

Université de Montréal

Effet du port du corset de Boston sur l'équilibre des jeunes filles ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence

par

Laura Gatto

Département de kinésiologie

Mémoire présenté à la faculté des études supérieures

En vue de l'obtention du grade de

M.Sc. en sciences de l'activité physique

Août, 2003

©Laura Gatto, 2003



GV

201

U54

2004

v.008

Direction des bibliothèques

AVIS

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

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

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

NOTICE

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

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

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

Université de Montréal

Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Effet du port du corset de Boston sur l'équilibre des jeunes filles ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence

présenté par :

Laura Gatto

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

PRINCE François

Président-rapporteur

LABELLE Hubert

Membre du jury

ALLARD Paul

Directeur de recherche

Mémoire accepté le : 20 octobre 2003

Résumé

La scoliose idiopathique de l'adolescence est caractérisée par une perturbation de l'équilibre (Yamada et al., 1969; Sahlstrand et al., 1978; Yukutiél et al., 1981). Bien que le corset de Boston soit le meilleur traitement orthopédique, il existe des évidences sur l'inefficacité de cette orthèse pour réduire le risque de progression des courbes scoliotiques (Gignac et al., 2000; Wong et al., 2000; Goldberg et al., 2001) qui occasionne un déséquilibre postural (Gauchard et al., 2001). L'objectif principal de ce travail est de déterminer si le fait d'utiliser un corset de Boston perturbe l'équilibre postural debout chez des jeunes filles scoliotiques. Le second objectif est de démontrer que le corset de Boston aurait un bénéfice qui persiste une fois cessé, en comparant les conditions pré-corset et sans corset. Quinze filles scoliotiques âgées de 12 ans ont été évaluées au moment de la prescription d'un corset de Boston (groupe pré-corset) et dix semaines après le début du traitement (conditions avec et sans corset).

L'équilibre postural a été évalué, au moyen d'une plate-forme de force (AMTI). Les déplacements du COP (centre de pression), ont servi à estimer la position du COM (centre de masse), suivant la méthode décrite par Brenière (1996). Une transformation rapide de Fourier (FFT) a été utilisée pour estimer les composantes fréquentielles des déplacements ainsi que pour calculer les mesures de tendance

centrale et de dispersion spectrale. Les différences entre les groupes ont été testées à l'aide des tests de t appariés avec un seuil de signification de $p < 0.05$.

Le groupe avec corset démontre une tendance vers les plus hautes fréquences, de 5.7% pour le COP AP (antéro-postérieur). L'analyse du groupe pré-corset montre un accroissement du COP AP de 9.9%. Le déséquilibre serait plus évident sur la direction AP dû à l'apparition d'une hypocyphose entraînée par le corset de Boston. Un déplacement vers des fréquences supérieures est associé à une perturbation des systèmes qui contrôlent l'équilibre postural (Rougier, 2001). La présence des hautes fréquences dans le spectre du COP AP met en évidence le rôle important du système neuromusculaire dans le maintien de la posture érigée chez les sujets pré-corsets et l'effet du port du corset de Boston une fois terminé.

Dans notre premier objectif on observe un déplacement vers les hautes fréquences du COP AP et COM AP des patientes avec corset. Ce déplacement exprime une augmentation de 7.3% de la raideur articulaire qui perturbe l'équilibre postural chez les patientes qui portent un corset de Boston. Dans le second objectif, les filles sans corset ont une amélioration de la posture de 11% par rapport au groupe pré-corset. Cela semble indiquer que le corset de Boston a un effet bénéfique qui se manifeste, seulement, une fois le corset cessé.

Mots clés : biomécanique; scoliose idiopathique de l'adolescence; corset de Boston;

équilibre postural

Abstract

Patients with adolescent idiopathic scoliosis (AIS) have perturbations of the standing position (Yamada et al., 1969; Sahlstrand et al., 1978; Yukutiel et al., 1981). The Boston brace is the most common orthopaedic treatment for the AIS. However, this brace does not seem to reduce the risk of progression of the scoliotic curves. The first objective of this study is to test the hypothesis that a Boston brace reduces standing balance in adolescent idiopathic scoliosis. The second objective is to demonstrate that the Boston brace has a beneficial effect, which persists once removed, by comparing the pre-brace and out-of brace conditions. Fifteen AIS subjects, aged to 12 years, were tested: before brace prescription (pre-brace group) and 10 weeks after wearing a Boston brace (out-of brace and in-brace groups).

Quiet standing balance was tested using an AMTI force platform. COP excursion was used to estimate the COM position (Brenière, 1996). Fast Fourier Transforms (FFT) were used to estimate the frequency composition of the displacements data and to calculate measures of central tendency and spectral dispersion from the power spectra. Paired t-tests were performed between the groups for a level of significance set at $p < 0.05$.

The In-brace group had a significant shift towards higher frequencies in the AP direction (COP AP 5.7%). The Pre-brace group show a shift to the higher frequencies (COP AP 9.9%). The instability was more obvious in the AP direction

due to a hypokyphosis induced by the Boston brace. A shift towards higher frequencies show an increment in muscle activity (Rougier et al., 2001) induced by the Boston brace. The high frequencies in the spectrum of the COP AP confirm the important role of the neuromuscular system in the standing balance of the pre-brace group and the effect of this brace once removed.

In the first objective of our study, a significant shift towards higher frequencies in the COP AP and COM AP was showed for the in-brace group. This shift confirms an increased muscular activity (7.3%) that disturbs the standing posture of the subjects with a Boston brace. In the second objective, the girls without brace showed a better standing balance (11%) than the pre-brace group. The beneficial effect of the Boston brace is seen only after removal.

Keywords: Biomechanics; Adolescent idiopathic scoliosis; Boston brace; Postural balance

Table de matières :

RÉSUMÉ	iii
ABSTRACT	v
TABLE DE MATIÈRES	vii
LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX	ix
LISTE DES SIGNES ET ABRÉVIATIONS	xii
REMERCIEMENTS	xiii
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
1.1 Étiologie et progression de la scoliose idiopathique de l'adolescence	2
1.2 Équilibre postural et la scoliose idiopathique de l'adolescence	7
1.3 Corset de Boston	8
CHAPITRE 2 : REVUE DE LA LITTÉRATURE	12
2.1 Équilibre chez les scoliotiques	12
2.2 Méthodes de mesures de l'équilibre postural	14
2.2.1 <i>Estimation du COM</i>	15
2.3 Utilisation des paramètres temporels et fréquentiels	17
2.4 Objectifs spécifiques	20
CHAPITRE 3 : MÉTHODE	22
3.1 Description de la population	22
3.2 Matériels utilisés	24
3.3 Protocole expérimental	25
3.4 Traitement et analyse des données	28
3.4.1 <i>Paramètres temporels</i>	28
3.4.2 <i>Paramètres fréquentiels</i>	34
3.5 Analyses statistiques	36

CHAPITRE 4 : RÉSULTATS	38
4.1 Paramètres temporels	38
4.2 Paramètres fréquentiels	41
4.2.1 <i>Comparaison avec et sans corset</i>	47
4.2.2 <i>Comparaison pré-corset et sans corset</i>	51
CHAPITRE 5 : DISCUSSION	56
5.1 Comportement postural des groupes avec et sans corset	57
5.1.1 <i>Paramètres temporels des groupes avec et sans corset</i>	57
5.1.2 <i>Paramètres fréquentiels des groupes avec et sans corset</i>	59
5.2 Comportement postural des groupes pré-corset et sans corset	62
5.2.1 <i>Paramètres temporels des groupes pré-corset et sans corset</i>	63
5.2.2 <i>Paramètres fréquentiels des groupes pré-corset et sans corset</i>	63
5.3 Limites de l'étude	64
5.4 Pertinences cliniques	66
5.5 Recommandations	68
CHAPITRE 6 : CONCLUSION	70
REFERENCES	71

Liste des figures et tableau

Figures:

figure 1 : Plate-forme de force AMTI et son système de coordonnées	24
figure 2 : Dimensions du gabarit et positionnement normalisé des pieds	25
figure 3 : Disposition du sujet sur la plate-forme de force	27
figure 4 : Comportement du COP, COM et de COP-COM d'un sujet (ML)	29
figure 5 : Synoptique des différentes étapes nécessaires pour la détermination des mouvements de COP-COM et de COM sur une direction	31
figure 6 : Trajectoire du COP d'un sujet durant la position debout	34
figure 7 : Représentation des mesures de tendance centrale du COP AP et des mesures de dispersion spectrale. Représentation des premier et deuxième maxima	35
figure 8 : Position moyenne du centre de pression (COP) des trois groupes	39
figure 9 : Surface d'oscillation du COP et du COM des trois groupes	39
figure 10 : Longueurs du COP et du COM a) antéro-postérieure et b) médio-latérale des trois groupes	40

- figure 11 : Spectre moyen en fonction des fréquences (Hz) du a) COP, b) COM, c) COP-COM, calculé dans la direction antéro-postérieure, des groupes pré-corset, avec et sans corset 41
- figure 12 : Spectre moyen en fonction des fréquences (Hz) du a) COP, b) COM, c) COP-COM, calculé dans la direction médio-latérale des groupes pré-corset, avec et sans corset 43
- figure 13 : Amplitudes des maxima des spectres du a) COP et b) COM des groupes pré-corset, avec corset et sans corset pour la direction antéro-postérieure 45
- figure 14 : Amplitudes des maxima des spectres du a) COP et b) COM des groupes pré-corset, avec corset et sans corset pour la direction médio-latérale 46
- figure 15 : Moyenne, médiane, fréquence dominante et dispersion, a) COP, b) COM et c) COP-COM dans la direction antéro-postérieure Groupe avec corset et sans corset 47
- figure 16 : Pente du spectre dans la direction antéro-postérieure Groupe avec corset et sans corset 49
- figure 17 : Moyenne, médiane, fréquence dominante et dispersions a) COP, b) COM et c) COP-COM dans la direction médio-latérale Groupe avec corset et sans corset 50
- figure 18 : Pente du spectre dans la direction médio-latérale. Groupe avec et sans corset 51

figure 19 : Moyenne, médiane, dominante et dispersion a) COP. b) COM. et c) COP-COM dans la direction antéro-postérieure. Groupe pré-corset et sans corset	52
figure 20 : Pente du spectre dans la direction antéro-postérieure. Groupe pré-corset et sans corset	53
figure 21 : Moyenne, médiane, fréquence dominante et dispersion a) COP b) COM et c) COP-COM dans la direction médio-latérale. Groupe pré-corset et sans corset	54
figure 22 : Pente du spectre dans la direction médio-latérale. Groupe pré-corset et sans corset	55
 <u>Tableau</u>	
Tableau I : Moyenne et écart-type de l'âge, la taille, le poids et l'angle de Cobb des sujets ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence	23

Liste des signes et des abréviations

AIS/SIA	=	scoliose idiopathique de l'adolescence
AP	=	antéro-postérieur
COP	=	centre de pression
COM	=	centre de masse
COP-COM	=	écart de position entre le COP et le COM
cm	=	centimètre
EMG	=	électromyographie
F	=	force
FFT	=	Transformée rapide de Fourier
Hz	=	hertz
mm	=	millimètre
mm ²	=	millimètre carré
ML	=	médio-latéral
N	=	Newton
Nm	=	newton mètre
s	=	seconde
SNC	=	système nerveux central

Remerciements

Je désire exprimer ma profonde gratitude envers mon directeur de recherche, le Docteur Paul Allard, pour son dévouement, sa disponibilité et ses conseils qui m'ont profondément aidé tout au long de mon projet de maîtrise.

Je voudrais aussi manifester ma reconnaissance envers le Docteur Hubert Labelle pour sa précieuse collaboration au projet et au Centre de Recherche de l'hôpital Sainte-Justine.

Je souhaite également remercier aux autorités et professeurs de l'Université de Montréal ainsi qu'à toutes les personnes qui m'ont fait bénéficier de leurs compétences et qui ont collaborer dans ce projet.

Je tiens sincèrement à remercier Madame Manon Sicotte Allard pour sa précieuse aide et collaboration dans l'acquisition et traitement des données.

Je voudrais également remercier mon époux qui m'a aidé, supporté et encouragé à persévérer et qui à crû en moi. Enfin, je remercie, aussi ma famille qui m'a donné toujours leurs encouragements.

Chapitre 1 : Introduction

Au début du V^e siècle, Hippocrate a été le premier en décrire la scoliose comme une déformation vertébrale résultante d'une mauvaise attitude posturale (Moen et Nachemson, 1999). De nos jours, la scoliose est définie comme une déformation complexe de la colonne (Labelle et al., 1996; Dickson, 1999). Environ 90% des cas sont diagnostiqués comme des scolioses idiopathiques de l'adolescence (Weinstein, 1994).

La déformation vertébrale commence, habituellement, avec une inclination de la colonne vertébrale qui est accompagnée d'une déformation de la cage thoracique (Veldhuizen et al., 2000). En générale, ce processus de déformation survient durant la période de croissance. La diminution de la stabilité de la colonne vertébrale est associée à la déformation des corps vertébraux et des côtes (Veldhuizen et al., 2000).

La scoliose idiopathique de l'adolescence est une maladie pathologique complètement inconnue (Lowe et al., 2000). Les propriétés mécaniques des tissus vertébraux, l'alignement des vertèbres et les chargements inégaux pourraient causer une scoliose (Andriacchi et al., 1974). On distingue une scoliose neurologique d'une scoliose idiopathique de l'adolescence par un trouble neurologique (Nachemson et Sahlstrand, 1977) bien que, la scoliose idiopathique de l'adolescence est présente dans plusieurs syndromes neurologiques (James, 1956; Hardy, 1970; Gibson et al., 1978; Yukutiel et

al., 1981). Cela sous-entend que les déficiences neurologiques pourraient être un des facteurs dans la scoliose idiopathique de l'adolescence. Des troubles neurologiques accompagnés d'un affaiblissement musculaire sont reconnus comme une des causes de la scoliose idiopathique de l'adolescence (James, 1956; Hardy, 1970; Gibson et al., 1978). Néanmoins, les causes qui initieraient le développement de cette maladie demeurent toujours inconnues.

1.1 Étiologie et progression de la scoliose idiopathique de l'adolescence :

Plusieurs facteurs semblent être reliés à l'apparition, au développement et à l'évolution de la scoliose idiopathique de l'adolescence. L'étiologie de cette déformation squelettique est multifactorielle comme le souligne Lowe et al. (2000).

La scoliose idiopathique de l'adolescence se développe durant l'étape de croissance (étape de puberté). Cette période est reliée aux changements hormonaux qui ont une interaction dans le processus de croissance. Durant la puberté, la production de mélatonine est perturbée. Cela déchaîne une anomalie dans le fonctionnement du collagène qui pourrait entraîner l'évolution de la scoliose idiopathique de l'adolescence (Machida et al., 1995; Bagnall et al., 1996).

D'autres études établissent une relation entre la scoliose idiopathique de l'adolescence et un désordre proprioceptif (Gauchard et al., 2001; Woods et al., 1995, Nault et al.,

2002). Selon Burwell et al. (1992) la scoliose idiopathique de l'adolescence résulte d'un développement anormal du système nerveux central. Cette anomalie produit un mécanisme de rotation au niveau du pelvis, des disques intervertébraux et des côtes. Ce mécanisme de rotation est le résultat de l'association entre une inclinaison latérale de la colonne vertébrale et une augmentation de la lordose. La rotation vertébrale pourrait initier la scoliose idiopathique de l'adolescence (Burwell et al. 1992).

Étant donné que la scoliose idiopathique de l'adolescence apparaît à la puberté, où le développement squelettique est incomplet, les courbes scoliotiques sont à risque de progresser. L'immaturation sexuelle ainsi que squelettique doivent être considérées comme signes de risque en matière de progression de la scoliose idiopathique de l'adolescence (Drummond et al., 1980). Une étude de Rogala et al. (1978) montre que les filles ayant des courbes scoliotiques de 11°, ont une progression importante de 15.4% dans leur scoliose. Cette évolution des courbes scoliotiques a été reliée, particulièrement, à une immaturité squelettique, au genre et à la magnitude de la courbe scoliotique (Rogala et al., 1978). La déformation vertébrale peut continuer à progresser pendant la période de croissance (Veldhuizen et al., 2000).

Dans certains cas, la courbe scoliotique peut continuer à progresser après la maturité squelettique (Collis et al., 1969; Veldhuizen et al., 2000). Ce phénomène-ci pourrait être causé par la dégénération des disques intervertébraux et du fibrocartilage situés dans le côté concave de la courbure scoliotique (Duval-Beaupere et al., 1970; Duval-

Beaupere et al., 1985). L'évolution de la scoliose pendant la période de post-adolescence, varie selon le type et magnitude de la courbe scoliotique. Ces observations soulignent l'importance de la nécessité de garder les patients scoliotiques sous observation (Collis et al., 1969). Les patientes qui n'ont jamais été traitées, ayant une courbe scoliotique majeure à 60°, développeront, à l'âge adulte, des déformations vertébrales plus sévères qui perturberaient le système respiratoire et cardiaque (Collis et al., 1969).

Il a été démontré par Veldhuizen et al. (2000) que la progression de la courbe d'une scoliose idiopathique de l'adolescence est directement corrélée à la période de croissance. Une croissance asymétrique des apophyses vertébrales, selon à la loi Hueter-Volkman, pourrait être à l'origine de la progression scoliotique (Agadir et al., 1988; Perdriolle et al., 1993). Il a été, aussi suggéré que la progression pourrait être causée par une augmentation des structures vertébrales antérieures en comparaison aux structures postérieures, ainsi qu'un raccourcissement des structures musco-ligamentaires postérieures (Somerville, 1952; Roaf, 1960; Roaf, 1966; Murray et al., 1996). Un problème survenu au niveau des structures musculo-ligamentaires et/ou au niveau du système neuromusculaire perturberait le mécanisme de stabilisation de la colonne vertébrale et pourrait constituer un facteur principal de progression de la scoliose idiopathique de l'adolescence (Veldhuizen et al., 2000).

La scoliose idiopathique a été aussi considérée comme la réponse à un syndrome du système nerveux central qui entraîne des perturbations dans les processus accomplis

par l'appareil vestibulaire et le système visuel (Herman et al., 1985). Un fonctionnement perturbé des systèmes tels que proprioceptif, visuel et vestibulaire entraînent une distorsion importante de la verticalité corporelle qui provoquerait l'apparition d'une scoliose (Herman et al., 1985). Le contrôle du corps dans l'espace est le résultat des informations fournies par le système vestibulaire, visuel et proprioceptif (Veldhuizen et al., 2000). Un équilibre postural affaibli a été postulé comme un facteur contribuant au développement de la scoliose idiopathique de l'adolescence (Guyton, 1976).

Une dysfonction des muscles inter-épineux pourrait être aussi impliquée dans la scoliose idiopathique de l'adolescence (Matthews, 1969 a);b); Hoogmartens et al., 1976; Yukutiél et al., 1981; Low et al., 1983; Barrack et al., 1984; Whitecloud et al., 1984). La faiblesse des muscles paravertébraux a été attribuée comme un possible facteur qui causerait l'apparition et la progression de la scoliose idiopathique de l'adolescence (Fidler et al., 1974; Fidler et al., 1976; Spencer et al., 1976; Yarom et al., 1979; Ford et al., 1984). Une condition neuromusculaire et une faiblesse des muscles inter-épineux seraient une des causes de la scoliose idiopathique de l'adolescence (Veldhuizen et al., 2000). Cela semble être produit par l'altération des unités motrices au niveau de la moelle épinière, ainsi que par la perturbation du système sensoriel. Ces perturbations décrites ci-dessus seraient responsables de la déviation latérale de la colonne vertébrale et d'une rotation axiale qui est suffisante pour produire un déséquilibre des forces nécessaires pour maintenir le correct contrôle postural (Veldhuizen et al., 2000).

Les seuls facteurs de risque clairement associés à la scoliose idiopathique de l'adolescence, jusqu'au présent, sont l'âge et le genre. La prévalence de la scoliose idiopathique de l'adolescence est, approximativement, 2% à 3% de la population d'enfants âgés entre dix et seize ans (Weinstein, 1994). Une étude sur la prévalence et la gravité des courbes scoliotiques démontre qu'il existe un 0.1% de la population qui atteint une scoliose idiopathique de l'adolescence sévère, c'est-à-dire une courbe scoliotique de plus de 40° d'angle de Cobb (Kane, 1977). Cette étude conclue que environ 2.5% de la population infantile développe une scoliose idiopathique de l'adolescence modérée : ~10° d'angle de Cobb (Kane, 1977).

Les filles semblent être plus à risque de développer des courbures scoliotiques plus importantes, dans une proportion de 7:1 par rapport aux garçons (Risser, 1958). Selon Rogala et al. (1978), l'incidence par rapport au genre est reliée à la magnitude de la courbe scoliotique. Autrement dit, les courbes de moindre amplitude ont une relation filles-garçons de 1.25:1. Pourtant, les courbes majeures à 20° présentent une relation filles-garçons de 5.4:1. En autres termes, les filles sont plus à risque de développer des déformations vertébrales plus sévères que celles développées par les garçons (Rogala et al., 1978; Katsaris et al., 1998). Les filles pourraient êtres plus vulnérables à des processus scoliotiques sévères dû à la courte période de croissance vertébrale (Lowe et al., 2000).

1.2 Équilibre postural et la scoliose idiopathique de l'adolescence :

L'équilibre postural représente un processus complexe qui comporte l'acquisition et le traitement des informations sensorielles ainsi que l'exécution des commandes motrices (Sahlstrand et al., 1978). L'information se produit au niveau des propriocepteurs situés aux muscles, tendons et ligaments. Ces informations se produisent, aussi, dans l'appareil vestibulaire et visuel. Ce processus complexe de régulation postural peut être perturbé par plusieurs troubles neurologiques (Sahlstrand et al., 1978).

Un pauvre équilibre postural a été postulé comme un facteur important qui contribuerait au développement de la scoliose (Tezuka, 1971; Sahlstrand, 1980; Mixon et al., 1982; Barrack et al., 1984). Selon Hensinger et al. (1976), Yukutiel et al. (1981) et Barrack et al. (1984) le système nerveux central est perturbé chez les sujets scoliotiques. Cela combiné à une déficience du système musculaire au niveau de la colonne vertébrale, perturbent le maintien de l'équilibre debout (Barrack et al., 1984).

La scoliose idiopathique de l'adolescence est caractérisée par une perturbation de l'équilibre (Yamada et al., 1969; Sahlstrand et al., 1978; Yukutiel et al., 1981). Ce déséquilibre postural suggère une détérioration du système nerveux central, en complément avec une réduction de l'activité musculaire dans la colonne vertébrale.

L'existence d'une déficience dans le système proprioceptif cause un délai dans la réponse musculaire, entraînant un mauvais équilibre postural (Radebold et al., 2001).

1.3 Corset de Boston :

Afin de corriger la déformation induite par la scoliose, des traitements non-invasifs et non-opératoires sont communément utilisés. Actuellement, le corset de Boston est le traitement orthopédique le plus souvent prescrit par les médecins. Le corset de Boston est un des traitements non-opératoires les plus courants de la scoliose idiopathique de l'adolescence. Il a été développé dans les années soixante-dix par Hall et Miller (1976). Il est conçu d'un matériel rigide en plastique qui entoure le tronc des patients. Cette orthèse thoraco-abdominale exerce une pression externe sur la partie supérieure de l'abdomen et sur les gibbosités thoracique et/ou lombaire, afin de corriger la déformation vertébrale (Katsaris et al., 1999). L'orthèse est prescrite, communément, pour les patients ayant des courbes scoliotiques mesurant entre 25° et 45° (Katz et Durrani, 2001).

Une étude rapporte que le corset de Boston prévient la progression des courbes scoliotiques dites modérées (entre 20 et 40° Cobb) (Katsaris et al., 1999). Le corset de Boston est une orthèse thoraco-lumbo-sacrée. Il existe, aussi des orthèses cervico-troracique-lumbo-sacrée tel que le corset de Milwaukee (Moen et Nachemson, 1999). De plus, l'orthèse réduit significativement les risques de chirurgie chez les patients

ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence entre 25° et 35° (Moen et Nachemson, 1999).

Bien que le corset soit le meilleur traitement orthopédique, il existe des données suggérant l'inefficacité de cette orthèse à réduire le risque de progression des courbes scoliotiques (Gignac et al., 2000; Wong et al., 2000; Goldberg et al., 2001). La progression des courbes scoliotiques occasionne un déséquilibre postural (Gauchard et al., 2001). En plus, le corset de Boston est responsable d'une diminution de la cyphose thoracique physiologique, entraînant une décompensation de l'alignement de la colonne (Dansereau et al., 1996; Labelle et al., 1996; Wong et al., 2000; Rhee et al., 2002). La pression qu'exerce le corset de Boston pourrait entraîner une incrémentation de la raideur musculo-articulaire, qui pourrait nuire à l'équilibre postural des sujets scoliotiques (Dworkin et al., 1985). Cette pression constante sur le thorax peut causer des déformations permanentes au niveau de la cage thoracique et des côtes (Dworkin et al., 1985). De plus, une telle pression limite les mouvements respiratoires et peut entraîner des changements dans le volume et dans la mécanique pulmonaire (Katsaris et al., 1999). Selon notre hypothèse, nous estimons que l'équilibre postural chez les scoliotiques serait, probablement, plus perturbé avec un corset de Boston. Bien qu'il corrige la déformation scoliotique, il pourrait entraîner des perturbations posturales en rigidifiant le tronc dans une structure contraignante.

Ainsi, l'efficacité du corset de Boston est encore questionnée comme méthode pour le contrôle et la prévention de l'évolution et de la progression de la scoliose (Gignac et al., 2000; Wong et al., 2000; Goldberg et al., 2001).

Plusieurs études ont démontré que le corset de Boston corrige de manière significative l'angle de Cobb dans le plan frontal (Nachemson et al., 1995). Le corset de Boston tend à diminuer la courbure normale sur le plan sagittal, mais son effet est limité dans le plan transverse de la déformation (Labelle et al., 1996; Gignac et al., 2000). Selon Labelle et al. (1996), l'orthèse ne produit aucun effet significatif sur la dérotation dans le plan transversal. Au niveau de la cage thoracique, le corset de Boston déplace l'orientation des côtes et des vertèbres vers l'avant. Ce changement augmente l'angle d'inclinaison du tronc sur le plan sagittal et entraîne un déséquilibre sagittal de la colonne vertébrale. Le corset de Boston provoque un déplacement antérieur des vertèbres thoraciques qui réduit la cyphose thoracique physiologique, produisant une hypocyphose. La diminution de l'angle de la cyphose thoracique physiologique est indésirable car l'hypocyphose thoracique est soupçonnée d'être un facteur déclencheur de la scoliose idiopathique de l'adolescence (Korovessis et al., 2000).

Les modifications de la structure thoracique pourraient entraîner un changement dans l'attitude corporelle qui serait associé à l'instabilité démontrée par les sujets scoliotiques. Ainsi, la morphologie du tronc (Nault et al., 2002) et les types de courbes scoliotiques (Gauchard et al., 2001) ont été associés au déséquilibre postural

chez les scoliotiques. Il est raisonnable de croire que le corset de Boston pourrait perturber l'équilibre postural chez les jeunes filles ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence.

Dans ce travail, nous voulons démontrer que le corset de Boston entraîne une perturbation de l'équilibre postural chez les sujets scoliotiques. Dans ce contexte, les professionnels du domaine de la santé, pourront se servir de ce travail afin de développer des nouveaux modèles de corset pour répondre à la correction des déformations scoliotiques sans perturber l'équilibre postural. Éventuellement, un programme de rééducation posturale pourrait être mis en route pour pallier le problème de déséquilibre postural observé chez les patientes scoliotiques.

En conclusion, ce chapitre résume certaines causes de la scoliose idiopathique de l'adolescence; il a mis en évidence la perturbation de l'équilibre postural entraîné chez ces patientes et souligne certains effets indésirables induits par le corset de Boston sur la morphologie du tronc, et son inefficacité à contrôler complètement la progression des courbes scoliotiques.

Chapitre 2 : Revue de la littérature

L'équilibre orthostatique est un phénomène complexe. Maintenir le corps en équilibre est une tâche complexe qui inclut l'interaction et coordination des trois systèmes : visuel, vestibulaire et proprioceptif (Horak et Nashner, 1986). Il est d'autant plus difficile à comprendre chez les personnes ayant des troubles orthopédiques ou encore neurologiques. (Veldhuizen et al., 2000). L'utilisation d'une aide technique comme un corset ajoute une difficulté additionnelle. Dans ce travail, l'équilibre des jeunes filles ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence appareillées d'un corset de Boston est étudié dans le but de mettre en évidence une perturbation posturale causée par ce type d'orthèse. Ce chapitre fait un rappel des connaissances sur les mécanismes du contrôle postural des sujets scoliotiques et sur les systèmes de mesure de l'équilibre stationnaire.

2.1 Équilibre chez les scoliotiques :

Les sujets scoliotiques font preuve d'avoir un équilibre postural plus précaire que les sujets non-scoliotiques (Sahlstrand et al., 1978; Gregorič et al., 1981; Lidström et al., 1988). Plusieurs études ont porté sur les fonctions proprioceptives chez les scoliotiques (Barrack et al., 1984; Mixon et Steel, 1982; Sahlstrand et Lidström, 1980; Yekutieli et al., 1981). Selon le travail de Yekutieli et al.(1981) les sujets scoliotiques ont un équilibre postural perturbé causé par une anomalie du système

proprioceptif. Selon Hensinger et MacEwen, (1976) la scoliose est associée à une perturbation des fonctions afférentes.

L'équilibre orthostatique consiste en maintenir le COM (centre de masse) à l'intérieure de la base de support (Winter et al., 1987). Le COM représente le barycentre des centres de masses des différents segments corporeux. Alors que le COP (centre de pression) représente le point d'application des forces résultantes des pieds sur le sol (Bizzo et al., 1985). Le contrôle postural orthostatique est caractérisé par une petite surface de déplacement du COP (Spaepen et al., 1978).

Nault et al (2002) ont étudié la stabilité des scoliotiques. Ils ont démontré que les sujets scoliotiques ont une plus grande surface de COP et de COM, mettant en évidence une diminution du contrôle postural. Ils rapportent un accroissement de la différence entre le COP et le COM manifestant une augmentation de la demande neuromusculaire chez les scoliotiques pour le maintien de leur posture. Les perturbations de l'équilibre chez les scoliotiques ont été associées à des nouvelles orientations des segments corporeux dans l'espace (Nault et al., 2002). Ces résultats concordent avec ceux révélés par LeBlanc et al. (1995). Selon l'étude de Gauchard et al. (2001) le type de scoliose et la position de la courbe scoliotique semblent avoir un rôle important dans le contrôle postural.

Il existe une controverse par rapport à l'effectivité du traitement orthopédique afin de réduire les courbes scoliotiques (Dworkin et al., 1985). Selon Dworkin et al. (1985),

l'apprentissage de la correcte posture est réalisé par un appareil conçu pour inciter la retro-action musculaire. Cette retro-action suppose la perception consciente de la posture par les patientes. Ces patientes scoliotiques doivent apprendre à utiliser ses propres muscles afin de corriger la déformation causée par la scoliose. Les travaux de Dworkin et al. (1985) soulignent l'importance du contrôle postural chez les scoliotiques comme méthode de prévention. Ainsi, le corset de Boston pourrait avoir des effets de renforcements posturaux ou à l'opposé, entraîner des perturbations.

Le travail présenté dans ce mémoire va porter plus précisément sur l'effet du corset de Boston sur l'équilibre orthostatique des jeunes filles ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence. Plusieurs méthodes sont employées pour étudier l'équilibre postural. Celles-ci sont décrites en partie dans les sections suivantes.

2.2 Méthodes de mesures de l'équilibre postural :

Cette section porte sur les systèmes de mesures, les méthodes et les paramètres utilisés pour quantifier l'équilibre orthostatique. La plate-forme de force est la méthode d'évaluation du contrôle postural la plus souvent utilisée (Thomas et Whitney, 1959; Van Parys et Njiokiktjien, 1976; Sahlstrand et al., 1978; Okubo et al., 1979; Odendrick et al., 1984). C'est un système qui mesure les forces de réaction et les moments correspondants et permet le calcul de la position du COP (Goldie et al., 1989). À partir de ces informations on peut obtenir la trajectoire du centre de masse

(Brenière, 1996, Zatsiorsky et al. 1998; Morasso et al., 1999). Ces données peuvent être traitées tant dans le domaine temporel (Goldie et al., 1989) que fréquentiel (Dempster, 1956; Gurfinkel, 1973; Benda et al., 1994).

2.2.1 Estimation du COM :

Deux variables sont particulièrement importantes quant à l'étude biomécanique de la posture debout. Elles correspondent au centre de pression et au centre de masse. Au moyen d'une plate-forme de force, le COP est relativement simple à calculer. Cependant le calcul de la position du COM est considérablement plus complexe (Caron et al., 1997).

La position du COM ne peut pas être mesurée directement à partir de la plate-forme de force (Morasso et al., 1999). Généralement, le COM est confondu dans le signal du COP, néanmoins, la différence entre ces deux trajectoires est importante pour l'étude des problèmes de contrôle moteur (Morasso et al., 1999). La façon la plus générale de calculer la trajectoire du COM consiste en mesurer le COM de chaque segment corporel au moyen de la vidéographie et des mesures anthropométriques (Morasso et al., 1999; Winter, 1990). Cette approche est entachée d'erreur, car elle comporte des approximations au niveau des masses segmentaires ainsi que de la localisation des COM (Conforto et al., 2001).

Une autre méthode qui permet l'estimation du COM, est celle développée par Brenière (1996) et adaptée à la posture statique debout par Caron et al. (1997). Brenière (1996) a développé une relation mathématique, dans le domaine fréquentiel, entre les amplitudes d'oscillation du COM et du COP. Cette relation a été utilisée dans notre étude et nous a permis d'estimer la position du COM à partir de la position du COP, en utilisant des transformations dans le domaine temporel et fréquentiel.

Une étude réalisée par Nault et al. (2002) démontre qu'il existe un coefficient de corrélation de 0.9 et une différence de 0.5mm entre le COM, estimé par la méthode décrite par Caron et al. (1997), et le COM, déterminé à partir d'une système tridimensionnelle de vidéo (Nault et al., 2002). Étant donné que les tableaux anthropométriques sont préparés pour des sujets non-scoliotiques, les propriétés inertielles du tronc des sujets scoliotiques sont inconnues et dépendent de la structure morphologique ainsi que de la déformation vertébrale de chaque sujet. Ainsi, la vidéographie ne s'applique pas tout à fait à la mesure de l'équilibre chez les scoliotiques.

En conclusion, l'utilisation d'une plate-forme de force afin d'estimer les déplacements du COM est une méthode simple et précise qui surpasse les difficultés du calcul du COM au moyen des tableaux anthropométriques (Nault et al., 2002) qui ne sont pas adaptés aux sujets scoliotiques.

2.3 Utilisation des paramètres temporels et fréquentiels :

Les paramètres temporels de l'équilibre se rapportent habituellement aux déplacements du COP, du COM et aux valeurs dérivées de ceux-ci comme la surface d'oscillation, la longueur, la vitesse, etc. Ces paramètres sont calculés en relation au temps et représentent la difficulté exprimée par le sujet pour maintenir une position debout stationnaire. Les déplacements du COP et leur variabilité correspondent aux mesures traditionnelles de la stabilité (McClenaghan et al., 1995). Ils sont utilisés dans les études posturales chez les patients scoliothiques (Sahlstrand et al., 1978; Gregorič et al., 1981; Odenrick et Sandstredt, 1984; Lidström et al., 1988; Nault et al., 2002).

Cependant, les mesures traditionnelles du contrôle postural calculées dans le domaine temporel ne semblent pas considérer les propriétés dynamiques du système de contrôle postural (McClenaghan et al., 1995). Selon Newell, (1993) les paramètres temporels sont inappropriés pour décrire les aspects plus complexes du maintien de la stabilité du système de contrôle postural. La simple mesure des mouvements du COP (paramètres temporels) n'exprime pas la complexité du système qui est étudié (Newell et al., 1993). L'analyse fréquentielle décrit des signaux périodiques en termes de coefficients harmoniques (spectre) et permet de quantifier le pattern d'oscillation associé au maintien de l'équilibre debout (Giakas et Baltzopoulos, 1997).

Selon Rougier et al. (2001), une interprétation à partir de la surface d'oscillation serait peu fiable. Premièrement, il n'existe pas une dissociation pour les mouvements effectués selon les directions : antéro-postérieure et médio-latérale (Rougier et al., 2001). La surface d'instabilité englobe les actions musculaires anatomiquement et physiquement différentes : les fléchisseurs plantaires impliqués dans le contrôle des oscillations antéro-postérieures (AP) et les abducteurs-adducteurs de la cuisse qui sont impliqués dans le contrôle de la stabilité médio-latérale (ML) (Gahery et Nieoullon, 1978; Cordo et Nashner, 1982; Horak et Nashner, 1983; Horak et al., 1984; Winter et al., 1993). Deuxièmement, les paramètres du domaine temporel sont tributaires aux conditions d'enregistrement (Rougier et al., 2001). Il serait impossible comparer des paramètres temporels mesurés lors d'essais enregistrés aux durées ou aux fréquences d'échantillonnage différentes. Pour éviter ces inconvénients, les auteurs recommandent recourir aux paramètres fréquentiels, qui permettent de caractériser d'une manière quantitative les déplacements du COP et COM.

Selon une étude sur la marche des sujets scoliotiques, Giakas et al. (1996) ont conclu que l'analyse du spectre est plus appropriée et plus sensible que l'analyse des paramètres du domaine temporel. L'utilisation de l'analyse spectrale contribue à l'identification des systèmes qui ont une importante contribution lors de l'équilibre debout stationnaire (Powell et al., 1984). Les ajustements posturaux sont associés au maintien de l'équilibre, et exigent une interaction entre le système moteur et sensoriel (McClenaghan et al., 1995). Cette interaction est traduite en mouvements du centre

de pression, afin de maintenir le COM à l'intérieur de la base de sustentation. La distribution d'énergie dans le domaine fréquentiel est plus discriminatoire que l'amplitude et le temps selon McClenaghan et al. (1995). Grâce à l'utilisation de l'analyse fréquentielle on peut détecter des différences fondamentales dans la posture, que ne peuvent pas être observées visuellement (Karlsson et al., 2000).

La posturographie est, communément, utilisée afin d'évaluer la performance posturale d'une personne ayant une incapacité neuromusculaire (Thomas et Whitney, 1959; Van Parys et Njiokiktjien, 1976; Sahlstrand et al., 1978; Okubo et al., 1979; Odendrick et al., 1984; Rougier et al., 2001; Nault et al., 2002). Cette technique permet, également, de tester l'influence d'une orthèse ou d'un protocole de rééducation (Dworkin et al., 1985). La dissociation de la trajectoire du COP, du COM et de la différence COP-COM permet de mieux analyser la façon dont le SNC (système nerveux central) contrôle la station debout (Rougier et al., 2000). Les mesures dans le domaine fréquentiel, telles que les caractéristiques spectrales, semblent être plus efficaces pour détecter des changements importants dans le système du contrôle postural (William et al., 1997). Le spectre permet d'analyser la réponse neuromusculaire destinée à contrôler les mouvements du COM et à expliquer la raideur articulaire résultante.

2.4 Objectifs spécifiques :

Le traitement avec corset de la scoliose idiopathique de l'adolescence a certaines limitations. Il stabilise la colonne vertébrale en exerçant une pression sur le tronc, limitant ses mouvements, et il peut produire de l'atrophie de la musculature du tronc (Dworkin et al., 1985). Comme la morphologie du tronc a été associée à une perturbation de la posture debout chez les sujets scoliotiques (Nault et al., 2002), le corset de Boston pourrait aussi être considéré comme un perturbateur de la posture chez cette population. Une déviation mineure du tronc serait suffisante pour produire un déplacement du centre de masse dans la base de sustentation. Cela rend l'équilibre postural difficile. L'objectif principal de ce travail est de déterminer si le fait d'utiliser un corset de Boston, communément prescrit comme traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescence, perturbe de manière significative l'équilibre postural debout chez ces jeunes filles.

Le premier objectif est de mettre en évidence un déplacement vers les hautes fréquences lors de l'analyse spectrale de COP, COM et COP-COM. Nous prévoyons qu'une perturbation posturale, causée par le port du corset de Boston, sera mise en évidence surtout dans la direction antéro-postérieure, car le corset semble réduire la cyphose thoracique telle qu'observée dans le plan sagittal.

En affirmant que le corset Boston est responsable d'une perturbation de l'équilibre postural, on émet l'hypothèse que les mêmes filles scoliotiques, avant de recevoir un

corset, ont un équilibre postural plus stable par rapport à la condition où elles portent un corset de Boston. Le second objectif est de démontrer que l'effet du corset de Boston persiste une fois retiré, en comparant les conditions pré-corset et sans corset.

Chapitre 3 : Méthode

Ce chapitre décrit l'approche utilisée afin d'étudier différents aspects du contrôle de l'équilibre postural des sujets scoliotiques appareillés ou non d'un corset de Boston. La première section aborde la description de la population étudiée. Il est important noter que les filles scoliotiques participantes, ont été évaluées à deux reprises à savoir, avant le début du traitement avec un corset de Boston et, par la suite, à environ dix semaines après avoir commencé son utilisation. Subséquemment, les matériels et les logiciels utilisés pour estimer les déplacements du centre de masse à partir de ceux du centre des pressions en utilisant qu'une seule plate-forme de force sont présentés. En dernier, les paramètres temporels et fréquentiels tirés des mesures d'équilibre ainsi que les analyses statistiques sont décrits.

3.1 Description de la population :

Au total, quinze adolescentes ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence diagnostiquée par un orthopédiste de l'hôpital Sainte-Justine ont participé à cette étude. Le diagnostic a été fait selon la méthode proposée par Brunnel et al. (1986). Les participantes devaient avoir au moins dix ans et présenter un Risser de 0 ou 1. Le même orthopédiste a évalué les radiographies de la colonne vertébrale de chaque

patiente afin de déterminer le type de courbe et l'angle de Cobb. Au Tableau I, on observe l'âge, la taille le poids et l'angle Cobb des sujets scoliotiques. Les sujets avaient, tous, une courbure scoliotique droite située principalement au niveau thoracique.

Tableau I : Moyenne et écart-type de l'âge, la taille, le poids et l'angle de Cobb des sujets ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence.

	moyenne	écart-type
Âge (ans)	12.5	1.1
Poids (kg)	41.3	7
Taille (cm)	154.2	9.9
Angle de Cobb (degrés)	30.7	10.6

Pour faire partie de l'étude, les patientes devaient être sélectionnées au moment où elles recevaient une prescription pour porter un corset de Boston. C'est-à-dire que leur scoliose était à risque de progresser. Les jeunes filles qui présentaient une inégalité des membres inférieurs, des maux de dos ou des autres problèmes qui pourraient induire une déviation de la colonne vertébrale ont été exclues de cette étude. Également, les filles qui avaient déjà été traitées pour leur scoliose avec d'autres orthèses ou ayant eu une chirurgie n'ont pas été sélectionnées. On a demandé aux filles participantes, ainsi qu'à leur parents de signer la feuille de consentement avant de débiter l'étude.

3.2 Matériels utilisés :

L'équilibre postural debout a été testé à l'aide d'une plate-forme de force AMTI (AMTI, Newton, MA, USA). Cette plate-forme, représentée à la figure 1, permet de calculer la position du centre des pressions à partir des forces et des moments mesurés. Le COP est le point d'application de la force de réaction et sa position moyenne correspond à la projection verticale du centre de masse (COM) du corps (Winter, 1987).

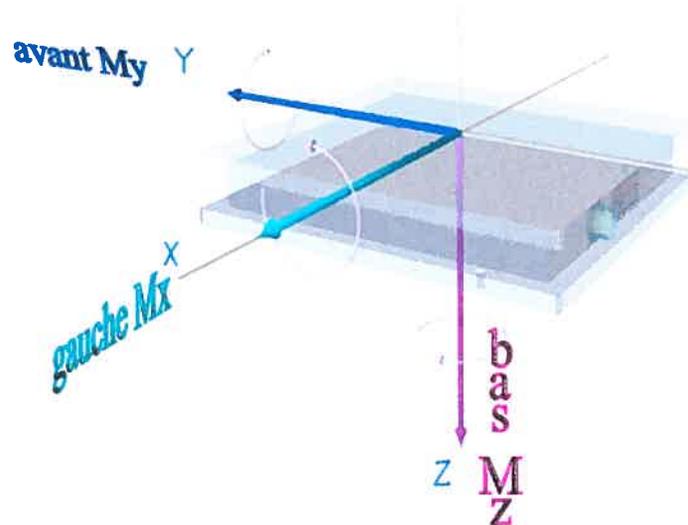


figure 1 : Plate-forme de force AMTI et son système de coordonnées

Un gabarit a été conçu afin d'obtenir une position normalisée des pieds sur la plate-forme de force lors des acquisitions. La figure 2 représente les dimensions du

gabarit. Ce gabarit permet de maintenir un écart des pieds d'approximativement 20 cm entre les chevilles ainsi qu'une rotation externe des pieds d'environ 15° comme est décrit par McIlroy et Maki, (1997). Le gabarit est retiré de la plate-forme avant de commencer la collecte des données.

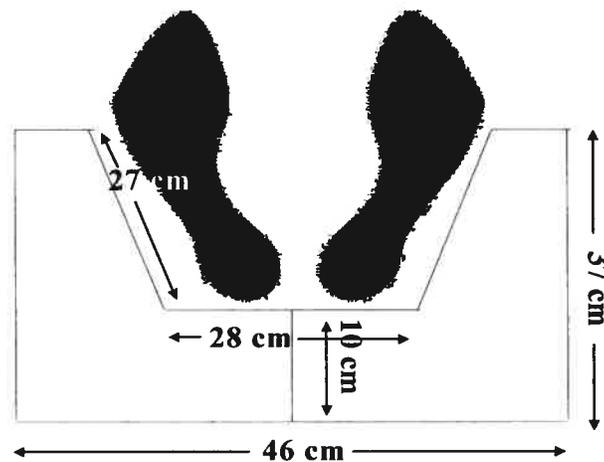


figure 2 : Dimensions du gabarit et positionnement normalisé des pieds.

3.3 Protocole expérimental :

L'équilibre des quinze participantes a été évalué à trois reprises au Laboratoire d'Étude du Mouvement de l'hôpital Sainte-Justine. La première évaluation est effectuée au moment où le corset de Boston est prescrit. Cette évaluation, constitue le groupe témoins nommé pré-corset.

Les filles devaient porter le corset de Boston pendant environ vingt-deux heures par jour, tous les jours. Dix semaines après l'utilisation régulière du corset de Boston deux autres évaluations ont été réalisées. L'équilibre postural des sujets a été évalué avec et sans le corset de Boston lors de leur visite clinique subséquent. Des radiographies de la colonne vertébrale ont été prises aussi avec et sans le corset afin de documenter le traitement par corset. Ces radiographies font partie de l'examen clinique et du suivi normal de ces adolescentes.

Avant d'initier les expérimentations, une acquisition a été réalisée sans mise en charge sur la plate-forme afin de déterminer le bruit dû au signal électrique. Les forces et les moments correspondant à ce bruit furent retirés des valeurs de forces et de moments calculés lors de l'expérimentation. Ensuite, un sujet était demandé de se placer sur la plate-forme de force et de positionner leurs pieds sur les bords intérieurs du gabarit. Le gabarit a été ensuite retiré avant de commencer l'expérimentation.

La tâche à réaliser pour les filles consistait en se tenir debout sur la plate-forme de force avec les bras le long du corps tel qu'illustré à la figure 3. Les participantes devaient fixer un point localisé à 1.2 mètres devant eux, et situé à la hauteur des yeux (Allard et al., 2001). La consigne donnée aux sujets était de minimiser au maximum les mouvements d'oscillations durant l'expérimentation. Pour chacune des trois conditions, pré-corset, avec et sans corset, le temps de chaque essai était de 64s et les données furent échantillonnées à une fréquence de 64. Hz (Allard et al., 2001;

Carpenter et al., 2001). En total trois essais furent évalués. Les participantes avaient une minute de repos entre chaque essai.

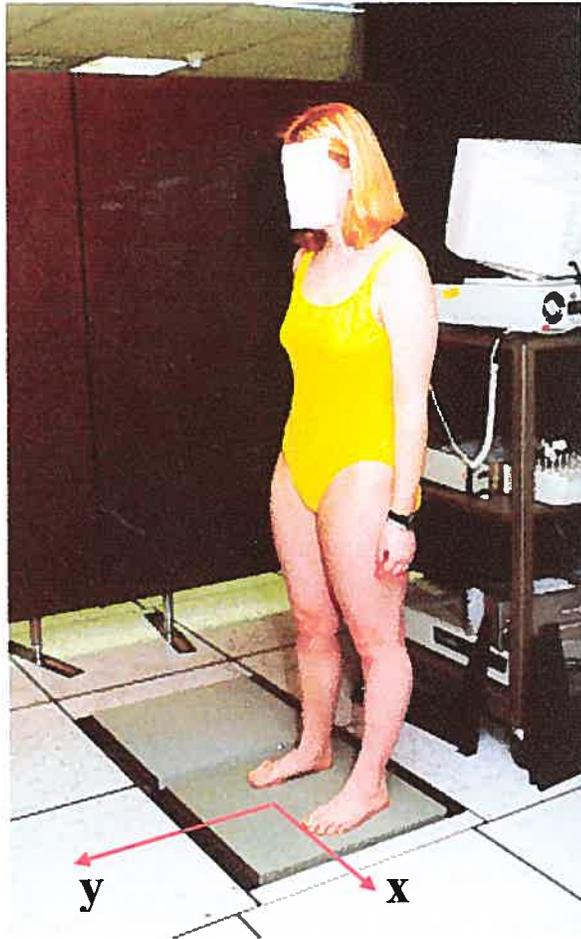


figure 3 : Disposition du sujet sur la plate-forme de force.

3.4 Traitement et analyses des données :

La posture debout reflète l'habilité du système nerveux central à transférer la projection verticale du centre de masse à l'intérieur de la base de support (Goldi et al. 1989). À partir de la plate-forme de force huit paramètres temporels et sept dans le domaine fréquentiel ont été calculés.

3.4.1 Paramètres temporels :

Les paramètres temporels sont utilisés fréquemment pour décrire l'équilibre postural. Ces paramètres sont calculés à partir des déplacements du COP et du COM et de leur différence (COP-COM). Les excursions du COP sont obtenues directement à partir des données de la plate-forme de force. Le COP a été calculé à partir de :

$$COP_{(ap)} = \frac{(M_x + F_y Z_0)}{F_z} \dots\dots\dots 1$$

$$COP_{(ml)} = \frac{(M_y + F_x Z_0)}{F_z} \dots\dots\dots 2$$

et où :

$COP_{(ap)}$ = Position du COP dans la direction antéro-postérieure (mm)

$COP_{(ml)}$ = Position du COP dans la direction médio-latérale (mm)

Z_0 = distance entre la surface de la plate-forme où la F_y est appliquée, et l'origine du référentiel de cette plate-forme de force = 0.035 m

F_x = force medio-laterale (N)

F_y = force antéro-postérieure (N)

F_z = force verticale (N)

M_x = Moment de force dans l'axe médio-latéral (Nm)

M_y = Moment de force dans l'axe antéro-postérieur (Nm)

La figure 4 donne un exemple du déplacement du COP ML. Dans la direction antéro-postérieure le COP AP, mesuré à partir des talons des sujets, est positif vers l'avant. Par sa part, le COP ML est positif vers la gauche et indique si le sujet maintient également son poids sur ses deux jambes ou encore s'il a tendance de s'en appuyer plus sur une jambe que sur l'autre.

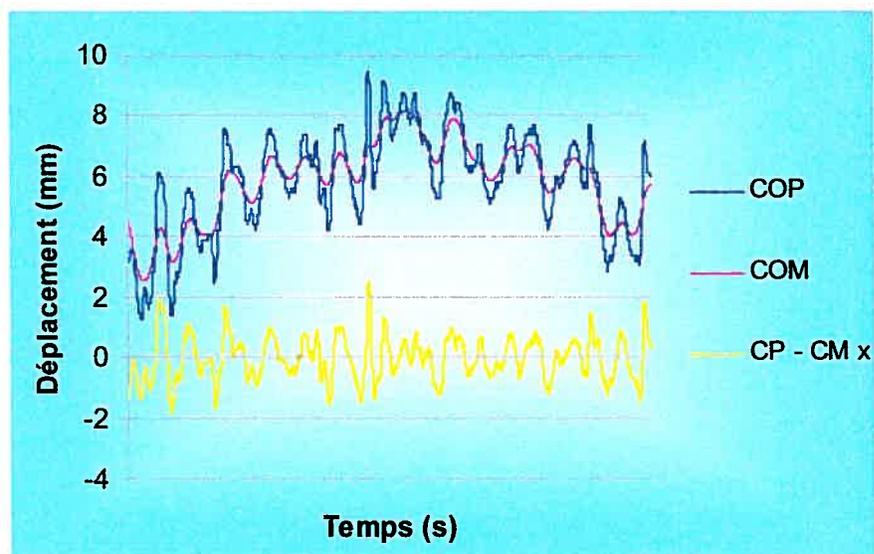


figure 4 : Comportement du centre de pression, du centre de masse et la différence COP-COM d'un sujet dans la direction médio-latérale

Le COM est une variable contrôlée par les mouvements du COP tel qu'illustré à la figure 4. Le calcul du COM est plus complexe. Dans ce travail le COM a été calculé d'après le modèle développé pour la marche par Brenière (1996) et adapté ultérieurement à la posture statique debout par Caron et al. (1997).

Ce modèle, représenté à la figure 5, consiste à utiliser un filtre passe-bas par une transformée rapide Fourier (FFT) sur les déplacements du COP. Le filtre passe-bas a été défini par la relation mathématique entre la magnitude du COM et la magnitude du COP, autrement dit, ce filtre est basé sur une relation fréquentielle entre les amplitudes des mouvements du COM différenciées de celles du COP (Brenière, 1996; Caron et al., 1997). La relation fréquentielle du COP et du COM suppose que les sujets se comportent tel qu'un pendule inversé pendant une position debout stationnaire. Dans ce cas, il est possible d'assumer que les oscillations angulaires du COP correspondent à la position horizontale du COM (Rougier et al., 2001).

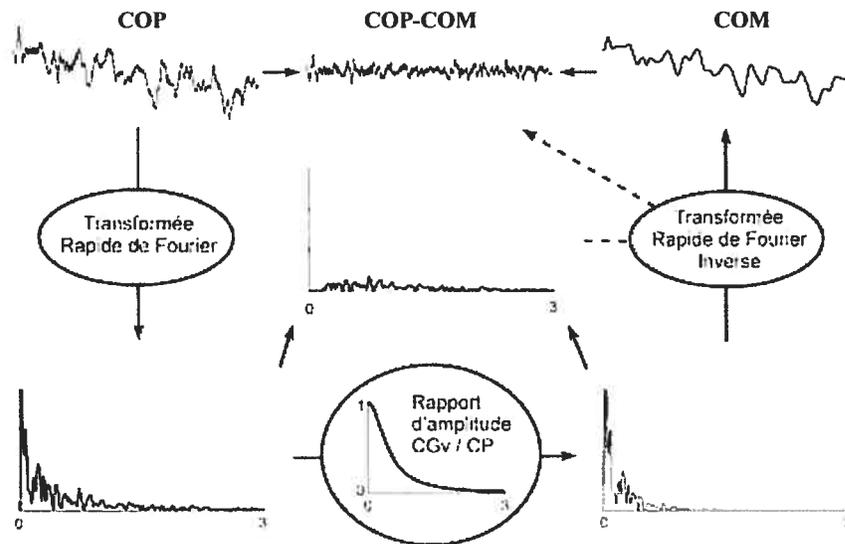


figure 5 : Synoptique des différentes étapes nécessaires pour la détermination des mouvements de COP-COM et de COM sur une direction. Partie supérieure gauche : représentation d'une trajectoire du COP en fonction du temps. À gauche au centre : FFT réalisée pour obtenir la distribution des amplitudes en fonction de la fréquence. En bas à gauche : spectre du COP. En bas au centre : multiplication du spectre du COP par le filtre passe-bas, défini dans le texte, qui permet l'obtention du spectre du COM (bas à droite). Centre à droite : FFT inverse pour revenir au domaine temporel afin de calculer les mouvements du COM (haut supérieur). Haut au centre : obtention des mouvements de COP-COM dans le domaine temporel. (Rougier et al., 2001)

La relation entre le COP et le COM est calculée à partir de l'équation du moment angulaire appliqué au corps humain. Cette méthode, décrite par Caron et al., (1997) n'est fait qu'une transposition vers une bande de fréquences plus basses de la méthode développée par Brenière (1996). Le rapport entre le COP et le COM est donné par :

$$\frac{COM}{COP} = \frac{\Omega_0^2}{(\Omega_0^2 + \Omega^2)} \dots\dots\dots 3$$

et où :

COM_v= position du centre de masse (mm)

COP= position du centre de pression (mm)

$\Omega = 2 \pi f$ fréquence d'oscillation (Hz)

Ω_0 = constante biomécanique qui représente la magnitude spectrale mesurée en Hz, qui exprime la fréquence naturelle du corps.

Puisque la position horizontale du COP est enregistrée en fonction du temps, une FFT est utilisée afin de transformer toutes les données temporelles dans le domaine fréquentiel (Caron et al., 1997). Une fois cette première opération réalisée, il s'agit de multiplier le résultat de la FFT par le filtre passe-bas. Ce filtre est exprimé par l'équation 3. On obtient alors, un second spectre qui corresponde à celui du COM. Comme l'objectif est de définir les déplacements du COM, il est essentiel de revenir au domaine temporel. À cet effet, une transformée de Fourier inverse est utilisée.

À partir des excursions du COP, les valeurs moyennes furent calculées dans les directions antéro-postérieure et médio-latérale. La position moyenne du COP reflète la position moyenne de la projection verticale du COM (Golgie et al., 1989).

Dans une position stationnaire le corps oscille constamment dans tous les plans. La figure 6 illustre la surface décrite par les oscillations du COP. La surface décrivant la trajectoire du COP est associée à une ellipse. La surface de cette ellipse est calculée à partir de la distribution statistique du déplacement du COP (Allard et al., 2001). Ainsi les déplacements du COP ne correspondent pas nécessairement à la surface géométrique de l'ellipse illustrée à la figure 6.

Les deux derniers paramètres sont les longueurs antéro-postérieures et les longueurs médio-latérales. Elles représentent la sommation des déplacements du COP pendant la position debout stationnaire. Une augmentation dans les longueurs est associée à un équilibre postural plus précaire (Lidström et al. 1988). Cet effet pourrait être traduit comme une faiblesse des muscles posturaux (Gregorič et al. 1981).

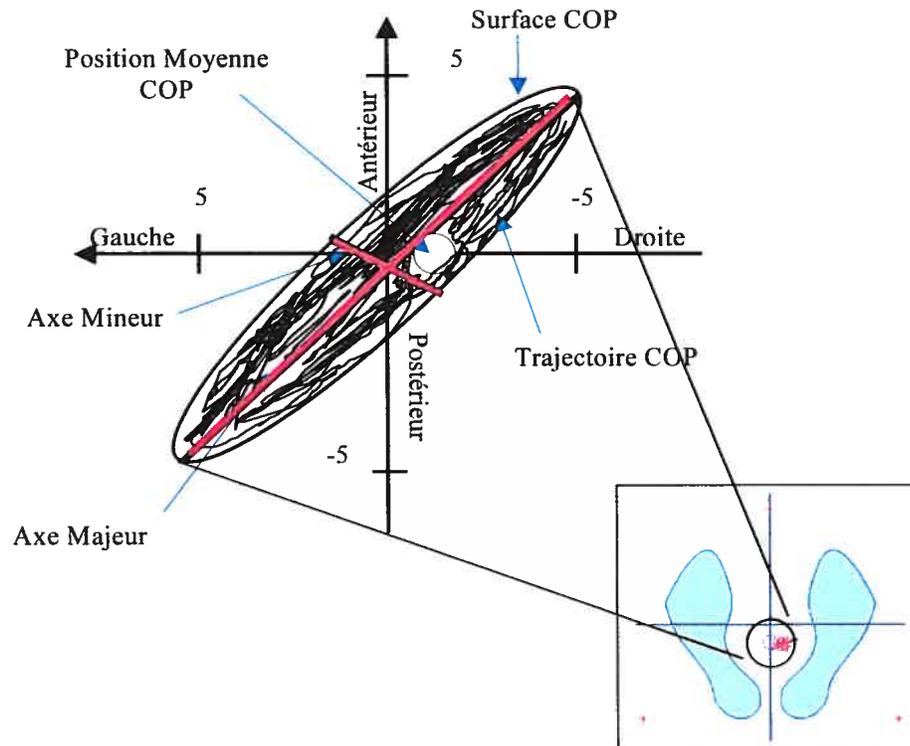


figure 6 : Trajectoire du COP d'un sujet durant la position debout sur la plate-forme de force.

3.4.2 Paramètres fréquentiels

L'analyse fréquentielle repose sur la décomposition des amplitudes des signaux en harmoniques. Cela est réalisé par l'intermédiaire d'une transformée rapide de Fourier. L'analyse spectrale permet une caractérisation des divers systèmes physiologiques incluant le système de contrôle de la posture (McClenaghan et al., 1995).

La figure 7 est un exemple typique d'une courbe spectrale du COP AP obtenue chez un sujet scoliotique. On observe aussi les variables de mesures de tendance centrale, de dispersion spectrale et les deux maxima. Les maxima représentent l'amplitude maximale du spectre. La fréquence moyenne est définie comme étant le centroïde du spectre. La fréquence médiane représente la fréquence à 50 % de la puissance spectrale et sert à diviser cette puissance en deux parties parfaitement égales. Cette fréquence permet déterminer si la puissance spectrale est concentrée dans les hautes ou dans les basses fréquences. La fréquence dominante correspond au premier maximum. Les changements dans ces mesures, pourraient être reliés à des modifications du système neurologique ou à des variations de stratégies utilisées pour le maintien de la position debout stationnaire (McClenaghan et al. 1995).

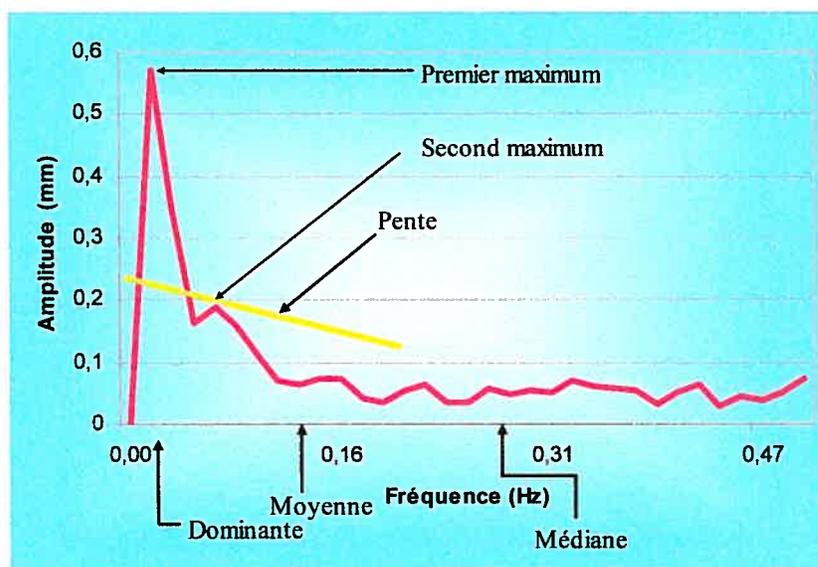


figure 7 : Représentation des mesures de tendance centrale du COP AP : fréquence moyenne, fréquence médiane et fréquence dominante et mesure de dispersion spectrale : la pente. Représentation des premier et deuxième maxima.

La mesure conçue pour qualifier la distribution d'énergie dans le spectre est représentée par la dispersion. Cette mesure détermine la variabilité du spectre et elle est similaire, en concept, à l'écart-type. Elle représente la distribution de l'énergie spectrale autour de la fréquence moyenne. Une autre variable de distribution spectrale est la pente. La pente a été calculée par une régression linéaire calculée sur une échelle logarithmique double (McClenaghan et al. 1995). Les mesures de distribution de l'énergie spectrale suggèrent une perturbation de l'équilibre postural. La pente caractérise la distribution de l'énergie du spectre. En conséquence, une pente plus négative suggère une distribution majeure de l'énergie spectrale concentrée dans les basses fréquences (McClenaghan et al. 1995). Les calculs des spectres sont calculés sur une plage fréquentielle de 0 à 5 Hz (McClenaghan et al. 1995; Rougier et al., 2001).

3.5 Analyses statistiques

Le premier objectif est de déterminer si l'utilisation d'un corset de Boston perturbe l'équilibre postural des jeunes filles scoliotiques. Les sept paramètres du domaine fréquentiel et les huit paramètres temporels, des groupes avec et sans corset, ont été comparés à l'aide des tests de t pairés pour variables dépendantes.

Le deuxième objectif vise à mettre en évidence que l'effet du corset de Boston persiste une fois retiré l'orthèse. À ces fins, les mêmes tests décrits ci-dessus seront utilisés pour comparer les groupes pré-corset et sans corset. Dans tous les cas, le seuil de signification a été fixé à $p < 0.05$ afin de déterminer des différences significatives.

Chapitre 4 : Résultats

Ce chapitre met en évidence les résultats des paramètres temporels et fréquentiels associés à l'équilibre des jeunes scoliotiques appareillées d'un corset de Boston. Il est important dénoter, en premier lieu, qu'il n'y a aucune différence statistiquement significative dans les paramètres temporels. En deuxième lieu, les différences significatives sont observées, dans les paramètres fréquentiels, seulement sur la direction antéro-postérieure (AP). Le spectre des groupes pré-corset et avec corset est caractérisé par un déplacement vers des fréquences supérieures.

4.1 Paramètres temporels :

À la figure 8, on observe la position moyenne du COP dans les directions antéro-postérieure et médio-latérale, mesurée en mm, à partir des talons, pour les trois groupes de sujets. Cette position a été calculée à partir de la plate-forme de force et concorde avec la position moyenne du COM. Nonobstant que les différences de la position moyenne du COP entre les trois groupes soient non significatives, on observe une position moyenne du COP dans le groupe avec corset 10 mm plus avancée que celle des filles du groupe pré-corset.

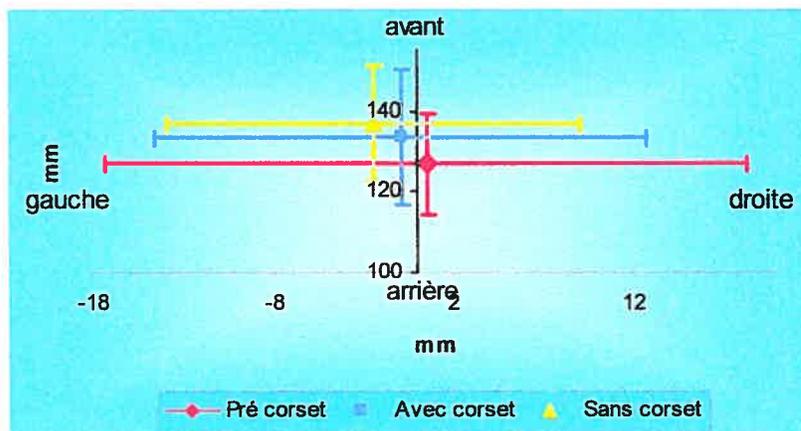


figure 8 : Position moyenne du centre de pression (COP) exprimée en millimètres pour les trois groupes, mesurée à partir des talons

La figure 9 représente les surfaces d'oscillation du COP et du COM calculées en mm^2 . Aucune différence significative n'est observée entre les trois groupes. Malgré cela, les filles testées avec le corset de Boston ont des surfaces de COP et de COM plus grandes de 48.2% et 51.9% respectivement par rapport au groupe pré-corset. Le groupe pré-corset présente les surfaces les plus petites, à savoir près de 230mm^2 .

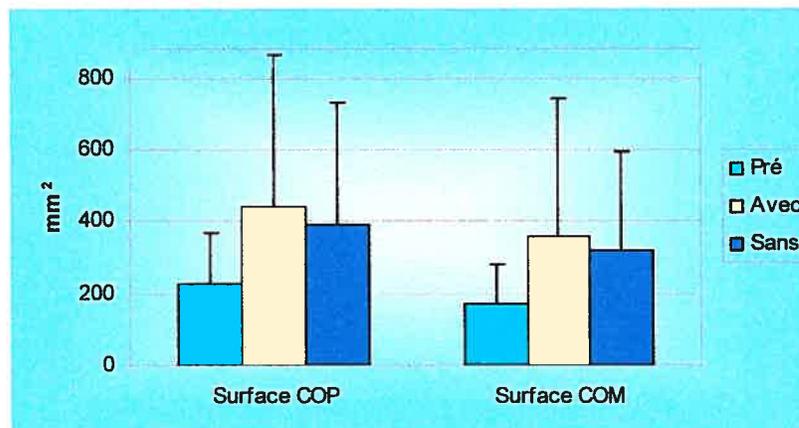


figure 9 : Surfaces d'oscillation du centre de pression et du centre de masse pour les trois groupes.

À la figure 10, on rapporte en mm les longueurs du COP et du COM dans la direction antéro-postérieure et médio-latérale. En général, le groupe avec corset présente les plus grandes longueurs. Même si aucun résultat n'est significatif, il y a une augmentation des longueurs du COP des filles avec corset de 11% par rapport au groupe sans corset, et de 12% par rapport au groupe pré-corset. Les longueurs du COM présentent une augmentation d'environ 30% lors de la comparaison entre le groupe pré-corset et le groupe avec corset.

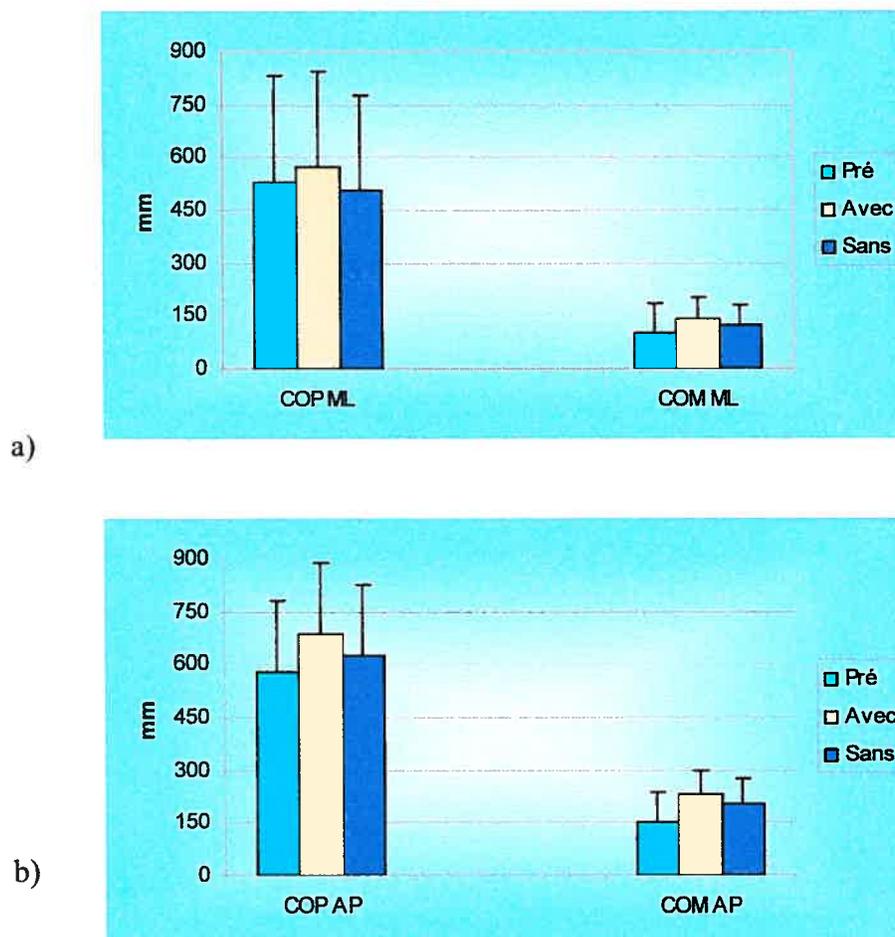
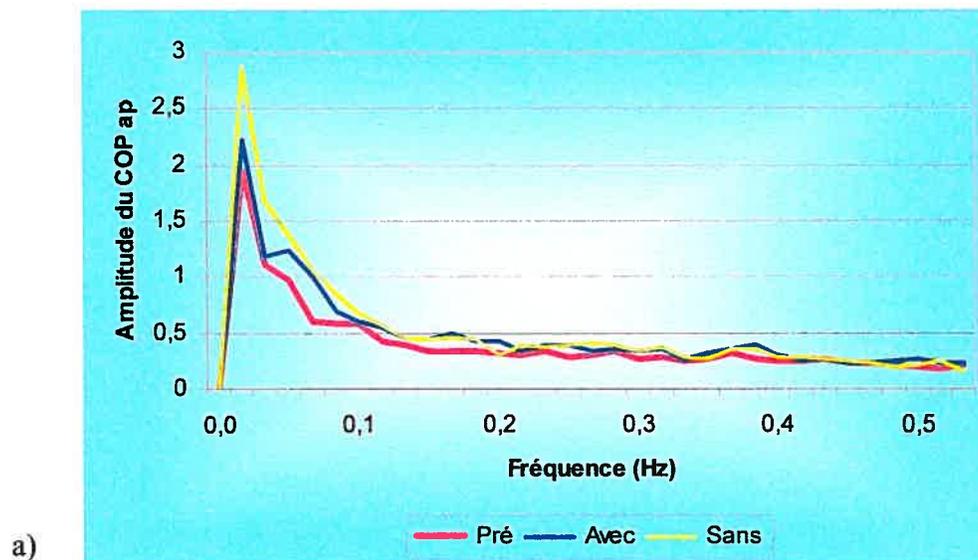


figure 10 : Longueurs du centre de pression et du centre de masse représentées en millimètres pour les directions a) antéro-postérieure et b) médio-latérale pour les trois groupes.

4.2 Paramètres fréquentiels :

On observe à la figure 11 et 12, le spectre moyen de chaque groupe dans la direction AP et ML respectivement. Le spectre été calculé pour chacune des variables : COP, COM et la différence COP-COM pour chacun des essais. Ces courbes moyennes servent d'exemples au comportement spectral de chaque groupe. Aucun test statistique n'a été réalisé sur les courbes mais bien sur les valeurs individuelles. Les calculs des spectres sont calculés sur une plage fréquentielle de 0 à 5 Hz, car à mesure que les oscillations augmentent en fréquences, le COP perte son effet sur le COM pour devenir insignifiant autour de 3 Hz (Rougier et al., 2001). Pour des raisons de visualisation, les spectres du COP et du COM sont présentés jusqu'à 0.5 Hz. Cependant la différence COP-COM justifie une étendue de fréquence jusqu'à 3 Hz comme cela a été précisé par Rougier et al. (2001).



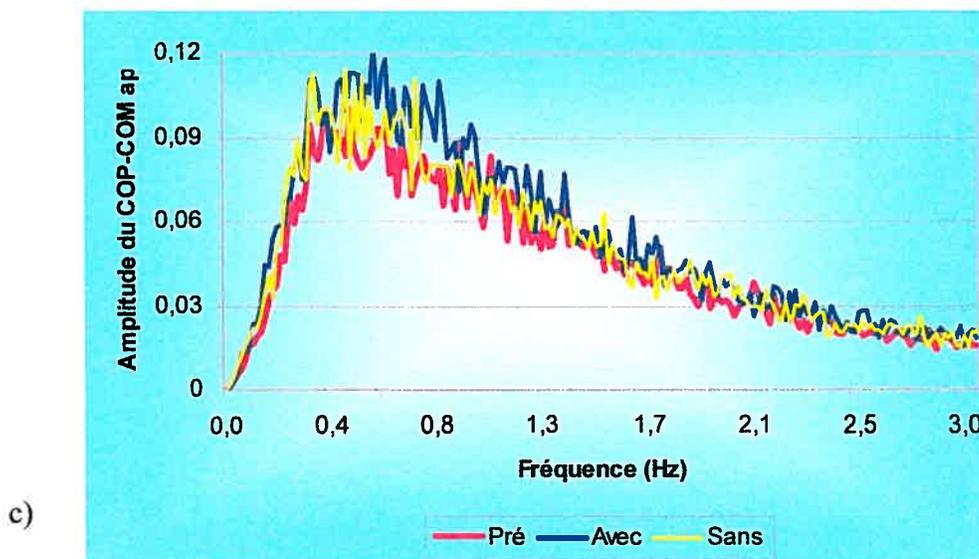
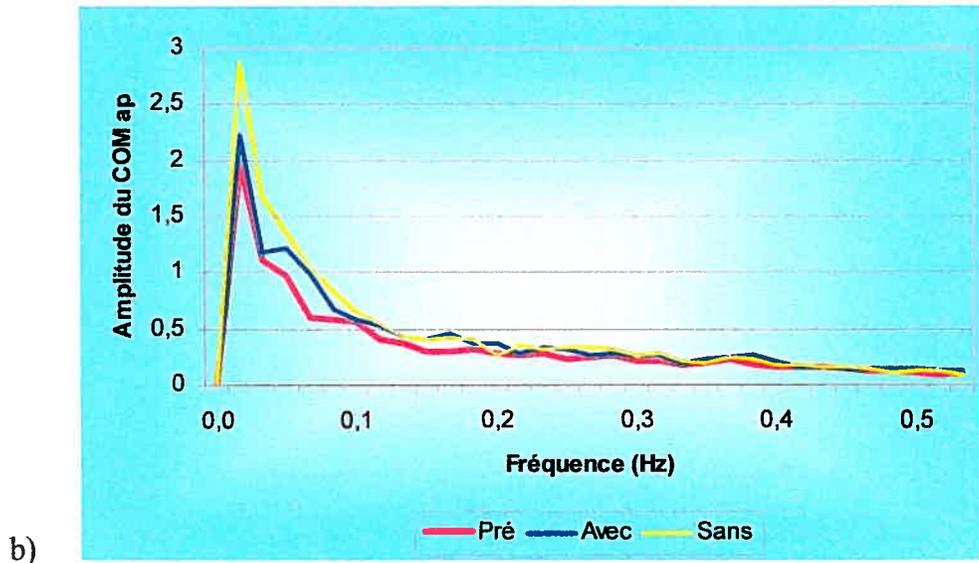
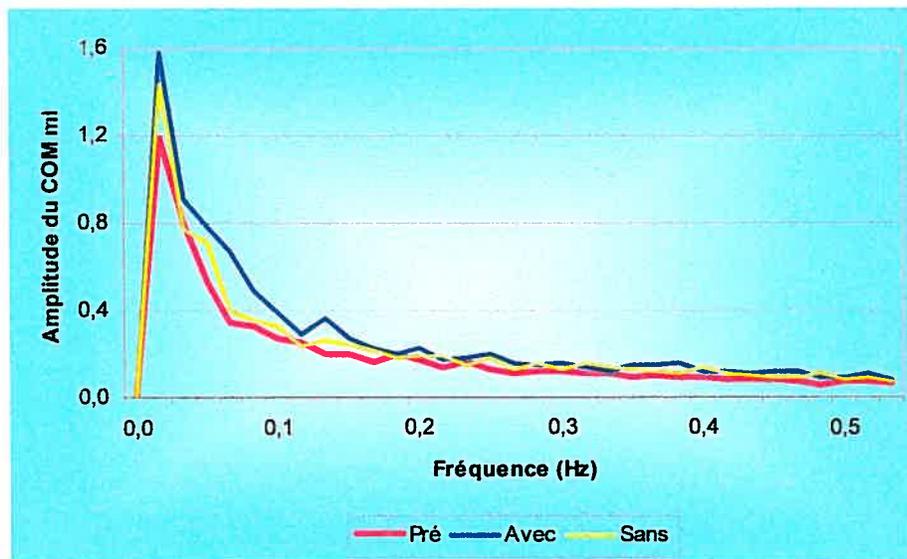
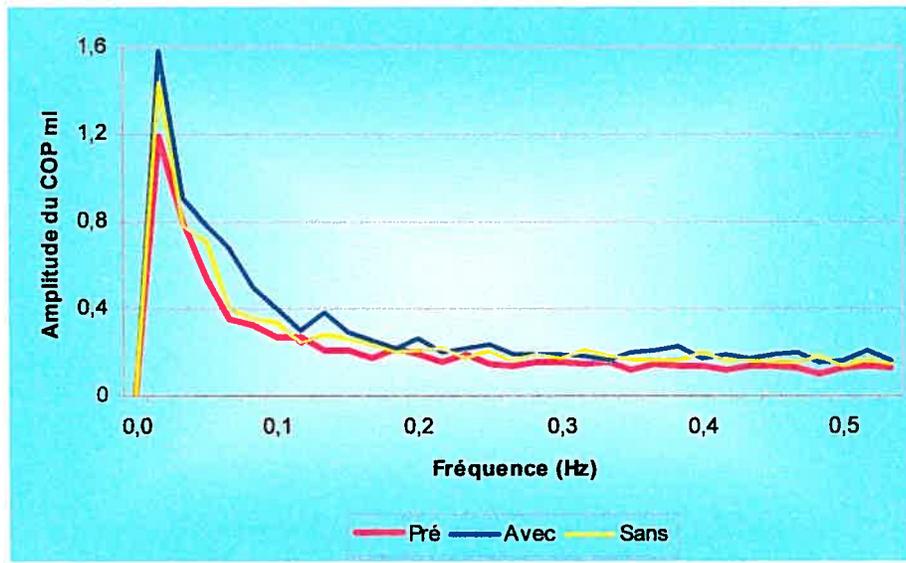


figure 11: Spectre moyen en fonction des fréquences (Hz) du a) COP, b) COM, c) COP-COM, calculé dans la direction antéro-postérieure. Groupes pré-corset, avec et sans corset.



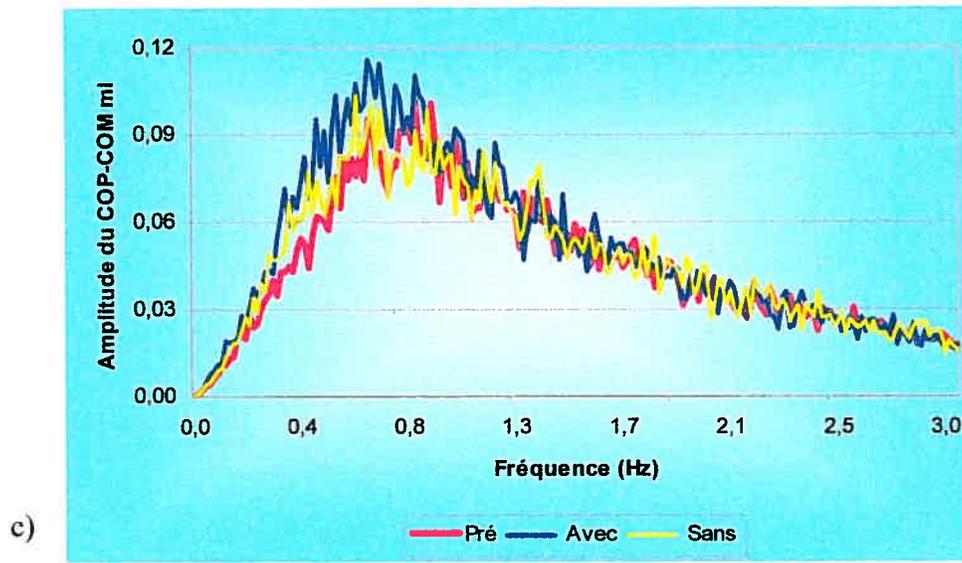


figure 12 : Spectre moyen en fonction des fréquences (Hz) du a) COP, b) COM, c) COP-COM, calculé dans la direction médio-latérale. Groupes pré-corset, avec et sans corset.

Les amplitudes maximales des courbes du spectre du COP et du COM de chaque groupe (pré-corset, sans corset et avec corset) sont présentées à la figure 13 pour la direction antéro-postérieure, tandis que pour la direction médio-latérale, elles sont présentées à la figure 14. En général, dans les deux directions on constate un premier maximum plus prononcé de 78.8% en comparaison avec celui qui se produit en deuxième à des fréquences plus élevées.

Aucune différence statistique n'est observée dans le premier maximum entre les trois groupes. Par contre, le groupe avec corset a des seconds maxima plus élevés de 64%

pour le COP ($p= 0.03$) et de 63% pour le COM ($p= 0.02$) que le groupe pré-corset, cela est observé seulement dans la direction AP.

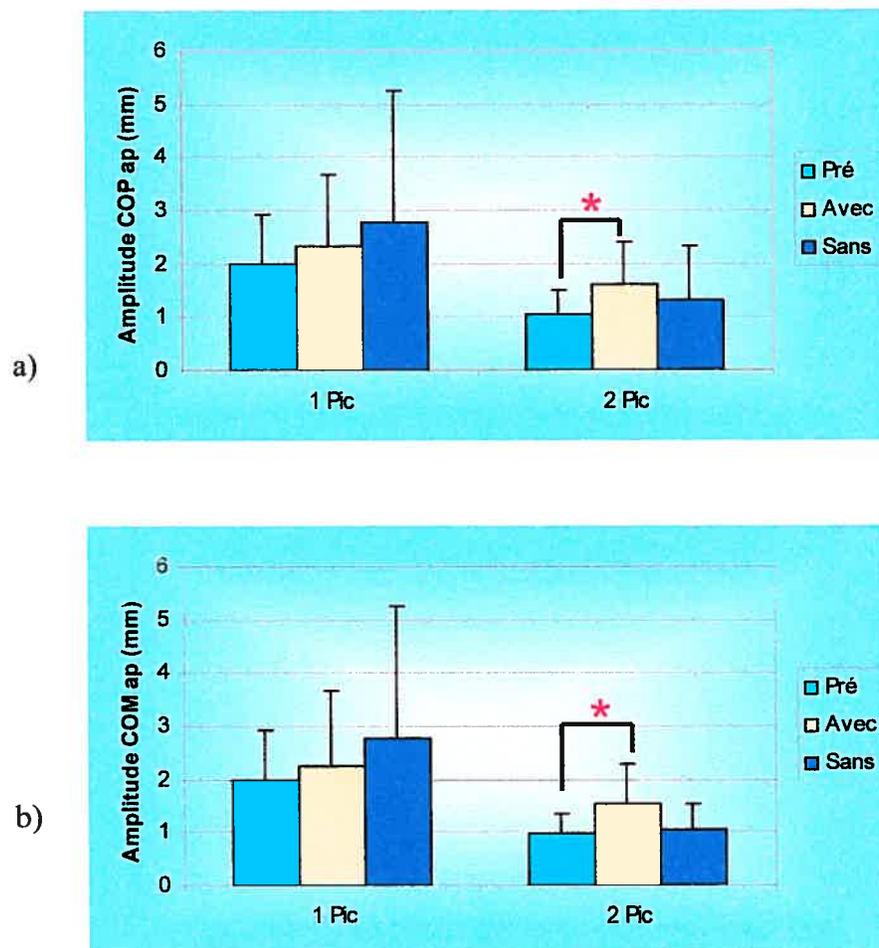


figure 13 : Amplitude des maxima des spectres du a) COP et b) COM mesurée en mm des groupes pré-corset, avec corset et sans corset pour la direction antéro-postérieure . * différence significative $p= 0.05$.

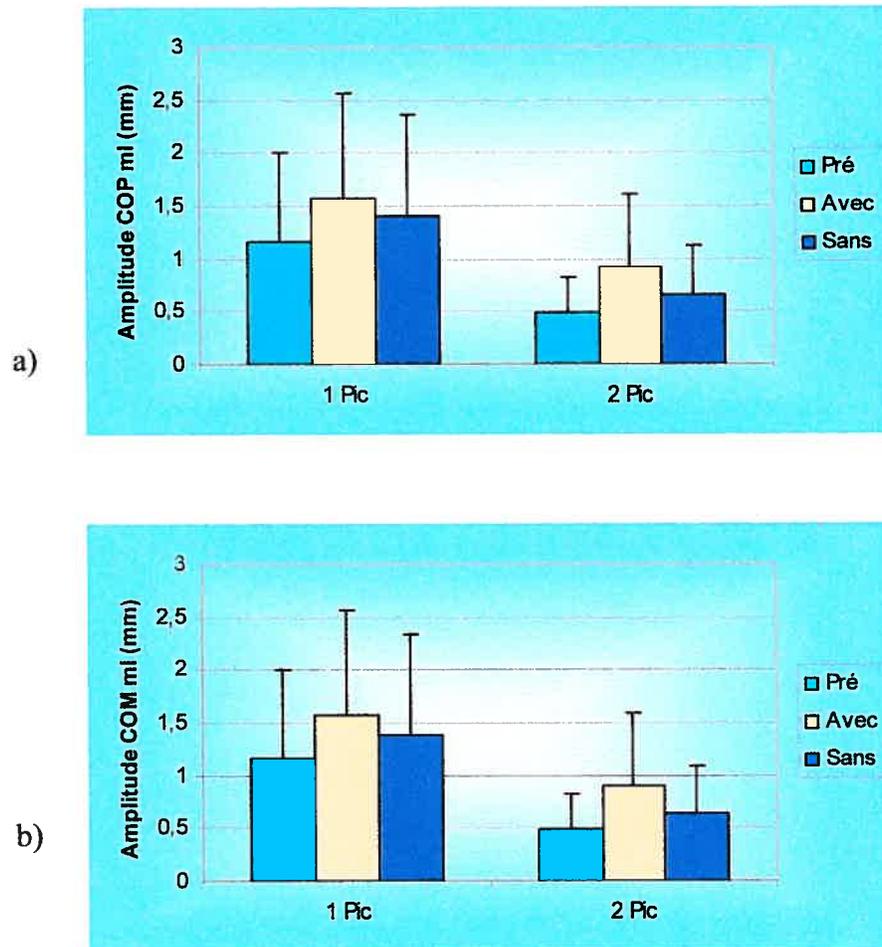
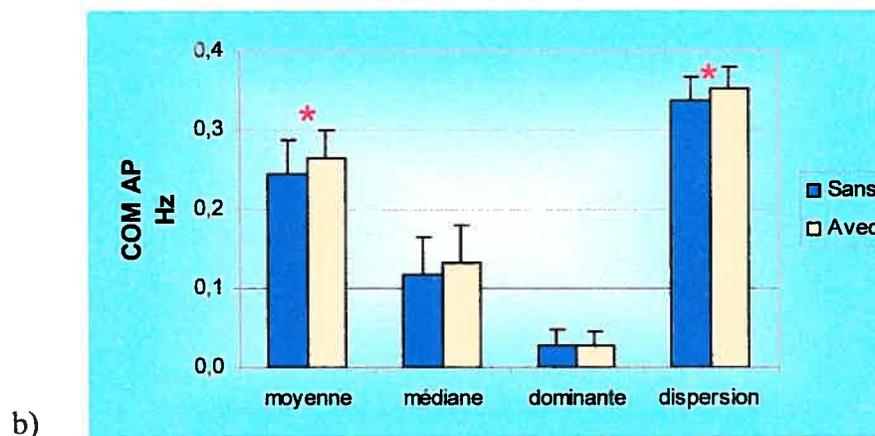
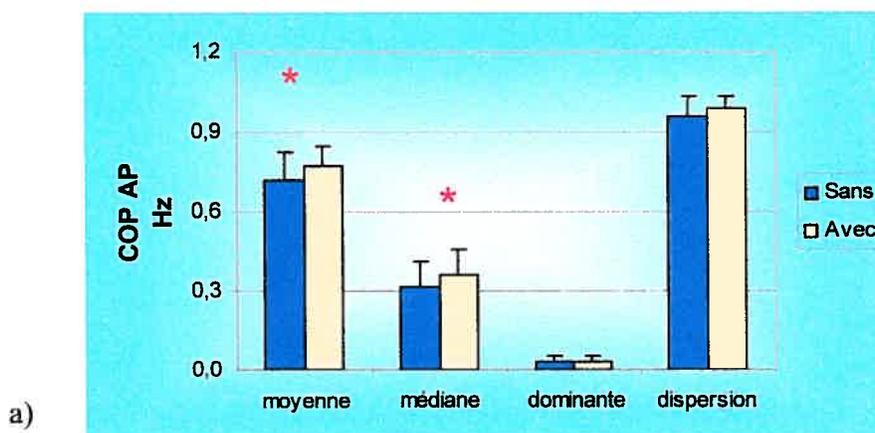


figure 14 : Amplitude des maxima des spectres du a) COP et b) COM mesurée en mm des groupes pré-corset, avec corset et sans corset pour la direction médio-latérale.

4.2.1 Comparaison avec et sans corset :

À la figure 15, les fréquences moyennes, médiane, dominante et la dispersion, calculées en Hz dans la direction AP des groupes avec corset et sans corset sont présentées. On observe, d'une façon générale, un déplacement vers les hautes fréquences chez les sujets avec corset pour le COP, le COM et la différence COP-COM. Le groupe avec corset a un déplacement significatif vers les hautes fréquences de 5.7% ($p= 0.02$) pour la fréquence moyenne et 5.8% pour la fréquence médiane ($p= 0.04$) du COP AP.



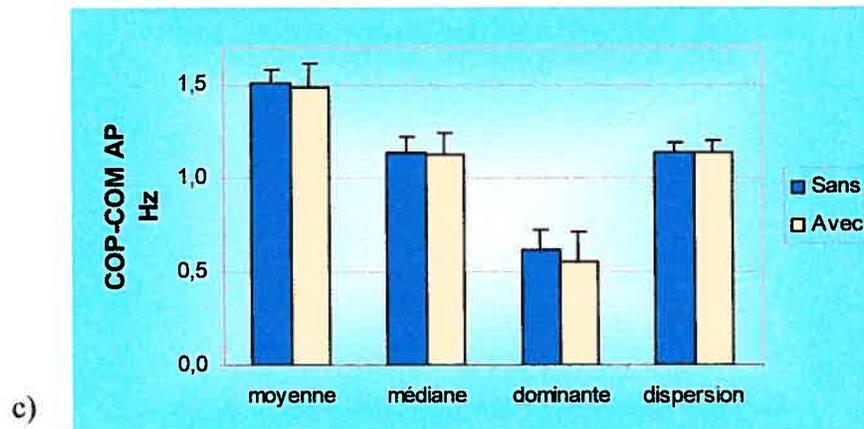


figure 15 : moyenne, médiane, fréquence dominante et dispersion, a) COP, b) COM et c) COP-COM dans la direction antéro-postérieure calculées en Hz.

* indique les différences significatives $p=0.05$ Groupes avec corset et sans corset.

En ce qui concerne le COM AP, les filles du groupe avec corset ont des fréquences significativement supérieures. La fréquence moyenne présente un déplacement significatif vers les hautes fréquences de 7.7% ($p= 0.04$). Aussi, la dispersion de la puissance spectrale autour de la fréquence moyenne est plus élevée de 4.8% ($p= 0.04$). Par rapport à la différence COP-COM, aucune différence significative n'est observée; cependant, il existe une diminution des fréquences d'environ 3.4% chez le groupe avec corset.

On observe à la figure 16 la représentation des pentes correspondantes au COP, COM et COP-COM dans la direction AP pour les groupes avec et sans corset. La pente du COP AP est significativement moins négative pour le groupe avec corset ($p= 0.03$;

3.1%). D'une même manière, la pente COM AP, chez le groupe avec corset, est significativement moins négative avec une diminution d'environ 1.6% ($p= 0.04$). Le COP-COM AP, a une pente moins négative pour le groupe sans corset ($p=0.04$). Ces pentes moins négatives confirment la tendance vers les hautes fréquences du groupe avec corset, comme on a pu observer à la figure 15 (c).

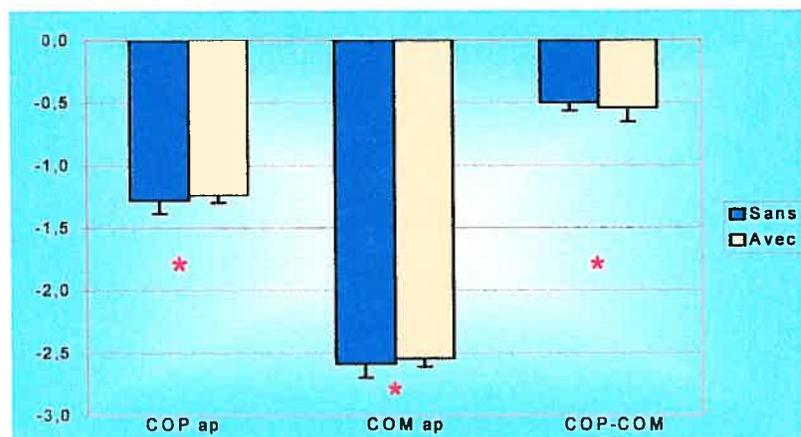


figure 16 : Pente du spectre dans la direction antéro-postérieure. * indique les différences significatives $p=0.05$. Groupes avec et sans corset.

Les résultats dans la direction médio-latérale de COP, COM et COP-COM entre les groupes avec et sans corset, sont représentés à la figure 17 pour les variables spectrales et à la figure 18 pour les pentes. Par rapport au COP ML et au COM ML, il existe un déplacement non statistiquement significatif d'environ 5% vers les hautes fréquences pour le groupe sans corset.

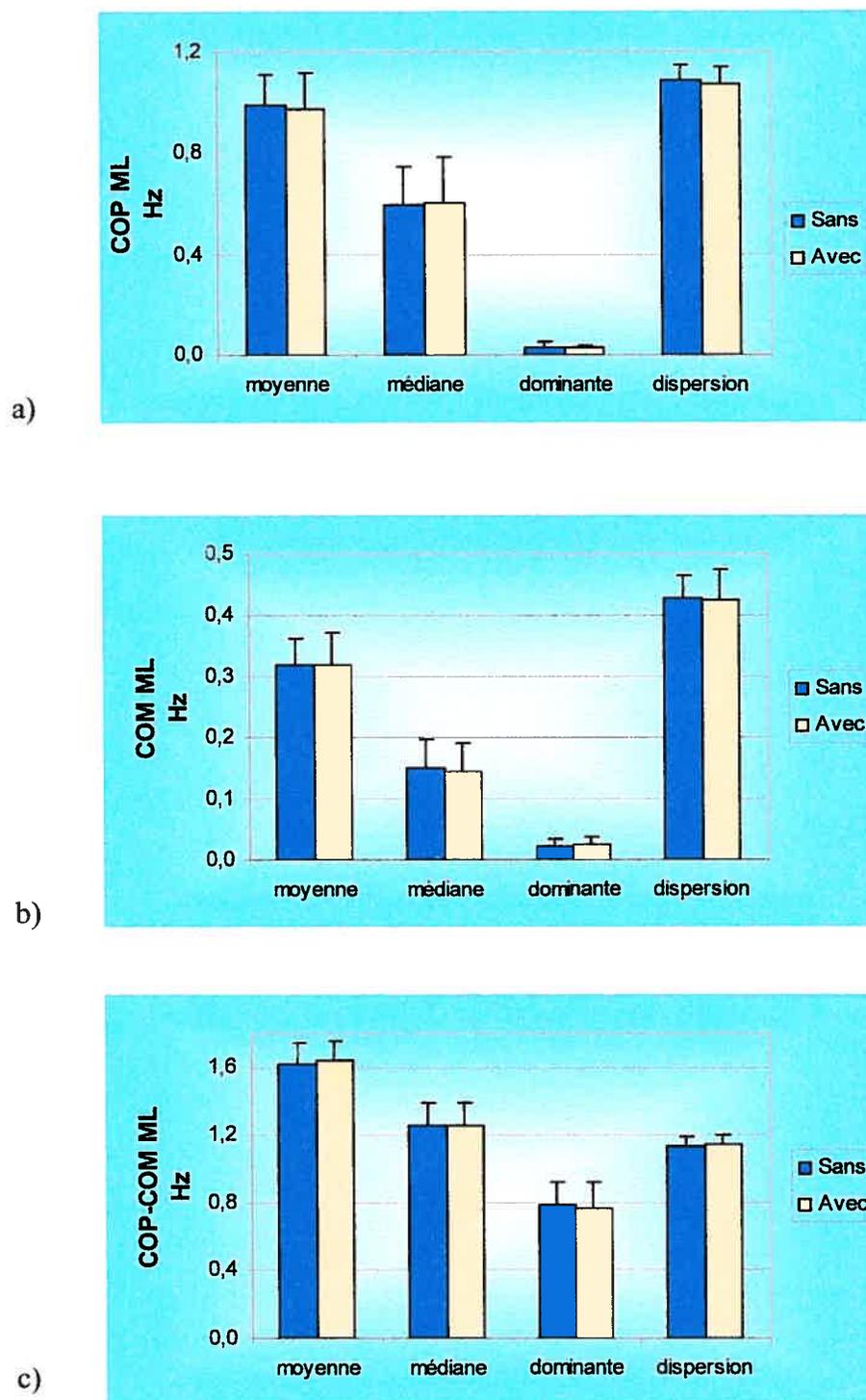


figure 17 : Moyenne, médiane, fréquence dominante et dispersions a) COP, b) COM et c) COP-COM dans la direction médio-latérale. Groupes avec corset et sans corset.

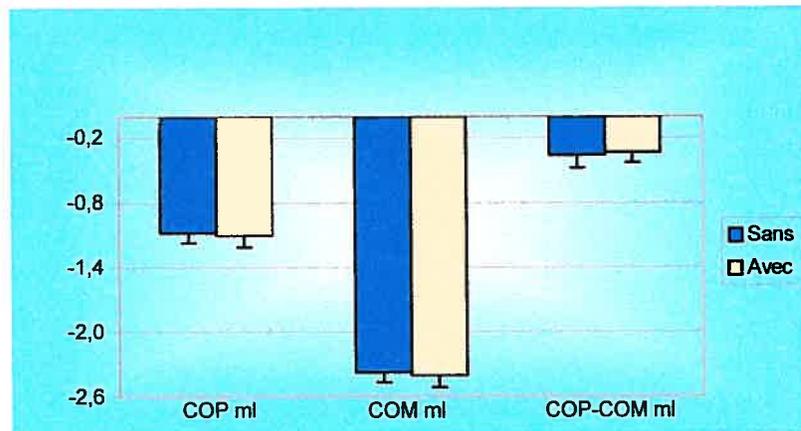


figure 18 : Pente du spectre dans la direction médio-latérale pour le COP, COM et le COP-COM Groupes avec et sans corset.

4.2.2 Comparaison pré-corset et sans corset :

Il y a une tendance marquée des sujets pré-corset, par rapport au groupe sans corset d'un déplacement vers les hautes fréquences, manifesté habituellement dans la direction AP. À la figure 19, on peut observer des augmentations de 25% reliées à la fréquence moyenne ($p= 0.01$) et de 15% pour la fréquence médiane ($p= 0.00$) du COP AP dans le groupe pré-corset. La dispersion spectrale présente une diminution fréquentielle de 4.7% mais non-significative. Pour le COM AP, il existe une différence significative entre les deux groupes de 7% au niveau de la dispersion de l'énergie du spectre ($p= 0.04$). Cependant, on signale une tendance générale des sujets pré-corset vers les fréquences les plus élevées (7.8%).

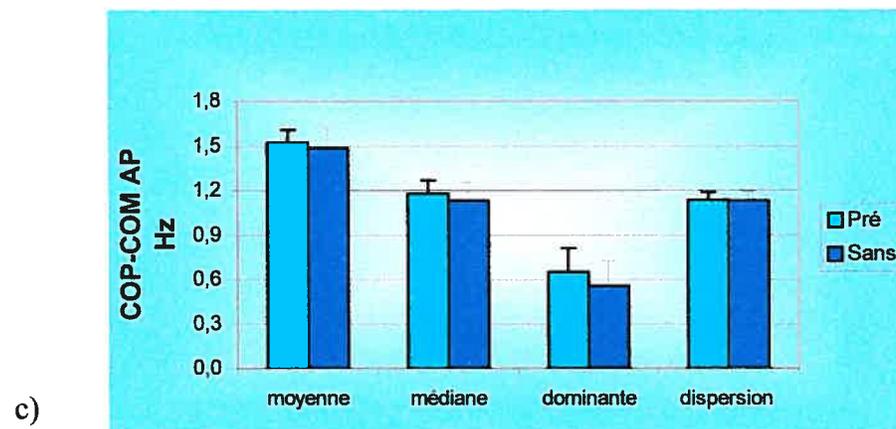
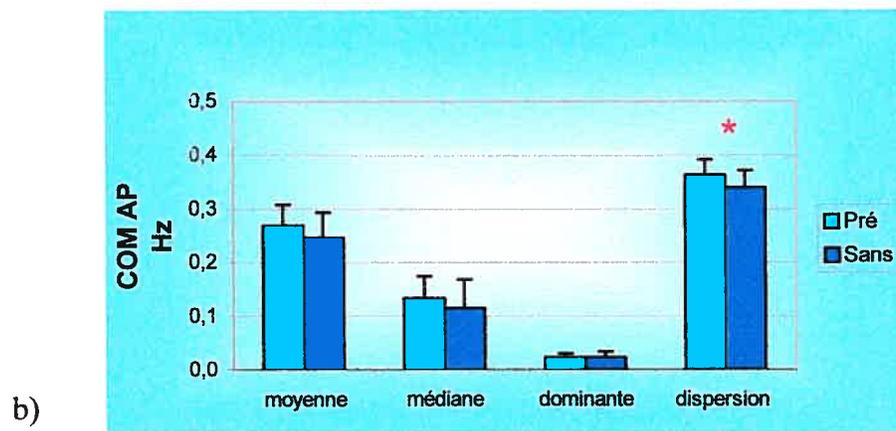
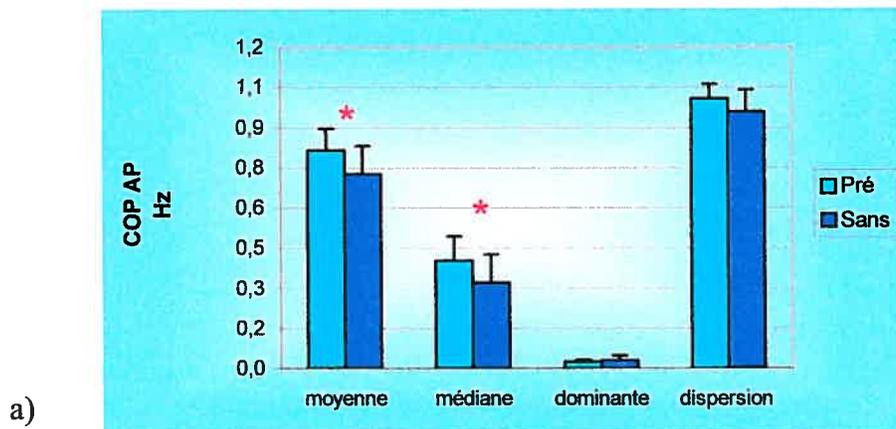


figure 19 : Moyenne, médiane, dominante et dispersion a) COP. b) COM. et c) COP-COM dans la direction antéro-postérieure. Groupe pré-corset et sans corset.

La figure 20, illustre les pentes du COP, COM et COP-COM dans la direction AP pour les groupes pré-corset et sans corset. Ces paramètres fréquentiels ne présente pas des différences importantes. Cependant, les filles du groupe pré-corset ont des pentes moins négatives.

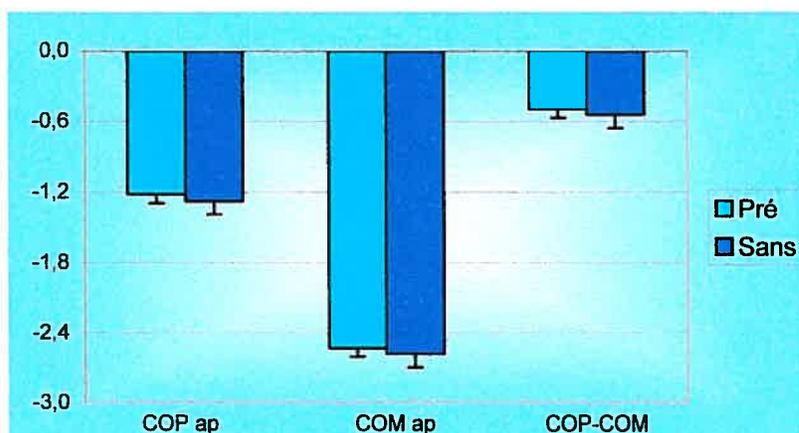


figure 20 : Pente du spectre dans la direction antéro-postérieure. Groupe pré-corset et sans corset.

Les figures 21 et 22 ne démontrent aucune différence significative entre les sujets pré-corset et les sujets sans corset dans la direction ML. Néanmoins, dans cette direction, on remarque que le groupe pré-corset a une prédisposition à se déplacer vers les hautes fréquences. Les sujets pré-corset ont une augmentation fréquentielle de 12.8% par rapport au COP ML. De même, l'augmentation du COM ML et de COP-COM ML est de 7.9% et de 7.1% respectivement. La figure 21 montre des pentes moins négatives mais non significatives pour le groupe pré-corset.

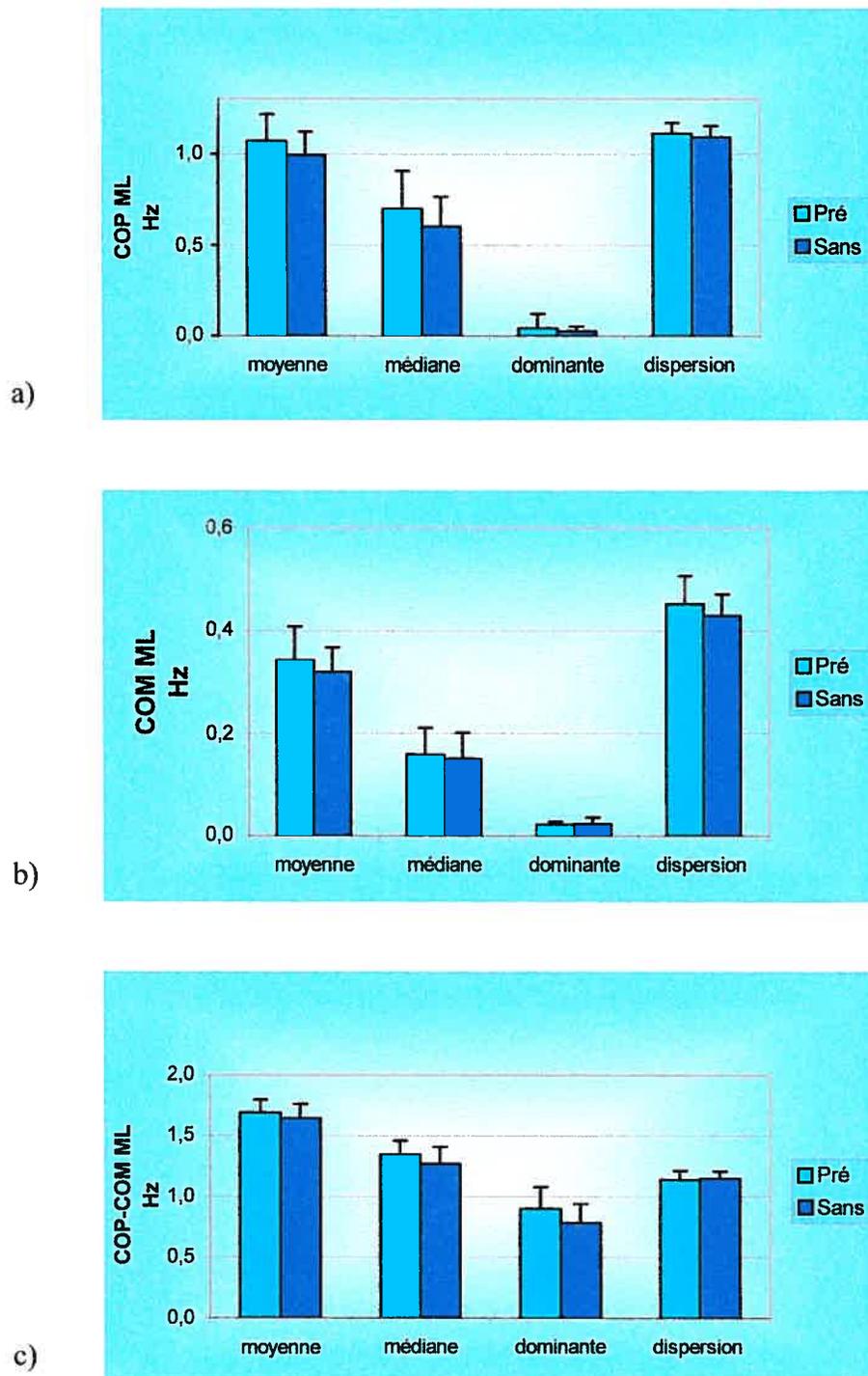


figure 21 : Moyenne, médiane, fréquence dominante et dispersion a) COP b) COM et c) COP-COM dans la direction médio-latérale. Groupes pré-corset et sans corset.

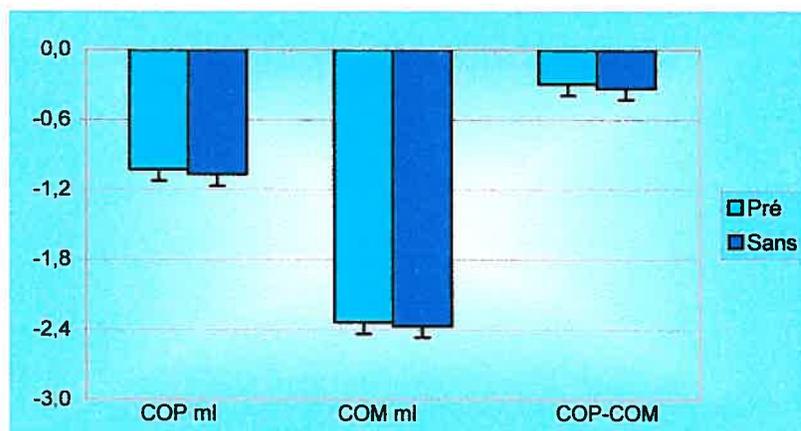


figure 22 : Pente du spectre dans la direction médio-latérale. Groupe pré-corset et sans corset.

En conclusion, il faut retenir que les paramètres du domaine temporel ne donnent pas de résultats pertinents pour analyser le comportement de l'équilibre postural orthostatique d'une population scoliothique. Néanmoins, le domaine fréquentiel présente des perturbations. Il faut signaler que la perturbation de l'équilibre se reflète, seulement, dans la direction antéro-postérieure, par de plus hautes fréquences observées chez les groupes pré-corset et avec corset.

Chapitre 5: Discussion

Cette étude vise à déterminer, dans un premier temps, si le port d'un corset de Boston accroît le déséquilibre postural chez des jeunes filles ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence. Dans le second objectif, on cherche à démontrer si l'effet du corset de Boston persiste une fois enlevé, en comparant les conditions pré-corset et sans corset. Afin d'évaluer l'équilibre postural de filles scoliotiques, des paramètres temporels, ont été utilisés. En plus et pour la première fois, des paramètres fréquentiels ont été aussi étudiés dans ce travail.

L'équilibre postural debout est une tâche complexe où le corps doit être maintenu dans une position verticale (Barela et al., 2000). Le maintien de la position debout comprend des ajustements corporels avec le seul but de maintenir les segments corporels alignés et orientés d'une façon appropriée dans l'espace (Horak et Macpherson, 1996). L'attitude corporelle (Nault et al., 2002) ainsi que le type de courbes (Gauchard et al., 2001) sont associés à la perturbation de l'équilibre des scoliotiques. Le corset de Boston pourrait, lui aussi, contribuer à l'équilibre postural plus difficile à maintenir.

Le travail présenté dans ce mémoire a mis en évidence une perturbation dans la direction antéro-postérieure de l'équilibre dû au port du corset de Boston. Cela est

confirmé par le déplacement vers de plus hautes fréquences des paramètres du domaine fréquentiel. L'équilibre du groupe sans corset, semble moins perturbé que celui dans la condition pré-corset. Cela pourrait être dû, en partie, à une réorganisation du contrôle postural occasionné par le port du corset de Boston. Les effets bénéfiques du corset seraient masqués par le port de cette orthèse, mais révélés une fois retiré.

5.1 Comportement postural des groupes avec et sans corset :

Des analyses de l'excursion du COP et du COM ont été réalisées dans les domaines temporel et fréquentiel des sujets avec et sans corset.

5.1.1 Paramètres temporels des groupes avec et sans corset :

Nos résultats avec le même groupe de filles avec et sans corset ne présentent aucune différence significative dans les paramètres temporels. De même, les résultats de l'étude de Gregorič et al. (1981) ne rapportent aucune différence significative. D'ailleurs, nos résultats sont similaires à ceux obtenus par Sahlstrand et al. (1978) lors de l'analyse des sujets scoliotiques au début du traitement orthopédique et huit mois plus tard. Cependant, leurs résultats démontrent des oscillations plus prononcées pour les sujets scoliotiques avec corset.

D'après Okubo et al. (1979) et Robbins et al. (1997) la position des pieds influence l'équilibre du corps et constitue un facteur important à analyser. Ainsi, Okubo et al. (1979) ont démontré qu'une position des pieds en rotation externe inhibe le transfert du poids corporel, dans la direction latérale. Une étude réalisée par Carpintero et al. (1994) suggère que les sujets ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence auraient une incidence de 10% plus élevée de pied creux. Ils proposent que cette pathologie pourrait être occasionnée par un trouble musculaire, dont l'origine serait le résultat des perturbations au niveau du SNC. L'incidence du pied creux sur les patients scoliotiques pourrait altérer le positionnement du centre de pression sur la direction antéro-postérieure, entraînant le déséquilibre postural. Cela souligne, en partie, les différences observées entre les sujets témoins et scoliotiques. Le port du corset de Boston ne semble pas modifier la posture suffisamment pour contrecarrer l'effet des pieds sur l'équilibre.

Les mesures traditionnelles dans le domaine temporel n'informent pas sur les propriétés dynamiques du système de contrôle postural (McClenaghan et al., 1995). La simple mesure des mouvements du COP et du COM (paramètres temporels) n'exprime pas la complexité du système qui est examiné (Newel et al., 1993). Les paramètres fréquentiels démontrent des différences posturales, entre un groupe scoliotique et un groupe témoin, d'une façon plus précise et appropriée (Giakas et al., 1996). L'utilisation de l'analyse spectrale contribue à l'identification des systèmes qui ont une importante contribution lors de l'équilibre debout stationnaire (Powell et al., 1984). Les résultats de cette étude semblent appuyer ces observations.

5.1.2 Paramètres fréquentiels des groupes avec et sans corset :

L'utilisation de l'analyse spectrale afin d'étudier le comportement postural des sujets scoliotiques portant un corset de Boston, n'a pas encore été rapportée par la littérature. Nos analyses révèlent que les filles ayant un corset de Boston ont un équilibre postural perturbé. À partir des signatures spectrales de chaque participante, on peut observer deux maxima qui se produisent dans la direction antéro-postérieure. Le premier maximum n'a pas été affecté par l'utilisation du corset de Boston. Il peut correspondre à l'oscillation de tout le corps tel qu'un pendule inversé, comme a été décrit par Brenière (1996). Par conséquent, l'utilisation du corset de Boston n'affecte pas significativement l'oscillation du corps associée au premier maximum. Un deuxième maximum, qui se produit à des fréquences plus élevées, est de plus faible intensité et semble caractériser aux sujets scoliotiques. Cette deuxième fréquence pourrait être reliée à un mouvement de double-pendule inversé dû au tronc. Ce phénomène est rapporté par la première fois chez une population des sujets scoliotiques.

Le fait de porter un corset de Boston combiné à la faiblesse de la musculature du tronc ferait, en sorte, que l'équilibre postural des jeunes filles soit plus perturbé. Une perturbation du système musculo-squelettique chez les scoliotiques a été mise en évidence dans une étude réalisée par Lowe et al. (2000). Ils ont démontré une diminution significative des fibres de type II, dites rapides, chez les sujets scoliotiques. Cette diminution est localisée au niveau de la musculature du tronc, plus précisément dans les muscles paravertébraux. Slager et Hsu (1986) avaient déjà

rapporté une importante diminution en nombre et taille des fibres de type II au niveau des paravertebraux en vingt-et-un patientes scoliotiques. Ces changements musculo-squelettiques suggèrent la possibilité d'une défaillance musculaire tel qu'un processus myopathique, qui pourrait occasionner des mouvements du corps plus saccadés (Gregorič et al., 1981).

Les muscles du tronc auraient de la difficulté à maintenir l'alignement postural chez les scoliotiques. En d'autres mots, les sujets avec corset oscilleraient à la même intensité que les sujets sans corset, mais d'une façon plus saccadée qui empêcherait le correct maintien de l'équilibre orthostatique. Les problèmes d'instabilité posturale démontrés par les sujets ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence, pourraient être reliés à un problème d'intégration sensorielle (Barrack et al., 1984; Mixon et Steel, 1982; Sahlstrand et Lidström, 1980; Yekutieli et al., 1981). Ce problème perturberait la construction des références corporelles par rapport à l'espace. On peut faire l'hypothèse que l'instabilité des patientes avec une scoliose idiopathique de l'adolescence est due à une combinaison des changements géométriques du tronc et d'une faiblesse de la musculature du tronc, induits par la scoliose. Néanmoins, cette perturbation est clairement accentuée par l'utilisation d'un corset de Boston. Cet effet est évident dans le déplacement vers hautes fréquences du COP AP.

Une étude réalisée par Rougier et al (2001), sur le port des orthèses tibiales, met en évidence que des orthèses rigides entraînent de plus grandes amplitudes d'oscillations. De même manière, la rigidité du corset de Boston pourrait déplacer les

valeurs des paramètres fréquentiels de tendance centrale (fréquence moyenne, fréquence médiane et fréquence dominante) vers les hautes fréquences. Un déplacement vers des fréquences supérieures est associé à une altération ou à une perturbation des systèmes qui contrôlent l'équilibre postural (Rougier, 2001).

Le corset de Boston est efficace dans 80% des cas (Wong et al., 2000). Wiley et al. (2000) ont démontré que le corset de Boston est un traitement approprié pour diminuer la progression des courbes scoliotiques chez des sujets immatures ayant des courbes à risque de progresser. Le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescence doit démontrer que le corset altère l'histoire naturelle de la maladie (Wiley et al., 2000) tout en ne nuisant pas à l'équilibre orthostatique afin d'être considéré comme efficace. Nos résultats indiquent que le corset crée un déplacement significatif vers les hautes fréquences qui reflète un accroissement de l'activité musculaire qui induirait des perturbations de l'équilibre postural. D'après une étude, en utilisant l'EMG, par Odermatt et al. (sous presse), on observe une augmentation de l'activité musculaire de la partie postérieure du tronc causée par le port de l'orthèse. L'augmentation passive de l'activité musculaire, induite par le corset, est inefficace pour proportionner une correction de la déformation (Dworkin et al., 1985). Une activité musculaire majeure pourrait être responsable d'un accroissement de la douleur et de la fatigue musculaire démontrée par les patientes scoliotiques (Bigland-Ritchie et al., 1986; Vuillerme et al., 2001). Les déplacements du COP vers des fréquences supérieures démontre une augmentation de l'activité neuromusculaire (Caron, 2003) et un recrutement additionnel des unités motrices (Nardone et al.,

1997). Ces conséquences pourraient contribuer à l'abandon du traitement orthopédique, surtout dû à une période critique des adolescentes pendant le développement de leur maladie (Dworkin et al., 1985).

Selon Wong et al. (2000) un contrôle individuel de la pression et la tension provoquée par l'orthèse pourrait contribuer au contrôle de la progression des courbes scoliothiques. L'incorporation, au corset de Boston, d'un profil lordotique de 15° au niveau du dos, ainsi que la réduction de la pression abdominale auraient un effet antilordotique qui pourrait diminuer l'effet entraîné sur l'action musculaire accrue avec le corset de Boston (Hall, 1996).

5.2 Comportement postural des groupes pré-corset et sans corset :

Le deuxième objectif de cette étude est de démontrer que l'effet du corset persiste une fois retiré, en comparant les conditions pré-corset et sans corset. Le groupe pré-corset a été formé par des jeunes filles scoliothiques qui ont été évaluées au moment de la prescription de corset de Boston. Dix semaines après le début du traitement orthopédique, les jeunes filles ont été réévaluées sans corset.

5.2.1 Paramètres temporels des groupes pré-corset et sans corset:

Par rapport aux paramètres du domaine temporel, le groupe pré-corset a des valeurs moyennes les plus faibles par rapport au groupe sans corset. Cependant aucune différence statistique n'est significative. Sahlstrand et al. (1978) ont observé l'opposé, à savoir, une augmentation significative de la perturbation de l'équilibre postural chez les scoliotiques sans aucun traitement (pré-corset) que chez les sujets avec traitement. Le groupe étudié par Sahlstrand et al. (1978) a été composé par huit jeunes filles évaluées avant et six mois après le traitement. Il se peut que notre intervalle de 10 semaines soit insuffisant pour que la perturbation, due à l'évolution de la scoliose, soit assez évidente. Par conséquent les résultats de notre étude proviennent quasi uniquement du corset.

5.2.2 Paramètres fréquentiels des groupes pré-corset et sans corset:

Dans le domaine fréquentiel, on a remarqué des valeurs de la fréquence moyenne et de la fréquence médiane des sujets pré-corsets statistiquement supérieures au groupe sans corset. La présence des hautes fréquences dans le spectre du COP AP met en évidence le rôle important du système neuromusculaire dans le maintien de la posture érigée chez les sujets pré-corsets et l'effet bénéfique du port du corset de Boston une fois retiré.

Une possibilité qui pourrait expliquer le pauvre équilibre des sujets pré-corsets serait que les filles sans traitement auraient été évaluées au stage critique du développement de la scoliose. L'équilibre postural serait plus perturbé au début du développement

de la maladie (Sahlstrand et al., 1978) qu'environ six mois après le début du traitement orthopédique.

En conclusion, les patientes sans corset font preuve d'un équilibre postural plus stable, qui pourrait être associé à un effet bénéfique du port du corset de Boston. Le port du corset de Boston aurait des conséquences plus néfastes que les bénéfices qu'il procure au maintien de l'équilibre orthostatique.

5.3 Limites de l'étude :

Les résultats en laboratoire doivent être interprétés avec circonspection. Notre travail présente des limitations liées à l'interprétation des données pour l'évaluation de l'effet du corset de Boston sur la posture.

Le modèle de Brenière, pour le calcul du COM, repose sur l'analyse spectrale. Une relation mathématique entre les amplitudes d'oscillations du COM et du COP permet d'estimer la position du COM à partir des positions du COP, en se servant des transformations dans le domaine fréquentiel (Caron et al., 1997). Cette méthode n'offre aucune information sur les ajustements produits au niveau de la tête et du tronc au moment de la rééquilibration (Masso et Gorton III, 2000). Une limite de notre étude serait de ne pas avoir utilisé un système de vidéographie afin de comprendre l'ajustement dans l'orientation des segments corporels. Il est à noter que

le système vidéo signale des différences de 3-4° avec 95% de confiance et pour un écart entre les marqueurs de 3mm (Masso et Gorton III, 2000). Les ajustements relativement inférieurs aux erreurs rapportées ne seraient pas visibles chez les scoliotiques. Les données cinématiques et les mesures anthropométriques entraînent des erreurs importantes (Benvenuti et al., 1999). Étant donné que les mesures anthropométriques sont désignées pour une population non-scoliotique, il n'est pas possible d'estimer les propriétés inertielles du tronc d'une patiente scoliotique (Nault et al., 2002) afin de calculer les déplacements du COM.

Les analyses dans le domaine temporel reposent, généralement, sur le fait que la migration du COP est purement stochastique (Prieto et al., 1993; King et Zatsiorsky, 1997). Cela veut dire que la trajectoire du COP est aléatoire, sans une structure ordonnée et sans un pattern défini (Rougier et al., 2001). Par contre, Duarte et Zatsiorsky (1999) suggèrent qu'un pattern de migration du COP existe et peut être reconnu en utilisant une période du temps d'enregistrement prolongée. Durant cette période, des phénomènes de : shifting, fidgeting et drifting, qui caractérisent les déplacements du COP, peuvent être observés (Duarte et Zatsiorsky 1999). Une autre limite de notre étude réside sur le fait de ne pas avoir pris des longues périodes d'enregistrement pour identifier des phénomènes de transition. Cela nous aurait permis de confirmer l'existence d'un pattern migratoire du COP chez des sujets scoliotiques. Par contre, Carpenter et al. (2000) ont dédié leur étude à examiner comme la durée d'acquisition pourrait avoir un impact sur les mesures du COP dans les paramètres du domaine temporel. Les variables calculées dans le domaine

fréquentiel seraient affectées par la durée des enregistrements (Carpenter et al., 2001). Le COP enregistré dans une courte période de temps prend en considération les composants des signaux spectrales seulement dans les hautes fréquences (Carpenter et al., 2001). Selon Rougier et al. (2001), des enregistrements plus longs qu'une minute risquent de faire apparaître des modifications comportementales liées à des problèmes de fatigue et d'attention.

5.4 Pertinences cliniques :

Les résultats exposés dans cette étude pourraient servir à l'amélioration du design et de la conception du corset de Boston, afin d'apporter une meilleure correction de la scoliose idiopathique de l'adolescence sans perturber l'équilibre postural. Les déplacements vers des hautes fréquences mettent en évidence une augmentation de l'activité musculaire due à l'utilisation du corset de Boston. Ce déplacement témoignerait des changements associés aux systèmes neurologiques et musculo-squelettiques qui contribueraient au déséquilibre postural.

Comme le corset de Boston doit être porté par les patientes pendant 22 heures par jour (Dworkin et al., 1985) et, parfois, le traitement orthopédique a une durée d'environ deux ans, l'augmentation de la raideur musculaire pourrait avoir un effet assez important. Cette augmentation de l'activité musculaire, en relation aux utilisations du corset met en évidence la nécessité d'apporter des modifications sur le

corset aux effets de diminuer l'accroissement de l'activité musculaire. Nous pensons que la rigidité des matériaux, dont le corset de Boston est conçu, serait impliquée dans l'accroissement de l'activité musculaire du tronc. Il faudrait considérer un corset plus flexible combiné à un système de retro-action.

L'addition au traitement orthopédique d'un programme de rééducation postural pourrait aider dans la correction des déformations scoliothiques, en diminuant l'accroissement de l'activité musculaire accrue. Une réduction de l'activité musculaire pourrait aider à diminuer les symptômes de fatigue musculaire et de douleur, ainsi que contribuer à réduire l'abandon du traitement. Le dysfonctionnement du système neuromusculaire, mis en évidence dans cette étude, la faiblesse des muscles du tronc rapportée par Yarom et al., (1979); Ford et al., (1984); Lowe et al., (2000); Veldhuizen et al., (2000); et les types de courbes (Gauchard et al., 2001), sont accentués par le port du corset de Boston. Cela souligne l'importance d'inclure au traitement orthopédique une planification de rééducation posturale. Un traitement visant des exercices de la musculature abdominale constitue un aspect principal dans la restauration du fonctionnement des muscles du tronc et de la stabilité (Lam et al., 1999). Un programme d'exercices pour les muscles du tronc, en addition au traitement orthopédique semble apporter une importante contribution pour diminuer le déséquilibre postural sagittal (Emans, 1984).

Chêneau et al. (1983) opinent qu'un programme d'exercices spécifiques appliqué aux patientes scoliothiques aurait un effet, de réduction de la scoliose, égal à celui induit

par le traitement orthopédique avec corset. Le programme de rééducation posturale devrait être fondé sur des principes kinesthésiques et sensori-moteurs (Weiss, 1991). Des exercices actifs, spécifiques pour la région thoracique et thoracique-lombaire ainsi que des exercices respiratoire devraient induire à l'étirement active des muscles du tronc, à la déviation latérale active de la colonne vertébrale et à la dérotation active des vertèbres (Weiss, 1992). La posture du tronc doit être adoptée et maintenue, par le patient, à travers d'une perception consciente des afférentes qui proviennent des muscles, ligaments et articulations (Weiss, 1992).

5.5 Recommandations :

Le but principal de cette étude visait la comparaison de l'équilibre postural debout des jeunes filles scoliotiques avant et durant le port de corset de Boston. Cependant, l'effet du corset était analysé qu'à environ 10 semaines après l'initiation du traitement. En conséquence, cette étude porte sur les effets immédiats, échelonnés sur une courte période de temps. Il serait avantageux de réaliser une étude à plus long terme afin de corroborer des nouveaux effets qui pourraient être entraînés par le corset de Boston. De cette façon, cela nous permettra d'observer et analyser l'évolution de l'équilibre postural debout durant le traitement orthopédique pour déterminer si la perturbation posturale varie selon le temps d'utilisation du corset de Boston.

Une autre recommandation de cette étude serait de modifier le positionnement des pieds sur la plate-forme de force. Une position des pieds «côté à côté» diminue les déplacements horizontaux et longitudinaux de l'axe médio-latéral (Okubo et al., 1979) et met en évidence les déplacements dans la direction AP. Une position des pieds «en tandem» permet, plus particulièrement, l'étude de la stratégie des hanches (Okubo et al., 1979). À cet égard, il serait intéressant d'évaluer la contribution des hanches lors du port du corset de Boston sur l'équilibre postural des sujets scoliotiques.

Ensuite, l'utilisation d'un système vidéo pourrait caractériser les changements au niveau de l'orientation des segments corporels induits par le corset de Boston (Horak et Nashner, 1986). Des marqueurs placés au long de la colonne vertébrale ainsi qu'aux hanches, genoux et chevilles indiqueraient comment les adaptations posturales se produisent suite au port du corset, en autant, que le système utilisé possède une haute résolution.

Finalement, l'EMG pourrait nous renseigner sur le fonctionnement des muscles impliqués dans le maintien de l'équilibre postural debout. Ainsi, nous aurons pu comparer les données spectrales, surtout de la différence COP-COM, à ceux de l'EMG afin de constater la rigidité musculaire observée chez les patientes avec corset qui était évidente par le déplacement vers les hautes fréquences.

Chapitre 6 : Conclusion

Depuis plusieurs années des recherches sont effectuées dans le but d'analyser l'efficacité du corset de Boston. Généralement dans la littérature, le corset de Boston est relié, entre autres, aux altérations dans la morphologie du tronc et de la cage thoracique (Dworkin et al., 1985; Wong et al., 2000), et à la réduction de la cyphose thoracique (Dansereau et al., 1996; Labelle et al., 1996; Wong et al., 2000).

Dans ce travail le premier objectif était de déterminer si le fait d'utiliser un corset de Boston perturbe l'équilibre postural des jeunes filles ayant une scoliose idiopathique de l'adolescence. Le corset de Boston est responsable de l'augmentation de 7.3% de la raideur musculaire chez les sujets avec corset. L'équilibre postural antéro-postérieur est plus perturbé à conséquence du port du corset de Boston.

Le second objectif était de démontrer que l'effet du corset de Boston persiste une fois enlevé. Les filles sans corset ont une amélioration de l'équilibre de 11% que le groupe pré-corset. Cela semble indiquer que le corset de Boston a un effet bénéfique qui se manifeste, seulement, une fois le corset retiré. Il paraît que, sans le corset de Boston, l'équilibre orthostatique se soit amélioré par rapport à la condition pré-corset. En autres termes, le port du corset, lui-même, perturbe l'équilibre plus que sa contribution bénéfique.

References

Agadir, M., Sevastik, J., Persson, A. et Isberg, B., Introduction of scoliosis in growing rabbits by unilateral growth stimulation, *Spine*, 13: 1065-1069, 1988

Allard, P., Nault, M.L., Hinse, S., Le Blanc, R. et Labelle, H., Relationship between morphologic somatotypes and standing posture equilibrium, *Annals of human biology*, Vol. 28 No 6: 624-633, 2001

Andriacchi, T., Schultz, A., Belytschko, T et Galante, J, A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage, *Journal of Biomechanics*, 7: 497-507, 1974

Bagnall, K. M., Raso, V. J., Hill D. L., Moreau, M., Mahood, J. K., Jiang, H., Russell, G., Bering, M. et Buzzell, G. R., Melatonin levels in idiopathic scoliosis. Diurnal and nocturnal serum melatonin levels in girls with adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, 21: 1971-1978, 1996

Barela, J.A., Polastri, P.F. et Godoi, D., Controle postural em crianças oscilação corporal e frequência de de oscilação, *Rev. paul. Educ. Fis.*, São Paulo, 14 (1): 68-77, Jan. / Jun. 2000

Barrack, R., Whitecloud III, T., Burcke, S., Cook, s. et Harding, A., Proprioception in idiopathic scoliosis, *Spine*, Vol. 9 No 7: 681-685, 1984

Benda, B. J., Riley, P. O. et Krebs, D. E., Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2: 3-10, 1994

Benvenuti, F, Mecacci, R, Gineprari, I, Bandinelle, S, Benvenuti, E, Ferrucci, L, Baroni, A, Rabuffetti, M, Hallett, M Dambrosia, J M et Stanhope, S J, Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of a posturographic protocol, *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 80: 278-287, 1999

Bigland-Ritchie, B, Cafarelle, E et Vollestad, N K, Fatigue of submaximal static contractions, *Acta Physiol. Scand*, 556: 137-148, 1986

Bizzo, G, Guillet, N, Patat, A et Gagey, PM, Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilimetry, *Med. Biol. Eng. Comput*, 23: 474-476, 1985

Brenière, Y., Why we walk the way we do?, *Journal of motor behaviour*, 28 (84): 291-298, 1996

Brunnell, W P, The natural history of idiopathic scoliosis before skeletal maturity, *Spine*, 11: 773-776, 1986

Burwell, R., Cole, A., Cook, T., Grivas, T., Kiel, A., Moulton, A., Thirlwall, A., Upadhyay, S., Webb, J., Wemy, S.S., Holden, S., Whitwell, D., Wojcik, A. et Wythers, D., Pathogenesis of idiopathic scoliosis the Nottingham concept, *Acta orthopaedica Belgica*, Vol. 58 No 1: 33-58, 1992

Caron, O., Faure, B. et Brenière, Y., Technical note : Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture, *Journals of biomechanics*, Vol. 30 No 11/12: 1169-1171, 1997

Caron, O, Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture, *Neuroscience Letters*, 340(2): 83-86, 2003

Carpenter, M., Frank, J., Winter, D. et Peysor, G., Sampling duration effects on centre of pressure summary measures, *Gait & Posture*, 13: 35-40, 2001

Carpintero, P., Entrenas, R., Gonzalez, I., Garcia, E. et Mesa, M., The relationship between pes cavus and idiopathic scoliosis, *Spine*, Vol. 19, No 11: 1260-1263, 1994

Chêneau, J. et Neff, G., Wirkungsweise des cheneaukorsetts, *Orthopädie technik*, 34: 159-162, 1983

Collis, D. et Ponseti, I., Long-term follow-up of patients with idiopathic scoliosis not treated surgically, *The journal of bone and joint surgery*, Vol. 51-A No 3: 425-445, April 1969

Conforto, S, Schimid, M, Camomilla, V, D'Alessio, T et Cappozzo, A, Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance, *Gait & Posture*, 14: 28-35, 2001

Cordo, P J et Nashner, L M, Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements, *Journal of Neurophysiology*, 47: 287-302, 1982

Dansereau, J., Labelle, H., Bellefleur, C. et Poitras, B., Immediate effet of Boston brace treatment on 3-D shape of scoliotic spine and rib cag, *Orthopedic Trans*, 19: 591, 1996

Deacon, P., Archer, I.A. et Dickson, R.A, The anatomy of spinal deformity: a biomechanical analysis, *Clin Orthop*, 10: 897-903, 1987

Dempster, W T, Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematics and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs, *Wright Air Development Center Technical Report*, 55 (159): 1-241, 1956

Dickson, R.A., Lawton, J.O., Archer, I.A. et Butt W.P., The pathogenesis of idiopathic scoliosis. Biplanar spinal asymmetry, *The journal of bone and joint surgery*, Br 66: 8-15, 1984

Dickson, R.A. et Deacon, P., Spinal Growth, *The journal of bone and joint surgery*, Br 69: 690-692, 1987

Dickson, R.A., Spinal deformity adolescent idiopathic scoliosis: Nonoperative treatment, *Spine*, 24: 2601, 1999

Drummond D. et Rogala, E., Growth and maturation of adolescents with ideopathic scoliosis, *Spine*, Vol.5 No 6: 507-511, Nov./Dec. 1980

Duarte, M, Zatsiorsky, V M, Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing, *Motor Control*, 3: 12-27, 1999

Duval-Beaupère, G., Dubousset, J., Queneau, P. et Grossiord, S., Pour une théorie unique de l'évolution des scolioses, *Press Med*, 78 : 1141-1146, 1970

Duval-Beaupère, G., Pathogenic relationship between scoliosis and growth. In Zorak, P.A., Scoliosis and growth, *Churchill Livingstone edinburgh*, 58-64, 1971

Duval-Beaupère, G. et Lamireau, T, Properties at less than 30 degrees. Properties of the evolutivity (risk of progression), *Spine*, 5: 421-424, 1985

Dworkin, B, Miller, N E, Dworkin, S, Birbaumen, N, Brines, M, Jonas, S, Schwentker, E et Graham, J, Behavioral method for the treatment of idiopathic scoliosis, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA Medical Sciences*, 82: 2493-2497, 1985

Emans, J., B., Scoliosis: Diagnosis and current treatment, *Women and health*, 9: 81-102, 1984

Farkas A., Physiological scoliosis, *The journal of bone and joint surgery*, Vol. 23 No 3: 607-627, july 1941

Fidler M.W., Jowett, R.L. et Troup J.D.G., Histochemical study of the function of multivividus in scoliosis. In Zorab, P.A. (ed) Scoliosis and muscles, *William Heinemann*, London, 184-192, 1974

Fidler M.W. et Jowett, R.L., Muscle imbalance in the etiology of scoliosis, *The journal of bone and joint surgery*, Br 58: 200-201, 1976

Ford, D.M., Bagnall, K.M., Mc Fadden, K.D., Greenhill, B.J. et Rasco, V. J., Paraspinal muscle imbalance in adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, 9: 373-376, 1984

Gahery, Y et Nieoullon, A, Postural and kinetic coordination following cortical stimuli which induce flexion movements in the cat's limbs, *Brain Res*, 149: 25-37, 1978

Gauchard, G., Lascombes, P., Kuhnast, M. et Prrin, P., Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control, *Spine* 26: 1052-1058, 2001

Giakas, G., Baltzopoulos, V., Dangerfield, P., Dorgan, J. et Dalmira, S., Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces, *Spine*, Vol. 21 No 19: 2235-2242, 1996

Giakas, G. et Baltzopoulos, V., Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry, *Gait & Posture*, 5: 189-197, 1997

Gibson, D.A., Koreska, J., Robertson, D., Kahn, A. et Albisser, A.M., The management of spinal deformity in Duchenne's muscular dystrophy, *Orthop Clin North Ann*, 9: 437-450, 1978

Gignac, D., Aubin, C. É., Dansereau, J. et Labelle, H., Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model, *Eur Spine*, 9: 185-190, 2000

Goldberg, C. J., Dowling, F.E., Hall, J.E. et Emans J.B., A statistical comparison between natural history of idiopathic scoliosis and brace treatment in skeletally immature adolescent girls, *Spine*, 18: 902-908, 1993

Goldberg, C. J., Moore, D., Fogarty, E. et Dowling, F.E., Adolescent idiopathic scoliosis: The effect of brace treatment on the incidence of surgery, *Spine*, 26: 42-47, 2001

Goldie, P., Boch, T. et Evans, O., Force platform measures for evaluating postural control: Reliability and validity, *Arch med rehabil*, Vol. 70: 510-517, July 1989

Gregorič, M., Pečak, F., Trontelj, J. et Dimitrijevič, M., Postural control in scoliosis, *Acta orthop scand*, 52: 59-63, 1981

Gurfinkel, E V, Physical foundations of the stabilography, *Agressologie*, 14: 9-14, 1973

Guyton, A.C., Textbook of medical physiology, 5th Ed., WB Saunders, Philadelphia, 640-708, 1976

Hall, J, Point of view: tri-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage, *Spine*, 21:64, 1996

Hardy, J., Neuromuscular scoliosis, *The journal of bone and joint surgery*, Am 52: 407-408, 1970

Hensinger, R. et Mac Ewen, G., Spinal deformity associated with heritable neurological conditions: Spinal muscular atrophy, Friedrich's ataxia, familial dysautonomia and Charcot-Marie-Tooth's disease. *The journal of bone and joint surgery*, 58: 15-24, 1976

Herman, R. et Mac Ewen, D., Idiopathic scoliosis: A vision-vestibular disorder of the central nervous system. In Zorab, P.A. (Ed) *Scoliosis proceedings of the sixth symposium*. Academic Press, 61-69, 1979

Herman, R., Stuyck, J. et Maulucci, R., Development and plasticity of visual and vestibular generated eye movements, *Exp brain res*, 47: 69-78, 1982

Herman, R., Mixon, J., Fisher, A., Stuyck, J. et Maulucci, R., Idiopathic scoliosis and the central nervous system: a motor control problem, *Spine*, Vol. 10: 1-13, 1985

Hoogmartens, M.J. et Basmajian, J.V., Postural tone in the deep spinal muscles of idiopathic scoliosis patients and their siblings, *Electromyogr clin neurophysiol*, 16: 93-114, 1976

Horak, F B et Nashner, L M, Two distinct strategies for stance postural control: adaptation to surface configurations, *Soc. Neurosci Abstr*, 10: 65, 1983

Horak, F B, Nashner, L M et Nutt, J, Postural instability in parkinsonian patients: sensory organization and motor coordination, *Soc. Neurosci Abstr*, 10: 634, 1984

Horak, F B et Nashner, L M, Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations, *Journal of neurophysiology*, Vol. 55 No 6: June 1986

Horak, F B et Macpherson, J.M., Postural orientation and equilibrium. In Rowell, L.B. and Shepard, J.T., org *Handbook of physiology*, New York, Oxford University Press, 255-292, 1996

James, J.I.P., Paralytic scoliosis, *The journal of bone and joint surgery*, Br 38: 60-68, 1956

Kane, W., Scoliosis prevalence: A call for a statement of terms, *Clinical orthopaedics and related research*, 126: 43-46, Jul./Aug. 1977

Karlsson, A., Norrlin, S., Silander, H.C., Dahl, M. et Lanshammar, H., Amplitude and frequency analysis of force data in sitting children with and without MMC, *Clinical biomechanics*, 15: 541-545, 2000

Katsaris, G., Loukos, A., Valavanis, J., Vassiliou, M. et Behrakis, P.K., The immediate affect of a Boston brace on lung volumes and pulmonary compliance in mild adolescent idiopathic scoliosis, *Eur Spine J*, 8: 2-7, 1999

Katz, D.E. et Durrani, A.A., Factors that influence outcome in bracing larges curves in patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis, *Spine*, 26: 2354-2361, 2001

King, D L et Zatsiorsky, V M, Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings, *Gait & Posture*, 6: 27-38, 1997

Korovessis, P., Kyrkos, C., Piperos, G. et Soucacos, P., Effets of thoracolumbosacral orthosis on spinal deformities, trunk asymmetry and frontal lower rib cage. in adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, Vol. 25 No 16: 2064-2071, 2000

Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C. et Poitras, B., Three-dimensional effect of the boston brace on the thoracic spine and rib cage, *Spine*, 21: 59-64, 1996

Lam, K.S. et Mehdian, H., The importance of an intact abdominal musculature mechanism in maintaining spinal sagittal balance, *Spine*, 24: 719, 1999

LeBlanc, R., Labelle, H., Forest, F., Poitras, B. et Rivard, C.-H., Relation possible entre la scoliose idiopathique de l'adolescente et le somatotype morphologique, *Annales de chirurgie*, 49 : 762-767, 1995

LeBlanc, R., Labelle, H., Poitras et B, Rivard, C.-H., relation between adolescent idiopathic scoliosis and morphologic somatotypes, *Spine*, 22 : 2532-2536, 1997

LeBlanc, R., Labelle, H., Forest, F. et Poitras, B., Morphologic discrimination among healthy subjects and patients with progressive and nonprogressive adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, 23 : 1109-1115, 1998

Lidström, J., Friberg, S., Lidström et L, Sahlstrand, T. Postural control in siblings to scoliosis patients and scoliosis patients, *Spine* vol 13, 9: 1070-1074, 1988

Low, W D, Chew, E C, Kung, H T C, Hisli, L C S et Leong, J C Y, Ultrastructures of nerve fibres and muscle spinals in adolescent idiopathic scoliosis, *Clin Orthop*, 174:217-221, 1983

Lowe, T, Chir, M, Margulies, J, Miller, N, Raso, J, Reinker, K et Rivard, C, Current concepts review: Etiology of idiopathic scoliosis: Current trends in research, *The journal of bone and joint surgery*, 82 A, n. 8: 1157-1168, August 2000

MacEwen, G D, Experimental scoliosis, *Clin Orthop*, 93: 69-74, 1973

Machida, M, Dubousset, J, Imamura, Y, Imaya, T, Yamada, T, Kimura, J et Toriyama, S, Pathogenesis of idiopathic scoliosis: SEPs in chicken with experimentally induced scoliosis and in patients with idiopathic scioliosis, *J. Pediat Orthop*, 14: 329-335, 1994

Machida, M, Dubousset, J, Imamura, Y, Imaya, T, Yamada, T et Kimura, J, Role of melatonin deficiency in the development of scoliosis in pinealectomised chickens, *The journal of bone and joint surgery*, 77 B (1): 134-138, 1995

Matthews, P B C, Muscle spindles and their motor control, *Physiol Rev*, 44: 219-288, 1969 a)

Matthews, P B C, Evidence that the secondary as well as primary endings of the muscle spindles may be responsible for the tonic stretch reflex of the decerebrat cat, *J. Physiol*, 204: 365-393, 1969 b)

Masso, P D et Gorton III, G E, Quantifying changes in standing body segments alignment following spinal instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis using an optoelectronic measurement system, *Spine*, 25: 457-462, 2000

McClenaghan, B, Williams, H, Dickerson, J, Dowda, M, Thombs, L et Eleazer, P, Spectral characteristics of ageing postural control *Gait & Posture*, 3, n.3: 123-131, 1995

McIlroy, W E et Maki, B E, Preferred placement of the feet during quiet stance development of standardized foot placement for balance testing, *Clin Biomed Ch*, 12: 66-70, 1997

Mixon, R et Steel, H, Oculomotor control in children with idiopathic scoliosis, *Seventeenth SRS*, Denver, Colorado, 1982

Moen, K et Nachemson, A, Treatment of scoliosis: An historical perspective, *Spine*, 24: 2570-2586, 1999

Morasso, P, Spada, G et Capra, R, Computing the COM from the COP in postural sway movements, *Human Movement Science*, 18:759-767, 1999

Murray, D W et Bulstrode, C J, The development of adolescent idiopathic scoliosis, *Eur Spine J*, 5:251-257, 1996

Nachemson, A et Sahlstrand, T, Etiologics factors in adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, 3 : 176-182, 1977

Nachemson, A, Lonstein, J et Weinstein, S, Report of the prevalence and natural history committee of the Scoliosis Research Society, présenté dans *l'Annual Meeting of the Scoliosis Research Society*, Colorado, 22 septembre, 1982

Nachemson, A et Peterson, L, Effectiveness of treatment with a brace in girl who have adolescent idiopathic scoliosis: A prospective controlled study based on data from the brace study of the Scoliosis Research Society, *The journal of bone and joint surgery*, 77A: 815-821, 1995

Nardone, A, Tarantola, J, Giordano, A et Schieppati, M, Fatigue effects on body balance, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol*, 105 (4): 309-320, 1997

Nault, M-L, Allard, P, Hinse, S, LeBlanc, R, Caron, O, Labelle, H et Sadeghi, H, Relationships between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, 27: 1911-1917, 2002

Newell, K, Van Emmerik, E et Spragui, R, Sterotypy and variability, Champaign, IL: *Human Kinetics*: 475-496, 1993

Odermatt, D, Mathiue, P A, Beauséjour, M, Labelle, H et Aubin, C-E, Electromyography of scoliotic patients treated with brace, *Journal of Orthopaedics Research*, sous press

Odenrick, P et Sandstred, T P, Development of postural sway in the normal child, *Human Neurobiol*, 3: 241-244, 1984

Odenrick, P, Sandstedt, T P et Lennerstrand, G, Postural sway and gait of children with convergent strabismus, *Dev. Med. Child Neurol*, 26: 495-499, 1984

Okubo, J, Watanabe, I, Takeya, T et Baron, J, Influence of foot position and visual field condition in the examination for equilibrium function and sway of the center of gravity in normal persons, *Agressologie*, 20,n.2: 127-132, 1979

Perdriolle, R, Becchetti, S, Vidal, J et Lopez, P, Mechanical process and growth. Essential factors in the progression of scoliosis, *Spine*, 18: 343-349, 1993

Powell, G et Dzendolet, E, Power spectral density analysis of lateral human standing sway, *Journal of Motor Behavior*, 16, n. 4: 424-441, 1984

Prieto, T E, Myklebust, J B et Myklebust, B M, Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly, *IEEE Trans Rehab, Eng*, 1: 26-34, 1993

Radebold, A, Cholewicki, J, Polzhofer, G et Greene, H, Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain, *Spine*, 26, n. 7: 724-730, 2001

Rhee, J, Bridwell, K, Won, D, Lenke, L, Chotigavanichaya, C et Hanson, D, Sagittal plane analysis of adolescent idiopathic scoliosis: The effect of anterior versus posterior instrumentation, *Spine*, 27 (21): 2350-2356, 2002

Risser, J C, The iliac apophysis: An invaluable sign in the management of scoliosis, *Clin Orthop*, 11: 111-119, 1958

Roaf, R, Vertebral growth and its mechanical control, *The journal of bone and joint surgery Br*, 42: 40-59, 1960

Roaf, R, The basic anatomy of scoliosis, *The journal of bone and joint surgery Br*, 48: 786-792, 1966

Robbins, S, Waked, E, Allard, P, McClaran, J et Kronglicof, N, Foot position awareness in younger and older men: The influence of footwear sole properties, *JAGS, Journal the American Geriatrics Society*, 45: 61-66, 1997

Rogala, E, Drummond, D et Gurr, J, Scoliosis: Incidence and natural history. A prospective epidemiological study, *The journal of bone and joint surgery*, 60, n. 2: 173-176, March 1978

Rougier, P, Mécanismes de contrôle amplifiés dans le maintien de la posture orthostatique: Effets d'accoutumance et d'entraînement, Mémoire, *Université de Bourgogne*, 2000

Rougier, P et Toschi, P, Comment les caractéristiques physiques d'une orthèse de cheville modifient-elles la performance posturale «statique», *Ann. Kinésithér*, 28, n. 4 : 152-161, 2001

Rougier, P, Farenc, I et Berger, L, Effets sur le contrôle de la station debout de l'échelle de représentation de la trajectoire du centre des pressions sur l'écran d'un moniteur, *KS*, n. 410, avril 2001

Rougier, P, Le maintien d'une posture d'inclination vers l'avant modifie davantage les amplitudes des déplacements du centre des pressions que celles du centre de gravité, *Organe officiel de la société française de médecine physique et de réadaptation*, Paris, 2001

Sahlstrand, T, Örtengren, R et Nachemson, A, Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis, *Acta Orthop. Scand*, 49 : 354-365, 1978

Sahlstrand, T et Petruson, B, A study of labyrinthine function in patients with adolescent idiopathic scoliosis, *Acta Orthop. Scand*, 50: 759-769, 1979

Sahlstrand, T et Lidström, J, Equilibrium factors as predictors of the prognosis in adolescent idiopathic scoliosis, *Clin. Orthop*, 152: 232-236, 1980

Sahlstrand, T, An analysis of lateral predominance in adolescent idiopathic scoliosis with special reference to convexity of the curve, *Spine*, 5 (6): 512-517, 1980

Slager, U et Hsu, J, Morphometry and pathology of the paraspinal muscles in adolescent idiopathic scoliosis, *Development Medicine and Child Neurology*, 28: 749-756, 1986

Spaepen, A J, Vranken, M et Willerms, E J, Comparaison des déplacements du centre de pression et du centre de gravité chez des sujets normaux et des patients scoliotiques, *Agressologie*, 19 : 75-76, 1978

Spencer, G S G et Eccles, M J, spinal muscles in scoliosis. 2. The proportion and size of type 1 and type 2 skeletal muscles fibres measured using computer- controlled microscope, *Journal of Neurology Sciences*, 30: 143-156, 1976

Somerville, E W, Rotation lordosis. The development of the single curve, *The journal of bone and joint surgery Br*, 34: 421-427, 1952

Tezuka, A, Development of scoliosis in cases with congenital organic abnormalities of the brain stem, *Tokushima, Journal Exp. Medicine*, 18: 49-62, 1971

Thomas, D P et Whitney, R, J, Postural movement during normal standing in man, *Journal of anatomy*, 93: 75-86, 1959

Van Parys, J A P et Njiokiktjien, C J, Romberg's sign expressed in quotient, *Agressologie*, 17: 95-100, 1976

Veldhuizen, A, Weber, D et Webb, P, The aetiology of idiopathic scoliosis: Biomechanical and neuromuscular factors, *Eur Spine Journal*, 9: 178-184, 2000

Vuillerme, N, Nougier, N et Prieur, J M, Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture humans?, *Neuroscience Letters*, 308: 103-106, 2001

Weinstein, S L, Adolescent idiopathic scoliosis: Prevalence and nature history, In Weinstein, S L, ed. *The pediatric spine: Principle and practice*, New York, NY, 1: 463-478, 1994

Weiss, H R, The effect of an exercise program on vital capacity and rib mobility in patients with idiopathic scoliosis, *Spine*, 16, n. 1: 88-93, 1991

Weiss, H R, Influence of an in-patient exercise program on scoliotic curve, *Italian Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 18, n. 3: 395-406, 1992

Whitecloud, T S, Cook, S D, Burke, S W, Leinhard, T T et Barrack, R L, Upper extremity proprioceptive deficit in idiopathic scoliosis, *Nineteenth Annual Scoliosis Research Society Meeting*, Orlando, Florida, 1984

Wiley, J W, Thomson, J D, Mitchell, T M, Smith, B G et Banta, J V, Effectiveness of the Boston brace in treatment of large curves in adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, 25: 2326-2332, 2000

Williams, W J, A system oriented evaluation of the role of joint receptors and other afferents in position and motion sense, *Crit. Rev. Biomed. Eng*, 7:23-44, 1981

Williams, H G, McClenaghan, B A et Dickerson, J, Spectral characteristics of postural control in elderly individuals, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78: 737-744, 1997

Winter, D A, Sagittal plane balance and posture in human walking, *IEEE Trnas Med. Biol*, 9: 8-11, 1987

Winter, D A, Biomechanics and motor control of human movement, 2 edition, Wiley, New York, 1990

Winter, D A, Prince, F, Stergion, P et Powell, C, Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with center of pressure changes in quiet standing, *Neurosci Res. Commun*, 12: 141-148, 1993

Winter, D A, Patla, A, Prince, F, Ishac, M et Gielo-Perczak, K, Stiffness control of balance in quiet standing, *Journal of Neurophysiology*, 80: 1211-1221, 1998

Wong, M S, Mak, A F T, Luk, K D K, Evans, J H et Brown, B, Effectiveness and biomechanics of spinal orthosis in treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS), *Prosthetics and Orthotics International*, 24: 148-162, 2000

Woods, L, Haller, R, Hansen, P, Fukumoto, D et Herman, R, Decreased incidence of scoliosis in hearing-impaired children, *Spine*, 20, n. 7: 776-781, 1995

Yamada, K, Ikata, T, Yamamoto, H, Nakagawa, Y, Tanaka, H et Tezuka, A, Equilibrium function in scoliosis and active corrective plaster jacket for the treatment, *Tokushima Journal Exp. Medicine*, 16: 1-7, 1969

Yarom, R et Robin, C G, Studies on spinal and peripheral muscles from patients with scoliosis, *Spine*, 4: 12-21, 1979

Yekutieli, M, Robin, C G et Yarom, R, Proprioceptive function in children with adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, 6, n. 6: 560-566, Nov/December 1981

Zatsiorsky, V et King, D L, An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings, *Journal of Biomechanics*, 31, n. 16: 161-164, 1997

