SIA.	50
Figure 18 : Amplitudes moyennes (\pm un écart-type) des mouvements, en degrés, dans le plan frontal pour les ceintures scapulaire et pelvienne durant un cycle de marche gauche chez le groupe témoin et le groupe atteint de SIA.	53

À tous ceux qui ont cru en moi

Liste des sigles, signes et abréviations

°	Degré	Hz	Hertz
±	Plus ou moins	IMC	Indice de masse corporelle
%	Pourcentage		
Δ	Différence	Kg	Kilogramme
3D	Tridimensionnel	Kg/m ²	Kilogramme par mètre carré
A	Appui		
AN	Antéversion	L	Lombaire
C	Cervical	m	Mètre
CHU	Centre Hospitalier Universitaire	mm	Millimètre
cm	Centimètre	m/s	Mètre par seconde
COM	Centre de masse	pas/min	Pas par minute
D	Droite	OSC	Oscillation
DSI	Double support initial	R	Rétroversion
DST	Double support terminal	ROM	Range of motion
F	Femme	S	Sacral
G	Gauche	SIA	Scoliose idiopathique de l'adolescence
H	Homme	T	Thoracique

Remerciements

Les deux dernières années de ma vie ont été bien remplies par une plénitude de péripéties et d'aventures tant dans ma vie professionnelle que personnelle. Ces événements tantôt joyeux, tantôt difficiles m'ont fait grandir, bien sûr, mais m'ont aussi fait traverser une gamme d'émotions qui ont influencé ma vie au quotidien.

J'aimerais d'abord remercier mon directeur de recherche, le Dr François Prince, pour la confiance et l'autonomie qu'il m'a permis de développer ainsi que pour les nombreuses opportunités offertes et qui ont contribué à bonifier ma formation.

Je ne dois passer sous silence, mon acolyte, Vicky Bouffard, candidate au doctorat, avec laquelle j'ai remis le monde de la science en question et ai découvert la biomécanique. Ensemble, il nous a été plus facile de franchir les épreuves que nous avons dûes surmonter l'une et l'autre.

Je dois aussi mentionner les étudiants et les employés du laboratoire de posture et de locomotion du Centre de recherche Marie-Enfant qui ont su m'apporter leur dynamisme, leur aide et leur expertise. J'ai beaucoup appris à leur côté.

Comment ne pas remercier Mme Nathalie Jourdain et le Dr Labelle pour la confiance octroyée dans le cadre du programme MENTOR. J'y ai vécu des expériences formidables. Leur soutien financier a aussi été très apprécié ainsi que celui des Instituts de Recherche en Santé du Canada (IRSC). Leur soutien a permis une complète concentration sur mon projet de recherche et la participation à de nombreux projets durant ces deux dernières années.

Chapitre 1 : Introduction

Certaines étapes de la vie sont franchies généralement par tous : naître, se retourner sur soi-même, se déplacer sur le sol puis marcher et courir. Ces étapes semblent s'enchaîner l'une après l'autre en toute normalité. Il n'en fût toutefois pas toujours le cas. Comme nous l'a appris Darwin et sa théorie de l'évolution, le singe fait parti des ancêtres de l'Homme. Autrement dit, à la base, avant de devenir Homme, nous étions quadrupèdes (Miyamoto, Slightom, & Goodman, 1987). Et cette quadrupédie évolua doucement vers la bipédie pour des raisons de survie, de sélection naturelle.

D'abord, des anthropologues (Susan, 1988) ont pensé que nous descendions du gibbon, une espèce primate. Cet animal a des épaules articulées comme les nôtres, mais les utilisent principalement pour se déplacer de branches en branches, à la Tarzan, et pour se nourrir de fruits.

Mais cette hypothèse fut abandonnée et fut remplacée par celle du chimpanzé. Ce primate avait une démarche à quatre pattes et se releva d'abord juste en maintenant son équilibre afin d'atteindre une cible haute. Cette position apportant de nombreux avantages, les primates se déplacèrent finalement à la verticale même si le changement prit quelques millions d'années à se concrétiser (Standford, 2003).

Puis avec les années et les découverte fossiles, il devint possible de retenir cette hypothèse comme vraie, ainsi que de déterminer où, sur la planète, l'Homme commença à

marcher. Toutefois, le genre humain ne cessa pas de se questionner sur la marche. Placer un pied devant l'autre demande une grande capacité cérébrale et une interaction entre les systèmes sensoriels et moteurs exacte.

Lorsqu'une maladie ou un accident ont des conséquences sur la marche, ce sont toutes les sphères de vie de la personne atteinte qui sont chamboulées. Vouloir savoir pourquoi de tels phénomènes se produisent est une aptitude qu'a l'Homme et, heureusement, il utilise cette curiosité comme motivation pour le pousser à explorer différents phénomènes.

C'est pour cette raison que des études ont été faites chez les chats dans le but de découvrir et de comprendre le générateur central du patron locomoteur, c'est-à-dire l'implication du système nerveux dans la marche (Barbeau & Rossignol, 1987). C'est aussi grâce à cette curiosité que des personnes paraplégiques ont retrouvé la capacité de bouger leurs membres inférieurs (Rossignol, Schwab, Schwartz, & Fehlings, 2007).

On peut aussi penser à la coordination complexe que demande au système musculo-squelettique une activité locomotrice telle que la marche. Une faiblesse à l'un des muscles impliqués crée un débalancement et des conséquences comme la claudication par exemple. On peut donc croire que la scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA), une pathologie

impliquant plusieurs déformations musculaires, osseuses et articulaires, a un effet sur la marche.

La prochaine section permettra d'approfondir ce qu'est la scoliose idiopathique de l'adolescence. On y verra, en détails, ce qu'est exactement cette pathologie, quelle est son étiologie, quelles en sont les conséquences structurelles, comment son diagnostic est effectué et quels sont les différents traitements possibles. Cette section ne traitera pas uniquement de la SIA. Il sera aussi question de la marche dans son ensemble, mais plus particulièrement de la cinématique de la marche dans les plans frontal et transverse. Enfin, l'impact de la SIA sur certains aspects de la marche sera abordé et sera suivi de la description de l'expérimentation menée dans le cadre de cette étude.

Chapitre 2 : Recension de la littérature

2.1 Description de la scoliose idiopathique de l'adolescence

La colonne vertébrale est une charnière essentielle à la mobilité du tronc et donc à toutes les activités de la vie quotidienne. Telle qu'illustrée à la Figure 1, la colonne vertébrale se divise en cinq parties soient cervicale, thoracique, lombaire, sacrale et coccygienne, pour un total de 33 vertèbres (26 os en tenant compte des fusions sacrale et coccygienne) (Tortora & Grabowski, 2001). Mais l'épine dorsale n'est pas une succession de vertèbres droites comme une règle. Elle est plutôt formée de courbures qui rendent cette dernière plus résistante et qui la protègent

contre les fractures. Autrement dit, ces courbures contribuent au maintien de l'équilibre en position debout et absorbent, entre autres, les chocs créés par la marche. Elles sont au nombre de quatre dont deux sont convexes : les courbures cervicale et lombaire et deux sont concaves : les courbures thoracique et sacrale. Toutefois, les personnes atteintes de scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) présentent, en plus de ces quatre courbes normales

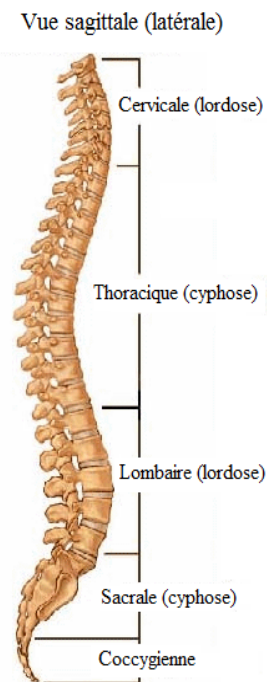


Figure 1 : Vue sagittale de la colonne vertébrale. Adaptée de www.birdspark.com, 2009.

une ou des courbure(s) latérale(s). Cette déformation peut se situer à différents niveaux. La plus courante de toutes les déformations est la thoraco-lombaire qui est observée chez 39 % des gens atteints de SIA (Rogala, Drummond, & Gurr, 1978). Cette dernière est suivie de près par la déformation thoracique qui se retrouve chez 30 % des SIA. Ensuite, d'autres déformations sont possibles, mais restent moins fréquentes comme celles lombaire et double (forme de «S») représentant 15 % chacune (Figure 2). Finalement, les déformations dites cervicale et multiple représentent les autres déformations possibles, mais elles sont les plus rares de toutes et représentent environ un pourcent des scolioses idiopathique (Rogala et al., 1978).

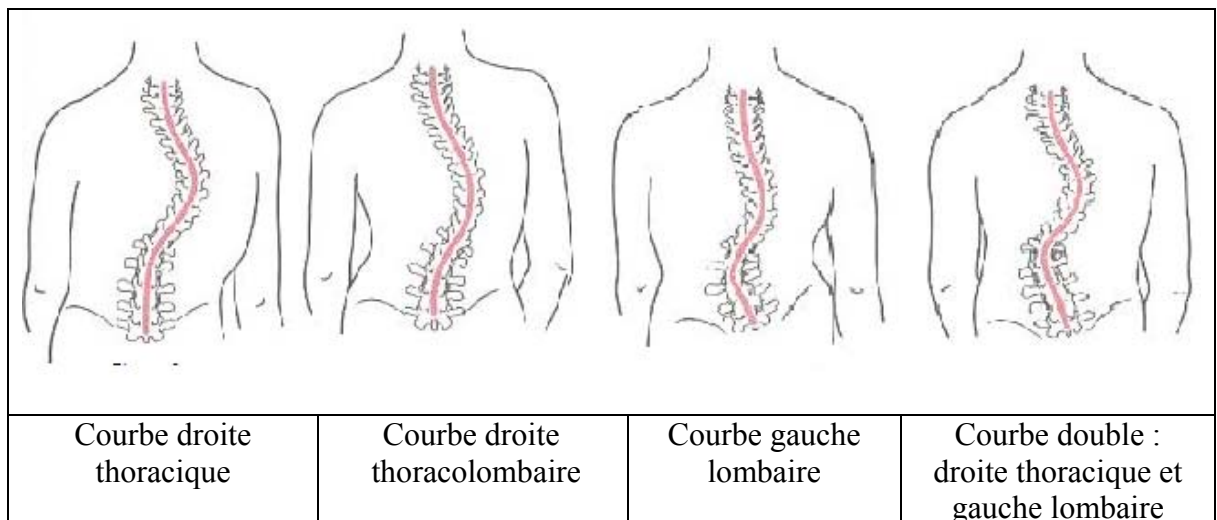


Figure 2 : Les types de courbures scoliotiques. Adaptée de www.kineziterapija.org, (2008).

La SIA est donc une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique puisqu'en plus de la courbure latérale, il y a une rotation de la colonne vertébrale (Duong, Mac-Thiong, Cheriet, & Labelle, 2009). Ce type de déformation touche

environ 3 % de la population et représente 85 % de toutes les formes de scoliose (Tortora & Grabowski, 2001). Ce sont les jeunes filles qui sont les plus atteintes, un ratio de 1,25 : 1 a été observé et ce dernier a tendance à augmenter avec la gravité de la scoliose jusqu'à 7 : 1 (Rogala et al., 1978). En d'autres mots, plus la scoliose est importante, plus il y a de filles atteintes par rapport au nombre de garçons.

Les prochaines sections examineront la SIA quant à son étiologie, ses conséquences structurelles, son diagnostic, ses traitements et permettront de mieux comprendre les effets de cette pathologie sur la marche.

2.2 Étiologie de la scoliose idiopathique de l'adolescence

Plusieurs hypothèses sont encore étudiées aujourd'hui sans qu'on puisse affirmer ou infirmer de façon définitive la cause de la SIA. L'une d'elles suggère que la SIA serait d'origine génétique. Plusieurs études (Harrington, 1977; Lowe et al., 2000; Ogilvie et al., 2006) tentent de démontrer cette hypothèse, mais le ou les gènes n'ont pas encore été identifiés à ce jour. Toutefois, on penche plus pour l'hypothèse qu'il y aurait un gène dominant, mais que plus d'un seraient en cause. Une personne ayant un cas de SIA dans sa famille serait ainsi davantage à risque de développer cette maladie.

Il y a aussi la thèse de la mélatonine. La mélatonine est l'hormone centrale des rythmes biologiques. Elle est aussi connue sous le nom de l'hormone du sommeil. Elle

jouerait toutefois un rôle important sur le développement des ostéoblastes (Tortora & Grabowski, 2001). Elle est sécrétée par la glande pinéale et on croit qu'un problème lié aux voies de signalisation de cette hormone entraînerait une SIA puisqu'une sécrétion normale semble protéger contre cet état (Machida et al., 1995). Moreau et al. (2004) ont observé une dysfonction des voies de signalisation de la mélatonine sur les ostéoblastes chez tous les patients SIA de leur cohorte. De plus, le fait que l'œstrogène modulerait la signalisation de la mélatonine pourrait aussi expliquer pourquoi les jeunes filles sont les plus affectées et pourquoi cette pathologie se développe surtout à l'adolescence (Letellier et al., 2007).

Une commande motrice asymétrique se veut une autre hypothèse possible (Niesluchowski, Dabrowska, Kedzior, & Zagrajek, 1999). Elle soutient l'idée que le cerveau serait à l'origine du problème. En envoyant un influx nerveux plus fort d'un côté, il provoquerait une contraction musculaire plus intense de ce même côté. Selon cette hypothèse, la contraction asymétrique répétée serait à l'origine de la naissance de la scoliose. Et même si ce processus n'était pas à l'origine de la scoliose, on pourrait présumer qu'une activité répétitive telle que la marche, exécutée asymétriquement, (i.e. où un côté des muscles paraspinaux est activé de façon plus importante), pourrait être considérée comme une situation potentiellement aggravante de la scoliose.

Une autre piste suivie est la théorie de la «dinner plate» (Burwell et al., 1992). Ces auteurs tiennent en compte les désordres anatomiques et biomécaniques de la SIA pour

expliquer l'origine de cette dernière. Selon eux, il y aurait un échec au niveau du contrôle des rotations cycliques de la colonne vertébrale durant la marche. Les rotations induites par le bassin créeraient des forces asymétriques (puisque mal contrôlées) qui se répercuteraient sur la cage thoracique et les vertèbres et produiraient, à la longue, une angulation asymétrique à leur hauteur.

Cette liste de causes n'est pas exhaustive. Il y a plusieurs autres hypothèses intéressantes auxquelles on doit prêter une certaine attention. Par exemple, des anomalies au niveau du contrôle postural (Nault et al., 2002), de la proprioception (Pincott & Taffs, 1982), du système vestibulaire (Woods, Haller, Hansen, Fukumoto, & Herman, 1995), des plaquettes (calmoduline) (Kindsfater, Lowe, Lawellin, Weinstein, & Akmakjian, 1994) ainsi qu'au niveau des facteurs endocriniens (Willner, Nilsson, Kastrup, & Bergstrand, 1976) peuvent aussi être des pistes étiologiques probables (Machida, 1999). Malgré le grand nombre d'hypothèses, on s'entend cependant pour dire que la cause de la scoliose est multifactorielle ce qui explique, en partie, pourquoi la cause de la scoliose idiopathique de l'adolescence n'a pas encore été identifiée de façon définitive.

2.3 Les conséquences structurelles

2.3.1 Les os

La SIA entraîne des conséquences de divers ordres (Tassin, 2004). D'abord, les vertèbres atteintes par la scoliose sont déformées. Elles sont incurvées, c'est-à-dire que les

plateaux inférieur et supérieur de la vertèbre ne sont plus parallèles. Cela entraîne surtout une réduction de la capacité d'amortissement des chocs puisque la déformation des vertèbres entraîne aussi une déformation des disques intervertébraux (Tassin, 2004). Et puisque les vertèbres sont déformées et que les côtes s'y articulent, il va de soi que la cage thoracique subisse aussi des déformations. Par conséquent, on note une diminution des capacités pulmonaires et, inévitablement, une diminution des capacités cardiovasculaires (dos Santos Alves, Stirbulov, & Avanzi, 2006).

2.3.2 Les muscles

Les muscles paraspinaux sont eux aussi affectés par la SIA. Des biopsies ont permis de repérer des anomalies de l'architecture, de la synthèse des protéines et de la composition des muscles paraspinaux chez les patients atteints de SIA (Lowe et al., 2000). Chez une personne en santé, dans la région thoracique, il y a plus de fibres musculaires de type I (lentes) que de type II (rapides) ce qui est plutôt logique, puisque les fibres de type I sont plus résistantes à la fatigue ce qui est nécessaire au maintien postural. Toutefois, les muscles paraspinaux de la région lombaire sont plutôt composés à part égale de fibres de types I et II comme le suggèrent les travaux sur cadavres de Sirca & Kostevc (1985). De plus, ces travaux ont démontré que les fibres de type I de la région thoracique avaient un plus grand diamètre que les fibres de type II. Cette différence n'était toutefois pas présente dans la région lombaire. Chez les personnes scoliotiques, le nombre et le diamètre des fibres varient selon leur emplacement, c'est-à-dire selon qu'elles se trouvent du côté

convexe ou concave de la scoliose. En général, la proportion des fibres de type I est plus élevée du côté convexe surtout au niveau de l'apex., les fibres de type IIB (fibres rapides glycolitiques) sont en plus grand nombre du côté concave tandis que les fibres de type IIA (fibres rapides oxydo-glycolytiques) sont réparties également des deux côtés (Meier, Klein, Krebs, Grob, & Muntener, 1997). Des anomalies de taille ont aussi été rapportées, moins fréquemment cependant. Les personnes atteintes de SIA présentaient, au niveau paraspinal, des fibres de type I atrophiées et des fibres de type II hypertrophiées (Tassin, 2004). Toutefois, aucune différence significative n'a été observée sur le plan de la fatigue musculaire et de l'efficacité neuromusculaire (Engsberg, Lenke, Urich, Ross, & Bridwell, 2003), mais on a mesuré une diminution du contrôle postural, un choix de stratégies d'équilibre ainsi qu'un patron de marche différents pour les scoliotiques (Mallau, Bollini, Jouve, & Assaiante, 2007). Les effets de ces différences sont donc mesurables et sont plus importants sur l'ensemble de l'organisme plutôt que sur seulement un aspect isolé.

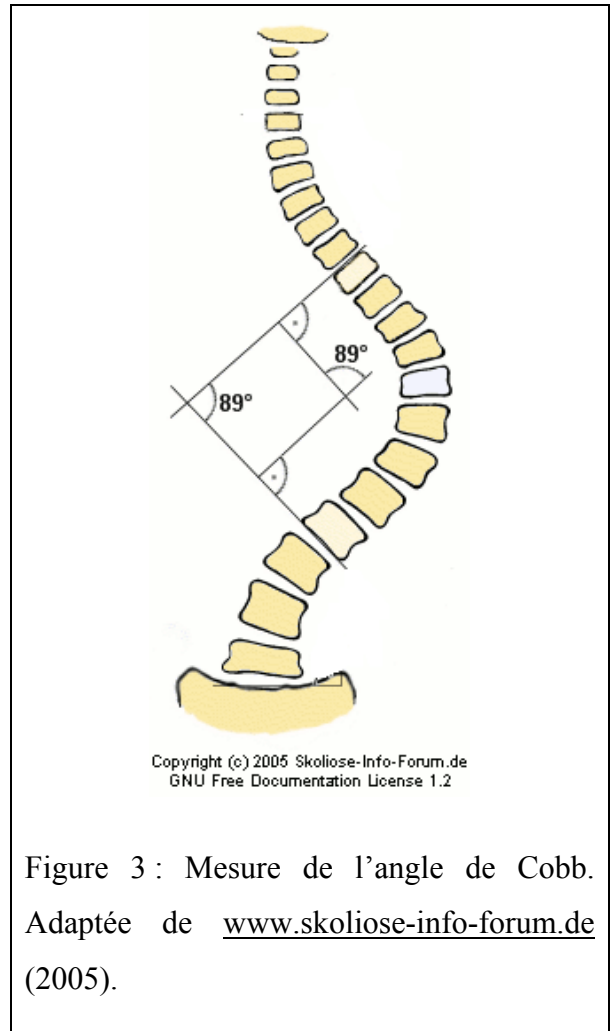
2.4 Le diagnostic

Un médecin doit d'abord avoir un soupçon et vérifier visuellement s'il est possible d'identifier une scoliose. Une scoliose est présente, lorsqu'on demande au patient d'exécuter une flexion avant du tronc, comme pour toucher ses orteils et qu'une déformation (bosse communément appelée gibbosité) est visible sur le dos de ce dernier. Le médecin commence donc par un examen clinique ; il mesure la gibbosité, les déformations et le déséquilibre par rapport au pli inter-fessier (APF, 1996).

Ensuite, le médecin doit tenter de déterminer la cause de cette scoliose. Les déformations pourraient être associées à une malformation congénitale ou vertébrale. D'autres causes sont aussi possibles, par exemple, une fracture ou une dislocation du rachis, une asymétrie des membres inférieurs, un déséquilibre hormonal, de mauvaises habitudes posturales ou des spasmes musculaires. Tous ces éléments peuvent provoquer une déformation de la colonne vertébrale. Ceux-ci sont tous identifiables à ce jour ce qui permet d'éliminer chacun d'eux jusqu'à ce qu'une seule hypothèse subsiste, la scoliose idiopathique, c'est-à-dire sans cause connue (Gaudreault, Arsenault, Larivière, DeSerres, & Rivard, 2005).

L'étape suivante consiste à qualifier et à mesurer la scoliose. Le moyen privilégié pour y arriver est la mesure de l'angle de Cobb (Cobb, 1948). Cet angle se mesure à partir d'une radiographie du rachis du patient. Cette imagerie rend possible l'identification des

vertèbres limites de la scoliose. Il s'agit des vertèbres qui sont les plus inclinées par rapport à l'horizontal. Une fois ces deux vertèbres identifiées, il est possible de tirer une droite du plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure et une droite du plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure. Les deux droites se croisent et forment un angle et c'est cet angle qu'on nomme l'angle de Cobb (Figure 3). Plus la valeur de cette mesure est grande, plus la gravité de la courbure est prononcée. Cette technique a par contre ses limites puisqu'elle révèle en deux dimensions ce



qui se produit en trois dimensions. Toutefois, c'est la manière de faire la plus accessible et, avec un instrument muni d'une échelle graduée claire, la fiabilité est acceptable. Conséquemment, il faut considérer qu'une différence de cinq degrés n'est pas suffisante pour affirmer qu'il y a bel et bien une progression (Morrissy, Goldsmith, Hall, Kehl, & Cowie, 1990). D'autres méthodes ont été mises au point afin d'inclure l'aspect tridimensionnel de la SIA. La classification de Lenke et al. est la plus utilisée, mais des

ajustements restent encore à faire pour qu'elle soit cliniquement utilisable (Sangole et al., 2009).

Ces méthodes permettent d'observer la progression de la scoliose. La poussée de croissance et la progression se manifestent, la plupart du temps, pendant la même période : la croissance devant légèrement la progression (Cheung, Veldhuizen, Halberts, Sluiter, & Van Horn, 2006). Ces techniques d'évaluation facilitent donc l'encadrement du patient pendant cette période et influencent le choix du traitement s'il y a lieu.

2.5 Les traitements possibles

Les traitements varient selon la gravité de la scoliose. Habituellement, les patients ayant une scoliose de moins de 25° (angle de Cobb) sont sous observation seulement. Ceux qui se situent entre 25° et 40° se font prescrire un corset tandis que ceux qui ont une scoliose progressive de plus de 45° font l'objet d'une intervention chirurgicale. D'autres solutions de rechange, comme l'exercice (Negrini, Antonini, Carabalona, & Minozzi, 2003), sont aussi retenues, mais, peu importe l'approche, tous ces traitements ont pour but de ralentir ou d'arrêter la progression de la scoliose.

Ainsi, le corset est un traitement couramment utilisé, mais plutôt conservateur. Il est surtout prescrit lorsque la scoliose est de moyenne gravité. Malgré le ralentissement de la progression de la scoliose, le corset demeure une solution controversée puisque son port est

loin de faire l'unanimité chez les adolescents. Il aurait même des impacts sur le développement de l'identité et sur différents aspects sociaux et psychologiques (Lenssinck et al., 2005). Ainsi, jusqu'à maintenant, il est impossible de confirmer si le corset est une solution acceptable à cause de ses nombreux effets iatrogènes. Toutefois, le concept du corset a donné naissance à une autre approche. Connue sous le nom de «Spinecor», ce simili corset offre une correction dynamique des forces du tronc par la présence de bandes élastiques. Cette approche permet de contenir la dé-rotation et la translation qui sont typiques à la SIA (Matthews & Crawford, 2006). Ce traitement permet ainsi de combiner les avantages du corset, c'est-à-dire une diminution de la progression de la scoliose, par le ralentissement de la transformation des fibres de type I (lentes) en fibres de type IIB (fibres rapides aérobiques) par l'augmentation des fibres de type IIC (fibres rapides transitoires) (Meier et al., 1997), tout en limitant certains inconvénients en matière de discrétion.

L'exercice est une voie alternative possible à emprunter pour l'amélioration de l'état des personnes atteintes de SIA (Negrini et al., 2003). La déformation atteignant le rachis et la cage thoracique, des répercussions sur les capacités pulmonaires sont à prévoir. En effet, une forte corrélation entre la gravité de la scoliose et les anomalies pulmonaires a été observée (dos Santos Alves et al., 2006). Ces anomalies affectent les mécanismes respiratoires ce qui contribue à réduire la capacité des individus à faire des activités physiques. Selon cette étude, le programme de réadaptation a eu des effets significatifs sur les patients, et ce, en égard à plusieurs variables (fréquence respiratoire, fréquence

cardiaque, test de six minutes de marche, etc.) Les patients scoliotiques choisis pour ce programme de 50 séances d'exercices à raison de trois périodes de 60 minutes par semaine avaient un angle de Cobb de plus de 45°. D'autres études ont aussi démontré des effets positifs sur les capacités respiratoires des personnes atteintes de SIA (Weiss, 1991). Ainsi, l'exercice aurait des effets bénéfiques surtout en ce qui a trait à la qualité de vie puisque ces améliorations permettent d'améliorer le travail aérobie (Athanasopoulos, Paxinos, Tsafantakis, Zachariou, & Chatziconstantinou, 1999). Lorsque la capacité aérobie est faible, il devient alors difficile d'effectuer des tâches quotidiennes comme prendre sa douche et marcher. L'autonomie est toutefois dépendante de la capacité de l'individu à exécuter ces tâches sans devoir reprendre son souffle à chaque minute. L'amélioration des capacités respiratoires et cardio-vasculaires a donc un impact important sur la qualité de vie des individus scoliotiques graves. Toutefois, l'efficacité de l'exercice, en termes de traitement de la SIA, n'a pas encore été prouvée.

En cas d'échec des traitements non invasifs, le dernier traitement possible est la chirurgie. Elle est utilisée dans les cas graves de scolioses, c'est-à-dire de plus de 50 degrés, et a pour but premier de corriger les déformations scoliotiques du rachis afin de réduire la perte de capacités respiratoires et, conséquemment, cardiovasculaires. Pour y arriver, les orthopédistes tentent de redresser la colonne vertébrale et la fixer en place à l'aide de tiges et de vis (Cotrel, Dubousset, & Guillaumat, 1988). Cela a pour conséquence de provoquer la fusion entre les vertèbres de la région qui a été immobilisée, c'est le problème mécanique

majeur de la chirurgie. Cela a comme conséquence d'augmenter le stress à la hauteur de cette région et ainsi favoriser une usure rapide de ces vertèbres (Hilibrand & Robbins, 2004). Cela n'est toutefois pas le seul effet négatif de la chirurgie, puisqu'en plus des complications liées à toutes interventions chirurgicales (risque d'infection, d'épanchement, risques liés à l'anesthésie) et des conséquences post opératoires possibles (alitement, déconditionnement et marginalisation de l'enfant), et compte tenu de la région soumise à l'intervention chirurgicale, des risques non négligeables d'atteintes nerveuse et musculaire sont possibles (Dumontier, 2002).

Toutefois, au cours du temps, différentes techniques ont été développées afin d'améliorer leur efficacité et en réduire leurs conséquences négatives (Mazda et al., 2009; Steinmetz, Rajpal, & Trost, 2008). Par exemple, le système spinal non-fusionnel Orthobiom est une technique créée à l'Hôpital Sainte-Justine. C'est un implant spinal métallique qui est une alternative très intéressante par rapport aux implants conventionnels puisqu'il est mobile. Il est composé de deux tiges métalliques auxquelles sont rattachées des vis. Il a comme avantage de permettre de micro mouvements ce qui est suffisant pour éviter que les vertèbres ne se souder ensemble.

En résumé, peu importe le traitement choisi, on peut affirmer qu'ils visent les mêmes objectifs : ralentir voire arrêter la progression et corriger la scoliose. Et s'il était possible de mieux identifier les sources et les causes potentielles et de mieux comprendre

les facteurs influençant la progression de la scoliose, il serait alors plus aisé d'éviter la chirurgie. Bien que la scoliose fut étudiée en position debout et statique (Zabjek, Leroux, Coillard, Prince, & Rivard, 2008), peu d'études se sont penchées sur l'influence de l'attitude scoliothique sur l'activité locomotrice.

2.6 La marche

Au réveil, après avoir posé les pieds au sol, les premiers gestes réalisés consistent à se lever et à marcher. La marche est une des activités les plus importantes chez la majorité des êtres humains. Même s'il est possible de s'en passer, la marche facilite grandement nos déplacements et l'exécution de nos tâches quotidiennes. Puisqu'on apprend dès l'âge d'un an à marcher et qu'on l'utilise fréquemment, on ne s'aperçoit pas de la complexité de cette activité (Bril & Ledebt, 1998). C'est lorsqu'on doit réapprendre à marcher qu'on se rend compte combien il est difficile de coordonner tous les membres les uns avec les autres. D'abord les segments d'une seule jambe, puis les deux jambes ensemble et enfin avec le tronc et les membres supérieurs. Le bassin, au centre de ces deux chaînes, est un pilier important même que c'est toute la colonne vertébrale qui, selon l'hypothèse de Gracovetski (1985), serait la source de toutes activités locomotrices. Sachant que la SIA atteint surtout le rachis, mais aussi le bassin, (Mahaudens, Thonnard, & Detrembleur, 2005), des déplacements anormaux pourraient avoir des conséquences sur la marche. C'est pour cette raison que cette section sera consacrée à l'analyse de l'activité locomotrice, plus

particulièrement en ce qui à trait à la cinématique. D'abord, le cycle de marche et ses évènements seront décrits, ensuite les paramètres spatio-temporels seront abordés puis une analyse cinématique de la marche chez les sujets sains et scoliotiques suivra.

2.6.1 Les évènements du cycle de marche

La marche est constituée d'une suite d'évènements qui se répètent. On peut donc identifier, premièrement, le pas. Un pas commence au contact initial d'un pied et se termine au contact initial du pied controlatéral. On peut aussi découper la marche en cycles de marche. Ce dernier débute au contact initial d'un pied et se termine au prochain contact initial de ce même pied. Un cycle de marche comprend donc deux pas consécutifs (Allard & Blanchi, 2000).

On étudie habituellement la marche en la décomposant par cycle. Celui-ci varie selon plusieurs paramètres (longueur de pas, vitesse de marche, etc.) et c'est pour cette raison qu'on préfère utiliser des valeurs relatives (en pourcentages) pour y référer.

Le cycle de marche a été étudié et décortiqué en focalisant sur un seul côté à la fois c'est-à-dire sur la jambe gauche ou sur la jambe droite lorsqu'aucune différence significative n'est trouvée entre elles (Allard & Blanchi, 2000). Tel qu'illustré à la Figure 4, le cycle de marche est divisé en deux grandes phases : la phase de support (60 % du cycle de marche) et la phase d'oscillation (40 % du cycle de marche). La première représente le

moment où le pied est en contact avec le sol tandis que la seconde représente le moment où il est en envol. La phase de support se subdivise toutefois en deux phases de double support, où les deux pieds sont en contact avec le sol (deux périodes de 10 % chacune), et en phase de simple appui ou phase unipodale totalisant 40 % du cycle de marche.

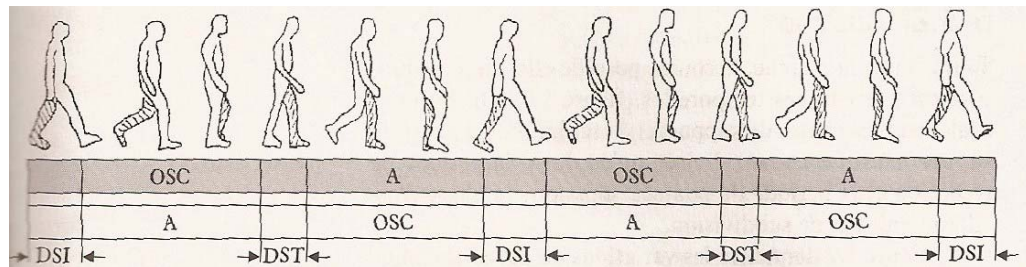


Figure 4 : Les phases du cycle de marche. Adaptée de Allard, P., Blanchi, J.-P., 2000. Analyse du mouvement humain par la biomécanique, 2^e Édition, Éditions Décarie Éditeur, Ville Mont-Royal, p.71.

Légende : OSC = oscillation, A = appui, DSI = double support initial et DST = double support terminal, gris = pied gauche, blanc = pied droit.

Lors de la marche, ces deux phases ne se superposent pas, mais se succèdent. Afin de décrire le cycle de marche de façon encore plus précise, on utilise couramment, dans la littérature, plusieurs termes associés à des évènements précis (Figure 5).

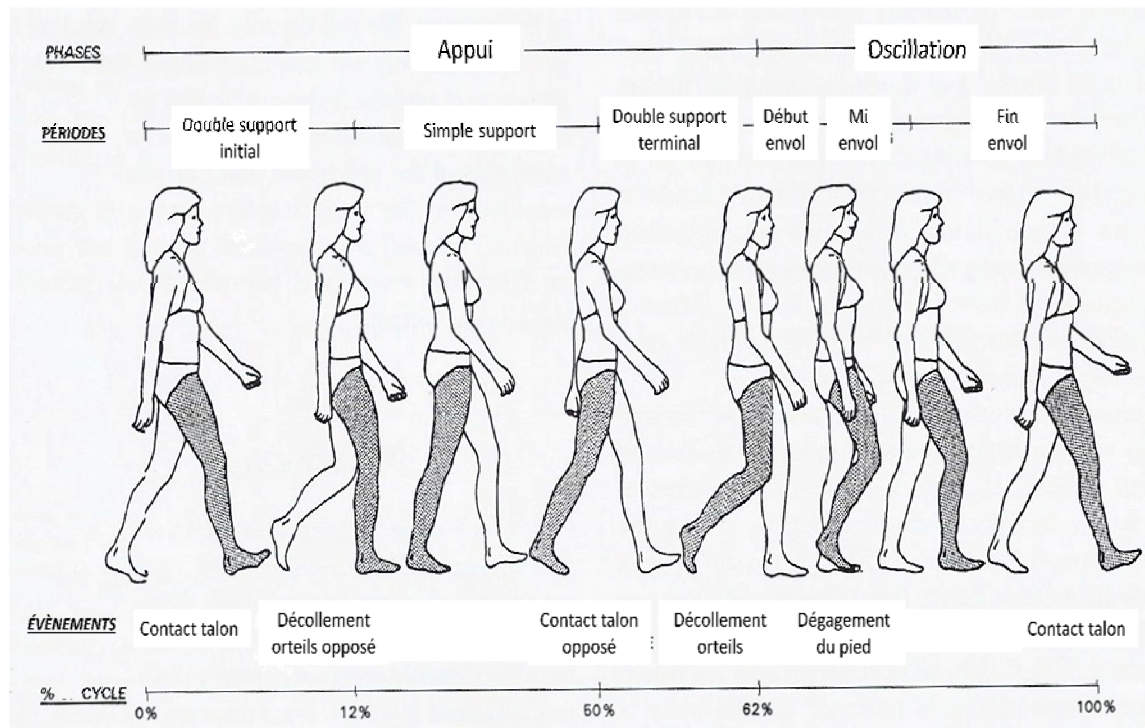


Figure 5 : Cycle de marche en % chez un sujet sain. Adaptée de Rose, J. & Gamble, J. G., (1994). *Human Walking Second Edition*. Baltimore: Williams & Wilkins, p. 26.

D'abord, à 0%, il y a le contact initial. Cet évènement correspond à l'instant où le pied touche le sol. À 10 % du cycle de marche, le pied controlatéral quitte le sol. On appelle cet évènement le décolllement des orteils du pied opposé. Par conséquent, cela met fin à la phase de double support initial. On entre alors dans la phase de simple appui jusqu'à 50 % du cycle de marche. C'est à cet instant que le pied controlatéral contacte le sol et donc, que la phase de double support terminal commence. Cette phase a une durée d'environ 10 % du cycle de marche soit jusqu'à ce qu'au décolllement des orteils du pied ipsilatéral. Ainsi, c'est à 60 % du cycle de marche, dans un patron normal, que le pied

ipsilatéral quitte le sol. Ensuite, la phase d'oscillation dure 40 %, soit jusqu'à la fin du cycle de marche, le contact talon mettant fin au cycle de marche (Allard & Blanchi, 2000).

2.6.2 Les paramètres spatiotemporels

En plus d'observer les mouvements exécutés durant un cycle de marche, d'autres paramètres sont mesurables et permettent aussi de décrire l'activité de locomotion. Généralement, trois paramètres sont utilisés : la cadence, la longueur d'une foulée (deux pas consécutifs) et la vitesse de marche.

La cadence est le paramètre utilisé pour quantifier le nombre de pas effectués durant une période de temps donnée. On exprime habituellement cette variable en pas par minute (pas/min). La longueur de pas et la longueur de foulée sont, quant à elles, exprimées en mètre. Elles permettent de mesurer la distance parcourue à chaque pas et après deux pas consécutifs. Enfin, la vitesse de marche représente la distance parcourue durant une période de temps donnée et on exprime généralement celle-ci en mètre par seconde (m/s).

Ces variables sont toutes liées les unes aux autres. D'abord, la vitesse de marche est dépendante de la longueur de pas et de la cadence (Winter, 1987). La vitesse est donc directement proportionnelle avec les deux autres paramètres et est exprimée selon la formule suivante :

$$\text{Vitesse (m/s)} = \frac{\text{longueur d'un pas (m)} \times \text{cadence (pas/min)}}{60} \quad [\text{Équation 1}]$$

60

où le dénominateur représente le produit du nombre de seconde dans une minute.

2.6.3 La cinématique

La cinématique est un terme utilisé pour définir le mouvement tel qu'on le voit, c'est-à-dire en ne considérant que le déplacement des corps dans l'espace. Les possibilités d'analyses sont multiples puisque la complexité du mouvement de la marche est grande. C'est grâce à cette branche de la biomécanique qu'il est possible de décrire les trajectoires de chacun des segments corporels durant toutes activités de locomotion, leurs amplitudes de mouvement, leurs vitesses, les angles mesurés aux articulations, etc. Cette section est consacrée à l'analyse cinématique de la marche. Par conséquent, le patron normal de marche sera décrit selon les angles mesurés aux articulations du membre inférieur, et ce, pour les plans sagittal, frontal et transverse. La coordination des ceintures pelvienne et scapulaire durant cette activité de locomotion sera aussi étudiée. Enfin, on fera le point sur les données cinématiques lors de la marche chez des personnes atteintes de SIA.

Le plan sagittal est assurément le plan dans lequel la marche a été la plus étudiée. Évidemment, la majorité des mouvements observés se produisent dans ce plan soit lors de la flexion et de l'extension aux diverses articulations impliquées. C'est principalement à la

cheville, au genou, à la hanche et au bassin que ces mouvements se produisent et c'est pour cette raison que les angles de ces articulations seront décrits en détails.

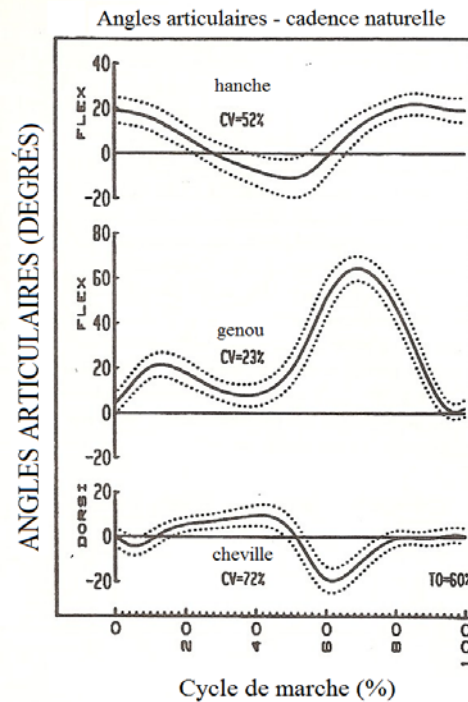


Figure 6 : Les angles articulaires de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal (en degrés) lors de la marche à une cadence naturelle chez des sujets sains. Adaptée de Winter, D. A., (1987). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*, Waterloo : University of Waterloo Press, p.23.

Lors du contact initial, la cheville est généralement en position neutre (0°) (Figure 6). Puis, une flexion plantaire s'effectue, utilisant le talon comme pivot, jusqu'à ce que le pied soit plat au sol (5° de flexion plantaire). Ensuite, un mouvement de dorsiflexion est effectué jusqu'à ce que la cheville atteigne un angle de dix degrés. Celle-ci se produit durant la phase d'appui unipodal, soit entre 15 et 45 % du cycle de marche. À partir de

45 % du cycle de marche et durant la seconde phase de double support, soit jusqu'à 60 % du cycle de marche, une flexion plantaire active est réalisée (30°). Elle est d'abord due à la propulsion de la cheville et au transfert de poids sur la jambe opposée. Durant la phase d'envol, la cheville effectue un mouvement de dorsiflexion et revient vers une position neutre pour se dégager du sol et préparer le pied au contact initial du cycle de marche suivant (Rose & Gamble, 1994; Winter, 1987).

Le genou, lors du contact initial, est presque en extension complète, c'est-à-dire à 0° (Figure 6). Mais cette position est rapidement abandonnée pour effectuer une flexion d'une vingtaine de degrés dans le but d'absorber le poids du corps lors de la mise en charge. Toutefois, le genou décrit une légère extension durant le passage du corps au-dessus du pied (environ à 30 % du cycle de marche) afin d'élever le centre de masse (COM) et ainsi faciliter le passage du pied opposé. Ensuite, une flexion importante, juste après le décolllement des orteils (60°). Ce mouvement est, en partie, responsable du dégagement du pied durant la phase d'oscillation. Enfin, le genou retourne progressivement à une position neutre par une extension afin d'être prêt pour le prochain contact au sol (Winter, 1987).

La hanche est en flexion (20°) dès le contact talon et décrit un mouvement d'extension de plus de 30 degrés (Figure 6) vers 60 % du cycle de marche. Cela permet la progression du centre de masse vers l'avant. Par la suite, la hanche décrit une flexion de 30

degrés permettant ainsi le déplacement aérien de la jambe. Enfin, l'angle de la hanche revient à sa position fléchie (20°) jusqu'au prochain contact initial (Winter, 1987).

Au niveau du bassin, le mouvement est plutôt guidé par le déplacement du COM (Figure 7).

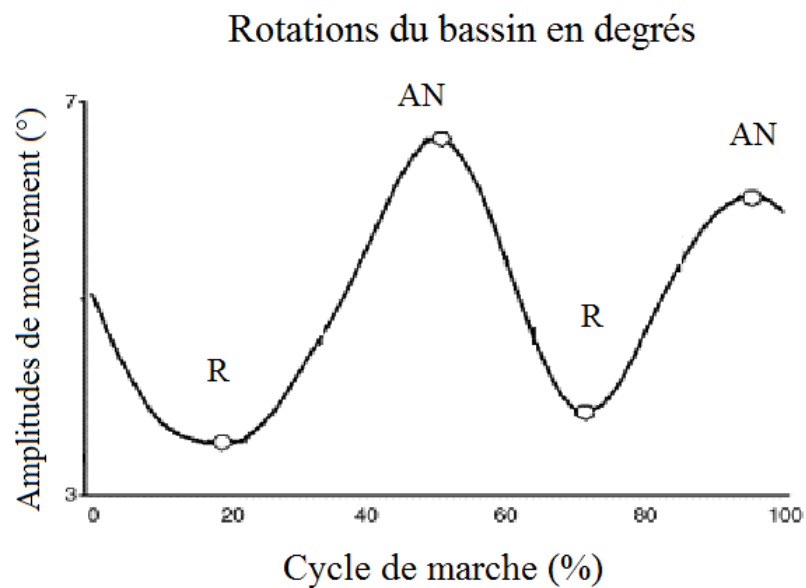


Figure 7 : Les angles articulaires (en degrés) du bassin dans le plan sagittal lors de la marche à une cadence naturelle chez des sujets sains. Adaptée de Paschalis et al. (2007). The effects of muscle damage following eccentric exercise on gait biomechanics. *Gait & Posture*, 25, 236-242. Légende : AN=antéversion, R=rétroversion.

On observe d'abord, une antéversion au contact initial, la mise en charge étant sur le pied opposé derrière la ligne de corps. Le COM progresse vers l'avant durant la phase de double support initial et on note, conséquemment, une rétroversion du bassin. Par la suite,

une autre antéversion est observée lors de l'envol du pied opposé. Lors du transfert du poids sur le pied opposé, on note une rétroversion du bassin jusqu'à ce que le COM soit aligné avec la ligne de corps. Puis, une antéversion est observée jusqu'au prochain contact talon. Le mouvement du bassin est donc une suite d'antéversion et de rétroversions, les mouvements étant les mêmes d'un pas à l'autre (Rose, & Gamble, 1994).

L'amplitude de mouvements du bassin est beaucoup plus faible que celle des autres articulations. Les études réalisées chez une population adulte, rapportent des mesures d'amplitudes de mouvement d'environ 4,6 degrés dans le plan sagittal (Crosbie & Vachalathiti, 1997; Stokes, Andersson, & Forssberg, 1989).

Les déplacements du thorax et des épaules ont aussi été mesurés. Toutefois, puisqu'ils sont négligeables (moins de deux degrés), ce segment ne sera pas décrit. On peut toutefois dire que, peu importe la position de départ, penché vers l'avant ou vers l'arrière, le mouvement décrit par le tronc reste le même (Leteneur, Gillet, Sadeghi, Allard, & Barbier, 2009).

Dans le plan frontal, on s'attarde surtout à l'obliquité du bassin, à l'abduction/adduction de la hanche et à l'obliquité de la ceinture scapulaire. Il n'est pas possible de faire de mouvements dans ce plan au niveau du genou (Rose & Gamble, 1994).

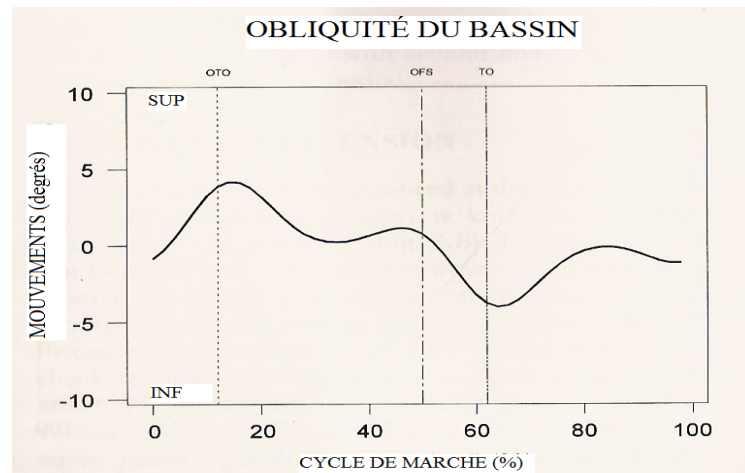


Figure 8 : Amplitude (en degrés) du bassin dans le plan frontal lors d'un cycle de marche chez des personnes saines. Adaptée de Rose, J. & Gamble, J. G., (1994). *Human Walking Second Edition*. Baltimore : Williams & Wilkins, p. 32.

Les mouvements du bassin sont associés aux mouvements de chacun des membres inférieurs. Au contact talon, dans le plan frontal, le bassin est dans une position neutre (Figure 8). Puis, lors de la phase de double support, le côté controlatéral du bassin (par rapport au pied au sol) s'abaisse jusqu'à l'atteinte d'un sommet minimal juste après le décollement des orteils de ce pied (côté controlatéral). On voit donc, sur la courbe, une élévation du bassin du côté du membre inférieur en extension soit durant la phase de support unipodal. Ensuite, le bassin revient plutôt en position neutre et on observe un effet miroir, c'est-à-dire que le côté ipsilatéral du bassin s'abaisse et se prépare au décollement des orteils. Un sommet minimal est atteint juste après cette phase, puis un retour à la position neutre s'effectue jusqu'au prochain contact talon. Dans ce plan, on note des mouvements plutôt symétriques de part et d'autre du 40% du cycle de marche. Des

amplitudes de mouvement entre $6,9^\circ \pm 0,3$ (Crosbie & Vachalathiti, 1997) et $9^\circ \pm 2,5$ (Stokes et al., 1989) ont été mesurées chez des adultes.

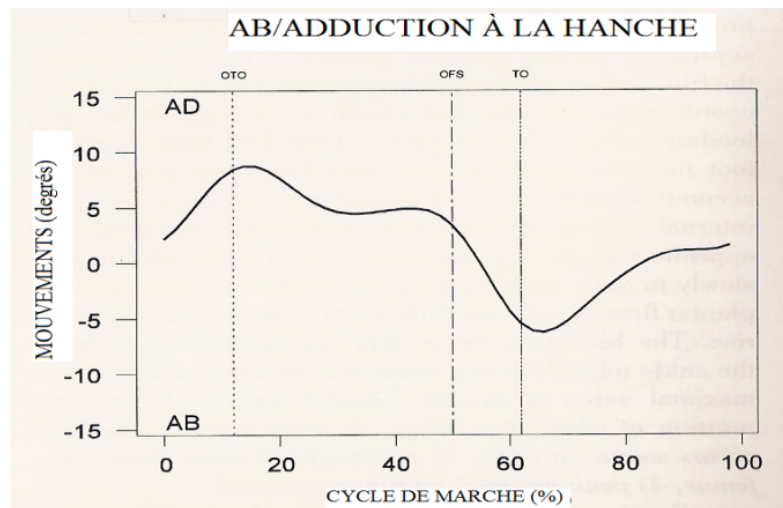


Figure 9 : Amplitude d'abduction et d'adduction (en degrés) de la hanche dans le plan frontal selon la progression d'un cycle de marche chez des personnes saines. Adaptée de Rose, J. & Gamble, J. G., (1994). *Human Walking Second Edition*. Baltimore: Williams & Wilkins, p. 33.

La hanche assure le lien entre le bassin et les membres inférieurs. C'est pour cette raison que la courbe de mouvement de la hanche ressemble énormément à celle du bassin (Figure 9). Au contact talon, la position de la hanche est plutôt neutre, mais devient rapidement en adduction durant la phase de double support initial et en abduction lors de la deuxième. Dans la phase d'envol, la hanche passe du point maximal d'abduction vers une position neutre jusqu'au prochain contact talon (Rose, & Gamble, 1994).

Au niveau du thorax et de la ceinture scapulaire, des mouvements sont aussi enregistrés dans le plan frontal (Figure 10-AX). Le tronc s'incline du côté controlatéral au pied en oscillation. De plus, c'est au contact talon que les plus grandes amplitudes de mouvement ont été mesurées chez les sujets d'un groupe témoin (Frigo, Carabalona, Dalla Mura, & Negrini, 2003). Enfin, ces amplitudes maximales aux deux contacts talon ne sont pas significativement différentes.

Dans le plan frontal, le mouvement de la ceinture scapulaire est biphasique, c'est-à-dire que cette dernière varie d'un pas à l'autre et le croisement de la position neutre est tout juste après le décolllement des orteils soit un peu après 60% (Figure 10-AX). L'épaule controlatérale s'élève au même moment où la jambe est en oscillation. Stokes et al. (1989) ont mesuré des amplitudes de $4,9^\circ \pm 1,8$ chez des adultes tandis que Frigo et al., (2003) ont mesuré des amplitudes de $0,8^\circ \pm 1,3$ chez des fillettes de 12 ans.

Enfin, dans le plan transverse, les mouvements de rotation des ceintures pelvienne et scapulaire seront étudiés (Figure 10-AZ). Au niveau du bassin, on observe un sommet supérieur (vers l'avant) lors du contact talon et un sommet inférieur (vers l'arrière) lors du

contact talon du pied opposé, soit à 50 % du cycle de marche. Les maximums atteints correspondent aux instants où les membres inférieurs sont le plus éloigné l'un de l'autre. Le patron de marche est plutôt symétrique, comme dans plan frontal. Toutefois, les amplitudes de mouvements mesurées dans ce plan varient beaucoup d'une étude à l'autre. Par exemple, Stokes et al. (1989) ont mesuré des amplitudes de $9,0^{\circ} \pm 2,5$ tandis que Crosbie & Vachalathiti (1997) ont plutôt mesuré des amplitudes de $4,3^{\circ} \pm 0,2$.

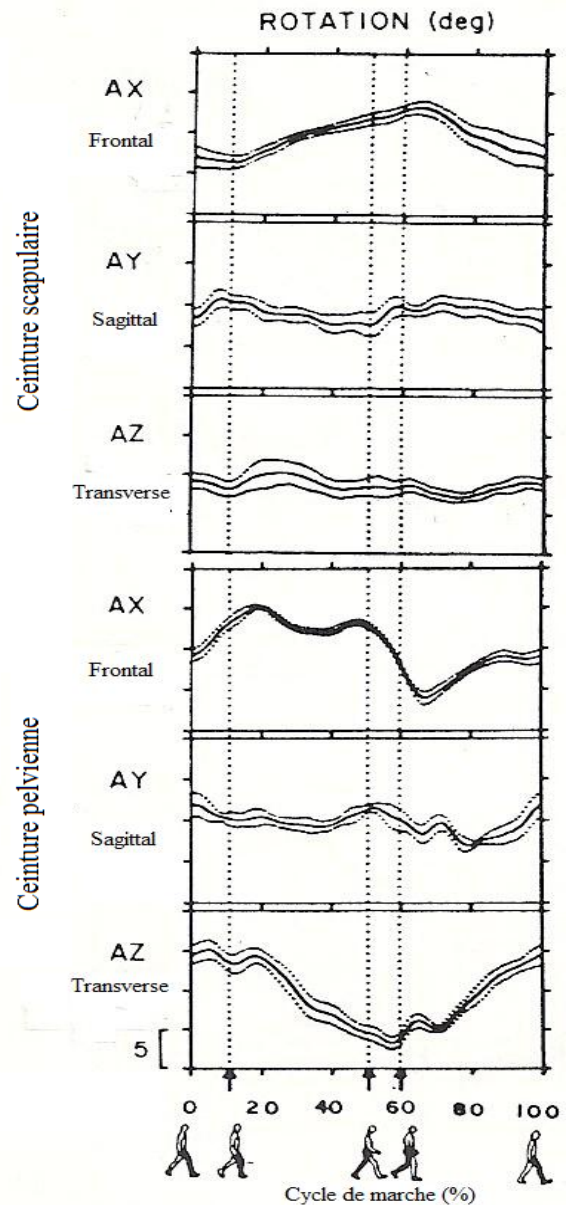


Figure 10 : Amplitude (en degrés) de la ceinture scapulaire dans les plans frontal et transverse selon la progression d'un cycle de marche chez des personnes saines. Adaptée de Stokes, V. P., Andersson, C., & Forssberg, H. (1989). Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 22, 46.

D'autres auteurs (Kerrigan, Riley, Lelas, & Della Croce, 2001) ont préféré décrire le patron de mouvement du bassin dans le plan transverse par rapport au déplacement COM. De cette façon, on remarque alors que l'amplitude maximale du bassin est atteinte lorsque le COM est à son plus bas par rapport à l'axe vertical, c'est-à-dire lors des phases de double support. Le contraire est aussi observé : lorsque le COM est à son apogée, l'amplitude de mouvement atteint son minimum (Figure 11).

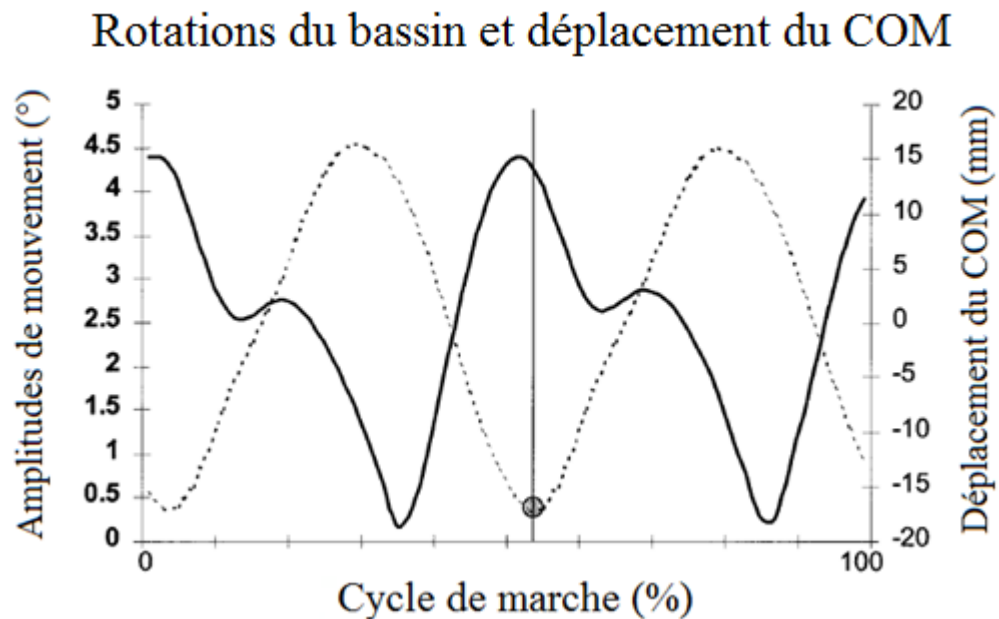


Figure 11 : Rotations (en degrés) du bassin, dans le plan transverse, et déplacement du COM (mm) selon l'axe vertical au cours d'un cycle de marche. Adaptée de Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Lelas, J. L. & Della Croce, U. (2001). Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82, 217-220.

Légende : ligne pleine : mouvements du bassin, ligne pointillée : déplacement du COM

Pour ce qui est du patron de la ceinture scapulaire dans le plan transverse, l'épaule ipsilatérale décrit une rotation vers l'avant au début de la phase de simple appui et vers l'arrière quand c'est la jambe controlatérale qui est en phase de simple support. Des amplitudes de mouvement semblables à celles mesurées dans le plan frontal ont été observées soient $4,7^\circ \pm 1,6$ (Stokes et al., 1989).

2.6.4 La coordination pelvienne-scapulaire

Maintenant que chacun des mouvements segmentaires ont été analysés individuellement dans tous les plans, il sera question de la coordination entre ces segments. Plus précisément, c'est la coordination pelvienne-scapulaire qui sera notre principal objet d'étude puisque c'est la relation entre le tronc (l'extrémité supérieure) et les membres inférieurs qui nous intéressent.

Dans le plan transverse, la coordination épaules-bassin varie avec la vitesse de marche (Lamoth et al., 2002; van Emmerik & Wagenaar, 1996), toutefois la coordination, à vitesse naturelle, est surtout en antiphase (Figures 12-13). Cela signifie que lorsque le bassin décrit une rotation dans le sens horaire, les épaules font, au même moment, une rotation dans le sens antihoraire et vice-versa. Cela explique parfaitement que le balancement des membres supérieurs est contraire à l'avancement des membres inférieurs.

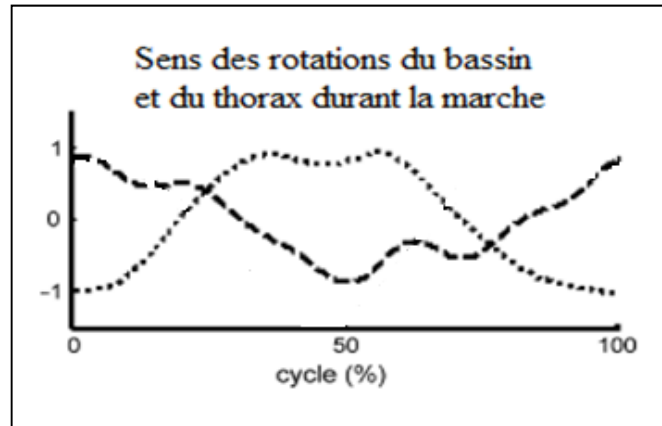


Figure 12 : Rotations du bassin et du thorax dans le plan transverse. En positif pour les rotations antihoraires. Adaptée de Bruijn, S. M., Meijer, O. G., van Dieen, J. H., Kingma, I., Lamoth, C. J., (2008). Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organisation of total body angular momentum. *Gait & Posture*, 27, 458.

Légende : ligne petits pointillés : thorax, ligne grands pointillés : bassin.

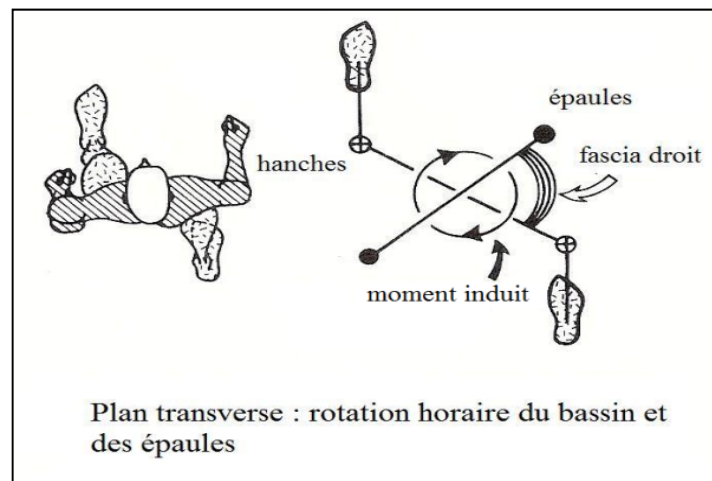


Figure 13 : Schématisation des rotations des ceintures scapulaire et pelvienne dans le plan transverse. Adaptée de Gracovetsky, S., (1985). A hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. *Journal of Biomedical Engineering*, 7, 209.

Dans le plan frontal, une coordination en antiphase est aussi observée (Figure 14). En d'autres mots, lorsque le côté droit du bassin s'élève, lors de la phase d'appui unipodal du pied droit, l'épaule ipsilatérale s'abaisse au même moment (Gracovetsky, 1985). Le déplacement des épaules dépend cependant du niveau d'abaissement du bassin du côté du pied en phase d'oscillation (Frigo et al., 2003).

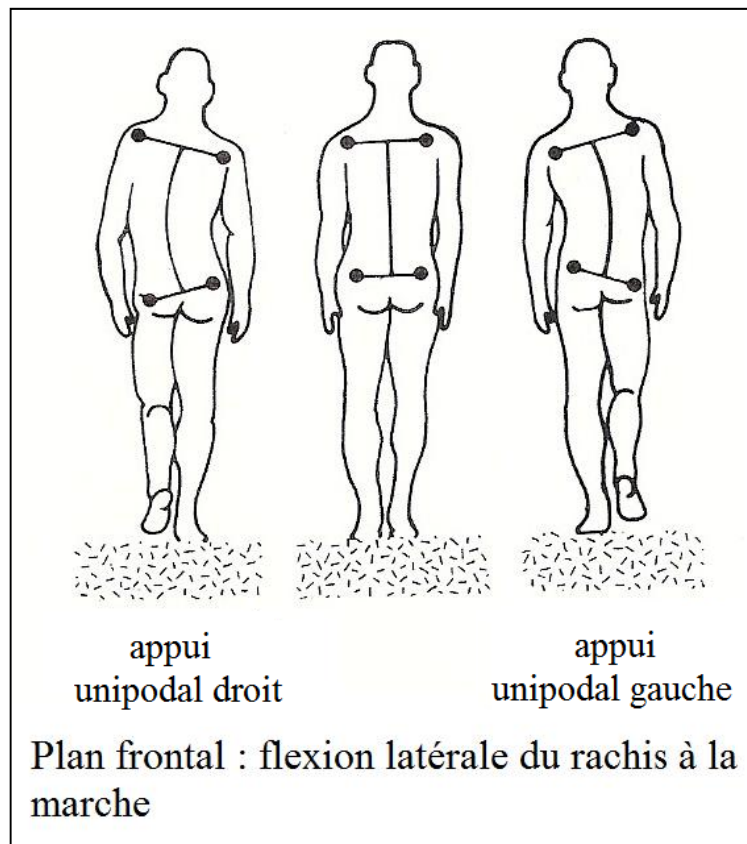


Figure 14 : Rotations des ceintures scapulaire et pelvienne dans le plan frontal à la marche. Adaptée de Gracovetsky, S., (1985). An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. *Journal of Biomedical Engineering*, 7, 209.

2.6.5 La marche chez la personne atteinte de SIA

La cinématique des personnes atteintes de SIA lors d'activités locomotrices a fait l'objet de peu d'études jusqu'à présent, les études portant surtout sur la cinématique en position statique.

Mahaudens et collègues (2005) ont d'abord étudié le déplacement du bassin avec un échantillon de 12 adolescents atteints de SIA ayant des déformations scoliotiques lombaires ou thoraco-lombaires progressives et 12 participants agissant à titre de groupe témoin. Dans le plan transverse, le bassin aurait tendance à effectuer plus de rotation externe chez le groupe expérimental que chez le groupe témoin. Toutefois, la différence n'était pas suffisamment grande pour être significative. Les amplitudes de mouvement rapportées par ces auteurs sont $5,5 \pm 4,0$ degrés dans le plan transverse et de $2,5 \pm 1,0$ degrés dans le plan frontal.

Ils ont, par la suite, effectué une étude sur tapis roulant avec 41 adolescentes scoliotiques non traitées et 13 sujets témoins marchant à 4 km/h (Mahaudens, Banse, Mousny, & Detrembleur, 2009). Ils ont alors mesuré des amplitudes de mouvement significativement plus faibles chez le groupe scoliotique comparativement au groupe témoin. Les amplitudes étaient réduites de 21% au niveau du bassin et de 28% au niveau des épaules.

D'autres ont plutôt mesuré des amplitudes de 13,7 degrés (Kramers-de-Quervain, Muller, Stacoff, Grob, & Stussi, 2004) dans le plan transverse en ce qui concerne le bassin. Ces auteurs ont aussi mesuré une asymétrie au bassin corrélée avec l'importance de la courbure thoracique. La rotation du tronc était toujours plus grande au moment du contact talon gauche en comparaison à celle effectuée au contact talon droit. Kramers-de-Quervain et al. (2004) ont aussi étudié le mouvement de flexion à l'épaule et ont mesuré une différence gauche-droite variant de 0,6 à 23,6 degrés durant la marche chez des sujets ayant un angle de Cobb thoracique variant entre 0 et 73 degrés et un angle de Cobb lombaire variant entre 9 et 60 degrés.

Les variations sont plutôt grandes entre les études traitant de cinématique chez des populations atteintes de scoliose idiopathique. Plusieurs questions restent toujours sans réponse. Les prochaines sections permettront de mieux cerner les questions qui ont inspiré ce projet de recherche ainsi que les résultats escomptés.

2.7 Questions de recherche

Après avoir mis en évidence les désordres physiologiques et biomécaniques de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin chez des sujets témoins, nous pouvons nous demander comment ces déformations affectent la marche chez les adolescents atteints de SIA. Plus précisément, en quoi la cinématique de rotation des

ceintures pelvienne et scapulaire lors du patron de marche chez des sujets scoliotiques était-elle différente de celle de sujets sains ?

2.8 Objectifs de recherche

Cette étude compare le déplacement angulaire des ceintures scapulaire et pelvienne lors de la marche, à vitesse naturelle. Afin d'y parvenir, les amplitudes de mouvements de ces ceintures ainsi que leur symétrie et leur coordination feront l'objet de comparaison entre sujets scoliotiques et témoins.

2.9 Hypothèses de recherche

Notre hypothèse est à l'effet que les adolescents atteints de SIA démontreraient un patron cinématique de marche significativement différent de celui de personnes sans scoliose. Ce patron aurait des amplitudes de mouvements plus faibles et plus asymétriques chez les sujets scoliotiques que celles observées chez des sujets témoins.

Chapitre 3 : Méthode

Tout d'abord, afin de mieux comprendre les raisons d'un tel protocole, il importe d'identifier les variables retenues dans le cadre de cette étude. Ainsi, une courte description de ces dernières précède la description des participants et de leur recrutement. Enfin, la procédure de collecte des données et de leur traitement ainsi que les analyses statistiques effectuées concluent ce chapitre.

3.1 Les variables à l'étude

Afin de mesurer l'asymétrie possible de la marche, il a fallu sélectionner certaines variables clés. On a donc choisi de s'intéresser aux déplacements des ceintures pelvienne et scapulaire lors de la marche à vitesse naturelle. Pour y arriver, on a mesuré les angles de déplacement de chaque ceinture dans les plans frontal et transverse durant des cycles gauches et droits. Ces variables rendront possible le calcul des amplitudes de mouvements totale, minimale et maximale ($^{\circ}$), de la variabilité (coefficient de variation), ainsi que de la coordination (corrélation croisée) entre les ceintures. Des comparaisons inter et intra groupes seront aussi effectuées.

3.2 La sélection des sujets

Deux groupes d'enfants âgés de 12 à 16 ans ont été recrutés afin de former le groupe témoin et le groupe expérimental. En tout, 19 adolescents ont participé à cette étude.

Le choix de cet âge est dû au fait qu'à partir de sept ans, le patron de marche atteint sa maturité ce qui signifie que la cadence et la longueur des pas sont beaucoup plus constants ce qui explique que les résultats d'un essai à l'autre soient répétables (Ganley & Powers, 2005).

D'abord, le groupe expérimental (Tableau I) est composé de neuf adolescents âgés de 15,0 ans en moyenne : huit filles et un garçon présentant tous une scoliose de niveau thoraco-lombaire. Cela signifie que l'apex de leur courbure, c'est-à-dire l'emplacement où la déformation est la plus grande, se situe au niveau de la douzième vertèbre thoracique ou de la première vertèbre lombaire.

Tableau I : Caractéristiques des sujets du groupe SIA

Sujets	Sexe (F/H)	Âge (années)	Masse (kg)	Taille (cm)	IMC (kg/m ²)	Courbure (°)	Côté (G/D)
1	H	15,8	58,2	171,0	19,9	22	G
2	F	15,1	53,0	153,8	22,4	10	G
3	F	13,4	41,5	150,5	18,3	8	G
4	F	15,9	43,5	154,2	18,3	14	D
5	F	15,9	62,1	163,5	23,2	22	G
6	F	14,0	35,5	147,0	16,4	9	D
7	F	15,0	65,1	165,5	23,8	20	D
8	F	14,4	54,5	158,5	21,7	23	G
9	F	15,1	50,3	158,3	20,1	28	D
Moyenne	F = 8	15,0	51,5	158,0	20,5	17	D = 4
Écart-type	H = 1	0,9	9,8	7,6	2,5	7	G = 5

Ils ne devaient présenter aucun problème d'ordre neurologique, musculosquelettique (à l'exception de la SIA) ou moteur puisque ces derniers peuvent influencer leur patron de marche. Enfin, ils ne devaient avoir subi aucun traitement, c'est-à-dire qu'ils avaient ni porté de corset, ni fait un programme de réadaptation, ni subi de chirurgie jusqu'à présent. Les détails de leur courbure ont été accessibles grâce aux archives du CHU Sainte-Justine.

Les dix enfants du groupe témoin (Tableau II), tant qu'à eux, devaient être en bonne santé et ne devaient pas avoir d'histoire médicale en ce qui concerne les muscles du dos et/ou le contrôle moteur. Ceux-ci ont été appariés au groupe expérimental pour l'âge et le genre.

Tableau II : Les caractéristiques des sujets du groupe témoin

Sujets	Sexe (F/H)	Âge (années)	Masse (kg)	Taille (cm)	IMC (kg/m ²)
1	F	14,9	57,0	165,5	20,8
2	F	14,9	67,1	165,5	24,5
3	F	13,6	56,3	154,5	23,6
4	F	14,2	52,1	150,7	22,9
5	F	14,6	41,6	160,0	16,3
6	F	14,5	53,6	160,5	20,8
7	F	14,1	47,6	156,0	19,6
8	F	13,0	44,3	153,0	18,9
9	F	13,6	57,8	161,5	22,2
10	H	16,1	72,3	185,0	21,1
Moyenne	F = 9	14,4	55,0	161,2	21,1
Écart-type	H = 1	0,9	9,5	9,7	2,4

Le recrutement des participants a été effectué à la Clinique d'orthopédie du CHU Sainte-Justine en ce qui concerne le groupe expérimental tandis que les participants du groupe témoin ont plutôt été recrutés auprès des collègues travaillant au Département de kinésiologie de l'Université de Montréal et du Centre de recherche Marie-Enfant ainsi qu'auprès d'amis et de membres de la famille.

3.3 Le protocole expérimental

Les participants se présentaient au Laboratoire de Locomotion et Posture du Centre de réadaptation Marie-Enfant accompagnés d'un parent avec le formulaire de consentement dûment signé par eux deux. Ce formulaire permettait de faire un choix éclairé quant à la participation à la recherche en informant, entre autres, des avantages.

D'abord, les participants devaient enfiler un maillot de bain afin de faciliter l'accès aux différents sites anatomiques. On a mesuré leur masse et leur taille afin de pouvoir comparer l'indice de masse corporelle dans le but de contrôler l'homogénéité entre les groupes. Toutes ces informations ont été notées sur une fiche codée où tous les autres résultats recueillis durant la collecte de données allaient aussi être inscrits.

Ensuite, des marqueurs réfléchissants ont été posés sur les apophyses épineuses des vertèbres C7, T2, T4, T6, T8, T10, T12, L2, L4 et S1, sur l'articulation mandibulaire, sur les épines iliaques supérieures postérieures et antérieures, sur les acromions, mais aussi sur

la cuisse, sur le centre articulaire du genou, sur la jambe, sur la malléole externe, sur le deuxième métatarse et sur le talon. Ces marqueurs sont de petites sphères de 14 mm de diamètre réfléchissant la lumière (Figure 15). Ils sont collés directement sur le repère anatomique à l'aide d'une bande adhésive double face hypo-allergène. La fréquence d'échantillonnage pour la cinématique était de 60 Hz et la calibration de l'appareil était effectuée avant chaque collecte de données.



Figure 15 : Placement des marqueurs réfléchissants. Adaptée de www.bioinstruments.net (2007).

Chaque sujet devait réaliser dix essais de marche sur un corridor de dix mètres de long (Prince, Winter, Stergiou, & Walt, 1994). Les essais ont été effectués à vitesse naturelle en marchant avec un balancement normal des bras. C'est le système VICON

512TM (Oxford Metrics inc., Oxford, UK) qui a été utilisé pour capter le déplacement des différents marqueurs apposés sur les repères osseux. Huit caméras optoélectroniques émettent une lumière rouge dont la réflexion est captée et transformée en signal digital avant d'être envoyée. Ce signal permet alors de reconstruire les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs.

3.4 Traitement des données

Les données de position des 30 marqueurs ont été filtrées par un filtre passe-bas de type Butterworth de quatrième ordre, sans délai, avec une fréquence de coupure à 5 Hz. Ce filtre a été construit dans MATLAB®, un logiciel de programmation informatique.

Par la suite, chaque essai de marche a été découpé en évènements de marche (contact talon, décollement des orteils, etc.) pour le pied gauche et pour le pied droit indépendamment. On a extrait les données correspondant aux positions des marqueurs des acromions ainsi que des épines iliaques antéro-supérieures afin de calculer leurs angles de déplacement. Le côté gauche a toujours servi de référence pour les calculs.

Voici les équations qui ont été utilisées pour les plans étudiés :

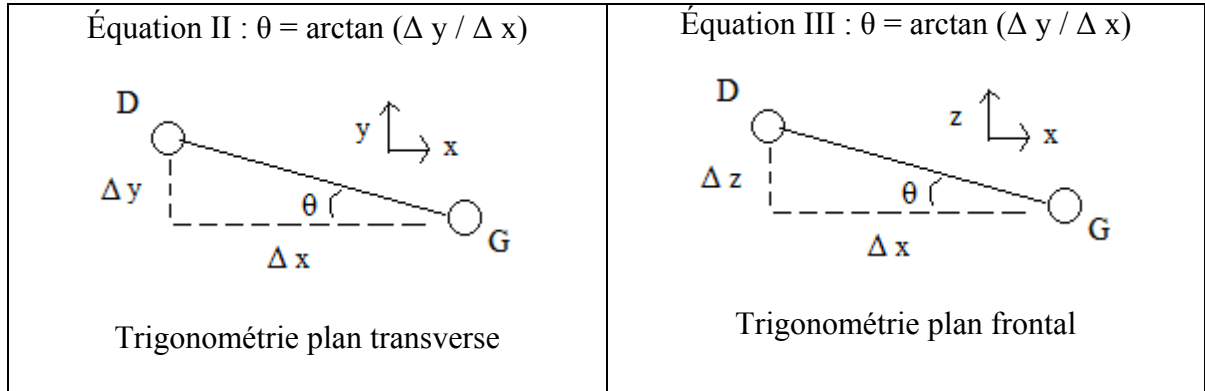


Figure 16 : Équations trigonométriques des plans transverse et frontal

Légende : Δx est la différence entre les coordonnées sur l'axe des x des points de repères utilisés, Δy est la différence des points de repères sur l'axe des y et Δz est la différence des points de repère sur l'axe des z.

Ensuite, les angles correspondant aux cycles de marche découpés ont été normalisés du contact talon initial au décollage des orteils (0 – 60 %) puis du décollage des orteils jusqu'au contact talon du même pied (60 – 100 %). La normalisation permet de comparer un essai avec un autre à l'intérieur d'un même sujet ainsi qu'avec les autres participants puisque cela permet d'enrayer les différences dans la durée des cycles de marche. Le logiciel de programmation MATLAB® a également été utilisé pour effectuer cette tâche.

On a ensuite calculé les moyennes de ces deux variables et on a pu, par la suite, calculer l'amplitude moyenne de déplacement des épaules pour chaque sujet et pour chaque

groupe ainsi que les amplitudes minimales et maximales. On a fait cette opération pour les cycles de marche du pied droit et du pied gauche pour les plans transverse et frontal. Les mêmes opérations ont été exécutées pour les ceintures pelvienne et scapulaire. On a aussi calculé les coefficients de variation (Équation 2) pour chacune des courbes chez les deux groupes afin de déterminer comment le patron de marche de ces derniers variait par rapport à la moyenne (Winter, 1991).

$$\text{Coefficient de variation (\%)} = \left(\frac{\text{Écart-type}}{\text{Moyenne}} \right) \times 100 \quad [\text{Équation 2}]$$

Deuxièmement, on a effectué des corrélations-croisées entre le mouvement des deux ceintures. On a donc comparé les courbes de déplacements des épaules et du bassin dans un même plan et pour le même côté. Par exemple, on a réalisé une corrélation croisée entre le déplacement des épaules dans le plan transverse et le déplacement du bassin dans le plan transverse. Cette variable a, pour objectif premier, de décrire la coordination entre les deux ceintures. La corrélation croisée permet de connaître à quel instant les courbes représentant le déplacement des épaules et du bassin sont les plus semblables ou opposées. Cette opération permet donc d'obtenir le coefficient de corrélation (r) maximal.

3.5 L'analyse statistique

Toutes les variables mesurées ont été soumises à analyses statistiques descriptives c'est-à-dire le calcul de leur moyenne et de leur écart-type. D'abord, les amplitudes de

mouvements gauches et droites totales, minimales et maximales pour chacun des plans et pour chacune des ceintures ont fait l'objet de tests-t. Ensuite, les coefficients de variation des groupes ont aussi été comparés par tests-t pour chacune des ceintures et pour chacun des plans tout comme les coefficients de corrélation les plus élevés entre les rotations des ceintures scapulaire et pelvienne (issus des corrélations croisées) dans les plans frontal et transverse.

Des tests-t non-pairés ont été utilisés pour comparer les groupes entre eux tandis que des tests-t pairés ont été utilisés pour comparer les résultats gauches et droits d'un même groupe. Un seuil de signification de 0,05 a été utilisé.

Chapitre 4 : Résultats

4.1 Les participants

Les sujets du groupe expérimental et du groupe témoin mesuraient respectivement, en moyenne, 158,0 et 161,2 cm et avaient une masse corporelle de 51,5 et de 55,0 kg. Les valeurs alpha pour l'âge ($p=0,10$), la masse ($p=0,46$), la taille ($p=0,48$) et l'index de masse corporelle (IMC) ($p=0,57$) n'ont permis de déceler aucune différence significative entre les deux groupes.

4.2 Les variables spatio-temporelles

Des tests-t ont été menés sur la vitesse de marche, la cadence et la longueur de pas de chacun des groupes et aucune différence significative n'a été observée (Tableau III).

Tableau III : variables spatio-temporelles moyennes (écarts-types) des groupes témoin et scoliotique.

Groupes Moyenne (É-T)	Vitesse de marche (m/s)	Longueur de pas (m)	Cadence (pas/min)
Témoin	1,32 (0,16)	1,32 (0,12)	120 (10)
Scoliotique	1,23 (0,11)	1,27 (0,12)	116 (6)
p	0,15	0,30	0,41

Les groupes ne présentant aucune différence significative entre ces variables, les différences mesurées ultérieurement, si tel est le cas, seront donc indépendantes des paramètres spatio-temporels de la marche.

4.3 L'amplitude de mouvements

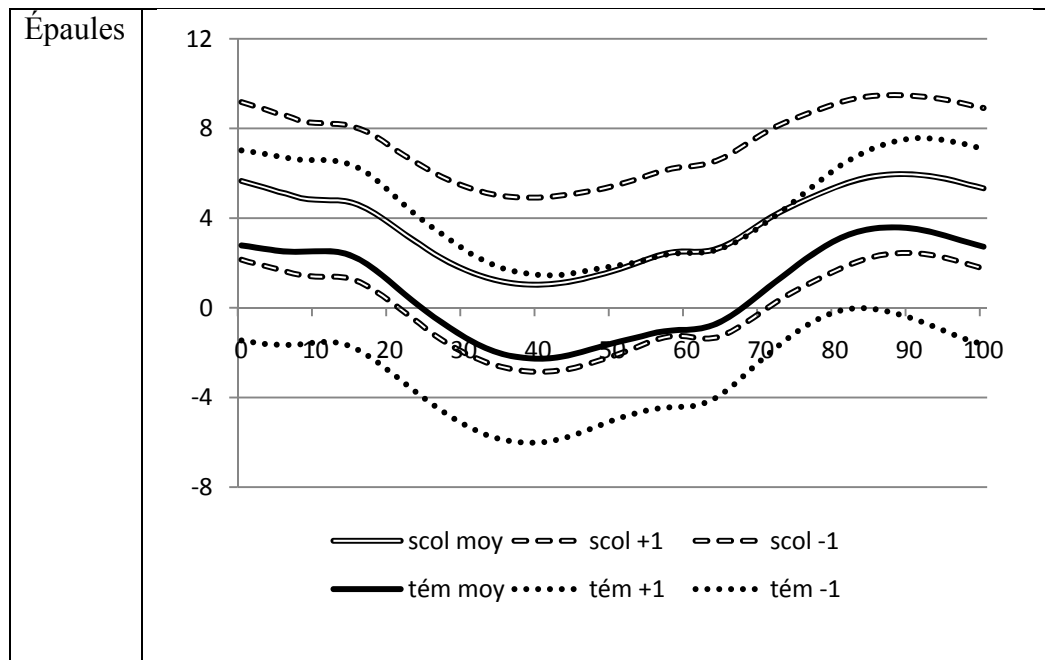
Les amplitudes des rotations des ceintures pelvienne et scapulaire selon les plans transverse et frontal ont été mesurées. Le Tableau IV rassemble les données obtenues auprès des groupes témoin et scoliotique dans le plan transverse.

Tableau IV : Amplitudes de mouvements (en degrés) des ceintures scapulaire et pelvienne dans le plan transverse.

	Groupe témoin			
	Bassin		Épaules	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Amplitude totale (É-T) (°)	8,3 (2,6) *	7,7 (2,4) *	7,0 (2,4)	7,1 (2,2)
Amplitude min (É-T) (°)	-5,3 (3,1) **		-3,4 (3,8) **	
	Groupe scoliotique			
	Bassin		Épaules	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Amplitude totale (É-T) (°)	6,1 (3,0)	6,3 (3,0)	6,1 (1,6)	5,7 (2,5)
Amplitude min (É-T) (°)	-2,4 (1,5) **		0,4 (3,9) **	

Légende : * = différence significative entre cycle gauche et droite, $p \leq 0,01$.

Les amplitudes totales mesurées dans le plan transverse sont différentes en ce qui a trait à l'amplitude totale du bassin entre le cycle gauche et droit du groupe témoin ($p \leq 0,01$). Une différence de 0,6 degrés sépare l'amplitude totale de mouvement gauche et droite. Cette différence étant inférieure à l'erreur de mesure en laboratoire (environs d'un degré), il est impossible d'affirmer que cette différence n'est pas simplement due au hasard malgré les résultats du test-t. Cette différence n'est donc pas cliniquement significative. Aucune différence n'a été mesurée entre les deux groupes ($p = 0,09$) en ce qui concerne l'amplitude totale de mouvement.



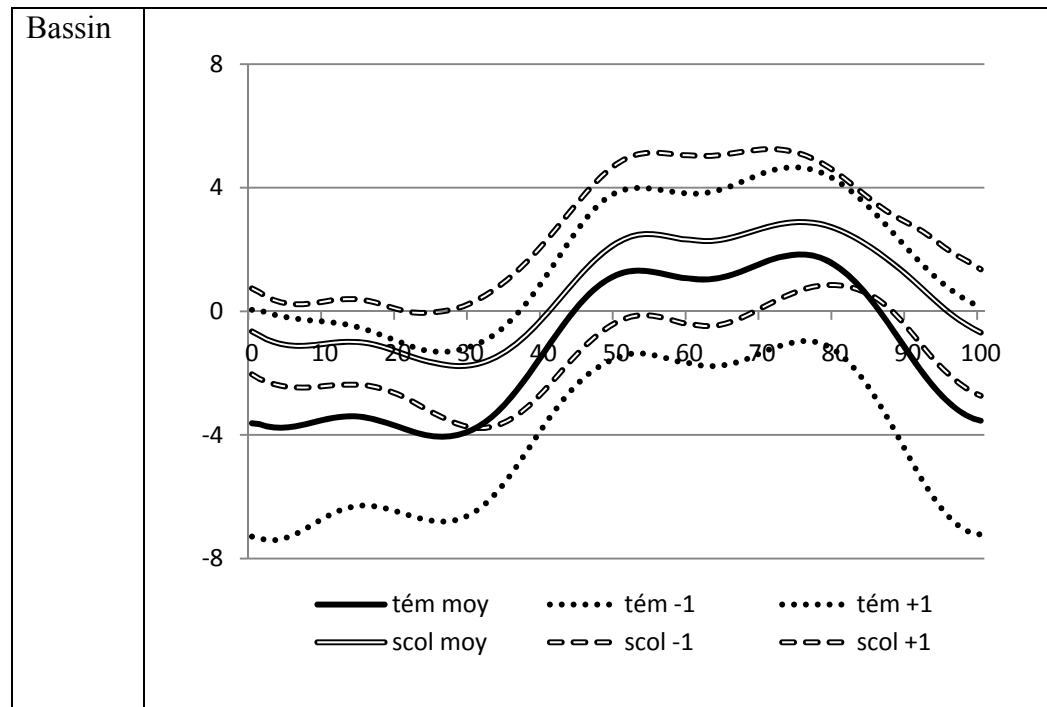


Figure 17 : Amplitudes moyennes (\pm un écart-type) des mouvements, en degrés, dans le plan transverse pour les ceintures scapulaire et pelvienne durant un cycle de marche gauche chez le groupe témoin et le groupe atteint de SIA.

Légende : ligne pleine : moyenne, lignes pointillées : \pm 1 écart-type, lignes simples : groupe témoin, lignes doubles : groupe scoliotique.

Des différences ont cependant été observées quant aux amplitudes minimales tant à la hauteur du bassin qu'à celle des épaules dans le plan transverse. On observe une amplitude minimale moyenne plus près de zéro chez le groupe scoliotique. La Figure 17 présente les rotations des ceintures pelvienne et scapulaire dans le plan transverse pendant un cycle de marche.

On peut observer que la ceinture scapulaire effectue ses rotations maximale et minimale lorsque les talons effectuent leur contact, soient autour de 0 % et de 50 % du cycle de marche. Le bassin suit aussi cette tendance, mais le temps passé à l'amplitude minimale ou maximale est plus long puisque la hanche effectue ses rotations après le passage du pied et du genou.

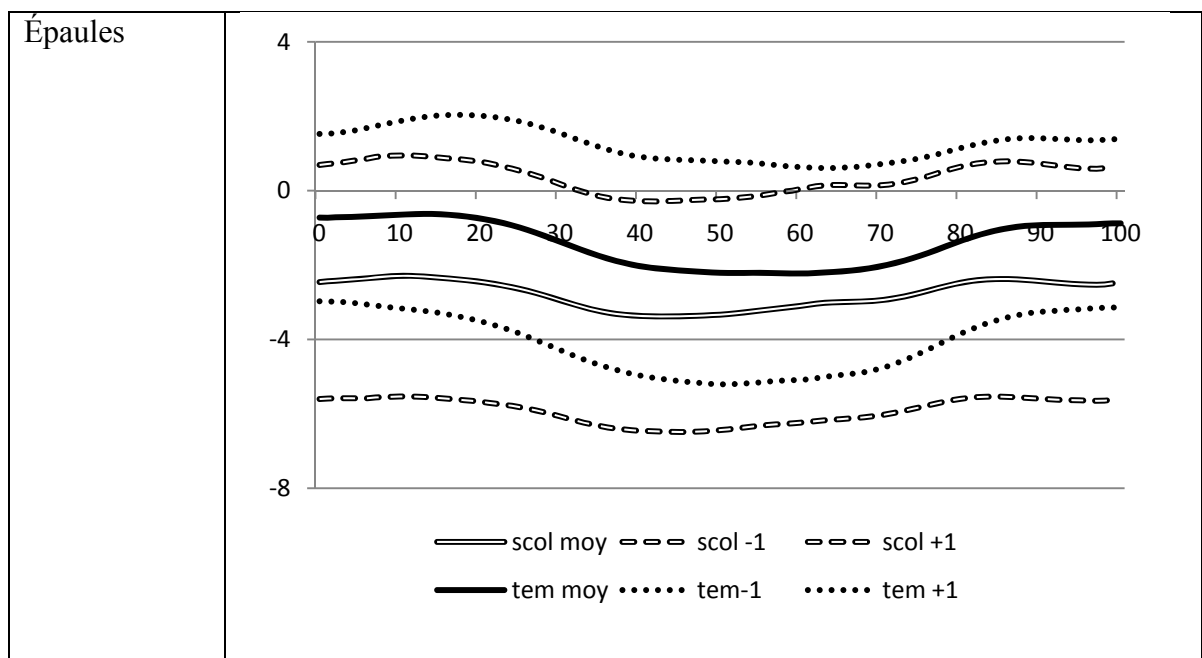
Les mêmes opérations ont été répétées pour les mouvements dans le plan frontal. Le Tableau V rassemble les principaux éléments de ces calculs. Aucune différence significative n'a été mesurée dans le plan frontal entre les amplitudes totales de mouvement entre les cycles gauche et droit ainsi qu'entre les groupes tant à la hauteur de la ceinture scapulaire qu'à celle de la ceinture pelvienne. Il en est de même pour les amplitudes minimales de mouvement, aucune différence significative n'a été mesurée entre les groupes.

Tableau V: Amplitudes moyennes (écarts-types) des mouvements (en degrés) des ceintures pelvienne et scapulaire dans le plan frontal chez le groupe témoin et scoliotique pour les cycles gauche et droit.

	Groupe témoin			
	Bassin		Épaules	
	G	D	G	D
Amplitude totale (É-T) (°)	8,5 (2,4)	8,3 (2,4)	2,5 (1,0)	2,5 (1,0)
Amplitude min (É-T) (°)	-3,1 (1,2)		-2,8 (2,8)	

	Groupe scoliotique			
	Bassin		Épaules	
	G	D	G	D
Amplitude totale (É-T) (°)	7,0 (2,4)	7,0 (1,7)	2,1 (0,5)	2,1 (0,6)
Amplitude min (É-T) (°)	-3,2 (2,6)		-3,8 (3,0)	
p	p = 0,09 – 0,97 contrôle G vs D p = 0,11 – 0,90 SIA G vs D		Contrôle vs SIA p = 0,20 – 0,92	

Les résultats évoqués dans cette étude ne sont valables que pour des sujets marchant en moyenne à 1,28 m/s en moyenne. Comme les deux groupes ne présentent aucune différence significative quant à la vitesse de marche, il est indiqué de comparer les variables subséquentes de ce paramètre. Toutefois, aucune différence significative n'a été relevée dans le plan frontal tant à la hauteur de la ceinture scapulaire qu'à celle de la ceinture pelvienne (Figure 18).



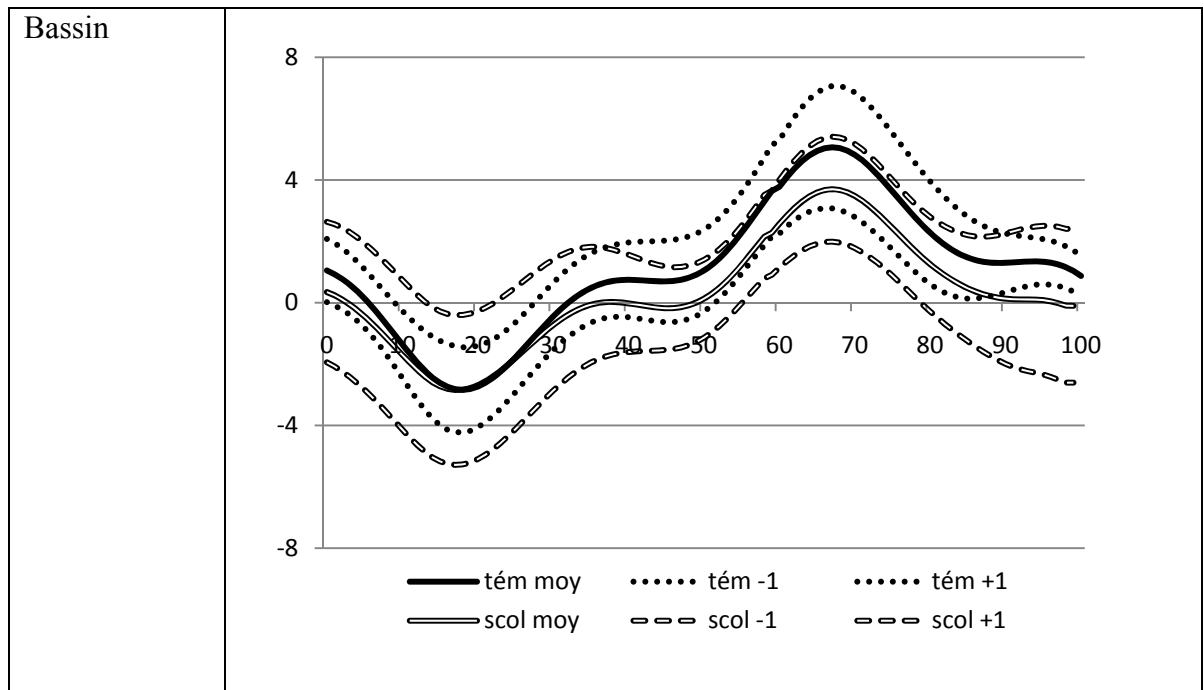


Figure 18 : Amplitudes moyennes (\pm un écart-type) des mouvements, en degrés, dans le plan frontal pour les ceintures scapulaire et pelvienne durant un cycle de marche gauche chez le groupe témoin et le groupe atteint de SIA.

Légende : ligne pleine : moyenne, lignes pointillées : ± 1 écart-type, lignes simples : groupe témoin, lignes doubles : groupe scoliotique.

Les amplitudes de mouvement maximales et minimales de la ceinture pelvienne atteignent respectivement $-3,1^\circ$ et $5,3^\circ$ pour le groupe témoin et $-3,2^\circ$ et $3,8^\circ$ pour le groupe scoliotique. Les valeurs mesurées à la hauteur de la ceinture scapulaire sont plus faibles. Les ceintures pelvienne et scapulaire ont des amplitudes totales de mouvement différentes l'une de l'autre, le bassin ayant des angles de rotation supérieurs (2,8 fois plus grands) à ceux des épaules, mais seulement dans le plan frontal ($p < 0,001$ pour les deux groupes). Les amplitudes de mouvement maximales et minimales de la ceinture scapulaire sont

seulement de $-2,8^\circ$ et $-0,3^\circ$ chez le groupe témoin et de $-3,8^\circ$ et $-1,7^\circ$ chez le groupe scoliotique.

La variabilité des groupes a été vérifiée par le calcul du coefficient de variation (Tableau VI). Aucune différence significative n'a été mesurée entre les groupes.

Tableau VI : Coefficients de variation moyens (écarts-types) en pourcentage.

	Épaules		Bassin	
	Transverse	Frontal	Transverse	Frontal
Témoin	51,6 (24,2)	43,6 (34,0)	63,4 (23,1)	58,1 (24,4)
Scoliotique	37,5 (25,0)	44,1 (40,7)	72,5 (12,9)	43,6 (15,0)
p	0,23	0,97	0,31	0,14

Toutes ces analyses ont toutefois été réalisées en considérant les ceintures scapulaire et pelvienne comme indépendantes. L'interaction entre elles, ou en d'autres mots, comment les ceintures se coordonnent entre-elles, sera abordée dans la prochaine section.

4.4 La coordination

Le concept de coordination est utilisé, ici, pour définir les mouvements des ceintures pelvienne et scapulaire, l'une par rapport à l'autre. Les épaules et le bassin ne se déplacent pas de la même façon lors d'un cycle de marche. On a observé une amplitude de

mouvement plus grande à la hauteur du bassin dans le plan frontal, mais on connaît peu de détails sur le synchronisme entre les ceintures pelvienne et scapulaire. Les résultats des corrélations croisées effectuées entre les ceintures pelvienne et scapulaire pour un même plan sont rassemblés dans le Tableau VII.

Tableau VII : Coefficients de corrélation croisés moyens (écarts-types) comme indice de la coordination des ceintures pelvienne et scapulaire dans les plans frontal et transverse.

Coefficients de corrélation (r) : bassin vs épaules		
	Frontal	Transverse
Témoin	-0,73 (0,14)	-0,68 (0,12)
Scoliotique	-0,67 (0,15)	-0,64 (0,08)
p	0,35	0,33

Les coefficients de corrélation négatifs les plus élevés ont été notés, en accord avec la littérature. On peut qualifier la coordination de modérément en antiphase. Aucune différence significative n'a été mesurée entre les deux groupes,

Chapitre 5 : Discussion

Le but de cette étude est de comparer les rotations des ceintures pelvienne et scapulaire des adolescents atteints de SIA à des adolescents non-scoliotiques durant la marche. Pour y arriver, les amplitudes de mouvement de ces ceintures dans les plans transverse et frontal ont été comparées, mais aucune différence significative n'a été relevée. Les amplitudes minimales et maximales ont aussi été comparées et cette fois, des différences significatives ont été observées entre les groupes témoin et scoliotique dans le plan transverse. Enfin, ni la variabilité ni la coordination, mesurées respectivement à l'aide de coefficients de variation et de corrélations croisées, n'ont été testées comme différentes. Cette section permettra de comparer les résultats de la présente étude avec ceux d'études antérieures et de cerner les limites de cette dernière.

5.1 Les amplitudes de mouvement

Tout d'abord, dans cette étude, les amplitudes de mouvement dans le plan transverse variaient entre $6,1^{\circ}$ (SIA) et $8,3^{\circ}$ (témoin) pour le bassin et $5,7^{\circ}$ (SIA) et $7,1^{\circ}$ (témoin) pour les épaules. Crosbie & Vachalathiti (1997) ont, tant qu'à eux, mesuré des amplitudes de $4,3^{\circ}$ au niveau du bassin chez une population saine, mixte et âgée de 45 ans en moyenne. Les faibles amplitudes peuvent être expliquées par une différence au niveau de l'emplacement des marqueurs utilisés. Ces auteurs avaient utilisé quatre marqueurs postérieurs au bassin et trois marqueurs sur chacune des cuisses comparativement à nous

qui avons utilisé deux marqueurs antérieurs au bassin ce qui peut expliquer, en partie, la différence entre leurs résultats et ceux de cette étude.

Stokes et al. (1989) ont plutôt mesuré des amplitudes de mouvement de $9,0^\circ$ à vitesse naturelle chez huit sujets adultes. Cependant, un protocole sur tapis roulant a été utilisé ainsi qu'un harnais de marqueurs ce qui peut expliquer la grande amplitude de mouvement mesurée. Il a été démontré qu'il existait des différences significatives entre la marche sur le sol et la marche sur tapis roulant (Vogt, Pfeifer, & Banzer, 2002). Enfin, Stokes et al. rapportent aussi une grande variation inter-sujet surtout à vitesse naturelle, ce qu'ils relient à des différences de statures, de longueurs des membres ou de largeur de bassin.

Une autre étude effectuée chez une population adulte saine (Murray, Drought, & Kory, 1964) a mesuré une amplitude moyenne de 10° . Les équipements utilisés à l'époque et le protocole utilisés (ceinture munie d'un marqueur) expliquent leurs résultats. Ils avaient rapporté l'angle entre la projection du marqueur et le plan selon lequel le déplacement était effectué. Cela est différent de l'angle mesuré entre les marqueurs droit et gauche de la présente étude, puisque ces derniers sont dépendants l'un de l'autre. Toutefois, cela permet que, peu importe la position initiale ou statique de l'individu, lorsque les marqueurs sont alignés dans un même plan, l'angle mesuré est égal à zéro. Cela est important avec une

population ayant des changements au niveau du bassin et de la colonne vertébrale comme c'est le cas chez les personnes atteintes de SIA. Murray et collègues (1964) ont aussi mesuré, avec la même technique, le déplacement du thorax et des amplitudes de mouvements moyennes de $6,9^\circ$. Frigo et al. (2003) ont mesuré également des amplitudes moyennes de $6,9^\circ$ au niveau des épaules. Ces valeurs sont semblables à celles qui ont été mesurées dans cette étude pour une vitesse de marche comparable (1,21 m/s). La population à l'étude était 18 jeunes filles de 12,3 ans en moyenne. Cette population saine est homogène avec celle étudiée dans la présente étude et le protocole ainsi que les marqueurs utilisés étaient très semblables à la procédure décrite antérieurement. Toutes ces comparaisons permettent donc de constater que les valeurs qui ont été mesurées, dans cette étude, sont valables selon la littérature.

Dans le plan frontal maintenant, les résultats dans cette étude variaient entre $7,0^\circ$ (SIA) et $8,5^\circ$ (témoin) au niveau de la ceinture pelvienne et entre $2,1^\circ$ (SIA) et $2,5^\circ$ (témoin) au niveau de la ceinture scapulaire. Les mouvements dans ce plan sont influencés par la longueur des pas. Le déplacement vertical influence l'amplitude de mouvement des ceintures pelvienne et scapulaire. Frigo et al. (2003) rapportent une amplitude de mouvement largement supérieure au niveau du bassin ($7,2^\circ$) par rapport aux épaules ($1,6^\circ$). Ces résultats sont semblables à ceux que nous avons obtenus.

Crosbie & Vachalathiti (1997) ont mesuré des amplitudes de mouvement moyennes de $6,9^\circ$ au niveau du bassin dans le plan frontal pour une vitesse de marche de 1,31 m/s tandis que Stokes et al. (1989) ont mesuré des amplitudes de l'ordre de $8,9^\circ$ à vitesse naturelle. Les variations dans le plan frontal semblent moins importantes que celles existantes dans le plan transverse malgré les différences dans les protocoles utilisés.

Dans cette étude, des différences significatives ont été observées au niveau des amplitudes minimales au niveau du plan transverse. Les amplitudes minimales des ceintures pelvienne et scapulaire étaient plus près de zéro chez le groupe scoliotique. Cela signifie que ces derniers effectuaient des rotations asymétriques. Puisque le côté gauche a servi de référence, cela signifie que le côté droit se rendait moins loin derrière le marqueur gauche chez le groupe scoliotique. Autrement dit, selon ces résultats, les enfants ayant une SIA faisaient plus de rotation dans le sens antihoraire que dans le sens horaire. Pour les quelques études qui ont comparé les amplitudes de mouvements chez une population scoliotique, Mahaudens et ses collègues (2005) n'ont observé aucune différence significative pour les amplitudes de mouvements entre deux groupes de 12 adolescents scoliotiques et 12 sujets contrôles marchant à 1,02 m/s tandis que Kramers-de-Quervain et al. (2004) ont observé des asymétries significatives au niveau des amplitudes de mouvements du tronc. Dans la première étude (Mahaudens et al., 2005), la vitesse de marche était plus faible (1,02 m/s) que les groupes de cette étude (vitesse de marche du groupe témoin et scoliotique était respectivement 1,32 m/s et 1,23 m/s). Cela peut expliquer

le fait qu'ils n'aient observé aucune différence significative entre leurs groupes. La vitesse de marche et surtout la longueur de pas influencent l'amplitude de mouvement du bassin (Crosbie, Vachalathiti, & Smith, 1997).

Pour ce qui est de la deuxième étude (Kramers-de-Quervain et al., 2004), ces derniers n'ont pas utilisé de groupe témoin, il est donc impossible de dire si les participants de cette étude agissaient différemment de ce qu'aurait fait un groupe témoin. Toutefois, cette équipe de chercheurs a mesuré les rotations effectuées de part et d'autre de la ligne de progression. Leurs résultats démontrent une symétrie au niveau de la tête et du bassin dans le plan transverse, mais une asymétrie au niveau du tronc dans ce plan. En d'autres termes, le tronc n'effectuait pas des rotations de façon symétrique de part et d'autre de la ligne de progression tandis que la tête et le bassin oui. Ce constat ressemble à ce qui est observé chez le groupe scoliotique de cette étude (Figure 17). Le déplacement moyen de la ceinture scapulaire, dans le plan transverse, ne traverse pas la position neutre (zéro) comparativement aux sujets du groupe témoin, ce qui signifie que l'épaule droite des sujets du groupe scoliotique n'est jamais alignée ou derrière la gauche.

Cela n'est cependant pas le cas au niveau du bassin, malgré la différence significative existante entre les amplitudes minimales des groupes témoin et scoliotique. Le mouvement de la ceinture pelvienne du groupe SIA est donc plus symétrique que celle des

épaules, mais demeure asymétrique comparativement au groupe témoin. Il est aussi physiologiquement très difficile d'avoir un patron de marche efficace sans que le bassin ne traverse la ligne zéro puisqu'il est, jusqu'à un certain point, le prolongement des membres inférieurs. Effectuer un pas provoque la rotation du bassin dans le plan transverse, si les pas ne sont pas de longueur différente, le bassin se doit donc d'effectuer des rotations de part et d'autres de l'axe frontal. La déformation du bassin provoquée par la SIA est probablement à l'origine de l'asymétrie des rotations dans le plan transverse (Gum, Asher, Burton, Lai, & Lambart, 2007).

Au niveau des épaules, le cas est différent. Les épaules ne sont pas déformées structurellement par la SIA, même si leur alignement en est affecté (Zabjek et al., 2008). La ceinture scapulaire est toutefois plus libre d'adapter ses rotations à la forme de la colonne vertébrale et à sa mobilité à la marche, et ce, malgré le balancement des membres supérieurs. La ceinture scapulaire joue, à notre avis, un rôle de modérateur des manifestations locomotrices de la SIA. Autrement dit, les asymétries qui affectent la locomotion des sujets du groupe SIA n'handicapent que très peu leur patron de marche. Si ces asymétries se manifestaient fortement au niveau du bassin, il en serait tout autrement.

Cela n'est pas sans rappeler la théorie de la «dinner plate» qui consistait en un échec du contrôle des rotations bassin-cage thoracique à la marche. Quoique cette étude ne tient

pas compte de l'asymétrie des membres inférieurs, il n'en demeure pas moins que les rotations effectuées sont asymétriques et que, selon la théorie de Burwell et al., celles-ci pourraient être à l'origine de la déformation vertébrale. D'autres auteurs ont mesuré les amplitudes de mouvement à la hanche en passif (Kotwicki, Walczak, & Szulc, 2008) et ont mesuré une asymétrie plus grande et plus fréquente entre les rotations externes et internes des sujets atteints de SIA. Les auteurs croient, donc que leurs résultats appuient l'hypothèse de Burwell et al. Ils font aussi l'hypothèse que ces asymétries ne se manifestent que peu à la marche puisque ce n'est pas énergiquement économique et que les muscles du tronc doivent probablement être activés asymétriquement ce qui provoquerait une démarche symétrique et permettrait de limiter les mouvements de la tête.

Des analyses électromyographiques antérieures ont mesuré une activité des muscles paraspinaux cervicaux plus précoce chez le groupe SIA par rapport à l'activation lombaire (Charbonneau, 2003). Cette activité aurait comme but de maintenir la stabilité du plateau visuel. L'adaptation des rotations des épaules pourraient aussi être liée à ce rôle puisqu'elle pourrait modérer les conséquences provoquées par les changements du patron de marche au niveau de la ceinture pelvienne et des membres inférieurs.

Enfin, Mahaudens et al., (2009) ont utilisé un protocole sur tapis roulant à 4 km/h, c'est-à-dire 1,11 m/s, et un harnais de marqueurs afin d'obtenir des amplitudes de

mouvement de $7,3^\circ$ (témoin) et de $8,1^\circ$ (SIA) au bassin dans le plan transverse. Aucune différence significative n'a été mesurée à ce niveau et il en est de même pour la ceinture scapulaire : $4,7^\circ$ (témoin) et $3,5^\circ$ (SIA). Ils ont aussi mesuré des amplitudes de mouvement de $8,4^\circ$ (témoin) et de $6,2^\circ$ (SIA) au niveau de la ceinture pelvienne dans le plan frontal. Ces résultats étaient significativement différents entre eux. C'est aussi le cas des résultats obtenus à la hauteur de la ceinture scapulaire : $9,3 \pm 1,3$ degrés (témoin) et $7,3 \pm 1,6$ degrés (SIA). Des amplitudes de mouvement aussi grandes à la hauteur de la ceinture scapulaire, dans le plan frontal, sont assez inusitées surtout en regard de la faible vitesse de marche utilisée. Mahaudens et al. ont combiné l'étude de la cinématique à l'étude électromyographique et ont mesuré une activité musculaire prolongée au niveau des muscles érecteurs du rachis, carré des lombes, moyens fessiers et semi-tendineux. L'hypothèse de ces auteurs est que cette contraction musculaire prolongée bilatérale crée une rigidité qui, conséquemment, réduit les rotations des ceintures pelvienne et scapulaire à la marche chez les sujets du groupe scoliotique. Malgré le fait que, dans la présente étude, aucune différence significative ne fût observée entre les amplitudes de mouvements, il est possible de croire qu'une telle rigidité existe, toutefois, cette rigidité semblerait unilatérale ou du moins asymétrique.

5.2 La variabilité

Dans cette étude, aucune différence significative n'a été observée entre les coefficients de variation des groupes SIA et témoin. Cependant, en général, les valeurs de

ces coefficients avaient tendance à être légèrement plus faibles chez le groupe SIA. Ces résultats vont dans le même sens qu'une étude sur la reproductibilité cinématique de la marche comparant un groupe témoin à un groupe scoliotique (Chan, Wong, & Goh, 2006). Ces derniers ont cependant utilisé un coefficient de corrélation multiple afin d'évaluer le bassin, le tronc et les épaules dans les trois différents plans. Selon leur étude, le tronc et le bassin, dans le plan transverse, étaient fortement reproductible d'un essai à l'autre, toutefois, la reproductibilité au niveau de la ceinture scapulaire était plus faible. Ces résultats étaient valides pour le groupe témoin ainsi que pour le groupe scoliotique. Dans la présente étude, aucune différence significative n'a été mesurée entre les coefficients de variation des plans transverse et frontal.

5.3 La coordination

Les coefficients de corrélation croisée relevés comme mesure de la coordination n'ont démontré aucune différence significative entre les deux groupes. À ce jour, aucune étude n'a utilisé les corrélations croisées afin de déterminer la coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire, toutefois, d'autres analyses ont été utilisées. Lamoth et collègues (2002) ont plutôt fait des analyses de Fourier pour comparer la coordination à différentes vitesses de marche d'un groupe témoin à un groupe atteint de maux de dos. À basse vitesse (1,4-3,0 km/h), le groupe témoin était plutôt en phase et la coordination entre les ceintures, dans le plan transverse, devenait de plus en plus en antiphase lorsque la vitesse s'accélérait (3,8-5,4 km/h). Le groupe atteint de maux de dos avait une coordination

différente à partir de 3,8 km/h, même si ce n'était pas unanime à tous les sujets. Cela pourrait peut-être expliquer pourquoi des coefficients de corrélation croisée positifs étaient parfois supérieurs aux coefficients négatifs maximaux. La corrélation de Pearson a aussi été utilisée afin de décrire la coordination (Murray et al., 1964). Ces derniers ont aussi observé une coordination en antiphase ($r = -0,40$), donc faible, entre les ceintures pelvienne et scapulaire dans le plan transverse.

Enfin Stokes et al. (1989) ont, tant qu'à eux, simplement décrit l'interaction entre les deux segments. Dans leur étude, ils ont observé que les ceintures effectuaient des rotations en direction opposée dans le plan transverse. Toutefois, lors des phases de double support, les segments se déplaçaient plutôt en phase. Cette particularité est observée, dans notre cas, seulement chez le groupe témoin, le groupe SIA semblant avoir une courbe moyenne plus fortement en phase qu'en antiphase. Ces chercheurs décrivent aussi les interactions dans le plan frontal : les ceintures pelvienne et thoracique effectueraient des rotations en antiphase lors de la majorité du cycle de marche à l'exception de la deuxième moitié de la phase de simple support. Les mêmes observations ont été faites dans cette étude, et ce, chez les deux groupes.

5.4 Les limites de l'étude

Premièrement, le groupe SIA utilisé était constitué de participants sous observation. Étant donné que ces derniers ne devaient avoir subi aucun traitement, l'importance de leur scoliose variait entre huit et 28 degrés d'angle de Cobb. Ces scolioses étaient donc, pour certaines, minimales et, pour d'autres, moyennement importantes. Aucune analyse statistique n'a été faite afin de vérifier les corrélations possibles entre l'importance de la scoliose et les amplitudes de mouvement. Toutefois, dans le cas de l'étude de Kramers-de-Quervain et al. (2004), ces derniers avaient identifié une corrélation entre les asymétries mesurées et la gravité de la scoliose. Cela laisse croire que des scolioses plus importantes mettraient, probablement, en relief des différences qui n'ont pas été mesurées dans cette étude.

Le groupe de sujets ayant une SIA étant composé de scolioses convexes à droite et à gauche est aussi un fait à prendre en considération. L'étiologie des scolioses gauches pourrait être différente des scolioses droites (Goldberg, Moore, Fogarty, & Dowling, 1999). La latéralité de la scoliose gauche pourrait entraîner des effets un peu différents vu ses impacts physiologiques sur le cœur et les poumons. Toutefois, on ne croit pas que cela puisse causer des impacts différents musculairement parlant.

La technologie utilisée a elle aussi ses limites. L'erreur de laboratoire étant de un degré, il est évident que pour les rotations de faibles amplitudes, les conclusions doivent

rester modérées. La marche à vitesse rapide pourrait probablement exacerber certaines différences puisqu'elle permettrait d'effectuer des rotations de plus grandes amplitudes surtout au niveau du bassin et la marche sans le balancement des bras pourrait potentiellement exacerber des différences au niveau des épaules (Kubo, Holt, Saltzman, & Wagenaar, 2006). Cette tâche pourrait peut-être aussi permettre de mesurer des différences dans la coordination entre les deux groupes puisque chez une population ayant des maux de dos, ce sont à vitesse rapide que les différences avaient été mesurées (Lamoth et al., 2002).

On pourrait aussi tenter de trouver un lien entre la marche et la progression de la scoliose idiopathique. Pour y arriver, un podomètre pourrait être utilisé avec cette population afin de mesurer le niveau d'activité de chacun des participants. Une corrélation entre le nombre hebdomadaire de pas et la progression annuelle de la scoliose pourrait, par la suite, être effectuée.

Chapitre 6 : Conclusion

En résumé, cette étude avait pour but de comparer les rotations des ceintures pelvienne et scapulaire à la marche dans les plans transverse et frontal. À vitesse normale, le groupe scoliotique et le groupe témoin effectuaient des amplitudes de mouvements non différentes, mais les amplitudes minimales mesurées chez le groupe scoliotique étaient plus près de zéro dans le plan transverse. Les ceintures pelvienne et scapulaire effectuaient donc des rotations horaires inférieures aux rotations antihoraires. Cela démontre donc la présence d'une asymétrie dans le plan transverse tant au niveau des épaules que du bassin ce qui ne confirme qu'en partie notre hypothèse.

Cette asymétrie n'est toutefois pas présente dans le plan frontal. Aucune différence n'a été mesurée dans ce plan, tant au niveau des amplitudes de mouvement qu'au niveau des minimums chez les ceintures pelvienne et scapulaire. Les amplitudes mesurées étaient toutefois supérieures au niveau du bassin en comparaison avec les épaules.

La variabilité du patron de marche, mesurée à l'aide de coefficients de variation, n'a permis d'identifier aucune différence significative entre les groupes. De plus, rien ne différenciait les plans entre eux ni les ceintures entre elles.

La coordination entre les ceintures pelvienne et scapulaire durant un cycle de marche n'a permis de relever aucune différence significative entre les deux groupes. Une coordination majoritairement en antiphase a été observée entre ces deux segments.

Ces observations pourront servir à la compréhension des conséquences de la scoliose idiopathique de l'adolescence, mais aussi des impacts potentiels de la marche sur la scoliose idiopathique. Effectuer des rotations asymétriques dans le plan transverse est probablement une adaptation à la présence d'une déformation, mais ces adaptations peuvent aussi avoir le potentiel d'aider à la progression de la scoliose. Il est évident que plusieurs autres études doivent être menées avant d'affirmer cela, mais cette étude en est le premier pas.

Bibliographie

- Allard, P., & Blanchi, J.-P. (2000). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique 2e Édition*. Ville Mont-Royal: Décarie Éditeur.
- APF. (1996). *Déficiences motrices et handicaps : Aspects sociaux, psychologiques, médicaux, techniques et législatifs, troubles associés*. Paris: Association des paralysés de France.
- Athanasopoulos, S., Paxinos, T., Tsafantakis, E., Zachariou, K., & Chatziconstantinou, S. (1999). The effect of aerobic training in girls with idiopathic scoliosis. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 9(1), 36-40.
- Barbeau, H., & Rossignol, S. (1987). Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. *Brain Research*, 412(1), 84-95.
- Bril, B., & Ledebt, A. (1998). Head Coordination as a Means to Assist Sensory Integration in Learning to Walk. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 555-563.
- Burwell, R. G., Cole, A. A., Cook, T. A., Grivas, T. B., Kiel, A. W., Moulton, A., et al. (1992). Pathogenesis of idiopathic scoliosis. The Nottingham concept. *Acta Orthopaedica Belgica*, 58 Suppl 1, 33-58.
- Chan, P. Y., Wong, H. K., & Goh, J. C. H. (2006). The repeatability of spinal motion of normal and scoliotic adolescents during walking. *Gait & Posture*, 24(2), 219-228.

- Charbonneau, M. (2003). *Contrôle du tronc lors de la marche chez les adolescents atteints de scoliose idiopathique et les adolescents sains*. Unpublished Mémoire de maîtrise, Université de Montréal, Montréal.
- Cheung, J., Veldhuizen, A. G., Halberts, J. P. K., Sluiter, W. J., & Van Horn, J. R. (2006). Geometric and electromyographic assessments in the evaluation of curve progression in idiopathic scoliosis. *Spine*, 31(3), 322-329.
- Cobb, J. (1948). Outline for the study of scoliosis. *Instructional Course Lectures, The American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 5, 261.
- Cotrel, Y., Dubousset, J., & Guillaumat, M. (1988). New Universal Instrumentation in Spinal Surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 227, 10-23.
- Crosbie, J., & Vachalathiti, R. (1997). Synchrony of pelvic and hip joint motion during walking. *Gait & Posture*, 6(3), 237-248.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smith, R. (1997). Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait & Posture*, 5(1), 13-20.
- dos Santos Alves, V. L. D. S., Stirbulov, R., & Avanzi, O. (2006). Impact of a physical rehabilitation program on the respiratory function of adolescents with idiopathic scoliosis. *Chest*, 130(2), 500-505.
- Dumontier, C. (2002). La notion de risque en chirurgie : quand la complication est au coeur de l'information. *Le Courrier de colo-proctologie (III)*, 1, 7-12.
- Duong, L., Mac-Thiong, J. M., Cheriet, F., & Labelle, H. (2009). Three-dimensional subclassification of Lenke type 1 scoliotic curves. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 22(2), 135-143.

- Engsberg, J. R., Lenke, L. G., Uhrich, M. L., Ross, S. A., & Bridwell, K. H. (2003). Prospective comparison of gait and trunk range of motion in adolescents with idiopathic thoracic scoliosis undergoing anterior or posterior spinal fusion. *Spine*, 28(17), 1993-2000.
- Friigo, C., Carabalona, R., Dalla Mura, M., & Negrini, S. (2003). The upper body segmental movements during walking by young females. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 419-425.
- Ganley, K. J., & Powers, C. M. (2005). Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait & Posture*, 21(2), 141-145.
- Gaudreault, N., Arsenault, A. B., Larivière, C., DeSerres, S. J., & Rivard, C.-H. (2005). Assessment of the paraspinal muscles of subjects presenting an idiopathic scoliosis: an EMG pilot study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 6, 14.
- Goldberg, C. J. M. D., Moore, D. P. F. M. O., Fogarty, E. E. F. F., & Dowling, F. E. F. B. (1999). Left Thoracic Curve Patterns and Their Association With Disease. *Spine*, 24(12), 1228.
- Gracovetsky, S. (1985). An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(3), 205-216.
- Gum, J. L., Asher, M. A., Burton, D. C., Lai, S.-M., & Lambart, L. M. (2007). Transverse plane pelvic rotation in adolescent idiopathic scoliosis: primary or compensatory? *European Spine Journal*, 16(10), 1579-1586.

- Harrington, P. R. (1977). The etiology of idiopathic scoliosis. *Clinical Orthopaedics & Related Research*(126), 17-25.
- Hilibrand, A. S., & Robbins, M. (2004). Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion? *The Spine Journal*, 4(6, Supplement 1), S190-S194.
- Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Lelas, J. L., & Della Croce, U. (2001). Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(2), 217-220.
- Kindsfater, K., Lowe, T., Lawellin, D., Weinstein, D., & Akmakjian, J. (1994). Levels of platelet calmodulin for the prediction of progression and severity of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*, 76(8), 1186-1192.
- Kotwicki, T., Walczak, A., & Szulc, A. (2008). Trunk rotation and hip joint range of rotation in adolescent girls with idiopathic scoliosis: does the "dinner plate" turn asymmetrically ? *Scoliosis*, 3(1).
- Kramers-de-Quervain, I. A., Muller, R., Stacoff, A., Grob, D., & Stussi, E. (2004). Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 13(5), 449-456.
- Kubo, M., Holt, K. G., Saltzman, E., & Wagenaar, R. C. (2006). Changes in axial stiffness of the trunk as a function of walking speed. *Journal of Biomechanics*, 39(4), 750-757.

- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Wuisman, P. I., van Dieen, J. H., Levin, M. F., Beek, P. J., et al. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*, 27(4), E92-99.
- Lenzsinck, M. L., Frijlink, A. C., Berger, M. Y., Bierman-Zeinstra, S. M., Verkerk, K., & Verhagen, A. P. (2005). Effect of bracing and other conservative interventions in the treatment of idiopathic scoliosis in adolescents: a systematic review of clinical trials.[see comment]. *Physical Therapy*, 85(12), 1329-1339.
- Letellier, K., Azeddine, B., Blain, S., Turgeon, I., Wang da, S., Boiro, M. S., et al. (2007). Etiopathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis and new molecular concepts. [Review]. *M S-Medecine Sciences*, 23(11), 910-916.
- Leteneur, S., Gillet, C., Sadeghi, H., Allard, P., & Barbier, F. (2009). Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. *Clinical Biomechanics*, 24(2), 190-195.
- Lowe, T. G., Edgar, M., Margulies, J. Y., Miller, N. H., Raso, V. J., Reinker, K. A., et al. (2000). Etiology of Idiopathic Scoliosis: Current Trends in Research. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*, 82(8), 1157-.
- Machida, M. (1999). Cause of idiopathic scoliosis. *Spine*, 24(24), 2576-2583.
- Machida, M., Dubousset, J., Imamura, Y., Iwaya, T., Yamada, T., & Kimura, J. (1995). Role of melatonin deficiency in the development of scoliosis in pinealectomised chickens. *Journal of Bone & Joint Surgery - British Volume*, 77(1), 134-138.
- Mahaudens, P., Banse, X., Mousny, M., & Detrembleur, C. (2009). Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *European Spine Journal*, 18(4), 512-521.

- Mahaudens, P., Thonnard, J.-L., & Detrembleur, C. (2005). Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 5(4), 427-433.
- Mallau, S., Bollini, G., Jouve, J.-L., & Assaiante, C. (2007). Locomotor skills and balance strategies in adolescents idiopathic scoliosis. *Spine*, 32(1), E14-22.
- Matthews, M., & Crawford, R. (2006). The use of dynamic Lycra orthosis in the treatment of scoliosis: a case study. *Prosthetics & Orthotics International*, 30(2), 174-181.
- Mazda, K., Ilharreborde, B., Even, J., Lefevre, Y., Fitoussi, F., & Pennecot, G. F. (2009). Efficacy and safety of posteromedial translation for correction of thoracic curves in adolescent idiopathic scoliosis using a new connection to the spine: the Universal Clamp. *European Spine Journal*, 18(2), 158-169.
- Meier, M. P., Klein, M. P., Krebs, D., Grob, D., & Muntener, M. (1997). Fiber transformations in multifidus muscle of young patients with idiopathic scoliosis. *Spine*, 22(20), 2357-2364.
- Miyamoto, M., Slightom, J., & Goodman, M. (1987). Phylogenetic relations of humans and African apes from DNA sequences in the psi eta-globin region. *Science*, 238, 369-373.
- Moreau, A., Wang, D. S., Forget, S., Azeddine, B., Angeloni, D., Fraschini, F., et al. (2004). Melatonin signaling dysfunction in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 29(16), 1772-1781.
- 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 scoliosis.

- Evaluation of intrinsic error. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*, 72(3), 320-327.
- Murray, M. P., Drought, A. B., & Kory, R. C. (1964). Walking Patterns of Normal Men. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*, 46(2), 335-360.
- Nault, M.-L., Allard, P., Hinse, S. b., Le Blanc, R., Caron, O., Labelle, H., et al. (2002). Relations Between Standing Stability and Body Posture Parameters in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 27(17), 1911-1917.
- Negrini, S., Antonini, G., Carabalona, R., & Minozzi, S. (2003). Physical exercises as a treatment for adolescent idiopathic scoliosis. A systematic review. *Pediatric Rehabilitation*, 6(3-4), 227-235.
- Niesluchowski, W., Dabrowska, A., Kedzior, K., & Zagrajek, T. (1999). The potential role of brain asymmetry in the development of adolescent idiopathic scoliosis: a hypothesis. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, 22(8), 540-544.
- Ogilvie, J. W., Braun, J., Argyle, V., Nelson, L., Meade, M., & Ward, K. (2006). The search for idiopathic scoliosis genes. *Spine*, 31(6), 679-681.
- Paschalis, V., Giakas, G., Baltzopoulos, V., Jamurtas, A. Z., Theoharis, V., Kotzamanidis, C., et al. (2007). The effects of muscle damage following eccentric exercise on gait biomechanics. *Gait & Posture*, 25(2), 236-242.
- Pincott, J. R., & Taffs, L. F. (1982). Experimental scoliosis in primates: a neurological cause. *Journal of Bone & Joint Surgery - British Volume*, 64-B(4), 503-507.
- Prince, F., Winter, D., Stergiou, P., & Walt, S. (1994). Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait & Posture*, 2(1), 19-25.

- Rogala, E. J., Drummond, D. S., & Gurr, J. (1978). Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*, 60(2), 173-176.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (1994). *Human Walking Second Edition*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Rossignol, S., Schwab, M., Schwartz, M., & Fehlings, M. G. (2007). Spinal Cord Injury: Time to Move? *J. Neurosci.*, 27(44), 11782-11792.
- Sangole, A. P., Aubin, C. E., Labelle, H., Stokes, I. A., Lenke, L. G., Jackson, R., et al. (2009). Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine*, 34(1), 91-99.
- Sirca, A., & Kostevc, V. (1985). The fibre type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. *Journal of Anatomy*, 141, 131-137.
- Standford, C. (2003). *Upright The evolutionary key to becoming human*. New York: Houghton Mifflin Company.
- Steinmetz, M. P., Rajpal, S., & Trost, G. (2008). Segmental spinal instrumentation in the management of scoliosis. *Neurosurgery*, 63(3 Suppl), 131-138.
- Stokes, V. P., Andersson, C., & Forssberg, H. (1989). Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 22(1), 43-50.
- Susan, G. L. (1988). Subscapularis function in gibbons and chimpanzees: Implications for interpretation of humeral head torsion in hominoids. *American Journal of Physical Anthropology*, 76(4), 449-462.

- Tassin, J.-L. (2004). Anatomie pathologique et pistes étiopathologiques des scolioses idiopathiques. *Revue du Rhumatisme*, 71, 129-136.
- Tortora, G. J., & Grabowski, S. R. (2001). *Principes d'anatomie et de physiologie*. Montréal: Éditions du nouveau pédagogique inc.
- van Emmerik, R. E., & Wagenaar, R. C. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1175-1184.
- Vogt, L., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2002). Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clinical Biomechanics*, 17(2), 162-165.
- Weiss, H. R. (1991). The effect of an exercise program on vital capacity and rib mobility in patients with idiopathic scoliosis. [Comparative Study]. *Spine*, 16(1), 88-93.
- Willner, S., Nilsson, K. O., Kastrup, K., & Bergstrand, C. G. (1976). Growth hormone and somatomedin A in girls with adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Paediatrica Scandinavica*, 65(5), 547-552.
- Winter, D. A. (1987). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Waterloo: University of Waterloo Press.
- Winter, D. A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait : Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo: University of Waterloo Press.
- Woods, L., Haller, R., Hansen, P., Fukumoto, D., & Herman, R. (1995). Decreased Incidence of Scoliosis in Hearing-Impaired Children|Implications for a Neurologic Basis for Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 20(7), 776-780.

www.bioinstruments.net. (2007). VICON Motion Tracking.

www.kineziterapija.org. (2008). Types de scolioses.

www.skoliose-info-forum.de. (2005). Mesure de l'angle de Cobb.

Zabjek, K. F., Leroux, M. A., Coillard, C., Prince, F., & Rivard, C. H. (2008). Postural characteristics of adolescents with idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 28(2), 218-224.