

2m11.2838.5

Université de Montréal

Étude électromyographique de sujets scoliotiques
traités par corset de Boston

par

Daniel Odermatt

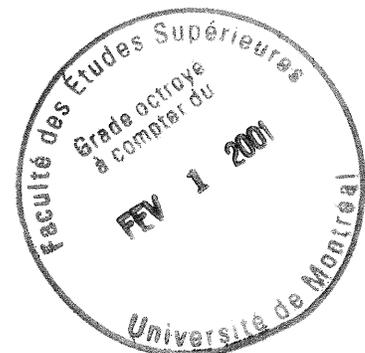
Institut de génie biomédical

Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences appliquées (M.Sc.A)
en génie biomédical

décembre, 2000

© Daniel Odermatt, 2000



W

4

U58

2001

V.020

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Étude électromyographique de sujets scoliotiques
traités par corset de Boston

présenté par :

Daniel Odermatt

ce mémoire a été évalué par un jury composé des personnes suivantes

Carl-Éric Aubin, PhD, président-rapporteur

Pierre A. Mathieu, PhD, directeur de recherche

Hubert Labelle, MD, membre du jury

Mémoire accepté le :

Sommaire

La scoliose est une déformation tri-dimensionnelle de la colonne vertébrale. De 80 à 90% des personnes traitées pour cette déformation ont recours à une orthèse thoraco-lombo-sacrée (TLS). Le modèle le plus utilisé en Amérique du nord est le corset de Boston. Les effets mécaniques de ce mode de traitement sur le rachis scoliotique sont assez bien connus. Toutefois, les mécanismes par lesquels le corset agit sur la déformation rachidienne sont mal compris. À titre d'exemple, il existe peu d'informations sur les effets immédiats du port du CB sur les patrons d'activité des muscles du tronc. Cette question a un intérêt clinique étant donné que les muscles et les forces musculaires ont un effet important sur la mécanique du tronc. Des études de modélisation ont identifié les muscles les plus susceptibles d'avoir un effet correctif sur la scoliose (ex. : abdominaux et érecteurs spinaux du côté convexe) mais ces résultats n'ont pas été vérifiés lors de recherches cliniques. L'objectif de cette étude était donc d'évaluer les effets immédiats du CB sur l'activité des muscles du tronc de sujets scoliotiques. Plus spécifiquement, nous cherchions à vérifier si le port du CB contribuait à augmenter ou à réduire l'activité EMG du tronc. De plus, nous voulions mesurer l'effet du CB sur le déséquilibre d'activité EMG entre le côté concave et convexe de la déviation observé par plusieurs auteurs.

Une configuration de 22 paires d'électrodes bipolaires a été utilisée pour recueillir les signaux EMG des principaux muscles superficiels impliqués dans les mouvements du tronc. Ces enregistrements ont été faits durant l'exécution de 4

tâches isométriques qui consistaient à maintenir une position debout et à résister à des forces appliquées au niveau des épaules selon 3 directions. Des photodiodes et un système de caméras ont été utilisés pour évaluer les inflexions du tronc induites par l'application des charges. Une tâche supplémentaire qui consistait à maintenir une posture d'auto-correction a été ajoutée pour 6 des 11 sujets. Pour ce faire, le sujet devait contracter les muscles nécessaires pour réduire sa scoliose sans aide extérieure.

Les résultats de l'analyse cinématique ont démontré que les mouvements du tronc mesurés lors de l'exécution des tâches étaient négligeables. Pour l'ensemble du groupe, une augmentation significative de l'EMG moyenne a été mesurée avec le port du CB pour 3 des 4 tâches au niveau des muscles du dos. Au niveau individuel, une augmentation significative de l'EMG du dos a été mesurée dans 40% des observations. Les augmentations les plus importantes ont été mesurées au niveau du changement de courbure et de l'apex lombaire du côté convexe. Quant à l'effet sur le déséquilibre convexe/concave de l'activité EMG du dos, le port du CB a eu un effet significatif pour 63% des observations. Ces effets étaient tantôt dans le sens d'une augmentation, tantôt dans le sens d'une diminution du déséquilibre. Finalement, la tâche d'auto-correction a induit une forte augmentation de l'activité EMG des muscles abdominaux du côté de la convexité lombaire.

En conclusion, la tendance que nous avons observée vers une augmentation de l'activité des muscles du dos avec le port du CB indique que les risques d'atrophie

musculaire dans le traitement de la scoliose par corset sont faibles. Vu que l'augmentation d'activité musculaire a surtout été mesurée du côté de la convexité lombaire, il semblerait que le CB stimule les muscles dorso-lombaire susceptibles d'avoir un effet correctif sur la scoliose. Finalement, les patrons d'EMG observés en position d'auto-correction montrent une différence entre les forces musculaires induites par le port du CB et celles nécessaires à une correction « autonome » de la scoliose. Un CB encore plus efficace pourrait donc être considéré.

Table des matières

| | |
|--|-----|
| Sommaire | iii |
| Liste des tableaux..... | ix |
| Liste des figures | x |
| Liste des sigles et abréviations..... | xi |
| Remerciements..... | xii |
| 1. Introduction..... | 1 |
| 2. Revue de littérature..... | 4 |
| 2.1 La scoliose..... | 4 |
| 2.1.1 Définition et classification..... | 4 |
| 2.1.2 Évaluation de l'amplitude de la scoliose | 7 |
| 2.1.3 Incidence et population touchée..... | 9 |
| 2.1.4 Étiologie..... | 9 |
| 2.2 Corset de Boston (CB)..... | 12 |
| 2.2.1 Conception et principe d'action | 12 |
| 2.2.2 Effets immédiats | 14 |
| 2.2.3 Effets à long terme | 16 |
| 2.3 Anatomie et fonctions des muscles du tronc..... | 18 |
| 2.3.1 Extenseurs du tronc..... | 19 |
| 2.3.2 Fléchisseurs du tronc..... | 22 |
| 2.4 Effets de la scoliose sur l'activité musculaire..... | 23 |
| 2.5 Effets immédiats du corset sur l'activité musculaire | 29 |
| 2.6 Histologie et imagerie | 30 |

| | |
|--|----|
| 3. Méthodologie | 34 |
| 3.1 Sujets | 34 |
| 3.2 Montage expérimental..... | 35 |
| 3.3 Protocole expérimental..... | 35 |
| 3.4 Acquisition des signaux | 40 |
| 3.4.1 EMG | 40 |
| 3.4.2 Cinématique..... | 43 |
| 3.5 Traitement des signaux..... | 45 |
| 3.5.1 EMG | 45 |
| 3.5.2 Cinématique..... | 50 |
| 4. Résultats..... | 54 |
| 4.1 Sujets | 54 |
| 4.2 Température et pli adipeux..... | 55 |
| 4.3 Analyse cinématique | 56 |
| 4.4 Analyse EMG..... | 57 |
| 4.4.1 Effets du CB sur l'activité EMG globale du tronc | 64 |
| 4.4.2 Activité de régions musculaires spécifiques..... | 65 |
| 4.4.3 Effets du CB sur le déséquilibre EMG du dos..... | 67 |
| 4.4.4 Effets de la posture d'auto-correction sur l'activité EMG du tronc | 76 |
| 5. Discussion..... | 78 |
| 5.1 Effet du CB sur l'activité EMG globale du tronc..... | 78 |
| 5.2 Effet du CB sur l'activité EMG de régions musculaires spécifiques..... | 81 |
| 5.3 Déséquilibre EMG au niveau du dos | 82 |

| | |
|--|-----|
| 5.4 Effet de la posture d'auto-correction..... | 84 |
| 5.5 Critique générale de l'étude | 85 |
| 5.5.1 Limites..... | 85 |
| 5.5.2 Aspects positifs..... | 87 |
| 5.6 Portée clinique de l'étude..... | 88 |
| | |
| 6. Conclusion et recommandations | 90 |
| | |
| Références..... | 93 |
| Annexe 1 : Formulaire de consentement et approbation du comité d'éthique de l'Hôpital Ste-Justine..... | 100 |
| Annexe 2 : Algorithmes <i>Matlab</i> utilisés pour le filtrage des signaux EMG..... | 103 |
| Annexe 3 :Algorithme <i>QBasic</i> utilisé pour le filtrage des signaux cinématiques | 114 |

Liste des tableaux

| | |
|---|----|
| Tableau 3.I. Description détaillée de la position des électrodes et des muscles visés..... | 41 |
| Tableau 3.II. Caractéristiques utilisées pour le système d'acquisition EMG. | 44 |
| Tableau 4.I. Caractéristiques physiques des sujets. | 54 |
| Tableau 4.II. Caractéristiques des scolioses et du traitement par CB..... | 55 |
| Tableau 4.III. Température ambiante et sous le CB mesurée lors des expériences (n=10) et épaisseur du pli adipeux au niveau des érecteurs spinaux à L4 (n=6). | 55 |
| Tableau 4.IV. Déplacements moyens des marqueurs cinématiques durant les enregistrements EMG. | 56 |
| Tableau 4.V. Regroupement des 22 canaux en 14 blocs. Chaque bloc représente une région musculaire donnée. | 61 |
| Tableau 4.VI. Valeurs RMS moyennes (μV) du bruit de fond pour chaque bloc de signaux de chacun des sujets..... | 62 |
| Tableau 4.VII. Rapports S/B moyens pour tous les signaux du dos et pour les signaux des régions musculaires les plus sollicitées..... | 63 |
| Tableau 4.VIII. Valeurs RMS (μV) moyennes du groupe pour tous les signaux du dos et pour les signaux des régions musculaires les plus sollicitées.. | 65 |
| Tableau 4.IX. Ratios moyens <i>EMG avec / sans CB</i> par sujet..... | 66 |
| Tableau 4.X. Ratios <i>EMG avec/sans CB</i> moyens par région musculaire. | 67 |
| Tableau 4.XI. Déséquilibre <i>EMG convexe/concave</i> moyen du groupe aux 2 apex pour les deux conditions et les 4 tâches..... | 69 |
| Tableau 4.XII. Déséquilibres <i>EMG convexe/concave</i> moyens par sujet pour les conditions debout et extension. | 71 |
| Tableau 4.XIII. Effets statistiquement significatifs du CB sur le déséquilibre <i>EMG convexe/concave</i> lors des tâches debout et extension | 75 |

Liste des figures

| | |
|--|----|
| Figure 2.1. Représentations des plans sagittal, frontal et transverse. | 4 |
| Figure 2.2. Illustration des 3 sections de la colonne vertébrale et des courbures normales (lordose et cyphose) qui s’y trouvent..... | 5 |
| Figure 2.3 Illustration de la rotation axial des vertèbres thoraciques. | 5 |
| Figure 2.4. Illustration 3D de la scoliose. | 6 |
| Figure 2.5. La classification de King. | 7 |
| Figure 2.6. La mesure de l’angle de Cobb..... | 8 |
| Figure 2.7. Le corset de Boston..... | 13 |
| Figure 2.8. État de la recherche sur les effets du CB..... | 18 |
| Figure 2.9. Les muscles extenseurs du tronc, fléchisseurs du tronc et grand fessier..... | 20 |
| Figure 3.1. Le montage expérimental..... | 36 |
| Figure 3.2. Les 3 tâches statiques..... | 38 |
| Figure 3.3. Configuration d’électrodes et de marqueurs cinématiques..... | 40 |
| Figure 3.4. Système d’acquisition EMG..... | 44 |
| Figure 3.5. Exemple de bruit de fond..... | 45 |
| Figure 3.6. Contamination de l’alimentation 60Hz visible sur..... | 46 |
| Figure 3.7. Étapes exécutées par l’algorithme de filtrage du bruit 60Hz..... | 47 |
| Figure 3.8. Étapes exécutées par l’algorithme de filtrage des complexes QRS issus de l’activité électrique du cœur..... | 48 |
| Figure 3.9. Étapes de l’algorithme de correction de la dérive de la ligne de base..... | 49 |
| Figure 3.10. Représentation des paramètres cinématiques calculés à partir du tracé d’un signal typique..... | 53 |
| Figure 4.1 Signaux du sujet #4 illustrant les effets de la scoliose et du port du CB sur l’EMG du dos au niveau des apex lors des tâches debout et extension. | 58 |
| Figure 4.2 Signaux du sujet #4 illustrant les effets de la scoliose et du CB sur l’EMG du dos au niveau des apex lors des tâches flexion droite et flexion..... | 59 |
| Figure 4.3. Illustration du regroupement des 22 canaux en 10 blocs au niveau du dos et 4 au niveau de l’abdomen. | 60 |
| Figure 4.4. Différences moyennes des valeurs de bruit..... | 62 |
| Figure 4.5.Effets moyens du CB sur les région musculaires du dos..... | 69 |
| Figure 4.6. Déséquilibre moyen d’activité EMG pour les 4 tâches..... | 71 |
| Figure 4.7. Déséquilibre moyen par sujet en position debout pour les courbes thoracique et lombaire. | 72 |
| Figure 4.8. Déséquilibre moyen par sujet..... | 73 |
| Figure 4.9. Relation entre le déséquilibre et l’angle de Cobb à l’apex lombaire..... | 76 |
| Figure 4.10. Comparaison entre l’activité EMG avec CB et celle engendrée par le maintien de la posture d’auto-correction. | 77 |

Liste des sigles et abréviations

| | |
|-----------|----------------------|
| 3D : | tridimensionnel |
| CB : | corset de Boston |
| cm : | centimètre |
| EMG : | électromyographie |
| Hz: | Hertz |
| IR : | infrarouge |
| Kg: | kilogramme |
| min : | minute |
| mm : | millimètre |
| μ V : | microvolt |
| S/B : | signal/bruit |
| s : | seconde |
| TLS: | thoraco-lombo-sacrée |

Remerciements

Je tiens à exprimer ma reconnaissance à mon directeur de recherche, Pierre A. Mathieu, professeur au département de génie biomédical, pour son support, sa confiance ainsi que pour le temps généreusement accordé.

La partie expérimentale de mon projet a été principalement réalisée au Centre de recherche de l'hôpital Ste-Justine. À cet effet, j'aimerais remercier Marie Beauséjour, directrice des opérations du Laboratoire informatique de la scoliose 3D (LIS3D), pour son inestimable contribution à l'élaboration et la mise en œuvre du protocole. Je souhaite aussi exprimer ma reconnaissance envers Julie Joncas, infirmière de la clinique de scoliose de l'hôpital Ste-Justine, pour son incroyable dévouement à son travail. Je tiens également à remercier Carl-Éric Aubin, professeur agrégé au département de génie mécanique de l'École polytechnique de Montréal, pour les connaissances partagées.

J'exprime également ma gratitude à tous mes collègues et amis(es) du LIS3D pour avoir contribué, de près ou de loin, à la réalisation de ce projet, particulièrement Hubert Labelle (chirurgien-orthopédiste), Véronique Fiepel (stagiaire post doctorale), Vicky Bussièrès (technologue en radiologie), Christian Bellefleur (chargé de projet), Patrick Garceau (étudiant de maîtrise) et Luc Duong (associé de recherche).

Un merci sincère à Dan Mirescu (stagiaire post doctorale à l'Université de Montréal avec Pierre A. Mathieu) pour son ingéniosité et sa généreuse contribution à tout les aspects techniques de mon projet. Merci également à tous mes collègues de l'Institut de génie biomédical de l'Université de Montréal pour leur support.

Les travaux préliminaires ont été réalisés en partie à l'Institut de réadaptation de Montréal. À cet effet, j'aimerais remercier Anatol G. Feldman, professeur au département de physiologie de l'Université de Montréal et Julie Côté, étudiante au doctorat, pour leur temps et leurs conseils lors des étapes préliminaires de l'étude.

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance envers mes parents, ma sœur et mon frère pour leur support inconditionnel. Je souhaite également exprimer ma gratitude envers tous mes proches pour leur appui.

Le support financier que j'ai reçu provenait d'une subvention d'équipe obtenue du Fond pour la formation des chercheurs et l'aide à la recherche (Fonds FCAR).

1. Introduction

Notre travail se rapporte à l'étude de la scoliose qui est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale et dont la signature la plus évidente est une déviation dans le plan frontal. Cette déformation du rachis affecte principalement les jeunes filles au début de l'adolescence. Quoique les causes exactes de cette incidence plus élevée chez cette population spécifique sont plutôt mal connues, dans certains cas, on sait que la déformation peut se développer suite à un problème neuromusculaire, biomécanique et/ou héréditaire. Toutefois, dans la majorité des cas, la cause est inconnue et on parle alors de scoliose idiopathique. Cette dernière a un taux d'apparition de 2-3 % dans le population générale (Shands 1955, Lonstein 1988). De cette population scoliotique, environ 10% des personnes nécessiteront une certaine forme de traitement (Weinstein 1984).

Les conséquences physiques et psychologiques de la scoliose peuvent être importantes si la situation reste sans traitement. Ces conséquences sont particulièrement graves dans les cas de scolioses accentuées et progressives. Par exemple, dans une scoliose prononcée, la déformation de la cage thoracique peut avoir un impact important sur les fonctions pulmonaires. Pour corriger la scoliose ou contrôler sa progression, les cliniciens disposent de divers traitements. En chirurgie, l'approche consiste à utiliser des tiges métalliques vissées sur les vertèbres pour redresser mécaniquement la colonne dans les trois axes. Ces traitements sont réservés aux patients dont les déviations sont très prononcées. Pour les cas moins graves, différents modes de traitements non-chirurgicaux sont

disponibles. Parmi ceux-ci, on compte le port du corset orthopédique. Ce mode de traitement non-chirurgical est le plus répandu puisqu'on estime que de 80 à 90% des personnes scoliotiques traitées ont recours à une orthèse thoraco-lombo-sacrée (TLS). Le modèle d'orthèse TLS le plus utilisé en Amérique du nord est le corset de Boston (CB). Les effets de ce corset orthopédique sur le rachis scoliotique sont relativement bien connus. À titre d'exemple, il est bien connu que le port d'un CB contribue à limiter la progression de la scoliose durant la période d'immaturation osseuse. Toutefois, les effets du CB sur l'activité musculaire du tronc sont relativement mal compris. Étant donné que les muscles et les forces musculaires ont un effet important sur la mécanique du tronc, ce manque de connaissances limite la compréhension de l'efficacité clinique du CB.

De plus, il semblerait que le port d'un CB puisse modifier l'activité des muscles du tronc. Les fabricants du CB prétendent que leur produit sollicite les muscles du tronc qui favorise le contrôle de la progression de la scoliose. Ce point a amené l'interrogation sur laquelle repose l'objectif de cette étude : ***le port d'un CB peut-il induire des changements immédiats de l'activité musculaire dorsale et abdominale chez des sujets scoliotiques ?*** À notre connaissance, les travaux pouvant répondre à cette question sont peu nombreux.

Pour évaluer les modifications de l'activité des muscles du tronc induites par le port du CB, un groupe de 11 sujets scoliotiques a été évalué au cours d'un protocole expérimental. Le but de celui-ci était de mesurer l'activité électromyographique

(EMG) de plusieurs muscles dorsaux et quelques muscles abdominaux lors d'une série de contractions isométriques avec et sans le port du CB. Les muscles les plus impliqués dans les mouvements du tronc ont été étudiés : érecteurs spinaux et fléchisseurs du tronc. Les tâches isométriques consistaient à résister à une charge appliquée au niveau des épaules des sujets selon 3 directions. Un système de caméras a été utilisé dans le but d'évaluer l'amplitude des inflexions du tronc induite par l'application de la charge.

Le plan de ce travail est le suivant. Le prochain chapitre débutera par une revue de littérature sur la scoliose en général. Nous discuterons ensuite des études qui ont été menées sur les effets du traitement par corset sur la déformation rachidienne. Par la suite, une description de l'anatomie fonctionnelle de la musculature du tronc sera présentée suivie d'une synthèse de l'état de la recherche sur les effets du port d'une orthèse sur l'activité musculaire du tronc. Le chapitre 3 portera sur la description de la méthode que nous avons utilisée pour évaluer l'activité musculaire de sujets scoliootiques traités par CB. Au chapitre 4, nous présenterons les résultats que nous avons obtenus sur les effets du CB sur l'activité musculaire du tronc. Au chapitre 5, nous discuterons de ceux-ci relativement à leur signification, leur portée clinique et leur lien avec les études antérieures et les courants de pensée actuels. Nous terminerons par une série de recommandations pour des études ultérieures.

2. Revue de littérature

2.1 La scoliose

2.1.1 Définition et classification

Pendant longtemps, la scoliose a été définie comme une simple déviation latérale de la colonne vertébrale observable dans le plan frontal. Toutefois, les travaux de recherche actuels démontrent que la colonne scoliotique affiche une déformation dans les plans frontal, sagittal et transverse (figure 2.1). En effet, la déviation mesurée dans le plan frontal, la modification de la cyphose et de la lordose (figure 2.2) dans le plan sagittal de même que la rotation axiale des vertèbres apicales dans le plan transverse (figure 2.3) sont aujourd'hui trois paramètres qui servent à définir la scoliose. À la lumière de ces connaissances, il est donc plus juste de parler de la scoliose comme d'une déformation 3D complexe de la colonne vertébrale (figure 2.4).

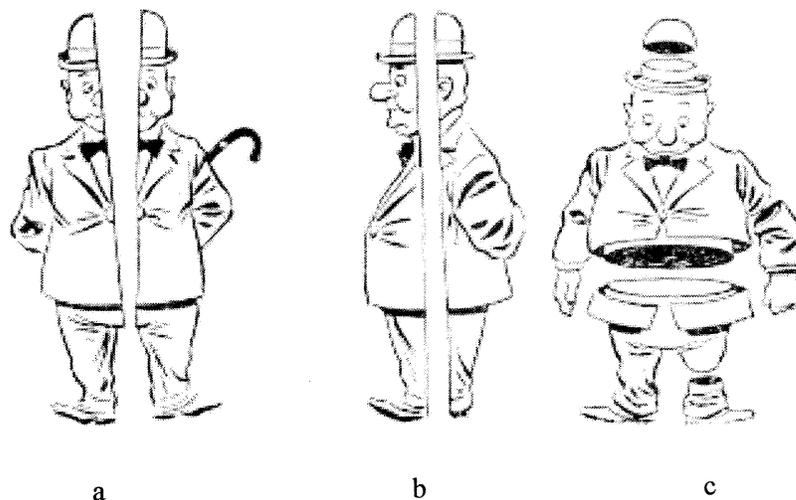


Figure 2.1. Représentations des plans sagittal (a), frontal (b) et transverse (c).
Adapté de Basmajian (1976).

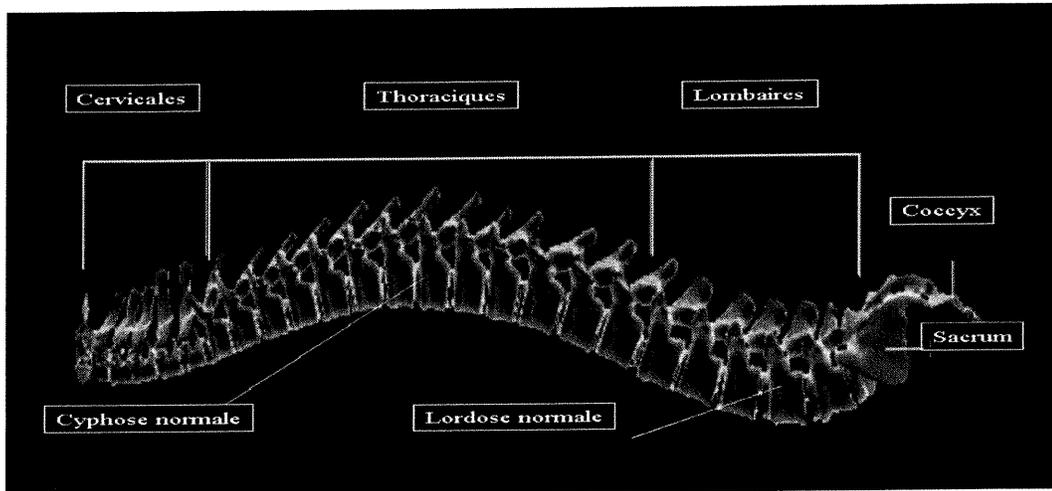


Figure 2.2. Illustration des 3 sections de la colonne vertébrale et des courbures normales (lordose et cyphose) qui s'y trouvent.

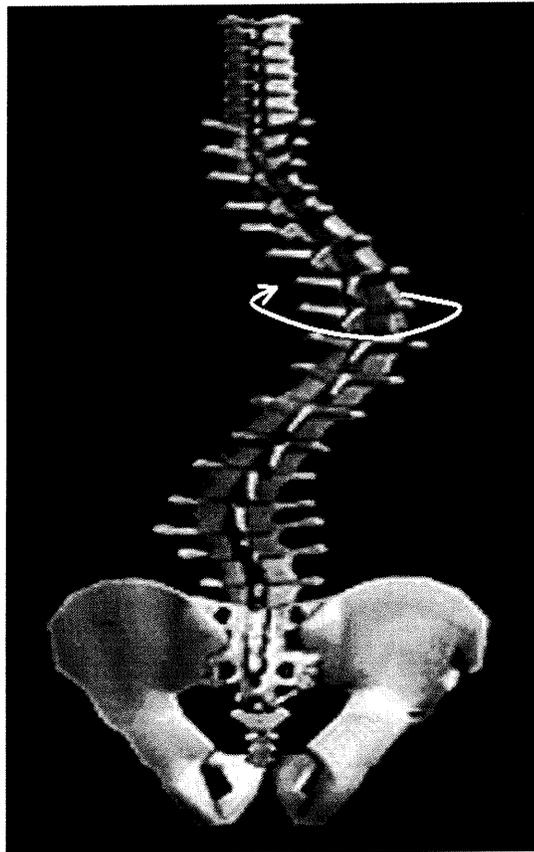


Figure 2.3 Illustration de la rotation axial des vertèbres thoraciques.

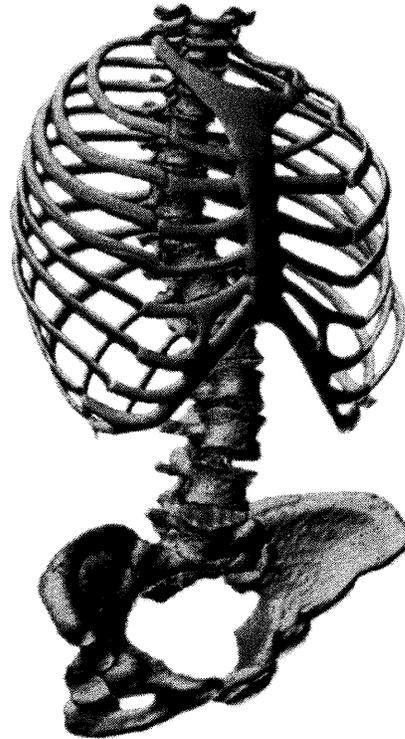


Figure 2.4. Illustration 3D de la scoliose.

Il existe deux façons de classer les configurations de scoliose : l'une basée sur une description anatomique de la déviation rachidienne et l'autre sur la classification de King. Dans le premier cas, la classification se fait selon la position de la courbure primaire. On parle alors de scoliose lombaire primaire, thoraco-lombaire, double majeure thoraco-lombaire ou cervico-thoracique. La courbure primaire ou principale est normalement la première à se former. Elle est généralement plus rigide et de plus grande amplitude que la courbure compensatrice qui elle, se forme en réponse au développement de la courbure primaire.

Quant à la classification de King, elle se fait à partir de la ressemblance d'une courbure à un des cinq types de scoliose les plus communs, soit (figure 2.5) :

- King 1: Double courbure thoraco-lombaire. Courbure lombaire plus importante.
- King 2: Double courbure thoraco-lombaire.
- King 3: Légère courbure thoracique
- King 4: Longue courbure thoracique
- King 5: Double courbure thoracique

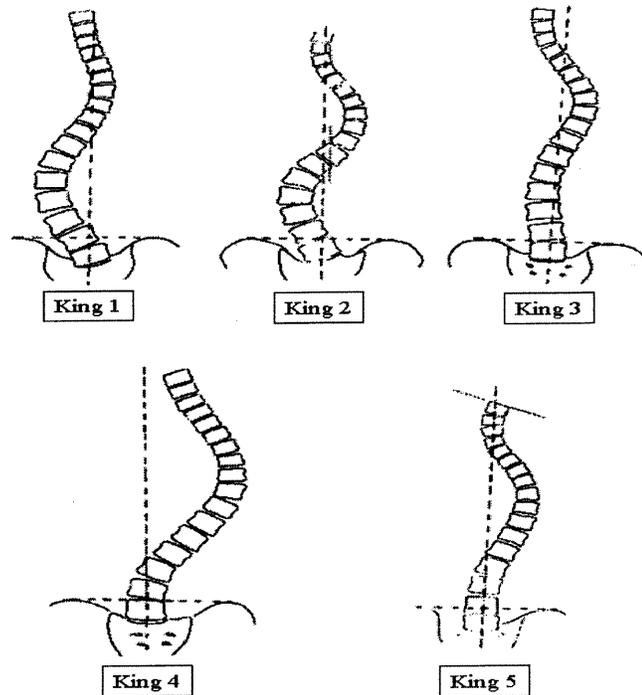


Figure 2.5. La classification de King. Adapté de Dimeglio (1996).

2.1.2 Évaluation de l'amplitude de la scoliose

Pour quantifier l'amplitude de la scoliose, l'angle de Cobb est l'outil de mesure le plus utilisé. Dans le plan frontal, on mesure l'angle formé par les projections des plateaux vertébraux des vertèbres limites, i.e. les vertèbres les plus inclinées d'une courbure (figure 2.6).

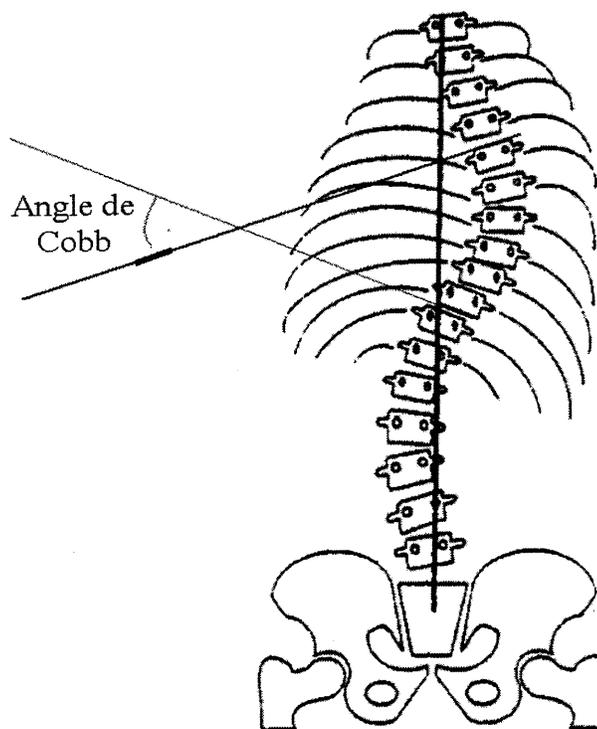


Figure 2.6. La mesure de l'angle de Cobb se fait entre les vertèbres les plus inclinées de la courbure. Adapté de Dimeglio (1996).

Il est également possible de mesurer l'angle de Cobb dans le plan sagittal mais c'est dans le plan frontal qu'on le mesure le plus souvent. Ceci peut toutefois poser certains problèmes étant donné le caractère 3D de la scoliose. En effet, l'évaluation dans un seul plan peut donner une représentation incomplète de l'état 3D de la scoliose. Par conséquent, des courbures ayant le même angle de Cobb dans le plan frontal peuvent être très différentes dans les autres plans. Malgré cette limite, l'angle de Cobb dans le plan frontal reste l'outil le plus utilisé pour évaluer l'amplitude d'une courbure. D'autres techniques servent également à évaluer différents paramètres de la scoliose telles la rotation vertébrale, la gibbosité et le

translation des vertèbres apicales. La description de ces techniques dépasse toutefois le cadre de ce travail.

2.1.3 Incidence et population touchée

Certaines informations contenues dans cette section ainsi que dans la suivante ont été tirées de Dimeglio (1996). La locomotion bipède soumet le rachis à des forces de compressions importantes. Ces forces étant appliquées sur 24 vertèbres superposées, il n'est pas surprenant qu'environ 50% de la population affiche une légère déviation de la colonne vertébrale. Normalement, on parle de scoliose lorsque l'angle de Cobb est $>10^{\circ}$. On estime que la scoliose affecte de 2 à 3% de la population en général (Shands 1955, Lonstein 1988). Environ 10% des individus de cette population nécessiteront une forme de traitement (Weinstein 1994). Comme il a été mentionné précédemment, la scoliose idiopathique adolescente touche principalement les jeunes filles. En effet, on estime que les adolescentes représentent environ 81% de cette population scoliotique (Dimeglio, chap.2, p-53) On ignore toutefois pourquoi il en est ainsi.

2.1.4 Étiologie

L'étiologie exacte de la scoliose idiopathique est inconnue. Toutefois, plusieurs travaux ont démontré des liens entre la scoliose idiopathique et des facteurs génétiques, biomécaniques, neurologiques et hormonaux. L'hypothèse selon laquelle le développement de la scoliose idiopathique serait due à des facteurs

transmissibles génétiquement est bien acceptée de nos jours. Des études ont démontré une incidence plus élevée de la scoliose idiopathique chez des membres de familles ayant des antécédents scoliotiques. De plus, il a été démontré que l'incidence de la scoliose idiopathique était plus élevée chez des jumeaux monozygotes que chez les dizygotes (Miller 1998). Malgré ces associations, les mécanismes héréditaires exacts selon lesquels la scoliose idiopathique serait transmise restent mal compris.

Des facteurs biomécaniques pourraient également être à la source du développement de la scoliose idiopathique. À titre d'exemple, certains auteurs croient qu'une réduction de la cyphose normale induite par la croissance plus rapide de la partie antérieure des corps vertébraux au niveau thoracique pourrait prédisposer la colonne au développement de la scoliose. En effet, une colonne en hypocyphose serait moins apte à absorber les charges de compression. Par conséquent, une faible pression transversale (ex : pression aortique) pourrait initier une déformation de la colonne (Raso 1998). Une asymétrie de la longueur des jambes pourrait également prédisposer le rachis au développement de la scoliose par le biais d'une inclinaison du bassin du côté de la jambe la plus courte. La recherche de posture droite en présence de ce genre d'asymétrie pourrait également causer la déformation initiale (Raso 1998). Pour illustrer le processus de la déformation initiale du rachis, Gavin (1998) présente la loi d'Euler sur la déformation plastique d'une colonne mince. Cette loi démontre qu'il existe une valeur limite pour le chargement axial auquel une colonne droite, fixée à sa base et

libre au sommet peut-être soumise. Selon Gavin, le développement de la scoliose est comparable au phénomène de déformation qui survient lorsqu'un chargement axial excède la capacité de la colonne à résister à «l'effondrement». Lorsque survient la déformation initial, la modification de la configuration de la colonne est permanente.

Il existe également une hypothèse qui met en cause le processus de réalignement de la colonne dans le maintien de la posture droite. Certains auteurs croient que le maintien de la posture droite est un processus dynamique impliquant une grande quantité d'informations proprioceptives et d'ajustements sur l'alignement de la colonne. Les mécanismes qui gèrent le contrôle nerveux de cet alignement seraient peut-être altérés chez certaines personnes produisant une instabilité rachidienne. Parmi les centres neuronaux pouvant être affectés, on compte le système proprioceptif, les centres d'équilibre et le système vestibulaire. Plusieurs auteurs ont proposé un dérèglement d'un ou plusieurs de ces centres neuronaux comme facteur initiateur de la scoliose (tiré de Dimeglio 1996, chapitre 2, p-71).

L'implication de facteurs hormonaux dans l'étiologie de la scoliose a également fait l'objet de plusieurs études. Ainsi, Machida et al. (1993) ont induit des scoliose chez des poulets après leur avoir retiré la glande pinéale. Ils ont associé le développement de la scoliose au manque de mélatonine. Toutefois, une baisse de mélatonine chez les sujets scoliotiques humains n'a pas été observée (Reinker 1998). De plus, le patron d'activité de cette hormone est complexe et plusieurs

liens sont encore mal compris. L'implication de cette hormone dans l'étiologie de la scoliose reste donc à être prouvé.

L'étiologie de la scoliose idiopathique semble donc être multifactorielle. Nachemson propose qu'un « *désordre neurologique sous forme d'une maturation anormale, génétiquement déterminée, de certains centres nerveux, entraînerait des troubles proprioceptifs et d'équilibre à l'origine d'un dysfonctionnement postural du tronc. L'ensemble induirait un déséquilibre musculaire local à l'origine de la déformation ostéoarticulaire. En l'absence de régression du trouble neurologique initial, une aggravation apparaît, secondaire aux lois biomécaniques de la croissance rachidienne* » (traduction de Dimeglio 1996, chapitre 2, p.70).

2.2 Corset de Boston (CB)

2.2.1 Conception et principe d'action

Le CB est né d'une collaboration de J.E. Hall et M.E. Miller en 1972. Le but était de développer un corset efficace, sans structure métallique et qui allait être porté sous les bras. L'efficacité du CB a rapidement été démontrée et cette orthèse est devenue la plus utilisée pour le traitement non chirurgical en Amérique du nord. Le CB avait l'avantage d'être efficace, peu coûteux et bien toléré par les usagers. L'extérieur du CB est rigide et fait de polypropylène. Ces enveloppes extérieures sont préfabriquées pour être compatibles avec les configurations de scolioses les plus communes.

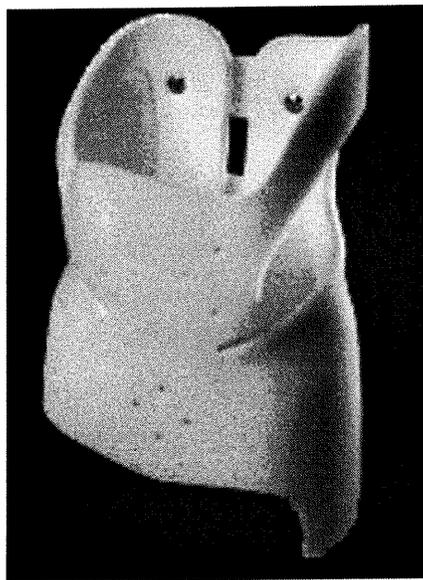


Figure 2.7. Le corset de Boston

Pour mouler la surface intérieure, l'orthésiste utilise les informations sur les caractéristiques 3D de la scoliose. Ces informations servent au positionnement des appuis qui viennent exercer des forces de réaction sur des régions stratégiques de la cage thoracique et du sacrum. Pour la correction dans le plan frontal, les points de pressions sont exercés sur la cage thoracique au niveau des apex et légèrement en-dessous. Dans le plan sagittal, les premières versions du CB étaient moulées de manière à créer un aplatissement du dos. Les fabricants du CB croyaient à cette époque qu'un dos plat dans le plan sagittal facilitait la correction dans le plan transverse. Toutefois, ils ont réalisé plus tard que la perte de lordose lombaire était néfaste pour le patient. Ils ont donc modifié le CB de manière à ce qu'il épouse davantage la lordose lombaire normale. Par conséquent, le design du CB se fait maintenant avec une courbure de 15° au niveau lombaire. Pour la correction de la rotation vertébrale dans le plan transverse, le CB comporte un appui vertical situé à

quelques centimètres de la colonne du côté de la rotation. Cet appui a pour but de faciliter la dérotation des vertèbres apicales. Le but ultime est d'obtenir une correction 3D de la scoliose (Emans, 1988).

Selon les fabricants du CB, cette correction se ferait de manières active et passive (Emans, 1988). Les forces de réaction entre le CB et l'ossature représentent la composante passive de la correction alors que les patrons d'activité musculaire induits par le port du CB représentent la composante active. Les fabricants du CB sont d'avis que les patrons d'activité de la musculature du tronc sont modifiés avec le port du CB de manière à minimiser, pour des raisons de confort, les forces de réaction entre le CB et l'ossature. D'ailleurs, des côtés opposés aux points de pressions, le CB est muni d'un léger espace entre la peau et la surface intérieure de manière à permettre une certaine liberté de mouvement. Mentionnons qu'aucune étude n'a encore démontré l'implication active des muscles dans l'effet correctif du CB.

2.2.2 Effets immédiats

Les effets immédiats du CB, i.e. le processus par lequel le port du corset affecte de façon immédiate la géométrie du squelette, sont d'une grande importance pour ce travail. En effet, les modifications de la géométrie du squelette induites par le port d'un CB pourraient avoir un effet sur les patrons d'activité musculaire au niveau du tronc. Les effets du port du CB sur la scoliose ont fait l'objet d'un grand nombre

d'études. Par conséquent, les modifications géométriques 3D du rachis induites par le port du CB sont bien connues.

Dans le plan frontal, il a été démontré que le port du CB provoquait une réduction de l'angle de Cobb thoracique (Uden et al. 1982, Jonasson-Rajala 1983, Willner et al. 1984, Chase et al. 1988, Labelle et al. 1996). Il a également été démontré que le résultat final est d'autant meilleur que la correction initiale était importante. L'action bénéfique du CB dans le plan frontal est donc importante, quoique limitée.

Dans le plan sagittal, plusieurs auteurs ont noté une diminution de la lordose lombaire ainsi qu'une réduction de la cyphose thoracique avec le port du CB (Willner et al. 1984, Weisz et al. 1987, Labelle et al. 1996). Contrairement aux effets observés dans le plan frontal, les effets dans le plan sagittal ne sont pas souhaitables selon Labelle et al. (1996). En effet, la perte des courbures normales dans le plan sagittal peut-être associé 1) à la scoliose comme phénomène initiateur et 2) au développement de lombalgies. Les auteurs tendent donc à dire qu'il serait souhaitable d'améliorer le CB pour qu'il épouse les courbures normales dans le plan sagittal tout en conservant ses effets bénéfiques dans le plan frontal. D'ailleurs, comme il a été mentionné plus tôt, le CB a été amélioré par la suite de manière à conserver la cyphose et la lordose normale.

Finalement, dans le plan transverse, il a été démontré que le CB n'avait aucun effet sur la dérotation des vertèbres apicales (Willner et al. 1984, Labelle et al. 1996).

Pour contrer ce problème, les fabricants du CB installent maintenant un appui vertical à proximité de la colonne du côté de la rotation dans le but de créer une dérotation des vertèbres apicales. Toutefois, aucune étude n'a encore démontré l'effet de cette modification sur la rotation vertébrale.

2.2.3 Effets à long terme

Nachemson et al. (1995) ont réalisé une étude prospective importante sur l'efficacité du port du corset dans le traitement de la scoliose. Un groupe de 286 sujets scoliotiques a été examiné sur une période d'environ 4 ans. L'ensemble des sujets était séparé en 3 sous-groupes : 1) traité par corset thoraco-lombo-sacré (111 sujets), 2) traité par électro-stimulation (46 sujets) et 3) non traité (129 sujets). Les sujets étaient évalués selon un critère d'échec correspondant à une augmentation de la scoliose $\geq 6^\circ$. Les résultats ont démontré un taux de succès de 74% avec le traitement par corset thoraco-lombo-sacré comparativement à 33% pour l'électro-stimulation et 34% pour le non traitement. Ces résultats supposent que le port d'un corset thoraco-lombo-sacré (comme le CB) est efficace pour contrôler la progression de la scoliose. D'autres auteurs ont également tiré la même conclusion avec des échantillonnages plus faibles (Miller et al. 1984, Emans et al. 1985, Peltonen et al. 1988, Willers et al. 1993). De plus, l'efficacité de l'orthèse thoraco-lombo-sacrée a été confirmée par les résultats d'une importante meta-analyse (1910 sujets dans 20 études) réalisée par l'équipe de Rowe et al. (1997). Finalement, les résultats d'une étude prospective récente de Korovessis et al. (2000) ont également

démontré les effets bénéfiques de cette orthèse dans le contrôle de la progression de la scoliose.

Les effets mécaniques longitudinaux du CB sur la progression de la scoliose sont donc assez bien documentés. Par conséquent, le corset est principalement prescrit aux individus dont la scoliose est progressive, i.e. dont la déviation s'aggrave avec le temps. Par contre, certains auteurs (Emans et al., 1985) prétendent que le traitement par CB ne change rien à l'histoire naturelle des scolioses dont l'angle de Cobb est supérieur à 50°. Ces même auteurs ont également observé une forte corrélation positive entre la quantité de correction obtenue à la fin du traitement et la perte de correction à long terme. L'étude de 295 scoliotiques sur 1.4 années a également permis aux auteurs d'observer un patron typique caractérisé par une bonne correction initiale suivie d'une légère diminution de la correction et d'un retour aux angles de Cobb initiaux après l'arrêt du traitement. Willers et al. (1993) ont eux aussi remarqué que les angles de Cobb, la gibbosité, la rotation apicale et la translation apicale reviennent au niveau initial après l'arrêt du traitement par CB. Le port d'une orthèse thoraco-lombo-sacrée semble donc avoir des effets longitudinaux bénéfiques uniquement que sur les scolioses dont l'angle de Cobb est inférieur à 50°.

Comme nous venons de le voir, les effets mécaniques du CB sur le rachis sont bien documentés. Par contre, comme nous l'avons déjà mentionné, il n'en est pas de même des effets du CB sur les patrons d'activité musculaire du tronc. Ce manque

de connaissances est illustré à la figure 2.8. Les traits pleins représentent les avenues de recherche qui ont déjà été grandement exploitées, soit les effets du CB sur le rachis et les effets de la scoliose sur l'activité musculaire du tronc. Les traits pointillés représentent les domaines où les connaissances sont manquantes, soit les effets du CB sur les patrons EMG du tronc et les effets « actifs » du CB sur la scoliose.

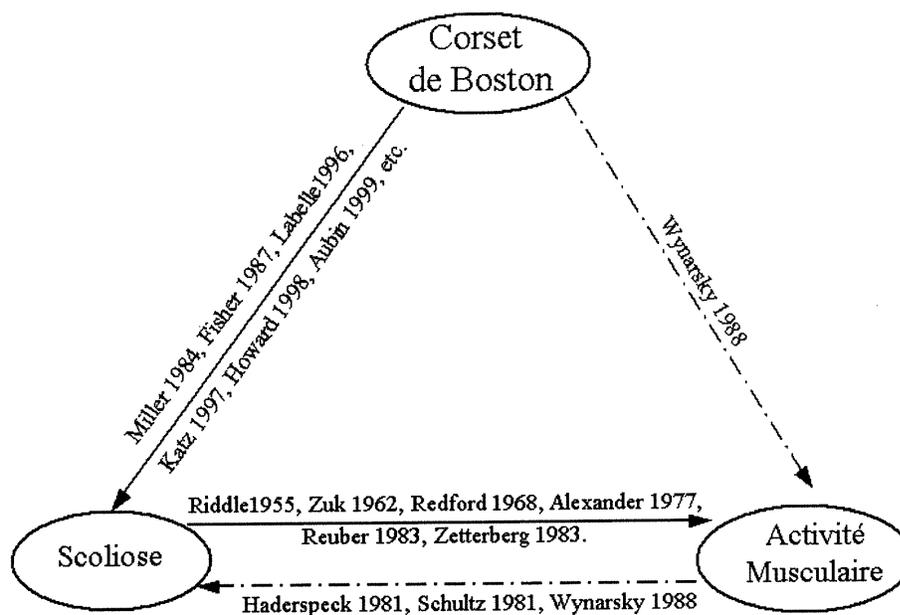


Figure 2.8. État de la recherche sur les effets du CB. Le manque de connaissances est représenté par les traits pointillés. On remarque le manque d'activité de recherche dans la direction des effets du CB sur l'activité musculaire et des effets de l'activité musculaire sur la scoliose.

2.3 Anatomie et fonctions des muscles du tronc

La musculature du tronc est complexe. En effet, les régions dorsale et abdominale sont composées de plusieurs groupes et sous-groupes musculaires dont les fonctions vont du maintien de la posture aux mouvements de flexion, d'extension et

de flexions latérales du tronc. Cette section a pour but de présenter les principaux muscles superficiels qui seront investigués dans cette étude. Cette nomenclature, tirée de Basmajian (1977), est présentée pour faciliter la compréhension des prochaines sections.

2.3.1 Extenseurs du tronc

La **masse commune des érecteurs spinaux** (erector spinae) s'insère sur la partie postéro-supérieure du sacrum et sur les parties adjacentes des crêtes iliaques. À ce niveau, la masse commune est une forte aponévrose que l'on considère comme un muscle unique recouvert d'une couche tendineuse. Les fibres se détachent de la région lombaire pour monter le long du rachis et s'étendent sur trois régions (externe, moyenne et interne) protagonistes dans les mouvements d'extension du tronc (figure 2.9a).

1. Région interne : Les **épi-épineux** (spinalis) est un muscle fusiforme qui longe la colonne entre l'aponévrose tendineuse de la masse commune et la deuxième côte. Il s'insère sur les apophyses épineuses des vertèbres T11, T12, L1 et L2. Les fibres divergent de cette insertion pour aller rejoindre les apophyses épineuses des dix premières vertèbres thoraciques.

2. Région moyenne : Le **long dorsal** (longissimus) est un muscle en forme de bande qui s'étend de la masse commune à la deuxième côte entre l'épi-épineux et

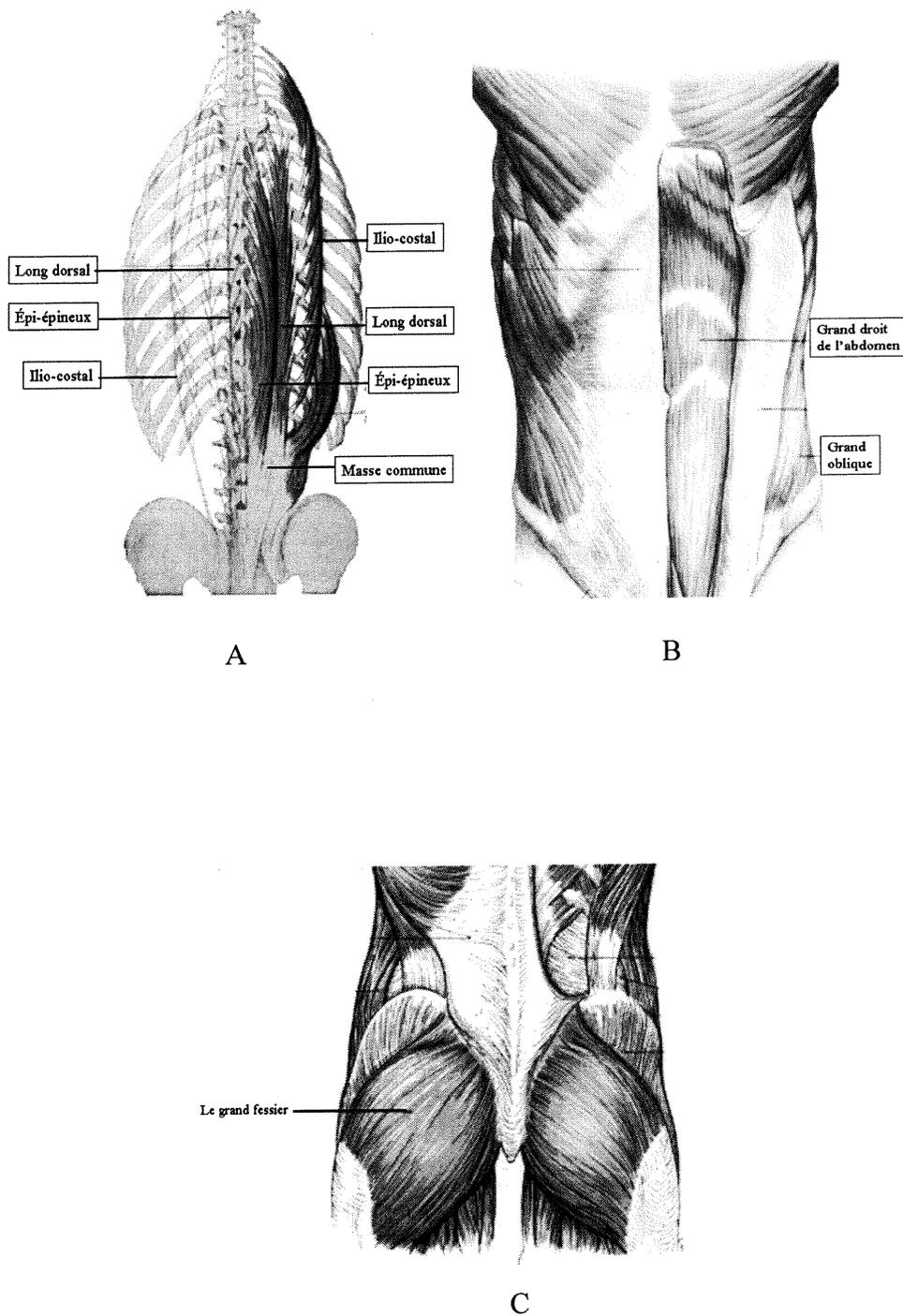


Figure 2.9. Les muscles extenseurs du tronc (A), fléchisseurs du tronc (B) et grand fessier (C). Adapté de Rouvière (1959).

l'ilio-costal. Entre ses deux points d'insertions, les faisceaux de terminaison du long dorsal vont rejoindre chaque niveau vertébral. Les faisceaux internes s'attachent aux apophyses transverses alors que leurs homologues externes vont rejoindre les bords inférieurs des côtes. Ce muscle diminue donc graduellement de volume de bas en haut. Ses fibres volumineuses au niveau lombaire font de lui un muscle idéal pour l'analyse EMG.

3. Région externe : L'**ilio-costal** (iliocostalis) est un muscle volumineux situé du côté externe du long dorsal entre la masse commune et la troisième vertèbre cervicale. Il s'insère sur l'aponévrose tendineuse qui recouvre la masse commune et monte verticalement pour donner naissance à une série de faisceaux de terminaison. Ces faisceaux s'attachent sur les apophyses transverses de même que sur les angles postérieurs des huit dernières côtes.

Ces 3 ramifications de la masse commune sont tous agonistes dans les mouvements d'extension du tronc. De plus, ils contribuent, à l'exception de l'épi-épineux, aux mouvements de flexion latérale du tronc quand ils se contractent d'un seul côté. Le long dorsal peut également créer une rotation qui dirige la face antérieure du tronc du côté du muscle en contraction. L'EMG de ces 4 groupes est souvent mesurée pour évaluer l'activité musculaire du dos. Ces muscles ont l'avantage d'être volumineux et facilement localisables; deux caractéristiques pratiques pour l'analyse EMG.

Le **grand fessier** (gluteus maximus) est un des muscles les plus larges et les plus épais de l'organisme. Il est situé derrière l'articulation de la hanche et prend son origine au niveau de la masse de ligaments qui relie les faces postérieures de l'ilion et du sacrum (figure 2.9c). Une grande ligne tendineuse part de la partie inférieure du grand fessier et descend le long du fémur pour aller s'insérer au-dessous de l'articulation du genou. Ce muscle bi-articulaire est très puissant. Il a principalement un rôle d'extenseur de la hanche mais contribue également aux mouvements d'extension du tronc. De plus, ce muscle est un puissant rotateur externe de la cuisse lorsque celle-ci est étendue.

2.3.2 Fléchisseurs du tronc

Le **grand droit de l'abdomen** (rectus abdominis) est un muscle superficiel puissant en forme de courroie que s'insère sur les 6^e et 7^e cartilages costaux. Ce muscle descend de chaque côté de la ligne médiane de l'abdomen jusqu'au pubis. Il est massif et agoniste dans les mouvements de flexion du tronc (figure 2.9b).

Le **grand oblique** (obliquus externus abdominis) est le muscle le plus extérieur de la cavité abdominale. Il prend naissance sur la surface externe des 8 dernières côtes pour s'étendre sous forme d'une aponévrose fine. Les fibres vont rejoindre leurs homologues du côté opposé par une ligne d'union appelée ligne blanche. Les fibres les plus charnues de la ligne blanche descendent verticalement pour aller s'attacher aux crêtes iliaques. La contraction des muscles de la paroi antéro-latérale de l'abdomen comprime les viscères abdominaux et facilite des fonctions telles

l'accouchement, le vomissement, la défécation et l'expiration forcée. Le grand droit et le grand oblique sont également agonistes dans les mouvements de flexion du tronc. De plus, lorsque le grand oblique se contracte d'un seul côté, il induit un mouvement de rotation du tronc du côté de la contraction.

2.4 Effets de la scoliose sur l'activité musculaire

En 1913, Jansen croyait que la scoliose se développait à partir d'un déséquilibre gauche-droite de l'activité du diaphragme. En 1955, Riddle et Roaf ont élaboré le premier protocole dans lequel l'EMG était utilisée dans l'étude de la scoliose car ils croyaient que le développement de la scoliose était principalement causé par un déséquilibre de l'activité musculaire du dos. En partant de cette hypothèse, ils ont cherché à identifier la cause de ce déséquilibre et leur but était de déterminer le côté de la colonne qui affichait une activité musculaire plus intense. Ils ont fait des enregistrements EMG chez 59 sujets scoliotiques lors d'une série de flexions et d'extensions dorsales. Dans le but de vérifier l'hypothèse de Jansen, ils ont également mesuré l'excursion diaphragmatique par une série de radiographies. Alors qu'ils n'ont pas démontré d'asymétrie significative du diaphragme pour 57 des 59 sujets, les signaux EMG obtenus en deux endroits de la musculature dorsale ont révélé des asymétries de l'activité musculaire dans $\approx 90\%$ des cas. Ce déséquilibre s'exprimait chez tous les sujets par une activité musculaire plus intense du côté convexe de la colonne. Riddle et al. ont donc conclu que la scoliose se développait principalement suite à un déséquilibre de l'activité musculaire dorsale. Ils ont également suggéré que

la progression de la scoliose pouvait être contrôlée en affaiblissant la musculature du côté convexe.

Quelques années plus tard, Zuk (1962) a réalisé une autre étude pour vérifier l'implication d'une asymétrie des muscles dorsaux et abdominaux dans le développement de la scoliose. Acceptant l'hypothèse d'une activité musculaire déséquilibrée, il cherchait à identifier si celle-ci était la cause principale de la progression de la pathologie ou un effet secondaire. Quatre paires d'électrodes situées sur la masse commune des érecteurs spinaux à proximité de l'apex ont été utilisées chez 112 sujets scoliotiques. La position exacte des électrodes n'est pas précisée. Les signaux ont présenté un potentiel électrique plus fort du côté convexe de la déviation. Par contre, Zuk interprète ce résultats différemment de Riddle et Roaf. Selon Zuk, l'augmentation de l'EMG des muscles du côté convexe de la déviation est due à une faiblesse de ces muscles plutôt qu'à leur force accrue. Pour en arriver à cette conclusion, Zuk a considéré que l'amplitude du signal EMG d'un muscle est fonction de la charge qui lui est appliquée relativement à la force maximale qu'il peut développer. Un muscle faible qui soulève une charge donnée produirait donc un signal EMG plus important que celui produit par un muscle puissant soumis à cette même charge. La force musculaire accrue du côté concave serait une tentative de l'organisme de redresser naturellement la déviation selon l'auteur.

Redford et al. (1969) ont élaboré un protocole pour évaluer l'effet de la progression de la scoliose sur les signaux EMG. Plus précisément, on cherchait à voir si l'EMG

pouvait servir comme outil de pronostic dans le traitement de la scoliose. Pour ce faire, 50 cas de scoliose idiopathique ont été évalués. Parmi ces sujets, on retrouvait 15 individus dont la scoliose était progressive. Les mesures ont été faites à l'aide de 4 électrodes intra-musculaires placées dans les épi-épineux à proximité de l'apex des courbes primaires et secondaires. Deux séries de lectures ont été faites pour chaque sujet et ce, en positions allongée et debout. Les résultats ont démontré une augmentation de l'amplitude des signaux EMG du côté convexe de la déviation lorsque les sujets passaient de la position allongée à la position debout. Ces observations étaient d'autant plus évidentes que les scolioses étaient progressives. En effet, dans les cas de scolioses non progressives, les signaux EMG étaient relativement moins forts du côté convexe. Vu leurs résultats, Redford et al. ne se sont pas prononcés sur la question de la force relative de la musculature dorsale du côté convexe par rapport à celle du côté concave.

Alexander et Season (1977) ont également tenté d'élucider les mécanismes qui contribuent au développement de la scoliose. Pour ce faire, ils ont élaboré un protocole très semblable à ceux des trois dernières études. Un groupe de 28 sujets souffrant de scoliose idiopathique a été soumis à une série d'enregistrements EMG en positions allongée (face au sol) et debout. Aucune information sur le positionnement et le nombre d'électrodes n'est mentionnée dans cet article. En position allongée, un équilibre musculaire a été observé dans 97% des cas. Par contre, en position debout, les résultats ont révélé un potentiel électrique plus fort du côté convexe et ce, dans 71% des cas.

Reuber et al. (1983) ont examiné les différences entre l'activité EMG du dos de sujets scoliotiques et celle d'individus normaux. Ils ont utilisé 12 paires d'électrodes de surface pour évaluer l'activité EMG des érecteurs spinaux, des grands dorsaux, des obliques et des grands droits de l'abdomen. Ils ont mesuré une activité EMG plus forte du côté de la convexité chez tous les sujets scoliotiques. Toutefois, les valeurs de déséquilibres des sujets dont l'angle de Cobb était $<25^\circ$ n'étaient pas statistiquement différentes des valeurs des sujets normaux.

Dans la même année, Schultz et al. (1983) ont observé les signaux EMG de la masse commune (T9, L3), des grands dorsaux (T9) et des grands obliques (L3) de 20 adolescentes durant une série de contractions isométriques. Leur but était de déterminer si l'activité EMG asymétrique des muscles dorsaux était une cause ou un effet de la scoliose. Ils ont remarqué que l'amplitude de l'EMG du côté convexe était d'autant plus grande que la déviation était prononcée. Ils ont conclu que l'activité musculaire de forte amplitude du côté convexe serait nécessaire pour contrer l'effet du déséquilibre induit par la scoliose. Cette conclusion est à l'encontre de celle de Zuk (1962) et Riddle et Roaf (1955) qui voyaient l'EMG de forte amplitude du côté convexe comme une cause de la scoliose.

En 1984, Zetterberg et al. ont observé les signaux EMG de la masse commune des érecteurs spinaux de 41 sujets scoliotiques. Deux paires d'électrodes de surface étaient situées sur la masse commune aux niveaux T8 et L3 à 2.5 cm de la colonne. Ces positions correspondaient aux apex des courbes thoracique et lombaire. Allongés sur

le ventre, les sujets étaient soumis à 2 minutes d'hyperextension dorsale en position statique. Les signaux ont ensuite été comparés à ceux de 19 adolescentes normales. Les signaux du groupe scoliotique étaient plus forts du côté convexe des courbes primaires et secondaires. Ces asymétries étaient d'autant plus fortes que les déviations étaient prononcées. Selon les auteurs, ces asymétries sont provoquées par la charge de travail imposée sur la musculature dorsale du côté convexe. Pour maintenir une posture verticale, les muscles du côté convexe doivent répondre à une charge accrue imposée par le poids des segments qui se retrouvent au dessus de la déviation. Cette étude appuie donc l'hypothèse selon laquelle l'asymétrie des signaux EMG est une conséquence de la scoliose.

Dans le cadre de sa thèse de doctorat, Wynarsky (1988) a étudié les mécanismes biomécaniques reliés au port d'un corset chez des sujets scoliotiques. L'hypothèse selon laquelle la musculature du tronc pourrait agir de manière à limiter les contacts avec les points de pressions du corset était à la base de cette étude. Cette hypothèse est avancée en partie par les fabricants du CB pour qui les modifications de l'activité musculaire du tronc induites par le port du CB seraient favorables à la correction de la scoliose. Le but de Wynarsky était donc d'évaluer l'implication des forces actives (muscles) et passives (corset) dans le contrôle de la progression de la scoliose. Le groupe de sujets était constitué de 10 sujets scoliotiques traités par corset depuis moins d'un an. Des enregistrements EMG ont été faits à l'aide de 4 paires d'électrodes situées à l'apex sur la masse commune, les intercostaux, les grands dorsaux et les grands obliques. Les sujets étaient soumis à une série de tâches

isométriques avec et sans le port du corset. Les forces passives exercées par le corset ont ensuite été évaluées à l'aide d'une matrice de capteurs de pression placée à l'interface peau-corset.

Un modèle de corps rigides a ensuite été appliqué pour déterminer l'amplitude des forces actives et passives nécessaires pour corriger la déviation de 5° . Le modèle utilisé était celui de Belytscho (1973). Ce modèle considère le bassin, le sternum et les côtes comme étant des corps rigides reliés par des ressorts et des poutres déformables qui représentent les ligaments, les tendons, les muscles, les cartilages et les disques intervertébraux.. Les résultats ont démontré que le port du CB n'induit pas d'activité musculaire assez importante pour corriger une scoliose de 5° . Les effets du CB sur l'activité EMG n'ont pas été trouvés biomécaniquement et statistiquement significatifs. Les forces de réaction entre le CB et l'ossature seraient plus utile dans le contrôle de la progression de la scoliose que l'implication active des muscles dorsaux. Les tests de pression sujet-corset ont toutefois donné des valeurs bien en-dessous des forces minimales de correction estimées par le modèle. L'effet passif du corset pourrait donc limiter la progression de la scoliose sans toutefois avoir d'effets correctifs à long terme.

D'autres modèles biomécaniques du tronc ont servi à identifier les muscles les plus susceptibles d'avoir un effet bénéfique sur la scoliose. Ainsi, les résultats des modélisations de Schultz et al. (1981) ont démontré que la stimulation des muscles du côté de la convexité pouvait être favorable au contrôle de la progression de la

scoliose. Les érecteurs spinaux, les obliques de l'abdomen, les grands dorsaux et les intercostaux seraient les muscles les plus potentiellement utiles. À l'opposé, Haderspeck et al. (1981) ont suggéré que les mêmes muscles mais du côté de la concavité pouvaient accentuer la scoliose. Selon les auteurs, des études cliniques seraient nécessaires pour démontrer la validité de ces modèles.

Des protocoles de traitements par électro-stimulation ont été comparés aux méthodes non-chirurgicales traditionnelles. Les résultats de Fischer et al.(1987) ont démontré que la stimulation de la musculature du côté convexe pouvait avoir des effets comparables à ceux d'un autre type d'orthèse utilisé dans le traitement non chirurgical de la scoliose, le corset de *Milwaukee*.

2.5 Effets immédiats du corset sur l'activité musculaire

Les changements immédiats de l'activité musculaire dorsale induits par le port d'orthèses lombaires ont été examinés par Nachemson et al. (1983). L'hypothèse d'une réduction de l'activité musculaire du tronc par le biais d'un transfert de charges du système musculo-squelettique vers le support orthopédique était à la base de ce projet. Les auteurs ont observé les signaux EMG des muscles dorsaux de quatre sujets normaux avec et sans orthèse pour une série de six mouvements. Trois types d'orthèses ont été utilisées dont le CB. Une configuration de douze paires d'électrodes de surface a été utilisée pour évaluer l'activité EMG. Les électrodes étaient placées à 3 cm de la colonne au niveau T8, L1, L3 et L5. Deux paires supplémentaires ont été positionnées sur les grands droits et sur les grands obliques.

Aucun changement d'activité musculaire n'a été observé avec le port des différentes orthèses. Les auteurs affirment que l'activité EMG avec le port des orthèses était tantôt plus forte, tantôt plus faible.

Lantz et al. (1986) ont obtenu des résultats semblables. L'activité EMG des muscles dorsaux de cinq sujets a été évaluée avec le port de trois types d'orthèses lombaires dont le CB. Les sujets étaient soumis à une série de 19 mouvements durant lesquels les signaux EMG étaient recueillis. Les électrodes étaient placées sur les longs dorsaux à 3 et 6 cm de la colonne. Deux paires d'électrodes étaient positionnées sur les grands droits et sur les obliques externes. Encore une fois, aucune relation n'a pu être tirée entre l'activité musculaire dorsale et le port d'orthèses lombaires. Ces auteurs ont eux aussi remarqué que l'amplitude des signaux EMG avec orthèse était tantôt plus forte, tantôt plus faible que les valeurs obtenues sans orthèse. Pour cette équipe aucune diminution d'activité EMG n'a été démontrée avec le port des orthèses utilisées.

2.6 Histologie et imagerie

Toujours dans le but de comprendre les implications des muscles dans le développement de la scoliose, Sahgal et al. (1983) ont prélevé des échantillons de muscles dorsaux chez 15 sujets scoliotiques ayant reçu un traitement chirurgical. Le but de cette étude était d'observer les propriétés histologiques des muscles dorsaux de ces sujets et de les comparer à celles obtenues des grands fessiers. À des fins de

comparaison, des biopsies ont également été faites sur les mêmes muscles de 8 individus non scoliotiques. Les résultats ont démontré des variations significatives.

En effet, la musculature du côté concave de la scoliose comportait une quantité anormalement faible de fibres de type I. Ceci indiquerait une capacité d'endurance accrue du côté convexe. Selon les auteurs, cette atrophie musculaire du côté concave laisse croire à une anomalie myopathique comme cause possible du développement de la scoliose. Quelques années plus tôt, Yarom et al. (1979) observaient eux aussi une quantité plus faible de fibres de type I du côté concave et tiraient les mêmes conclusions que Saghal. Ces auteurs prétendent donc que ce déséquilibre histologique est une cause du développement de la scoliose. Toutefois, plusieurs auteurs croient au déséquilibre histologique comme effet de la scoliose (Haderspeck et al. 1981, Zetterberg et al. 1984, Kennely et al. 1992, Wood 1996) . Selon cette hypothèse, la musculature du côté convexe serait soumise à une quantité de travail plus élevée chez les scoliotiques. L'augmentation de la charge de travail produirait un effet d'entraînement qui serait à la base des changements histologiques et de l'hypertrophie observées au niveau des fibres musculaires du côté convexe.

Une étude plus récente de Kennelly et al. (1992) a démontré par une technique d'imagerie par résonance magnétique (IRM) que la surface du transversaire épineux (*multifidus*) de sujets scoliotiques était plus grande du côté convexe. Quelques années plus tard, Wood (1996) obtenait des résultats semblables à partir de coupes IRM sur plusieurs autres muscles dorsaux. Ces auteurs prétendent eux aussi que

l'augmentation de la masse musculaire du côté convexe est une conséquence du développement de la scoliose. Dû au chargement accru, la musculature de ce côté se développerait d'une manière plus importante. Selon ces auteurs, la recherche d'équilibre et de posture droite induirait une activité musculaire plus intense du côté convexe qui serait essentielle au maintien de la stabilité de la colonne chez les sujets scoliotiques.

En résumé, deux grands courants de pensées ressortent de cette revue de littérature :

1. L'activité musculaire est accrue du côté convexe de la scoliose. Cette observation ayant été faite par plusieurs équipes de recherche, le déséquilibre musculaire au niveau dorsal chez les sujets scoliotique est un concept bien établi.
2. Le CB induirait soit une réduction soit une augmentation de l'activité musculaire globale. Cette question est sujet à controverse dans la littérature. D'une part, il y a l'hypothèse selon laquelle le port d'un corset orthopédique contribue à réduire l'activité musculaire du tronc par le biais d'un transfert de charges du système musculo-squelettique vers le corset. D'autre part, pour éviter les pressions exercées par le CB, il y aurait une augmentation de l'activité musculaire favorisant la correction de la scoliose; c'est l'hypothèse de l'effet actif du CB. À notre connaissance, aucune étude n'a donné de réponse complète à l'une ou l'autre de ces hypothèses.

Compte tenu de cette situation, les objectifs spécifiques de l'étude sont de:

1. *vérifier si le CB contribue à augmenter ou à réduire de façon générale l'activité musculaire du tronc.*
2. *vérifier si le port du CB affecte le déséquilibre musculaire observé entre les côtés convexe et concave.*

3. Méthodologie

3.1 Sujets

Onze sujets scoliotiques ont participé à l'étude. Ce faible échantillonnage s'explique d'une part par la durée relativement longue des séances d'expérimentations. D'autre part, il aurait été difficile d'utiliser un plus grand nombre de sujets étant donné que ce projet devait être réalisé dans le délai accordé pour un projet de maîtrise.

Les critères d'inclusion étaient les suivants :

1. avoir une scoliose de type idiopathique
2. être classifiés de type King I ou II
3. être traités par CB
4. être de sexe féminin

Ces sujets ont été recrutés lors de visites effectuées à la Clinique de scoliose de l'Hôpital Ste-Justine. Pour obtenir au moins 10 sujets dans un laps de temps raisonnable, nous n'avons pu être plus rigoureux sur les critères d'inclusion. Nous croyons toutefois que les critères choisis ont permis d'obtenir une certaine homogénéité chez nos sujets. Ces derniers ont été préalablement informés de la nature de leur participation au projet et ont accepté volontairement d'y prendre part. Le protocole leur a été clairement expliqué et ils ont eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude. Nos 11 sujets et leurs accompagnateurs ont reçu une copie signée d'un formulaire d'information et de

consentement. Ces documents de même que la lettre d'approbation du protocole par le comité d'éthique de l'Hôpital Ste-Justine sont placés à l'annexe 1.

3.2 Montage expérimental

Un harnais, relié à un câble, était porté par le sujet au niveau des épaules (figure 3.1). Le câble contournait un système de 2 poulies et soutenait un poids attaché à son extrémité. Ce poids appliquait une force horizontale au niveau du harnais. Pour contrer cette force, le sujet devait recruter les muscles nécessaires pour maintenir le tronc droit. La stabilité de la position des pieds était assurée par un gabarit rigide fixé au sol. La position du bassin était stabilisée par un appui situé à la hauteur du grand trochanter. Le tronc était donc le seul segment anatomique avec une liberté de mouvement. Cette caractéristique du montage était importante car nous désirions concentrer l'activité musculaire aux niveaux des extenseurs et des fléchisseurs du tronc. Ce montage nous permettait donc de solliciter différents groupes musculaires impliqués dans les mouvements du tronc et de comparer leur activité dans différentes conditions.

3.3 Protocole expérimental

Les sujets étaient soumis à 4 tâches exécutées dans 2 conditions.

Ces tâches étaient :

- 1) maintenir une posture droite en position debout,
- 2) résister à un moment qui tend à fléchir le tronc vers l'avant,

- 3) résister à un moment qui tend à fléchir le tronc vers la gauche et
- 4) résister à un moment qui tend à fléchir le tronc vers la droite.

Pour la suite, nous ferons référence à ces tâches de la façon suivante (les muscles sollicités par chaque tâches sont indiqués entre parenthèses) :

- 1) debout (muscles posturaux),
- 2) extension (extenseurs du tronc),
- 3) flexion droite (fléchisseurs latéraux droit) et
- 4) flexion gauche (fléchisseurs latéraux gauche).

Les 2 conditions étaient : 1) sans CB et 2) avec CB

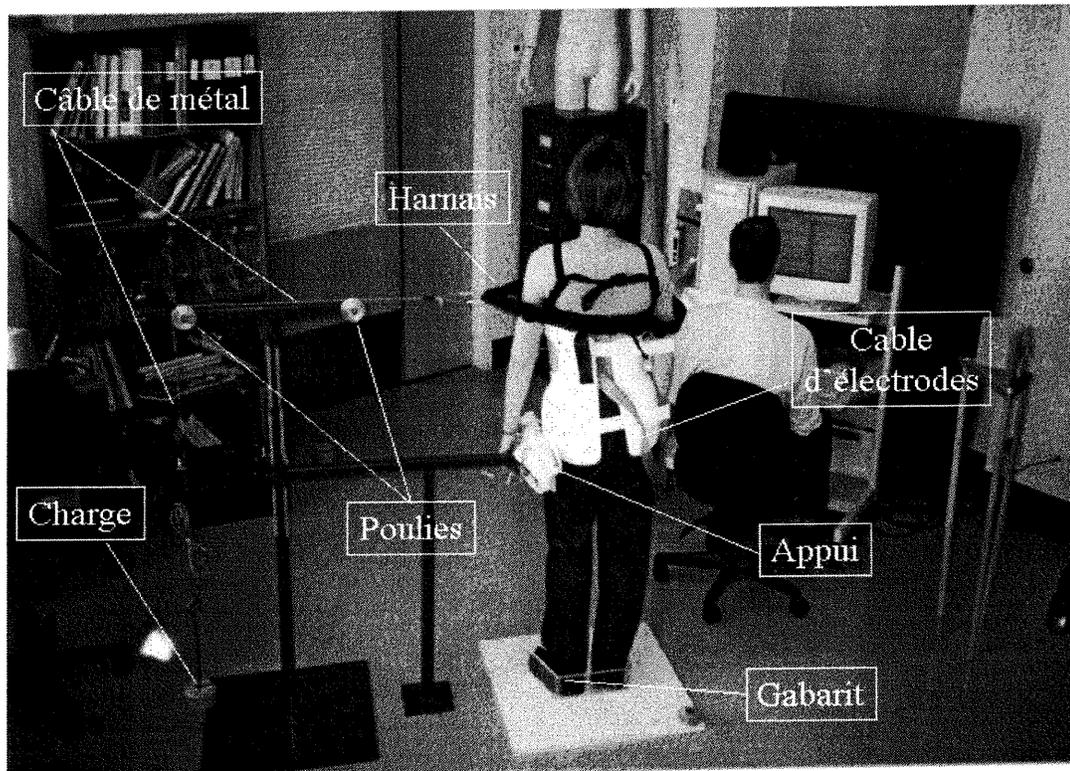


Figure 3.1. Le montage expérimental.

Voici maintenant l'ordre dans lequel les enregistrements ont été faits :

A) Sans CB

- **Au repos**
 1. en position allongée sur le ventre (mesure du bruit de fond pré-expérimentation)
 2. condition debout
- **À l'effort :**
 3. condition extension
 4. condition flexion droite
 5. condition flexion gauche

B) Avec CB

6. Reprise des étapes 2 à 5

C) Sans CB

7. reprise de l'étape 1 (mesure du bruit de fond post-expérimentation)
8. en position d'auto-correction (pour 6 des 11 sujets)

Nous avons choisi des tâches statiques car l'amplitude de mouvement du tronc est limitée avec le CB. Il aurait donc été difficile d'exiger de nos sujets des mouvements du tronc de par la rigidité du corset qui recouvre une grande partie du bassin et de la cage thoracique. D'autre part, d'un point de vue biomécanique, la comparaison de deux tâches statiques est plus facilement réalisable. En effet, la répétition de tâches dynamiques, aussi bien contrôlées soit-elles, est toujours sujette à une certaine variabilité au niveau de l'amplitude et de la vitesse d'exécution des mouvements. Ces facteurs ont un effet sur les signaux EMG et c'est pourquoi nous avons utilisé des tâches statiques.

Des enregistrements EMG ont également été faits au repos en position allongée sur le ventre pour évaluer l'amplitude du bruit de fond. Ces mesures effectuées au début et à la toute fin de chaque séance d'expérimentation ont permis d'évaluer la stabilité des enregistrements EMG. Pour chaque situation expérimentale l'activité EMG et les données cinématiques étaient recueillies simultanément durant 5 s. Les mesures étaient répétées 5 fois/tâche. Les enregistrements étaient déclenchés en même temps que l'application de la charge. Cette dernière était appliquée graduellement durant les 2 premières secondes. Le poids de la charge correspondait à 12% du poids corporel du sujet. Le choix de ce pourcentage résulte d'un compromis entre le désir de ne pas imposer un effort trop contraignant aux sujets et celui de provoquer une activité musculaire suffisamment grande pour obtenir un rapport signal/bruit (S/B) acceptable. En cours d'expérimentation, des pauses ont été prises à des intervalles réguliers pour éviter la fatigue musculaire.

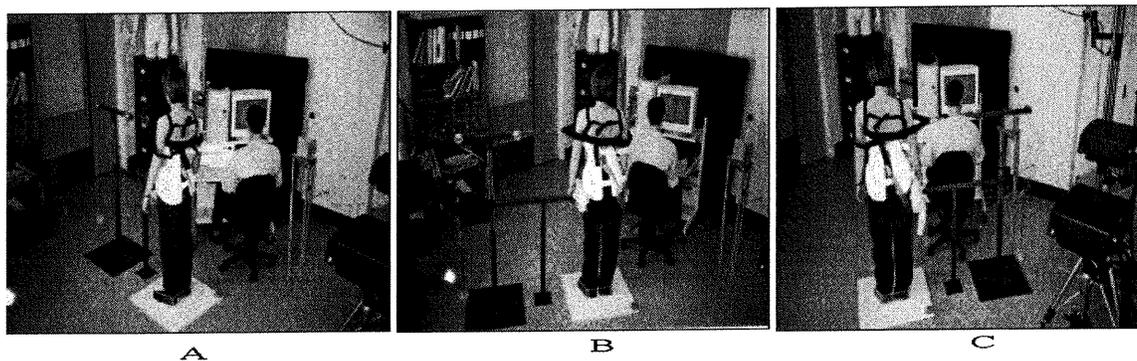


Figure 3.2. Les 3 tâches statiques : A) extension, B) flexion droite, C) flexion gauche.

Une tâche supplémentaire consistant à maintenir une position d'auto-correction a été réalisée par 6 des 11 sujets. Une infirmière assistait le sujet dans la recherche de

cette position (réduisant leur scoliose) en appliquant des pressions au niveau des apex. Elle relâchait ensuite ses pressions et le sujet devait maintenir lui-même cette position pour une période de 5 s durant laquelle l'activité EMG était mesurée. Le but de ces mesures était d'évaluer les stratégies d'activité musculaire impliquées dans la correction « autonome » de la scoliose et de les comparer à celles observées avec le port du CB. Ces patrons devraient être semblables si l'on accepte l'hypothèse des fabricants du CB selon laquelle le port de cette orthèse stimule l'activité des muscles susceptibles d'avoir un effet correctif sur la scoliose.

La température ambiante et celle de la peau sous le corset a été mesurée à l'aide d'un thermomètre numérique car Santanen et al. (1999) de même que Winkel et al. (1991) ont rapporté que l'amplitude du signal EMG diminuait lorsque la température de la peau augmentait. Selon l'équipe de Winkel, cette réduction serait de l'ordre 4.1%/°C. Vu que la distance séparant les électrodes de la surface des muscles dépend de l'épaisseur du tissu adipeux, nous avons mesuré celle-ci à 2 endroits chez 5 des 11 sujets à l'aide d'un adiposmètre médical (Sammons PrestonTM, #5028).

La préparation des sujets était effectuée par une infirmière de la Clinique de scoliose de l'hôpital Ste-Justine. Cette étape comportait la localisation des repères anatomiques, le nettoyage de la peau, l'application du gel abrasif et le placement des électrodes et des marqueurs cinématiques.

3.4 Acquisition des signaux

3.4.1 EMG

Une configuration de 22 paires d'électrodes bipolaires de surface a été utilisée. Six paires ont été placées sur les muscles de la paroi abdominale et 16 sur ceux du dos (figure 3.3 et tableau 3.I). Les groupes musculaires qui ont été investigués ont certaines caractéristiques en commun. Tout d'abord, il s'agit de muscles superficiels, volumineux et facilement localisables. Ces caractéristiques étaient importantes pour faciliter la localisation des muscles et le placement des électrodes. De plus, ces groupes musculaires ont un effet mécanique sur le tronc en plus d'être situés à proximité de la colonne.

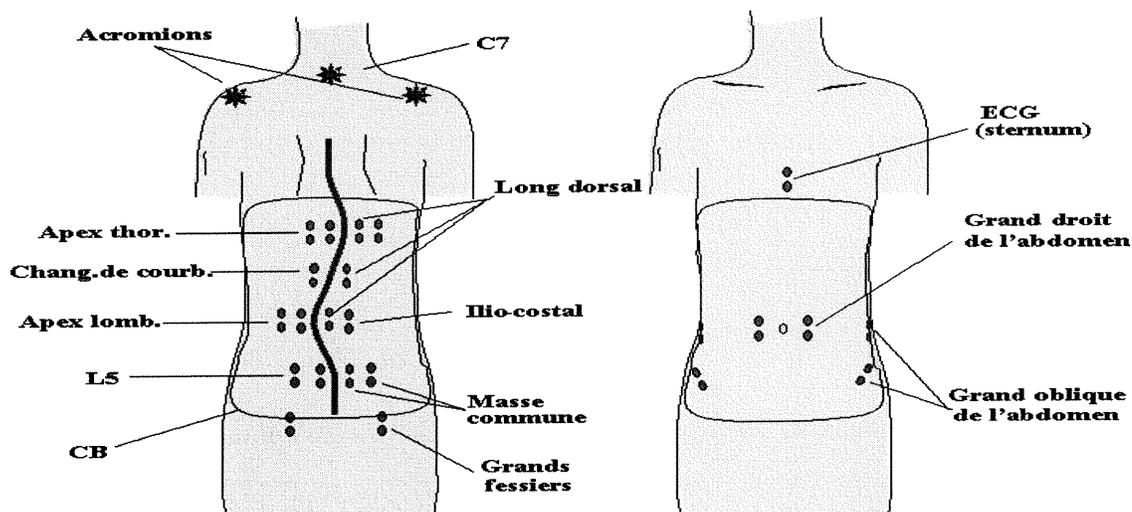


Figure 3.3. Configuration d'électrodes (2 points) et de marqueurs cinématiques (étoiles).

Au niveau des muscles du dos, le long dorsal était intéressant pour sa longueur et sa position. Ce muscle longe le rachis des vertèbres lombaires jusqu'aux vertèbres cervicales. Il traverse donc toute la région déformée de la colonne vertébrale des

sujets scoliotiques. De plus, ce muscle est un protagoniste dans le maintien de la posture et dans les mouvements d'extension et de flexion latérale du tronc. C'est pourquoi nous croyions que l'activité de ce muscle pouvait être modifiée avec le port du CB.

L'ilio-costal est lui aussi un puissant extenseur du tronc. Ses fonctions et la région qu'il traverse sont semblables à celles du long dorsal. L'ilio-costal a toutefois l'inconvénient d'être un muscle dont le volume des fibres thoraciques est relativement faible chez la moyenne des adolescentes scoliotiques. Le placement d'électrodes sur ce muscle au niveau de l'apex thoracique a donc été délicat.

| # d'électrodes (paires) | Repères anatomiques | Muscles visés |
|-------------------------|--|-------------------------------------|
| 4 | Apex thoracique | Long dorsal / ilio-costal |
| 2 | Changements de courbure | Long dorsal |
| 4 | Apex lombaire | Long dorsal / ilio-costal |
| 4 | 5 ^e vertèbre lombaire (L5) | Masse commune des érecteurs spinaux |
| 2 | Sous la partie postérieure des crêtes iliaques au niveau du sacrum | Grand fessier |
| 2 | 3 cm au dessus de la partie antérieure des crêtes iliaques | Grand oblique |
| 2 | 3 cm au dessus de la partie latérale des crêtes iliaques | Grand oblique |
| 2 | 3 cm du nombril dans le plan transverse | Grand droit de l'abdomen |
| 1 | Partie inférieure du sternum | Cœur (ECG) |

Tableau 3.I. Description détaillée de la position des électrodes et des muscles visés.

Quatre paires d'électrodes ont été placées sur la masse commune des érecteurs spinaux. Cette forte aponévrose musculaire avait également des caractéristiques intéressantes. Tout d'abord, elle est située à proximité de l'apex lombaire pour les scolioses de type King I et II. De plus, ce groupe musculaire est le plus puissant des extenseurs du tronc. Il est facilement palpable de chaque côté de la colonne au niveau des vertèbres lombaires et ses fibres sont suffisamment volumineuses pour pouvoir y placer plusieurs paires d'électrodes. L'activité de ce muscle est souvent investiguée dans les études EMG portant sur le dos.

Les grands fessiers sont les seuls muscles des membres inférieurs à avoir été étudiés. Ils ont eux aussi été choisis pour leur taille et leur superficialité mais surtout, pour leur implication dans les mouvements d'extension du tronc. À notre connaissance, aucune étude EMG n'avait observé l'effet de la scoliose et du CB sur ce groupe musculaire. Au niveau de la paroi abdominale, l'activité du grand oblique et du grand droit de l'abdomen a été mesurée.

Le niveau vertébral de la position des 8 paires d'électrodes situées aux apex et au changement de courbure (niveau où la déviation change d'orientation) était déterminé par les caractéristiques géométriques de la scoliose du sujet. Par conséquent, la position de ces électrodes pouvait varier d'un sujet à l'autre étant donné les différentes configurations de scolioses. La position des 13 autres paires d'électrodes était déterminée à partir de repères anatomiques fixes. Le choix des apex pour la position de huit paires d'électrodes est justifié par le fait que le

déséquilibre musculaire observé dans la plupart des études a été mesuré dans cette région. L'activité musculaire au niveau du changement de courbure nous était intéressante puisque cette région est située entre deux zones de déséquilibre musculaire. À notre connaissance, aucune équipe n'a observé l'activité EMG de cette région.

Des électrodes *NuTab*TM de type Ag\AgCl jetables ont été utilisées. Ces électrodes adhésives et gélifiées avaient l'avantage d'être suffisamment mince (<1mm) pour s'insérer dans l'interface peau/corset sans causer d'inconfort pour le sujet. Des connecteurs en forme de trombone ont été utilisés pour faire le lien entre les électrodes et leurs câbles. Ces connecteurs étaient également suffisamment minces pour s'insérer sous le CB. De plus, leur placage en or assurait la bonne conduction des signaux. Les électrodes étaient maintenues en place à l'aide d'une jupe extensible de manière à faciliter l'installation du CB et stabiliser les fils et les électrodes. Un système d'amplificateurs (*Grass*TM) à 24 canaux a été utilisé pour recueillir les signaux EMG. Ces derniers étaient numérisés par une carte d'acquisition *National Instrument*TM contrôlée à partir d'une interface *Labview*TM (figure 3.4). Les caractéristiques du système d'acquisition sont décrites au tableau 3.II.

3.4.2 Cinématique

Un système *Optotrak*TM a été utilisé. Ce dernier est composé de trois caméras infrarouge (IR) montées sur un support rigide au milieu duquel se trouve le point

d'origine du système d'axes. Ces caméras fournissent les coordonnées 3D des marqueurs dont la fréquence d'émission IR est fixée par l'expérimentateur. Le choix de la fréquence d'échantillonnage dépend de la vitesse des mouvements à analyser. Elle doit être d'autant plus grande que les mouvements étudiés sont rapides.

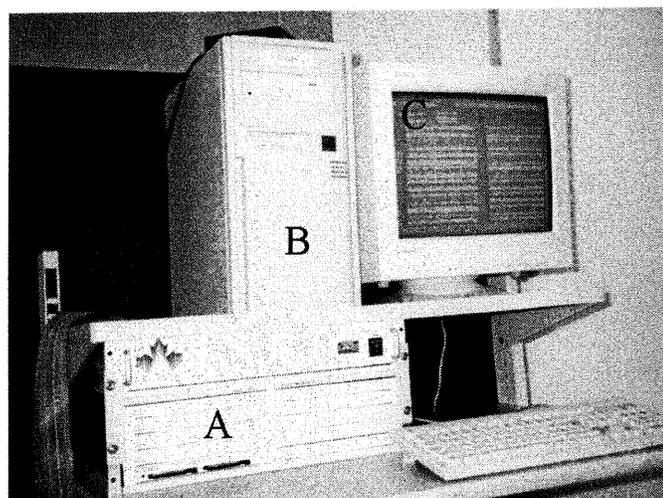


Figure 3.4. Système d'acquisition EMG : A) amplificateurs, B) carte d'acquisition (insérée dans le PC) et C) interface *Labview*.

| | |
|------------------------------------|------------------------------|
| Gain | 5000 |
| Fréquence d'échantillonnage | 2000 Hz |
| Durée des acquisitions | 10 000 points (5 sec) |
| Bande passante | 3 - 1000 Hz |

Tableau 3.II. Caractéristiques utilisées pour le système d'acquisition EMG.

Tel qu'illustré à la figure 3.3, trois marqueurs ont été placés aux niveaux des deux acromions et de la 7^e vertèbre cervicale (C7). Ces positions permettaient d'obtenir un maximum d'information sur les déplacements du tronc avec un minimum de marqueurs. Ces derniers ne pouvaient pas être placés à plusieurs endroits du dos lorsque le sujet portait le CB. Nous avons choisi la région des acromions et de la vertèbre C7 parce qu'elle n'était pas obstruées par le CB. De plus, nous avons jugé que les déplacements 3D de ces structures anatomiques étaient suffisamment représentatifs des mouvements du tronc. Les 3 caméras utilisées étaient placées derrière le sujet.

3.5 Traitement des signaux

3.5.1 EMG

Les signaux EMG étaient contaminés par plusieurs sources de bruit et un filtrage préalable des données s'est avéré essentiel avant de procéder à leur analyse. Nous avons tout d'abord remarqué la présence d'un bruit de fond de l'ordre de $\approx 1.12\mu\text{V}$ RMS. Comme ce type de bruit (figure 3.5) s'étend sur plusieurs milliers de Hertz, il ne peut être filtré.

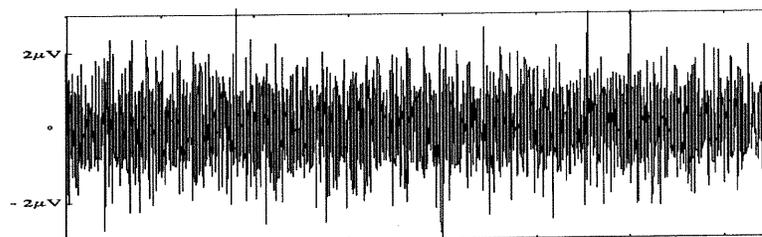


Figure 3.5. Exemple de bruit de fond

La présence de bruit du 60Hz dû à l'alimentation électrique était visible sur le spectre de puissance de plusieurs signaux. L'amplitude d'un pic à 60 Hz était d'autant plus grande que la contamination était importante (Figure 3.6). Puisque l'utilisation de filtres coupe-bande est déconseillée pour éviter de perdre la composante 60 Hz du signal EMG, il est préférable d'exécuter un filtrage mieux adapté à cette condition. L'algorithme que nous avons utilisé fonctionnait en 4 étapes : 1) transposition du signal (par transformé de Fourier) dans le domaine fréquentiel, 2) localisation du pic du 60 Hz et de ces harmoniques, 3) élimination de ces pics et 4) transposition du signal dans le domaine du temps (figure 3.7).

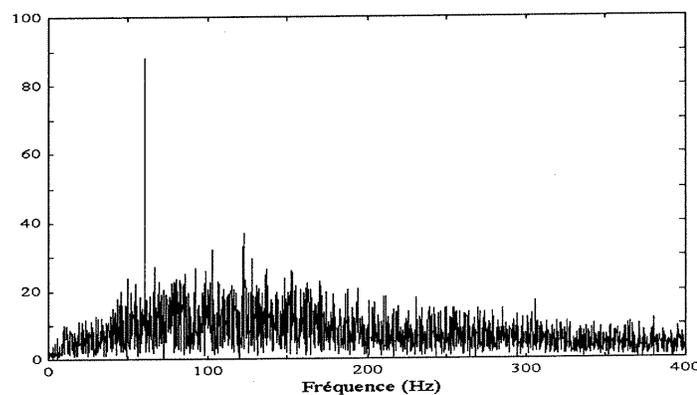


Figure 3.6. Contamination de l'alimentation 60Hz visible sur le spectre de puissance

Nous avons également observé la présence de complexes QRS associées à l'activité électrique du cœur (ECG). L'amplitude de ces complexes variait selon la position de l'électrode par rapport au cœur. Les signaux provenant des canaux situés sur le dos au niveau thoracique étaient donc particulièrement bruyants. L'activité électrique du cœur était davantage visible durant les enregistrement faits au repos étant donné la faible amplitude de l'EMG. L'algorithme de filtrage nous permettait

de localiser les complexes QRS à partir d'une valeur seuil exprimée en fonction de la valeur maximale de la composante ECG du signal qui était le plus contaminé par l'activité électrique du cœur (figure 3.8).

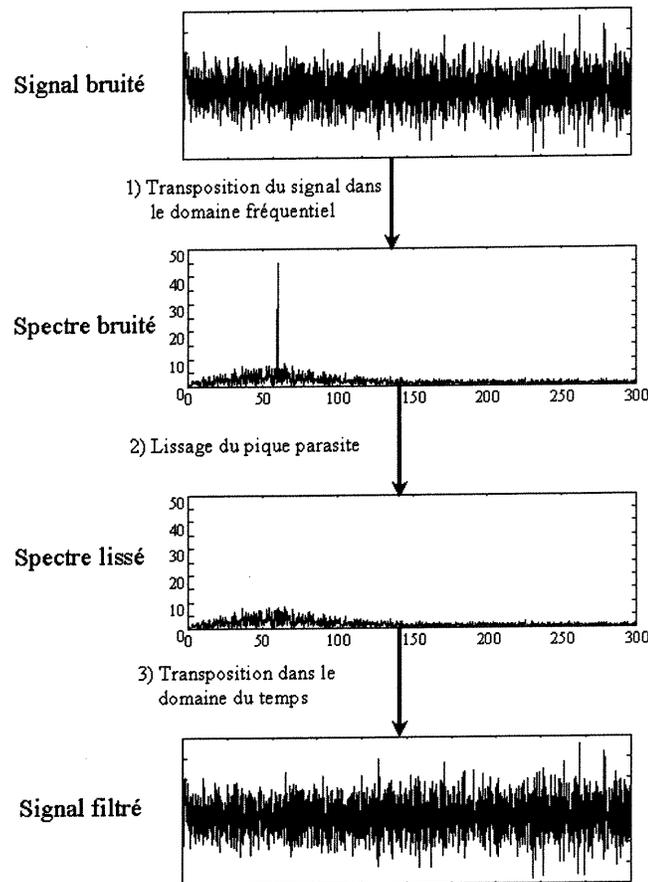


Figure 3.7. Étapes exécutés par l'algorithme de filtrage du bruit 60Hz

Nous considérons que toute valeur supérieure au seuil faisait partie d'un complexe QRS. Ce seuil était généralement fixé à 60% de la plus forte valeur de la composante ECG du signal. La valeur du seuil devait être augmentée lorsque l'amplitude des complexes QRS était trop faible par rapport à l'amplitude du signal EMG. Sans cette augmentation du seuil, une partie de la composante EMG du signal aurait été éliminée. Une fois détecté, le complexe QRS était enlevé et

remplacé par une interpolation de 200 points du signal EMG. Donc, pour un enregistrement de 10000 points (2000 Hz sur 5 s) et une fréquence cardiaque de ≈ 60 bpm, ≈ 1000 points étaient reconstruits par l'algorithme.

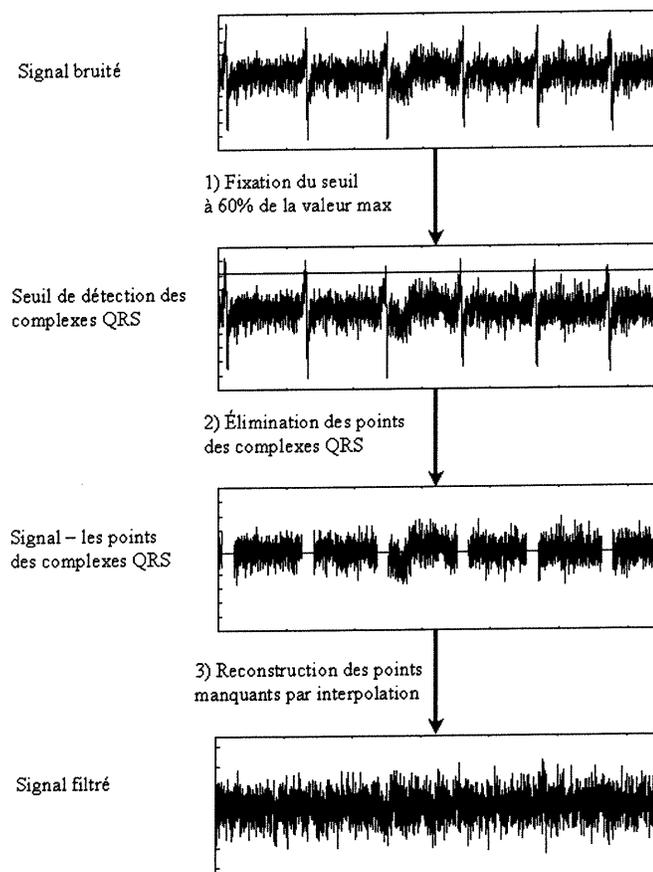


Figure 3.8. Étapes exécutées par l'algorithme de filtrage des complexes QRS issus de l'activité électrique du cœur

La dérive de la ligne de base était également à éliminer. Pour ce faire, nous avons calculé la valeur moyenne du signal par tranche (fenêtre) de 1000 points. Cette moyenne était ensuite soustraite à tous les points de la fenêtre correspondante (figure 3.9). Ces fonctions nous permettait de faire tendre la moyenne du signal vers 0.

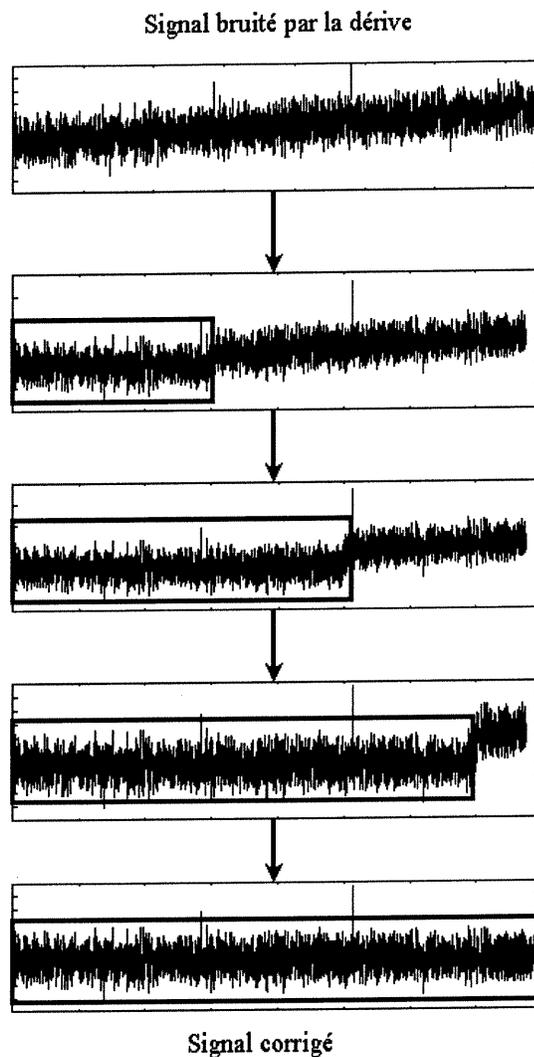


Figure 3.9. Étapes de l'algorithme de correction de la dérive de la ligne de base.
Chaque fenêtre représente la correction effectuée sur une fenêtre de 1000 points.

Le filtrage pour éliminer le 60 Hz, l'ECG et la dérive a été exécuté systématiquement sur tous les signaux (les algorithmes sont présentés à l'annexe 2). Par la suite, une évaluation qualitative des signaux a été faite. Dans certains cas, le bruit était encore trop important pour que le signal soit jugé acceptable. Un

certain nombre de signaux ont donc été éliminés pour éviter de fausser l'analyse des données. Au total, 7% des 15 202 signaux EMG enregistrés ont été éliminés.

Une fois le pré-traitement terminé, nous avons procédé à l'analyse des données. Pour évaluer le niveau de l'activité musculaire, nous avons calculé la racine de la valeur moyenne du carré de chaque signal (valeur RMS).

Des analyses de variances ont été effectuées pour identifier les différences statistiquement significatives. Étant donné que la distribution normale des échantillons est conditionnelle à l'exécution d'une analyse de variance, nous avons vérifié si nos données répondaient à cette condition. Malheureusement, étant donné notre faible échantillonnage ($n=11$), il a été difficile de caractériser la courbe selon laquelle nos données étaient distribuées. Par conséquent, nous ne pouvons que supposer que la condition d'une distribution normale des valeurs a été rencontrée.

3.5.2 Cinématique

Durant les enregistrements, il est arrivé que les marqueurs aient été hors du champ des caméras. Le pré-traitement des données cinématiques consistait alors à reconstruire les parties de signal pour lesquelles les données étaient manquantes. Un algorithme de reconstruction par interpolation a été exécuté systématiquement sur tous les signaux (le programme utilisé est placé à l'annexe 3).

Chaque enregistrement cinématique produisait 9 signaux (3 marqueurs X 3 coordonnées) et pour chacun d'eux, une série de paramètres était calculée (figure 3.10) :

- 1) Position initiale : Le premier point de chaque signal était considéré comme la coordonnée de la position initiale. Étant donné que la droiture de la posture du sujet était évaluée par un expérimentateur avant chaque enregistrement, nous avons jugé que les coordonnées 3D de la position initiale pouvaient servir de référence pour la position droite recherchée. Ces coordonnées allaient donc servir de valeurs de références pour le calcul des déplacements subséquents.
- 2) Déplacement total : La différence entre la valeur maximale d'un signal et sa valeur minimale représente l'amplitude du déplacement total sur un axe donné. Ce paramètre fournit de l'information sur l'amplitude de mouvement maximale atteinte par un repère anatomique durant l'exécution d'une tâche.
- 3) Déplacement sur l'axe positif : La différence entre la valeur positive et la valeur initiale d'un signal représente le déplacement d'un marqueur sur l'axe positif. Cette mesure permet d'évaluer le déplacement d'un repère anatomique dans une direction donnée. Ce paramètre représente l'amplitude des mouvements vers l'arrière dans le plan sagittal et vers la gauche dans le plan frontal.

- 4) Déplacement sur l'axe négatif : La différence entre la valeur initiale et la valeur minimale d'un signal représente l'amplitude du mouvement d'un repère anatomique dans la direction opposée au déplacement sur l'axe positif. Ce paramètre représente donc l'amplitude des mouvements vers l'avant dans le plan sagittal et vers la droite dans le plan frontal.

- 5) Δ Position finale - position initiale : La différence entre la valeur du dernier et du premier point d'un signal représente l'amplitude et l'orientation du déplacement entre les positions initiale et finale sur un axe donné. Ce paramètre nous informe sur la capacité d'un sujet à retrouver sa position initiale suite à l'application de la charge.

- 6) Déplacement moyen : La moyenne des écarts au point de départ (valeur initiale) représente l'amplitude du déplacement moyen par rapport à la position de référence.

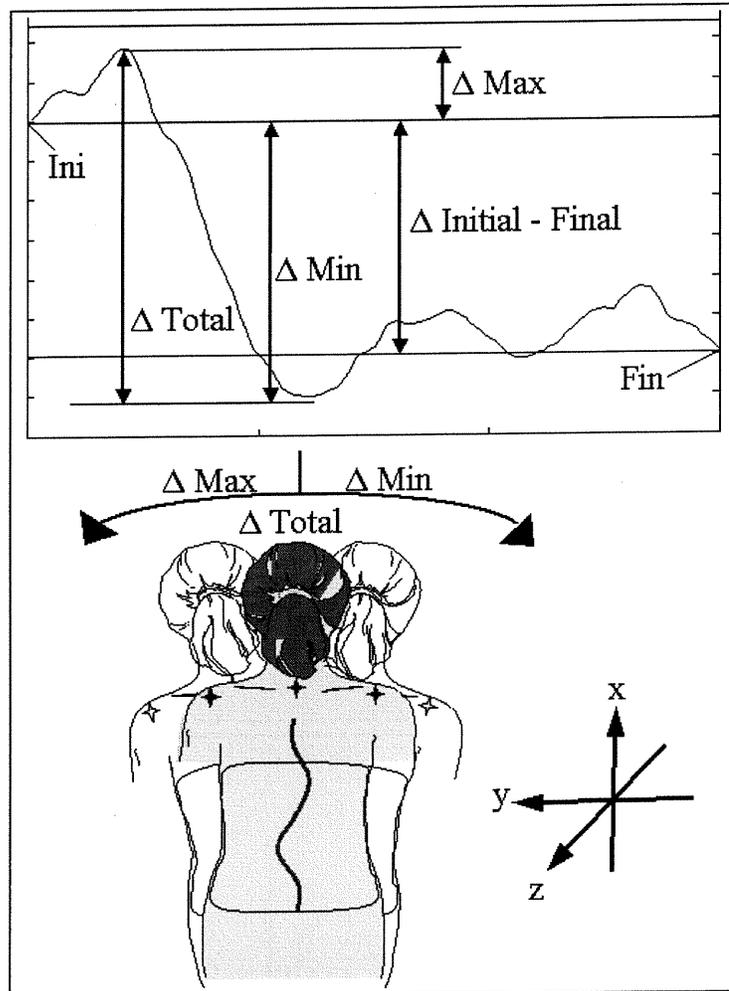


Figure 3.10. Représentation des paramètres cinématiques calculés à partir du tracé d'un signal typique. Nous avons les 5 s d'enregistrement sur l'axe des X et le déplacement du marqueur en mm sur l'axe des Y (Ini = position initiale, Fin = position finale).

4. Résultats

4.1 Sujets

Nous présentons au tableau 4.I quelques caractéristiques physiques des sujets qui ont participé à notre étude. Ces derniers avaient en moyenne 13.2 ± 1.2 ans, une masse de 48.4 ± 6.1 kg et une taille de 1.56 ± 0.09 m. Les angles de Cobb caractéristiques de leur scoliose sont présentés au tableau 4.II. Sans CB, les angles moyens au niveau thoracique et lombaire étaient respectivement de $31.8 \pm 9.6^\circ$ et $26.5 \pm 6.4^\circ$. Avec le port du CB, la réduction moyenne de cet angle était de l'ordre de $8.2 \pm 4.3^\circ$ au niveau thoracique et de $7.8 \pm 4.8^\circ$ au niveau lombaire. Pour 4 sujets (*), les angles ont été calculés à partir de radiographies prises 6 mois avant l'expérimentation alors que les autres clichés étaient plus récents (< 3 mois). Les caractéristiques géométriques des scoliose de ces 4 sujets devraient donc être considérées avec prudence. Nos sujets portaient leur CB 15.2 ± 5.9 heures/jour en moyenne depuis 1.3 ± 0.8 an.

| Sujet | Âge (années) | Masse (Kg) | Taille (m) |
|----------------|----------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|
| 1 | 13 | 49.0 | 1.54 |
| 2 | 13 | 54.9 | 1.63 |
| 3 | 14 | 57.0 | 1.70 |
| 4 | 14 | 44.0 | 1.68 |
| 5 | 13 | 44.2 | 1.49 |
| 6 | 12 | 42.2 | 1.51 |
| 7 | 16 | 55.6 | 1.65 |
| 8 | 13 | 48.5 | 1.46 |
| 9 | 12 | 44.7 | 1.48 |
| 10 | 12 | 53.0 | 1.54 |
| 11 | 13 | 39.0 | 1.57 |
| Moyenne | 13.2 ± 1.2 | 48.4 ± 6.1 | 1.57 ± 0.09 |

Tableau 4.I. Caractéristiques physiques des sujets.

| Sujet | Angles de Cobb (°) | | | | | | Port du CB (h/j) | Début du traitement (années) |
|----------------|--------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|------------------|-------------------|------------------------------|
| | Sans CB | | Avec CB | | Réduction avec CB | | | |
| | Thoracique | Lombaire | Thoracique | Lombaire | Thoracique | Lombaire | | |
| 1 * | 43 | 27 | 30 | 12 | 13 | 15 | 8 | 0.8 |
| 2 * | 38 | 32 | 27 | 21 | 11 | 11 | 12 | 0.8 |
| 3 | 47 | 39 | 36 | 39 | 11 | 0 | 23 | 0.5 |
| 4 | 37 | 30 | 24 | 24 | 13 | 6 | 10 | 1.0 |
| 5 | 31 | 21 | 26 | 16 | 5 | 5 | 12 | 0.7 |
| 6 | 19 | 21 | 14 | 17 | 5 | 4 | 20 | 0.7 |
| 7 * | 25 | 28 | 17 | 15 | 8 | 13 | 23 | 3.0 |
| 8 | 18 | 16 | 18 | 10 | 0 | 6 | 23 | 1.2 |
| 9 | 35 | 27 | ... | ... | ... | ... | 12 | 1.4 |
| 10 | 34 | 21 | ... | ... | ... | ... | 9 | 2.0 |
| 11 * | 23 | 30 | 15 | 20 | 10 | 10 | 15 | 2.0 |
| Moyenne | 31.8 ± 9.6 | 26.5 ± 6.4 | 23.0 ± 7.5 | 19.3 ± 8.6 | 8.2 ± 4.3 | 7.8 ± 4.8 | 15.2 ± 5.9 | 1.3 ± 0.8 |

Tableau 4.II. Caractéristiques des scoliozes et du traitement par CB.

4.2 Température et pli adipeux

La température ambiante moyenne observée lors des séances d'expérimentation était de $24.5 \pm 1.3^\circ\text{C}$ (tableau 4.III). Sous le CB, nous avons mesuré la température moyenne à $33.6 \pm 1.3^\circ\text{C}$. La différence moyenne entre les deux moyennes était de 9.2 ± 1.5 . L'épaisseur du pli adipeux recouvrant les érecteurs spinaux au niveau L4 a été mesurée pour 6 sujets et la valeur moyenne était de 14.8 ± 4.4 .

| Sujet | Température (°C) | | | Pli adipeux du long dorsal à L4 (mm) |
|----------------|-------------------|-------------------|--------------------|--------------------------------------|
| | Ambiante | Sous CB | Sous CB - Ambiante | |
| 1 | 27.0 | 35.4 | 8.4 | 13.0 |
| 2 | 24.7 | 31.1 | 6.4 | ... |
| 3 | 24.6 | 34.8 | 10.2 | 13.0 |
| 4 | 26.0 | 34.7 | 8.7 | 13.0 |
| 5 | 23.0 | 34.0 | 11.0 | 10.0 |
| 6 | 24.0 | 33.0 | 9.0 | ... |
| 7 | 24.0 | 33.0 | 9.0 | ... |
| 8 | 23.2 | 33.8 | 10.6 | ... |
| 9 | 23.5 | 34.2 | 10.7 | 22.0 |
| 10 | 24.5 | 32.4 | 7.9 | ... |
| 11 | ... | ... | ... | 18.0 |
| Moyenne | 24.5 ± 1.3 | 33.6 ± 1.3 | 9.2 ± 1.5 | 14.8 ± 4.4 |

Tableau 4.III. Température ambiante et sous le CB mesurée lors des expériences (n=10) et épaisseur du pli adipeux au niveau des érecteurs spinaux à L4 (n=6).

4.3 Analyse cinématique

Pour détecter si l'application de la charge provoquait un mouvement du tronc qui aurait pu affecter les signaux EMG, des photodiodes et un système de caméras ont été utilisés. Les mesures cinématiques ont été faites pour chacune des 3 tâches où une charge était appliquée. En moyenne, les déplacements totaux (tels que définis à la figure 3.8 du chapitre précédent) dans les plans sagittal et frontal étaient respectivement de 12.9 ± 1.2 mm et 9.5 ± 2.5 mm (tableau 4.IV). Les mouvements moyens étaient de l'ordre de 5.8 ± 0.7 mm dans le plan sagittal et de 4.7 ± 1.7 mm dans le plan frontal. Ces résultats démontrent donc que les mouvements du tronc induits par l'application de la charge étaient négligeables. De plus, les faibles valeurs moyennes de Δ position (finale-initiale) démontrent que les sujets arrivaient presque à reprendre leur position initiale suite à l'application de la charge. Compte tenu de ces résultats, nous avons considéré que les tâches avaient été effectuées dans des conditions statiques.

| Plans | Déplacements du tronc (mm) | Extension | | Flexion droite | | Flexion gauche | | Moyenne |
|----------|----------------------------|-----------|---------|----------------|---------|----------------|---------|----------------|
| | | Sans CB | Avec CB | Sans CB | Avec CB | Sans CB | Avec CB | |
| Sagittal | Total | 11.2 | 13.3 | 13.6 | 14.7 | 12 | 12.6 | 12.9 ± 1.2 |
| | Avant | 5.1 | 6.3 | 9 | 5.5 | 6.5 | 7.8 | 6.7 ± 1.5 |
| | Arrière | 6.2 | 6.9 | 4.6 | 9.2 | 5.5 | 4.8 | 6.2 ± 1.7 |
| | Moyen | 5.2 | 6.1 | 6 | 6.6 | 4.8 | 6.2 | 5.8 ± 0.7 |
| | Finale - initiale | 2.5 | 2.5 | -3.39 | -3.2 | -0.9 | -3.3 | -1.0 ± 2.8 |
| Frontal | Total | 6.2 | 7.8 | 9.8 | 13.4 | 10.9 | 9.1 | 9.5 ± 2.5 |
| | Droite | 3.4 | 5.6 | 4.1 | 8.8 | 6.4 | 4.7 | 5.5 ± 1.9 |
| | Gauche | 2.8 | 2.2 | 5.7 | 4.6 | 4.5 | 4.4 | 4.0 ± 1.3 |
| | Moyen | 2.7 | 3.1 | 4.8 | 7.4 | 5 | 4.9 | 4.7 ± 1.7 |
| | Finale - initiale | -0.7 | -2.8 | -1.66 | -4.1 | -2.3 | -0.6 | -2.0 ± 1.3 |

Tableau 4.IV. Déplacements moyens des marqueurs cinématiques durant les enregistrements EMG.

4.4 Analyse EMG

Des signaux obtenus aux niveaux des apex lors de l'exécution de chacune des tâches sont présentés aux figures 4.1 et 4.2 pour illustrer certaines caractéristiques associées à la scoliose et aux effets du CB sur l'EMG des muscles du dos.

Ainsi, on remarque une augmentation de l'activité EMG du côté convexe des apex pour les tâches debout et en extension (figure 4.1). De plus, on note une légère augmentation de l'EMG des 2 côtés de l'apex lombaire avec le port du CB dans la position debout. Dans la tâche d'extension, on constate une augmentation globale de l'activité EMG par rapport à la tâche debout.

À la figure 4.2, nous voyons que la musculature du côté droit est plus sollicitée en flexion droite alors qu'en flexion gauche, l'augmentation de l'EMG du côté gauche est moins visible. De plus, en flexion droite, on remarque que le port du CB provoque une réduction de l'EMG du côté convexe de l'apex thoracique et une augmentation du côté concave de l'apex lombaire. Finalement, en flexion gauche, on note une légère augmentation de l'EMG du côté convexe de l'apex lombaire avec le port du CB. Il est important de mentionner que ces signaux ne sont que quelques échantillons pris parmi les 9860 enregistrements analysés. Ceux-ci sont typiques mais ne représentent pas nécessairement un comportement moyen.

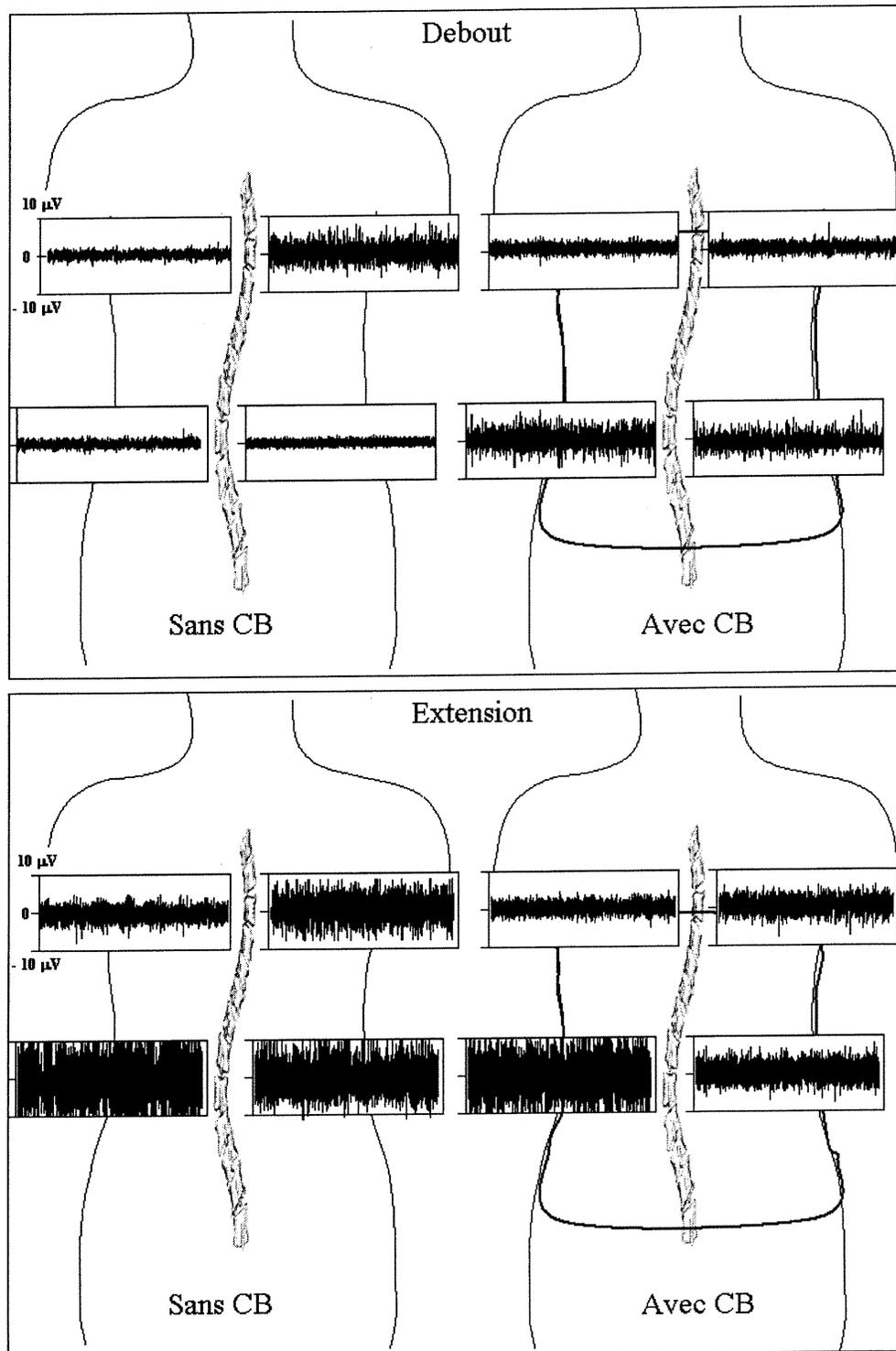


Figure 4.1 Signaux du sujet #4 illustrant les effets de la scoliose et du port du CB sur l'EMG du dos au niveau des apex lors des tâches debout et extension. Tous les signaux sont à la même échelle ($\pm 10 \mu\text{V}$). La durée des enregistrements était de 5 s.

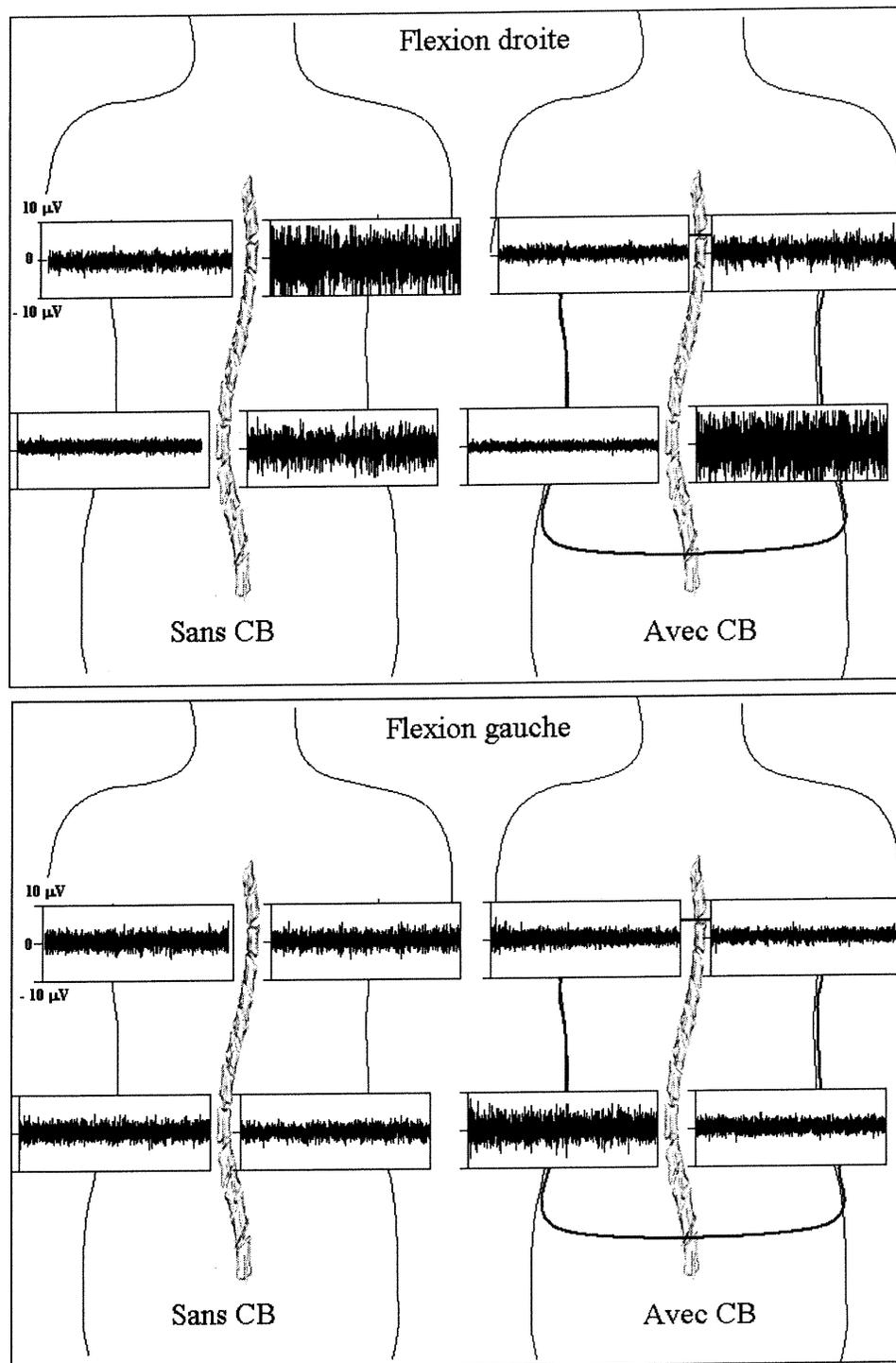


Figure 4.2 Signaux du sujet #4 illustrant les effets de la scoliose et du CB sur l'EMG du dos au niveau des apex lors des tâches flexion droite et flexion gauche. Tous les signaux sont à la même échelle ($\pm 10 \mu\text{V}$). La durée des enregistrements était de 5 s.

Dans l'analyse des signaux EMG, la première étape a été de calculer les valeurs RMS de tous les signaux individuels. Par la suite, nous avons calculé la moyenne des 5 essais obtenus pour chaque condition et ce, pour chacun des 22 canaux. Vu que les valeurs RMS de certains signaux étaient assez semblables, nous avons regroupé les 22 canaux en 14 blocs représentant différentes régions musculaires (figure 4.3). À titre d'exemple, l'EMG du bloc T-CA (thoracique - concave) a été obtenu en moyennant les signaux provenant des 2 canaux situés à l'apex thoracique du côté de la concavité. Le regroupement des canaux EMG est résumé au tableau 4.V.

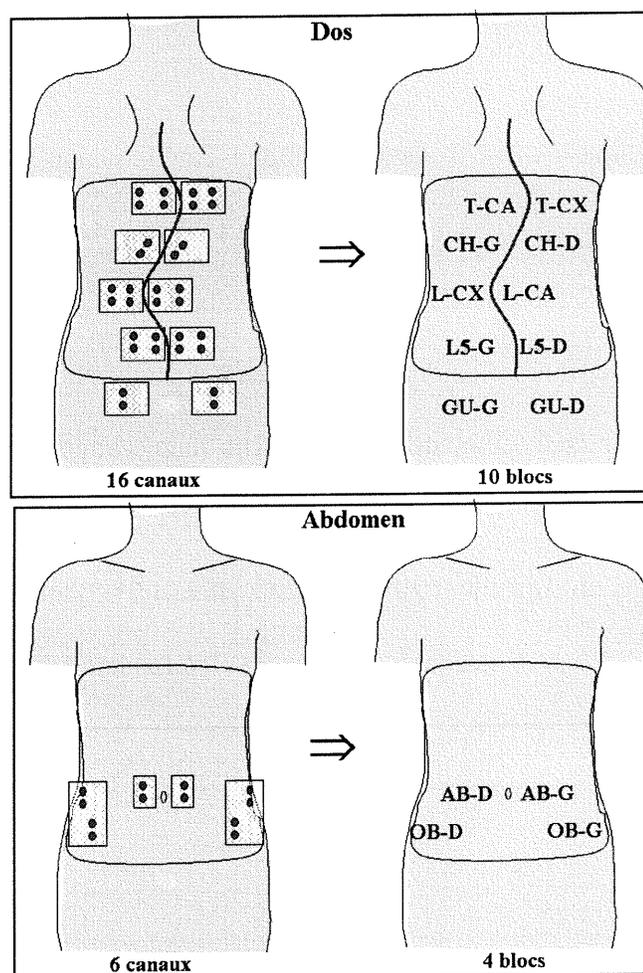


Figure 4.3. Illustration du regroupement des 22 canaux en 10 blocs au niveau du dos et 4 au niveau de l'abdomen.

| # du bloc | Nom du bloc | # de canaux | Repère | Côté |
|-----------|-------------|-------------|--------------------------|---------|
| 1 | T-CA | 2 | Apex thoracique | Concave |
| 2 | T-CX | 2 | | Convexe |
| 3 | CH-G | 1 | Changement de courbure | Gauche |
| 4 | CH-D | 1 | | Droit |
| 5 | L-CA | 2 | Apex lombaire | Concave |
| 6 | L-CX | 2 | | Convexe |
| 7 | L5-G | 2 | L-5 | Gauche |
| 8 | L5-D | 2 | | Droit |
| 9 | GU-G | 1 | Grand fessier | Gauche |
| 10 | GU-D | 1 | | Droit |
| 11 | OB-G | 2 | Oblique de l'abdomen | Gauche |
| 12 | OB-D | 2 | | Droit |
| 13 | AB-G | 1 | Grand droit de l'abdomen | Gauche |
| 14 | AB-D | 1 | | Droit |

Tableau 4.V. Regroupement des 22 canaux en 14 blocs. Chaque bloc représente une région musculaire donnée.

Pour connaître le rapport signal/bruit (S/B) dans nos conditions expérimentales, le bruit de fond moyen des enregistrements a été calculé pour les 14 blocs de chaque sujet. Ces mesures ont été faites au début de même qu'à la fin de chaque séance d'expérimentation.

Pour évaluer la stabilité des signaux en cours d'expérimentation, nous avons calculé la différence moyenne de bruit (avant – après) expérimentation. Les résultats sont présentés à la figure 4.4. On remarque que les différences varient entre -0.36 et 0.09 μV . Ceci indique que les caractéristiques d'enregistrement sont demeuré assez stables du début jusqu'à la fin des expériences. Vu cet état des choses, le niveau de bruit présent dans les signaux a été obtenu en faisant la moyenne des 2 ensembles de valeurs (avant et après expérimentation) pour chaque bloc d'électrodes et chaque sujet (tableau 4.VI). À partir de ce tableau, on voit que

la valeur RMS moyenne du bruit était de $1.12 \pm 0.12 \mu\text{V}$. On remarque aussi que les moyennes par bloc et par sujet varient très peu. Le bruit de fond était donc uniforme d'un sujet et d'un bloc à l'autre.

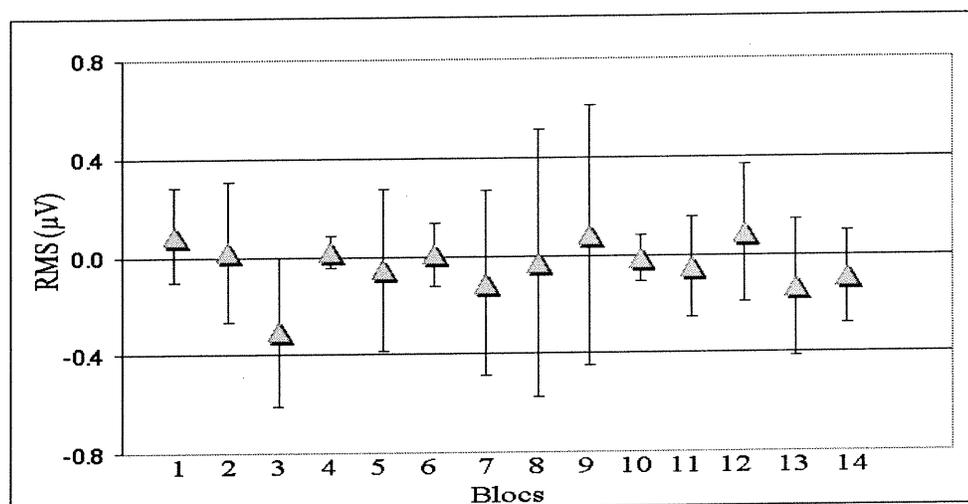


Figure 4.4. Différences moyennes des valeurs de bruit avant-après expérimentation pour les 14 blocs.

| Blocs | | Sujets | | | | | | | | | | Moyenne | |
|---------|------|----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|----------------|-----------------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | | 11 |
| 1 | T-CA | 1.32 | 1.20 | 1.33 | 1.09 | 0.76 | 0.77 | ... | 0.98 | 0.80 | 0.80 | 0.80 | 0.98 ± 0.23 |
| 2 | T-CX | 1.40 | 1.47 | 1.07 | 1.25 | 1.21 | 1.04 | 1.20 | 1.14 | 1.41 | 1.14 | 1.44 | 1.25 ± 0.15 |
| 3 | CH-G | 1.24 | 1.27 | 1.38 | 1.03 | 1.25 | 1.19 | 1.04 | 1.09 | 3.08 | 1.10 | 1.19 | 1.35 ± 0.58 |
| 4 | CH-D | 1.12 | ... | 1.09 | 1.03 | 1.09 | 1.05 | 1.00 | 1.04 | 1.36 | 1.60 | 1.15 | 1.05 ± 0.39 |
| 5 | L-CX | 1.12 | 1.04 | 1.22 | 1.00 | 1.14 | 1.20 | 1.00 | 1.05 | 1.28 | 1.01 | 1.06 | 1.10 ± 0.1 |
| 6 | L-CA | 0.44 | 1.09 | 1.13 | 1.08 | 1.09 | 1.09 | 1.06 | 1.08 | 1.12 | 1.25 | 1.18 | 1.06 ± 0.21 |
| 7 | L5-G | 0.47 | 1.21 | 1.17 | 1.06 | 1.62 | 1.28 | 1.05 | 1.06 | 1.13 | 1.05 | 1.06 | 1.10 ± 0.27 |
| 8 | L5-D | 0.54 | 1.14 | 1.07 | 1.00 | 1.61 | 1.18 | 1.00 | 1.30 | 1.17 | 1.01 | 1.00 | 1.09 ± 0.26 |
| 9 | GU-G | 0.44 | 2.10 | 1.00 | 1.01 | 1.13 | 1.04 | 1.08 | 1.01 | 1.32 | 1.00 | 1.00 | 1.10 ± 0.39 |
| 10 | GU-D | 0.40 | 1.10 | ... | 1.05 | 1.07 | 1.08 | 1.18 | 1.13 | 1.13 | 1.10 | 1.08 | 1.03 ± 0.22 |
| 11 | AB-G | 0.49 | 1.04 | 1.02 | 1.02 | 1.48 | 1.04 | 1.34 | 1.11 | 1.12 | 1.00 | 1.03 | 1.06 ± 0.24 |
| 12 | AB-D | 1.51 | 1.09 | 0.00 | 1.03 | 1.60 | 1.05 | 1.24 | 1.04 | 1.13 | 1.06 | 1.06 | 1.07 ± 0.41 |
| 13 | OB-G | 1.16 | 1.11 | 1.13 | 1.03 | 1.53 | 1.05 | 1.16 | 1.15 | 1.57 | 1.02 | 1.06 | 1.18 ± 0.19 |
| 14 | OB-D | 0.85 | 1.11 | 1.11 | 1.07 | 1.45 | 1.19 | 1.13 | 1.18 | 1.16 | 1.13 | 1.15 | 1.14 ± 0.14 |
| Moyenne | | 0.97 ± 0.4 | 1.06 ± 0.36 | 1.06 ± 0.35 | 1.06 ± 0.07 | 1.32 ± 0.27 | 1.09 ± 0.13 | 1.11 ± 0.11 | 1.1 ± 0.08 | 1.36 ± 0.57 | 1.1 ± 0.19 | 1.1 ± 0.15 | 1.12 ± 0.12 |

Tableau 4.VI. Valeurs RMS moyennes (μV) du bruit de fond pour chaque bloc de signaux de chacun des sujets.

Une fois le bruit de fond connu, les rapports S/B ont été examinés. Quant on considère tous les signaux du dos, on remarque que les rapports moyens sont en général assez faibles (tableau 4.VII à gauche). C'est en extension que les rapports sont les plus élevés, i.e. variant entre 3.16 et 3.93. Même si on ne considère que les valeurs moyennes des régions musculaires les plus sollicitées (i.e. les groupes allant du changement de courbure à la vertèbre L5 pour les tâches debout et extension et les groupes du côté droit pour la flexion droite et ceux du côté gauche en flexion gauche), les rapports S/B n'augmentent que légèrement (partie de droite du tableau 4.VII).

Ayant vu que le niveau de bruit de fond était stable et que les rapports S/B étaient semblables pour l'ensemble des muscles du dos, nous arrivons maintenant au cœur de notre étude.

| Tâches | Tous les signaux du dos | | Signaux des régions musculaires les + sollicitées | | Moyenne |
|----------------|-------------------------|-------------|---|-------------|-------------|
| | Sans CB | Avec CB | Sans CB | Avec CB | |
| Debout | 1.26 | 2.02 | 1.22 | 2.21 | 1.68 ± 0.51 |
| Extension | 3.16 | 3.93 | 3.47 | 4.30 | 3.72 ± 0.50 |
| Flexion droite | 1.49 | 2.22 | 1.77 | 2.88 | 2.09 ± 0.61 |
| Flexion gauche | 1.63 | 2.63 | 2.06 | 3.96 | 2.57 ± 1.01 |
| Moyenne | 1.89 ± 0.86 | 2.70 ± 0.86 | 2.13 ± 0.96 | 3.34 ± 0.96 | |

Tableau 4.VII. Rapports S/B moyens pour tous les signaux du dos (gauche) et pour les signaux des régions musculaires les plus sollicitées (droite). Voir texte ci-haut pour plus de détails.

4.4.1 Effets du CB sur l'activité EMG globale du tronc

Le paramètre que nous avons utilisé pour évaluer les effets du CB sur l'activité musculaire est le ratio *EMG avec/sans CB*. Un ratio >1 indique une augmentation de l'EMG induite par le port du CB alors que ratio <1 représente une diminution.

4.4.1.1. Moyenne du groupe

Pour une évaluation globale des effets du CB sur l'activité EMG du tronc, la valeur RMS moyenne sans et avec CB a été calculée pour l'ensemble des 8 blocs du dos (les blocs GU-G et GU-D n'ont pas été inclus dans le calcul de la moyenne) et pour l'ensemble des 4 blocs de l'abdomen.

Tel que montré au tableau 4.VIII, on note que le port du CB induit une augmentation de l'EMG des signaux du dos. Le rapport *EMG avec/sans CB* indique une augmentation significative dans tous les cas sauf pour la tâche en extension. C'est dans les conditions debout et flexion gauche que les augmentations ont été les plus significatives ($p=0.000003$ et $p=0.0004$). Quant aux muscles abdominaux, aucun effet significatif du CB sur l'EMG moyen n'a été observé (valeurs non illustrées). La partie de droite du tableau 4.VIII représente les résultats obtenus avec CB pour les muscles les plus sollicités du dos (comme pour tableau 4.VII). On remarque que les valeurs RMS avec et sans CB augmentent alors dans tous les cas sauf pour la condition debout sans CB où l'on observe une légère diminution.

| Tâches | Tous les signaux du dos | | | Signaux des régions musculaires les + sollicitées | | |
|----------------|-------------------------|-------------|-------------------|---|-------------|-------------------|
| | sans CB | avec CB | avec/sans | sans CB | avec CB | avec/sans |
| Debout | 1.41 ± 0.17 | 2.26 ± 0.4 | 1.60 [*] | 1.37 ± 0.17 | 2.48 ± 0.25 | 1.80 [*] |
| Extension | 3.54 ± 0.8 | 4.40 ± 1.3 | 1.24 | 3.89 ± 0.77 | 4.82 ± 1.22 | 1.23 |
| Flexion droite | 1.67 ± 0.31 | 2.49 ± 0.72 | 1.49 [*] | 1.98 ± 0.12 | 3.23 ± 0.27 | 1.62 [*] |
| Flexion gauche | 1.83 ± 0.26 | 2.94 ± 0.66 | 1.61 [*] | 2.31 ± 0.49 | 4.44 ± 0.82 | 1.92 [*] |

Tableau 4.VIII. Valeurs RMS (μV) moyennes du groupe pour tous les signaux du dos (gauche) et pour les signaux des régions musculaires les plus sollicitées (droite). L'astérisque indique une différence significative à $p = 0.05$.

4.4.1.2 Moyennes individuelles

Les ratios individuels *EMG avec/sans CB* obtenus pour l'ensemble des blocs du dos de chacun des sujet sont présentés au tableau 4.IX. On voit que le port du CB a provoqué 40/43 augmentations de l'EMG et 3/43 diminution. Dix-sept des augmentations (43%) sont statistiquement significatives alors que les 3 diminutions observées en extension chez 3 sujets (#2, #6 et #9) sont non significatives. C'est la tâche debout qui a induit le plus d'augmentations significatives de l'EMG (7/10 sujets, les données étant manquantes pour un sujet). Alors que pour chacune des tâches de flexions latérales des augmentations significatives ont été trouvées chez 5/11 sujets, aucune augmentation significative n'a été observée en extension.

4.4.2 Activité de régions musculaires spécifiques

Pour préciser l'effet du CB sur chacune des régions musculaire dorsales, les ratios moyens *EMG avec/sans CB* de l'ensemble des sujets ont été obtenus pour chacun des

8 blocs du dos. Il a été montré au tableau précédent que c'est en position debout que le plus grand nombre d'augmentations significatives de l'EMG a été observé.

| Sujet | EMG avec/sans CB | | | | Moyenne |
|----------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|-------------|
| | Debout | Extension | Flexion droite | Flexion gauche | |
| 1 | 1.64 * | 1.49 | 1.05 | 2.15 * | 1.58 ± 0.45 |
| 2 | 1.58 * | 0.85 | 1.21 | 1.37 | 1.25 ± 0.31 |
| 3 | 1.83 * | 1.31 | 1.97 * | 1.67 | 1.69 ± 0.29 |
| 4 | 1.57 * | 1.29 | 1.52 * | 1.59 | 1.49 ± 0.14 |
| 5 | 1.67 | 1.85 | 1.90 * | 2.16 * | 1.90 ± 0.20 |
| 6 | 1.07 | 0.95 | 1.29 | 1.03 | 1.09 ± 0.15 |
| 7 | 1.31 | 1.36 | 1.42 | 1.61 * | 1.43 ± 0.13 |
| 8 | ... | 1.41 | 2.34 * | 1.94 * | 1.90 ± 0.47 |
| 9 | 1.43 * | 0.92 | 1.05 | 1.38 | 1.20 ± 0.25 |
| 10 | 2.14 * | 1.08 | 1.48 | 1.36 * | 1.52 ± 0.45 |
| 11 | 2.02 * | 1.28 | 1.28 * | 1.62 | 1.55 ± 0.35 |
| Moyenne | 1.63 ± 0.32 | 1.25 ± 0.29 | 1.50 ± 0.41 | 1.63 ± 0.35 | |

Tableau 4.IX. Ratios moyens *EMG avec / sans CB* par sujet. Les 3 points représentent les cas où les données étaient manquantes. L'astérisque indique une différence significative à $p = 0.05$.

Les données du tableau 4.X permettent d'affirmer que c'est au niveau de l'apex lombaire (L-) et du changement de courbure (CH-) que les augmentations ont été les plus importantes. L'effet du CB semble donc être plus important dans les régions musculaires qui s'étendent du changement de courbure à la vertèbre L5. Cette remarque s'applique également en extension même si dans ce cas, une seule augmentation significative a été trouvée. Quant aux tâches de flexions latérales, nous avons également observé des augmentations significatives localisées dans les régions de l'apex lombaire et du changement de courbure. L'augmentation des blocs CH-D et L-CA est plus importante en flexion droite alors que celle des blocs CH-G et L-CX est plus grande en flexion gauche. Ces résultats sont présentés graphiquement à la figure 4.5.

| Blocs du dos | EMG avec/sans CB | | | | |
|-----------------|------------------|-------------|----------------|----------------|-------------|
| | Debout | Extension | Flexion droite | Flexion gauche | Moyenne |
| T-CA | 1.05 | 1.03 | 1.12 | 1.13 | 1.08 ± 0.05 |
| T-CX | 0.99 | 1.14 | 1.08 | 1.10 | 1.08 ± 0.06 |
| CH-G | 2.13 * | 1.56 * | 1.43 | 2.28 * | 1.85 ± 0.42 |
| CH-D | 1.80 * | 1.25 | 1.76 * | 1.15 | 1.49 ± 0.34 |
| L-CX | 1.91 * | 1.23 | 1.43 | 2.20 * | 1.69 ± 0.44 |
| L-CA | 1.79 * | 1.20 | 1.76 * | 1.16 | 1.48 ± 0.34 |
| L5-G | 1.68 | 1.02 | 1.37 | 1.45 | 1.38 ± 0.27 |
| L5-D | 1.55 * | 1.16 | 1.38 | 1.44 | 1.38 ± 0.16 |
| Moyenne | 1.61 ± 0.40 | 1.20 ± 0.17 | 1.42 ± 0.25 | 1.49 ± 0.48 | |

Tableau 4.X. Ratios *EMG avec/sans CB* moyens par région musculaire (astérisque=différence significative à $p = 0.05$).

4.4.3 Effets du CB sur le déséquilibre EMG du dos

Le paramètre que nous avons utilisé pour exprimer le déséquilibre est le ratio *EMG convexe/concave*. Un ratio >1 indique donc une activité EMG plus forte du côté convexe alors qu'une valeur <1 représente une activité EMG plus forte du côté concave. Pour la suite du texte, nous parlerons de déséquilibre convexe pour les ratios >1 et concave pour les ratios <1 .

Tel qu'illustré aux figures 4.1 et 4.2, il existe naturellement une différence d'activité EMG entre le côté convexe et le côté concave d'une déformation scoliotique. Nous avons donc calculé les ratios *EMG convexe/concave* dans le but 1) de vérifier les résultats des études antérieures sur les déséquilibres d'activité EMG associés à la scoliose et 2) d'évaluer les effets du CB sur ce déséquilibre. Les tâches debout et en extension ont été examinées plus attentivement puisque la sollicitation des muscles se faisait alors de façon symétrique par rapport au plan

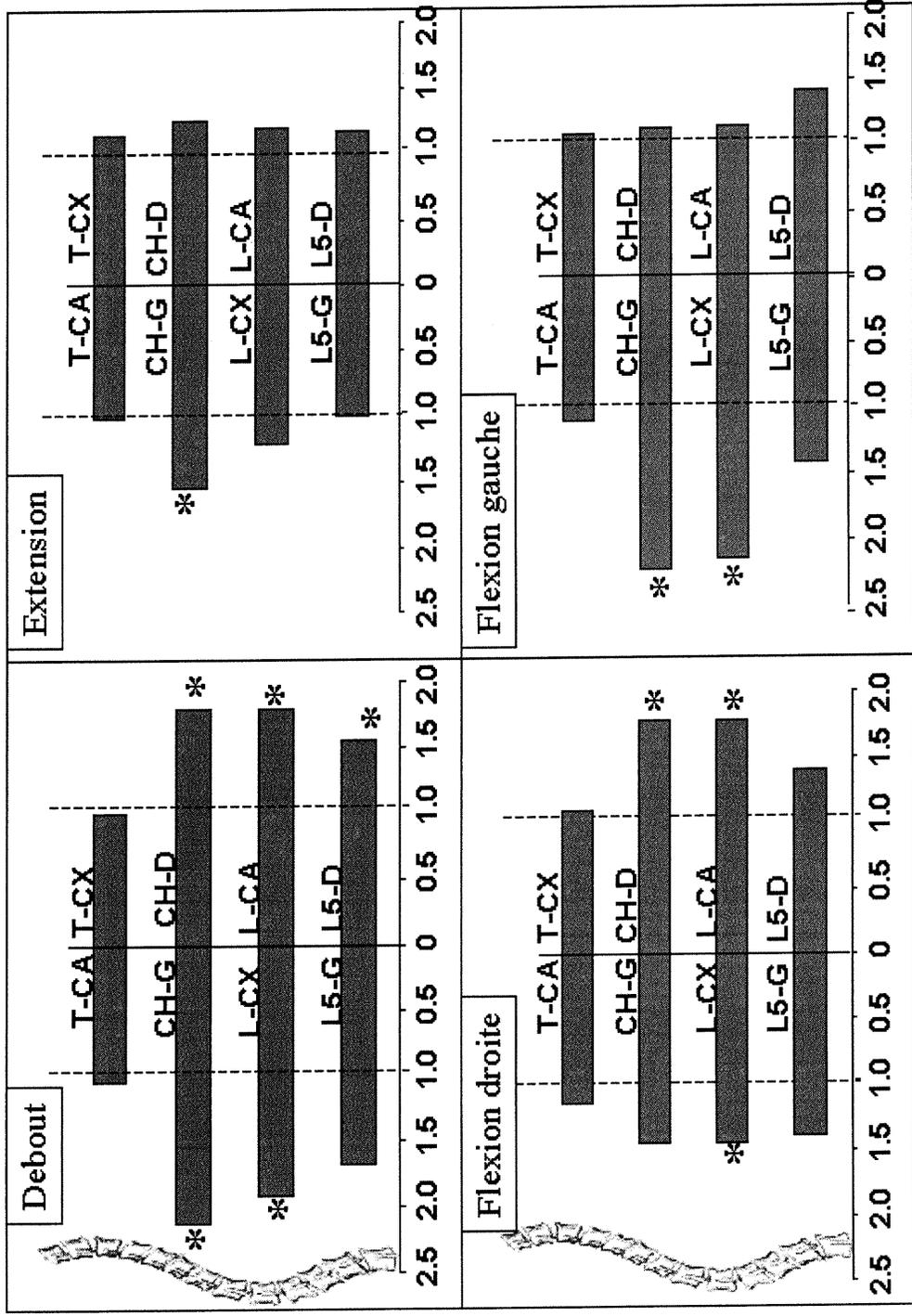


Figure 4.5. Effets du CB sur les l'activité EMG des régions musculaires du dos. Les colonnes représentent les ratios EMG avec/sans CB moyens de chacune des régions pour les 4 tâches. Un ratio de 1 (traits pointillés) signifie qu'il n'y a aucune différence. Les résultats sont présentés de façon anatomique du niveau thoracique (haut) au niveau lombaire (bas) (astérisque = différence significative à p = 0.05).

sagittal. Quant aux résultats des tâches de flexions latérales, ils sont présentés uniquement à titre d'information.

4.4.3.1 Moyenne du groupe

En position debout, on note que tous les déséquilibres moyens sont convexes (ratio>1) et seul celui au niveau de la courbure lombaire avec CB (tableau 4.XI) est significatif. En extension, les déséquilibres sont tous convexes et statistiquement significatifs. Ces valeurs sont présentées graphiquement à la figure 4.6.

Dans la partie de droite du tableau 4.XI, nous présentons les résultats obtenus en divisant les valeurs *avec/sans CB* de la partie de gauche du tableau. Aucun des ratios variant de 0.95 à 1.9 n'est statistiquement significatif. Par conséquent, on peut affirmer que le déséquilibre moyen de l'activité EMG ne semble pas être affecté par le port du CB.

| Tâches | EMG convexe/concave | | | | | |
|----------------|---------------------|----------|------------|----------|----------------|----------|
| | sans CB | | avec CB | | avec / sans CB | |
| | Thoracique | Lombaire | Thoracique | Lombaire | Thoracique | Lombaire |
| Debout | 1.35 | 1.23 | 1.28 | 1.32 * | 0.95 | 1.07 |
| Extension | 1.66 * | 1.75 * | 1.83 * | 1.79 * | 1.10 | 1.02 |
| Flexion droite | 1.75 * | 0.69 * | 1.68 * | 0.56 * | 0.96 | 0.81 |
| Flexion gauche | 1.36 * | 1.86 * | 1.33 | 3.54 * | 0.98 | 1.90 |

Tableau 4.XI. Déséquilibre *EMG convexe/concave* moyen du groupe aux 2 apex pour les deux conditions et les 4 tâches (astérisque=différence significative à $p=0.05$).

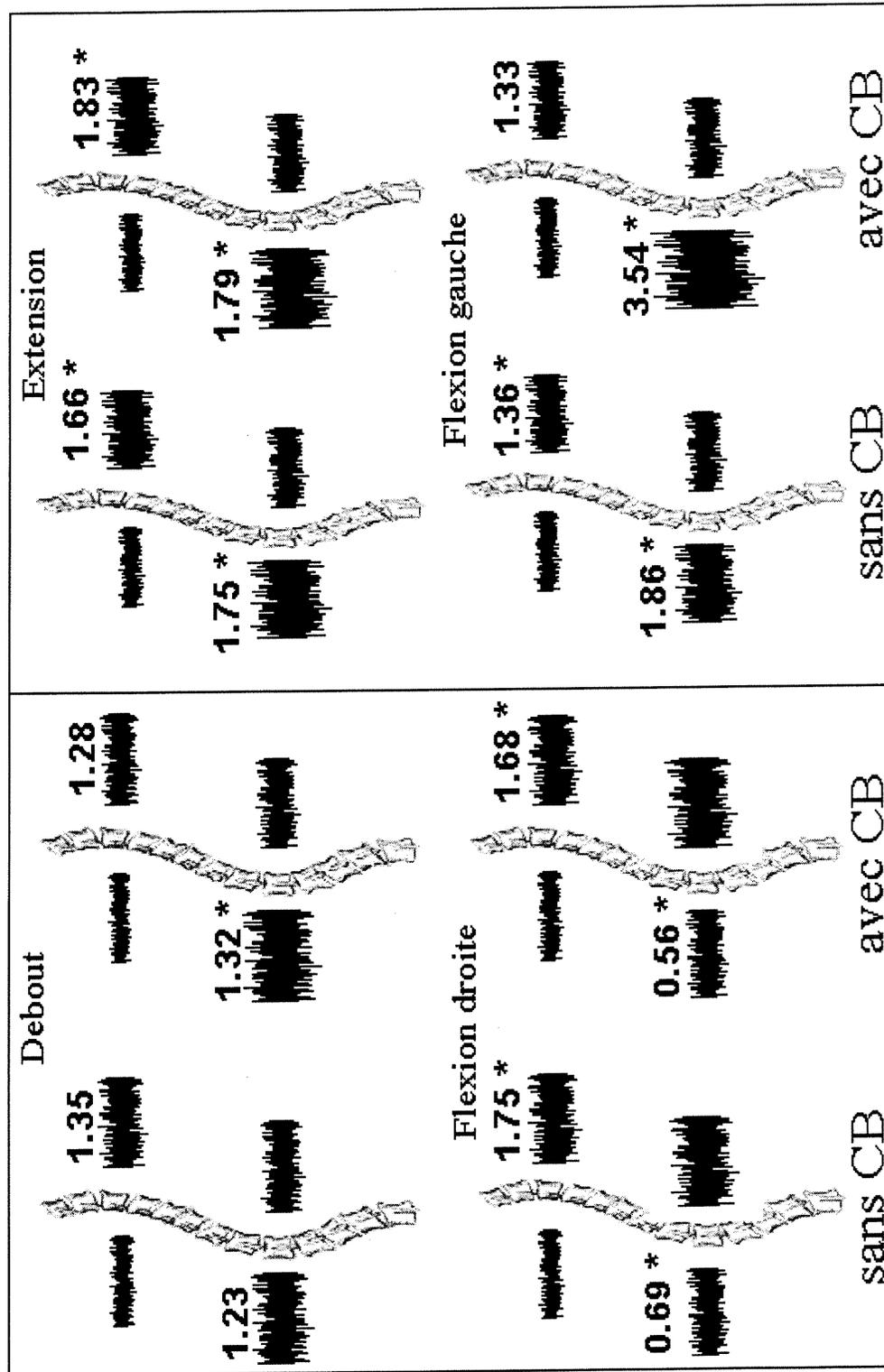


Figure 4.6. Déséquilibres de l'EMG pour les 4 tâches. Les ratios représentent la moyenne *EMG convexe/concave* du groupe. Les signaux sont des échantillons pour illustrer les variations d'EMG (astérisque = différence significative à $p = 0.05$).

4.4.3.2 Moyennes individuelles

Nous avons noté de grandes variations inter-sujets au niveau des valeurs de déséquilibre. En effet, celles-ci fluctuaient de 0.53 à 4.17 en extension et de 0.57 à 2.83 en position debout (tableau 4.XII). Les déséquilibres étaient majoritairement convexes car on compte seulement 9/41 déséquilibres concaves (<1) en position debout et 4/41 en extension. La tâche en extension a généré plus de déséquilibres convexes statistiquement significatifs (37/41) que la tâche debout (29/41). Il est intéressant de noter que le nombre de déséquilibres convexes significatifs à l'apex lombaire en position debout est passé de 5/11 sans CB à 9/10 avec CB. Ces données sont illustrées aux figures 4.7 et 4.8 où les déséquilibres sont exprimés en pourcentage : $((EMG_{convexe} - EMG_{concave}) / EMG_{concave}) * 100\%$. Les effets du CB sur le déséquilibre varient donc selon le sujet et la tâche exécutée. Le CB pouvant tantôt augmenter, tantôt réduire le déséquilibre. Aucune tendance particulière ne semble ressortir de ces données.

| Sujet | EMG convexe/concave | | | | | | | |
|---------|---------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| | Debout | | | | Extension | | | |
| | sansCB | | avec CB | | sansCB | | avec CB | |
| | Thoracique | Lombaire | Thoracique | Lombaire | Thoracique | Lombaire | Thoracique | Lombaire |
| 1 | 0.81 * | 2.76 * | 1.37 * | 1.31 * | 1.43 * | 4.17 * | 1.41 * | 3.45 * |
| 2 | 2.52 * | 0.94 | 1.90 * | 1.28 * | 1.50 * | 1.35 * | 1.66 * | 1.08 |
| 3 | 0.96 | 1.10 * | 0.83 * | 1.84 * | 1.19 | 5.18 * | 1.35 * | 2.97 * |
| 4 | 1.16 | 1.15 | 1.50 * | 0.89 | 1.64 * | 2.67 * | 1.55 * | 1.54 * |
| 5 | 1.01 | 1.06 * | 1.28 | 1.26 * | 0.53 * | 0.96 | 1.18 | 3.09 * |
| 6 | 1.37 * | 1.09 * | 1.72 * | 1.39 * | 2.46 * | 1.44 * | 2.06 * | 3.40 * |
| 7 | 0.61 * | 1.16 | ... | 2.25 * | ... | 2.65 * | ... | 1.35 * |
| 8 | 1.16 * | 2.14 * | ... | ... | 1.34 * | 1.50 * | 1.63 * | 1.61 * |
| 9 | 2.83 * | 1.05 | 1.21 * | 1.66 * | 3.39 * | 1.89 * | 2.18 * | 1.76 * |
| 10 | 1.40 * | 1.01 | 0.99 | 0.61 * | 2.16 * | 0.65 * | 2.11 * | 0.73 * |
| 11 | 1.60 * | 1.03 | 0.57 * | 2.78 * | ... | 3.15 * | 3.34 * | 3.09 * |
| Moyenne | 1.40 ± 0.69 | 1.32 ± 0.58 | 1.14 ± 0.21 | 1.53 ± 0.64 | 1.74 ± 0.83 | 2.33 ± 1.40 | 1.85 ± 0.62 | 2.19 ± 1.01 |

Tableau 4.XII. Déséquilibres *EMG convexe/concave* moyens par sujet pour les conditions debout et extension. Astérisque = différence significative à $p = 0.05$.

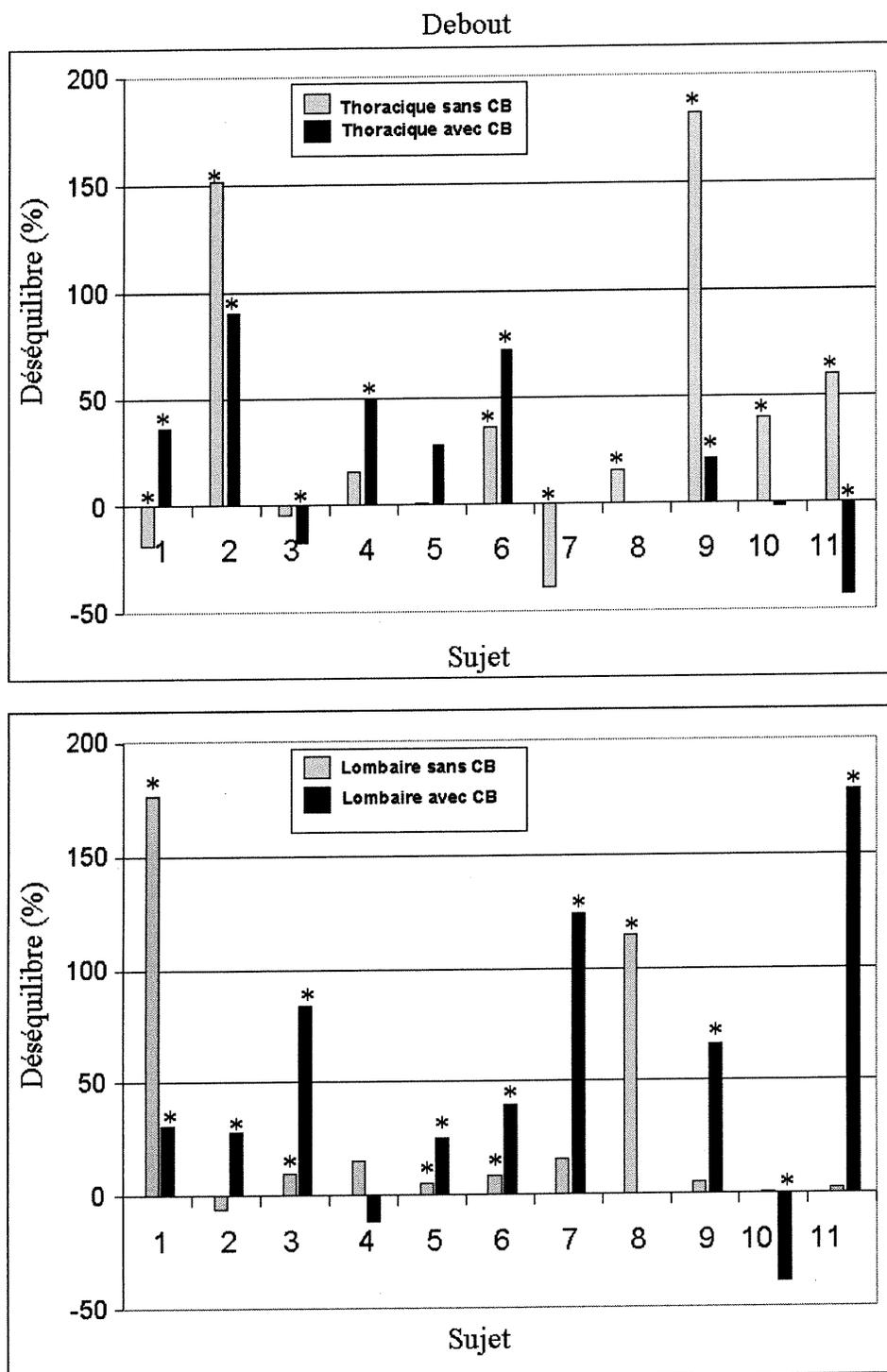


Figure 4.7. Déséquilibre moyen par sujet en position debout pour les courbes thoracique (haut) et lombaire (bas). Certaines colonnes ne sont pas présentes dans les cas où les données étaient manquantes. Astérisque = différence significative à $p = 0.05$

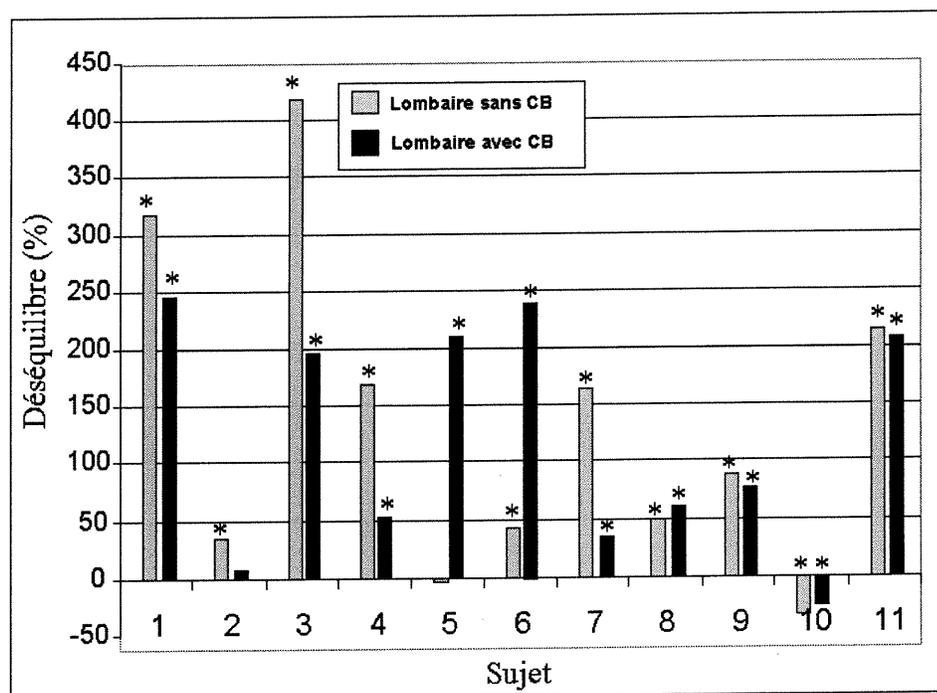
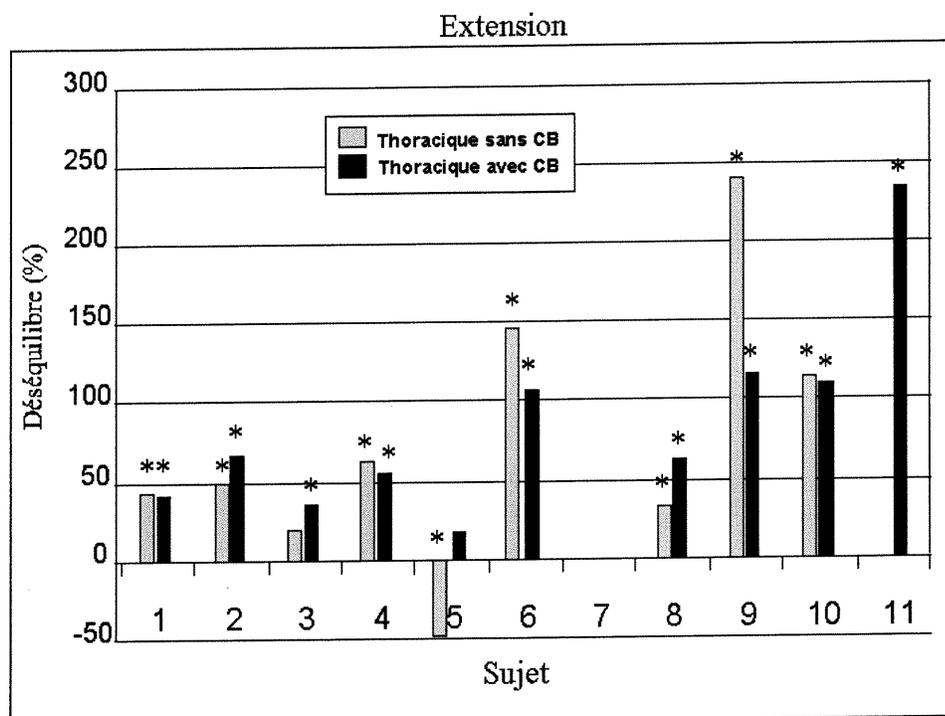


Figure 4.8. Déséquilibre moyen par sujet en extension pour les courbes thoracique (haut) et lombaire (bas). Astérisque = différence significative à $p = 0.05$.

Une classification des différents types d'effets du CB sur le déséquilibre a été faite dans le but de regrouper les résultats selon les situations et d'identifier celles qui se répétaient le plus souvent. Les variations non significatives ont été exclues du tableau 4.XIII qui se lit de la façon suivante : la colonne *type de variation* indique le type de déséquilibre observé avec et sans CB à un apex donné. À titre d'exemple, la ligne *nul*→*+CX* représente les cas où il n'y avait aucun déséquilibre significatif sans CB et un déséquilibre du côté convexe avec CB. La ligne *+CX*→*++CX* représente les cas où il y a eu une augmentation du déséquilibre convexe avec le port du CB et ainsi de suite. Les colonnes *# de variations significatives* indiquent le nombre de courbes où le déséquilibre correspondant a été observé. Finalement, la colonne *changement moyen* donne les valeurs des ratios moyens observés sans et avec CB.

En position debout, le port du CB a affecté le déséquilibre de façon significative au niveau de 7/9 courbes thoraciques et de 9/10 courbes lombaires. Cette augmentation une augmentation significative du déséquilibre convexe a été observé 2/9 fois à l'apex thoracique et 7/10 fois à l'apex lombaire. Nous avons observé une réduction significative du déséquilibre convexe dans seulement que 4/19 cas (2 apex combinés). Une augmentation significatives du déséquilibre concave a été observées dans 3/19 cas (2 apex combinés).

En extension, 10/22 des courbes examinées ont affiché une variation significative. Au total, 4/10 cas étaient dans le sens d'une augmentation du déséquilibre convexe

et 5/10 dans le sens d'une diminution. Un cas de déséquilibre concave sans CB devenu équilibré avec le port du CB a été trouvé significatif.

Debout

| Type de variation | # de cas significatifs | | Changement moyen de l'EMG convexe/concave | |
|-------------------|------------------------|---------------|---|-----------------------|
| | Thoracique | Lombaire | Thoracique | Lombaire |
| nul → + CX | 1 | 4 | 1 à 1.50 | 1 à 1.99±1.66 |
| + CX → nul | 1 | 0 | 1.4 à 1 | --- |
| + CX → ++ CX | 0 | 3 | --- | 1.08±0.02 à 1.49±0.30 |
| ++ CX → + CX | 2 | 1 | 2.67±0.21 à 1.56±0.48 | 1.90 à 1.41 |
| + CX → + CA | 1 | 0 | 1.60 à 0.57 | --- |
| nul → + CA | 1 | 1 | 1 à 0.83 | de 1 à 0.61 |
| + CA → + CX | 1 | 0 | 0.82 à 1.37 | --- |
| Total | 7 / 9 | 9 / 10 | | |

Extension

| Type de variation | # de cas significatifs | | Changement moyen de l'EMG convexe/concave | |
|-------------------|------------------------|---------------|---|-----------------------|
| | Thoracique | Lombaire | Thoracique | Lombaire |
| nul → + CX | 0 | 1 | --- | 1 à 3.29 |
| + CX → nul | 0 | 1 | --- | 1.35 à 1 |
| + CX → ++ CX | 2 | 1 | 1.42±0.11 à 1.64±0.02 | 1.44 à 3.40 |
| ++ CX → + CX | 0 | 4 | --- | 3.67±1.24 à 2.32±1.04 |
| + CA → nul | 1 | 0 | 0.53 à 1 | --- |
| Total | 3 / 11 | 7 / 11 | | |

Tableau 4.XIII. Effets statistiquement significatifs du CB sur le déséquilibre *EMG convexe/concave* lors des tâches debout (haut) et extension (bas). En position debout, 1 série de données était manquante pour l'apex lombaire et 2 pour l'apex thoracique.

L'analyse par sujet semble donc démontrer une tendance vers une augmentation du déséquilibre convexe à l'apex lombaire en position debout. Cette situation a été observée chez 7/10 sujets (4x nul → +CX et 3x +CX → ++CX). Si l'on regroupe les résultats des 2 tâches et des 2 apex, on remarque que le CB a eu un effet statistiquement significatif sur le déséquilibre dans un peu plus de la moitié des cas, soit 26/41 fois (63%) (somme des numérateurs sur la somme des dénominateurs des 4 cases *Total* du tableau 4.XIII).

Nous avons corrélé les valeurs individuelles de déséquilibre avec l'amplitude de l'angle de Cobb à l'apex lombaire en extension sans CB (figure 4.9). On remarque que le déséquilibre a tendance à augmenter avec l'angle de Cobb. Le coefficient de corrélation est de 0.73. Aucune corrélation n'a été observée entre les déséquilibres et les angles de Cobb du niveau thoracique.

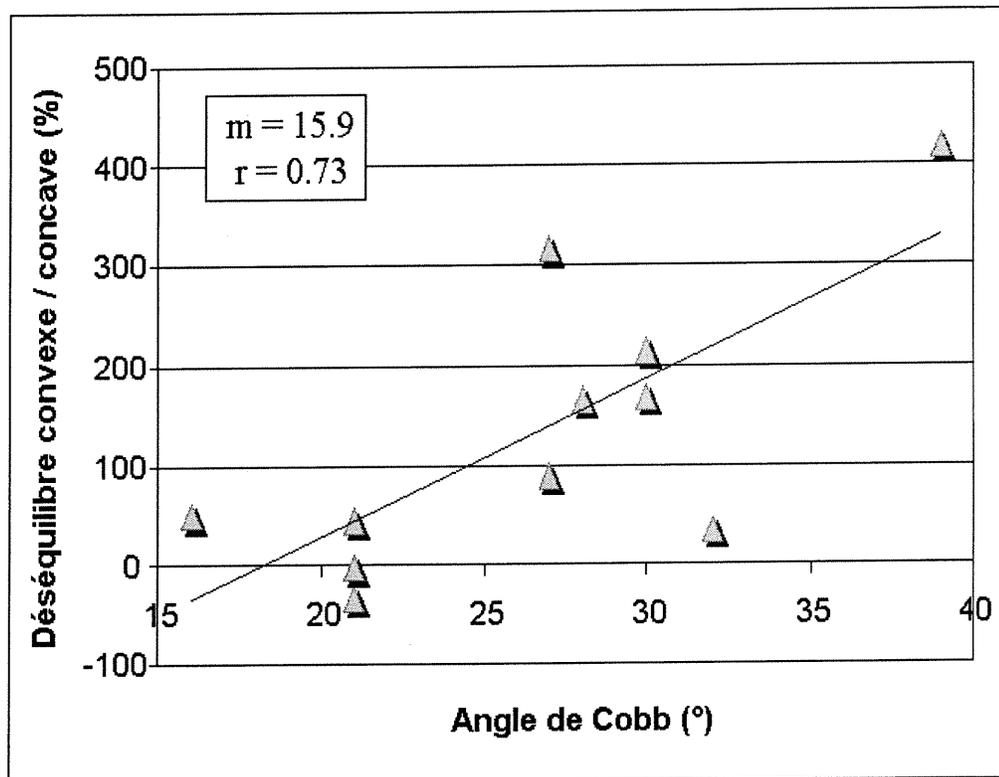


Figure 4.9. Relation entre le déséquilibre et l'angle de Cobb à l'apex lombaire lors de la tâche extension sans CB.

4.4.4 Effets de la posture d'auto-correction sur l'activité EMG du tronc

Un sous-groupe de sujets (6/11) a été soumis à une tâche d'auto-correction. Leurs patrons d'activité EMG ont été moyennés pour les blocs abdominaux gauche (OB-G, AB-G), droit (OB-D, AB-D) et les blocs des érecteurs spinaux gauche (CH-G, L-CX,

L5-G) et droit (CH-D, L-CA, L5-D). Les valeurs moyennes ont été comparées à celles de la condition debout avec CB (figure 4.10). Le but était de comparer les patrons d'EMG de ces 2 conditions et d'évaluer l'hypothèse selon laquelle le CB activerait certains muscles utiles au contrôle de la progression de la scoliose. Les résultats démontrent que la posture d'auto-correction sollicite surtout les muscles du côté gauche autant au niveau abdominale que dorso-lombaire (figure 4.10). Il est à noter que ces muscles sont tous du côté convexe de la courbure lombaire. L'auto-correction n'a eu aucun effet significatif sur l'activité des muscles du côté concave de la courbe lombaire. En comparaison, le port du CB a induit beaucoup d'activité des érecteurs spinaux alors que le comportement des muscles abdominaux n'a pas été affecté.

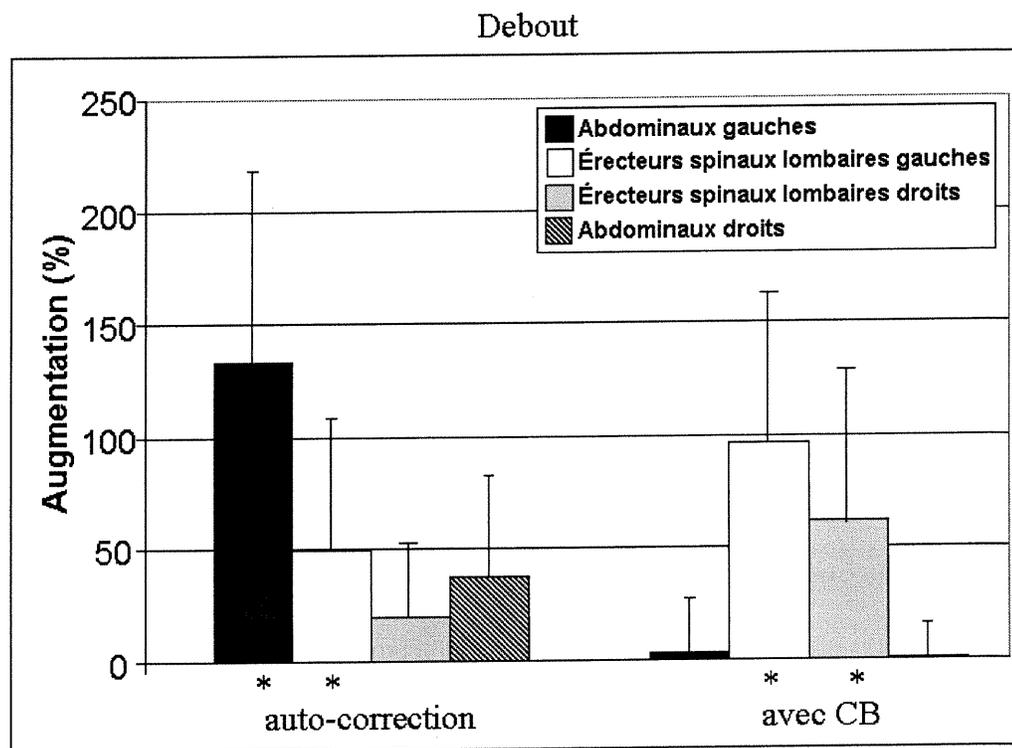


Figure 4.10. Comparaison entre l'activité EMG avec CB et celle engendrée par le maintien de la posture d'auto-correction.

5. Discussion

Le présent chapitre s'articulera autour de 3 parties. D'abord, nous discuterons des résultats et de leurs liens avec les études antérieures et les courants de pensées actuels. Par la suite, nous ferons une analyse critique de la méthodologie utilisée pour évaluer les effets du port du corset sur l'activité musculaire de sujets scoliotiques. Finalement, nous examinerons la portée clinique de l'étude.

5.1 Effet du CB sur l'activité EMG globale du tronc

Alors que le port du CB n'a eu aucun effet significatif sur les muscles de la paroi abdominale, nous avons mesuré une augmentation significative de l'EMG moyenne de l'ensemble des sujets au niveau des muscles du dos, ceci pour toutes les tâches sauf en extension. Dans l'analyse individuelle, des 40/43¹ augmentations de l'EMG observées avec le port du CB, 17 étaient statistiquement significatives. Celles-ci affichaient de grandes variations individuelles. C'est dans la tâche debout que le plus grand nombre d'augmentations significatives a été trouvé, i.e. pour 7 des 10 sujets. Les régions musculaires situées entre le changement de courbure et la 5^e vertèbre lombaire (L5) ont subi les plus fortes augmentations. Aucune des 3 réductions de l'EMG observée avec le port du CB n'étaient significatives.

À notre connaissance Wynarsky (1988) est le seul auteur à avoir étudié les effets du CB sur l'activité EMG de sujets scoliotiques et ses résultats diffèrent quelque peu des

¹ (11 sujets x 4 tâches) - 1 donnée manquante = 43

nôtres. En effet, lors d'un protocole semblable à celui que nous avons utilisé, cet auteur n'a mesuré aucun effet significatif du CB sur l'activité EMG moyenne de l'ensemble des sujets. Au niveau individuel, il a trouvé une augmentation significative de l'EMG avec le port du CB dans seulement 6/60 cas (10 sujets x 3 groupes musculaires x 2 tâches) et ce, chez les mêmes 3 sujets. Notons que Wynarsky (1988) a calculé une moyenne pour chacun de ces 3 groupes musculaires alors que dans notre cas, nous avons considéré la valeur moyenne des 8 régions musculaires du dos. La principale différence entre nos résultats et ceux des Wynarsky se situe au niveau du nombre de différences significatives mesurées selon les tâches effectuées :

| | Nous | Wynarsky |
|--------------|-----------|----------|
| Groupe | 3 sur 4 | 0 sur 5 |
| Individuelle | 17 sur 43 | 6 sur 60 |

Deux explications peuvent justifier cette différence. Premièrement, en utilisant 14 canaux, nous avons obtenu un plus grand échantillonnage de l'activité des muscles du dos et donc plus de chances de détecter la présence ou l'absence des phénomènes qui font l'objet de cette étude. Il semblerait que le nombre d'électrodes utilisé par Wynarsky (n=8) ait été insuffisant pour obtenir une perspective réaliste de l'activité EMG de l'ensemble des muscles du dos.

Deuxièmement, la position des électrodes pourrait également expliquer les différences de résultats. Lors de l'élaboration du protocole, nous avons accordé beaucoup d'importance à cet aspect car nous voulions effectuer des mesures EMG sélectives sur les muscles protagonistes des mouvements du tronc. En procédant ainsi, nous nous sommes assurés que les muscles investigués étaient susceptibles d'être affectés par les

tâches à effectuer et le port du CB. La configuration d'électrodes utilisée par Wynarsky ne nous semble pas être optimale pour étudier l'EMG d'une région musculaire aussi complexe que celle du dos. À titre d'exemple, les groupes musculaires qu'il a investigués étaient les inter-costaux, les érecteurs spinaux et les grands dorsaux. Parmi ces muscles, seuls les érecteurs spinaux sont des protagonistes dans les mouvements du tronc. Les inter-costaux contribuent principalement à faciliter le travail du diaphragme durant l'inspiration alors que les grands dorsaux sont surtout impliqués dans les mouvement du bras. Or, les tâches isométriques effectuées par les sujets de Wynarsky sollicitaient surtout les muscles impliqués dans les mouvements du tronc. Il serait donc possible que certains des muscles étudiés par cet auteur n'aient pas été sollicités dans les tâches effectuées par ses sujets. Ceci pourrait expliquer le peu de différences significatives observées.

Lantz et al. (1986) ont évalué les effets du port d'une orthèse thoraco-lombo-sacrée semblable au CB sur l'EMG du dos de 5 sujets normaux. Aucun résultat individuel n'est présenté mais des fluctuations de ratios EMG avec/sans CB allant de 0.62 à 1.44 ont été mesurées au niveau des muscles du tronc. On remarque que l'augmentation maximale mesurée par cette équipe (ratio de 1.44) est ≈ 3 fois moindre que celle observée dans notre étude (ratio de 2.34). Cette différence peut s'expliquer par les calculs utilisés. Alors que Lantz et al. (1986) évaluent l'augmentation moyenne de l'EMG avec corset pour tous les signaux du tronc (incluant ceux des abdominaux), nous avons utilisé uniquement que les signaux du dos. Étant donné que le CB semble avoir peu d'effets sur les muscles de l'abdomen, il est possible que les différences

EMG avec/sans CB calculées pour tous les signaux du tronc soient moins importantes que celles calculées à partir des signaux du dos seulement. Il est aussi à remarquer que nous comparons nos résultats à ceux d'une étude effectuée sur des sujets normaux. Les différences de caractéristiques des sujets pourraient expliquer les différents résultats.

Nos résultats diffèrent également de ceux de Nachemson et al. (1983). Cette équipe n'a observé aucun effet significatif du CB sur l'EMG du tronc chez un groupe de 4 sujet normaux. Ils mentionnent que le CB pouvait tantôt augmenter, tantôt réduire l'EMG du tronc sans qu'aucune tendance ne soit observable. Aucune valeur individuelle des ratios EMG avec/sans CB n'étant présentée, une comparaison avec nos résultats est très limitée d'autant plus que cette étude a été réalisée sur des sujets normaux.

5.2 Effet du CB sur l'activité EMG de régions musculaires spécifiques

Nous avons trouvé que ce sont les régions musculaires s'étendant du changement de courbure à la vertèbre L5 qui ont été le plus affectées par le port du CB. Les blocs du côté de la convexité lombaire (CH-G et L-CX) ont affiché les augmentations moyennes les plus importantes (ratios EMG avec/sans CB respectifs de 1.85 et 1.69). Suivent les blocs du côté de la concavité (CH-D et L-CA) avec des ratio de 1.49 et 1.48. Wynarsky (1988) n'a montré aucune augmentation significative de l'EMG avec

le port du CB. Ceci peut s'expliquer pour les mêmes raisons présentées dans la section précédente.

Avec leur modèle biomécanique du tronc, Schultz et al. (1981) ont démontré que le recrutement des muscles du côté de la convexité lombaire pouvait être utile dans le traitement de la scoliose. Selon eux, les érecteurs spinaux du côté de la convexité seraient parmi les muscles les plus aptes à réduire la déformation de la colonne. Quant à Haderspeck et al. (1981), ils suggèrent que la stimulation des érecteurs spinaux du côté de la concavité pourrait accentuer la scoliose. La forte augmentation de l'EMG que nous avons observée du côté de la convexité lombaire (L-CX et CH-G) va dans le sens de ces 2 études. Par conséquent, il semblerait que l'effet du CB sur les érecteurs spinaux sont bénéfiques dans le traitement de la scoliose.

5.3 Déséquilibre EMG au niveau du dos

Sans le port du CB, les déséquilibres convexes observés sont en accord avec les résultats de Riddle et Roaf (1955), Alexander et Season (1978), Reuber et al. (1983), Zetterberg et al. (1984) et Wynarsky (1988). Parmi eux, seuls Reuber et al. (1983) ont quantifié les déséquilibres observés lors d'une tâche d'extension semblable à celle utilisée dans notre étude. Leur ratio *EMG convexe/concave* moyen était de 1.55 à l'apex lombaire pour l'ensemble des sujets alors que nous avons obtenu 1.75. Alexander et Season (1978) rapportent un déséquilibre convexe significatif en position debout au niveau lombaire dans 67% des cas alors que nous avons obtenu 45%. Ces différences sont relativement faibles et pourraient être

associées au différentes caractéristiques des types de tâches, du nombre d'électrodes ou des scolioses étudiées.

Comme nous l'avons mentionné au chapitre précédent (p.73), le CB a eu un effet significatif sur le déséquilibre dans 63% des cas pour les tâches debout et extension. En position debout, l'effet le plus important que nous avons noté est une augmentation du déséquilibre convexe à l'apex lombaire induite par le port du CB. Cette situation a été observée chez 7/10 sujets. En extension, le CB a eu un effet significatif sur le déséquilibre dans un peu moins de la moitié des cas. Ces effets étaient marqués tantôt par une augmentation, tantôt par une réduction du déséquilibre convexe. À notre connaissance, Wynarsky (1988) est le seul auteur à avoir fait une analyse semblable. Ces résultats inter-sujets n'ont démontré aucun effet significatif du port du CB sur le déséquilibre. Nous croyons que cette différence peut également s'expliquer par le fait que nous avons utilisé un plus grand nombre de canaux. L'utilisation de 4 paires d'électrodes par apex, comparativement à 2 pour Wynarsky, nous a permis d'observer les effets du port du CB sur le déséquilibre pour de plus grandes surfaces musculaires. Cette «meilleure perspective» du déséquilibre pourrait donc expliquer le plus grand nombre de différences significatives observées dans notre étude.

La corrélation de 0.73 mesurée entre l'amplitude de l'angle de Cobb et le déséquilibre à l'apex lombaire pour la tâche extension sans CB confirme les résultats de Riddle et Roaf (1955), Reuber et al. (1983) et Zetterberg et al. (1984).

Mentionnons que l'équipe de Reuber a comparé les valeurs de déséquilibres de leurs sujets scoliotiques à celles de sujet normaux. Ils ont remarqué que pour les angles de Cobb $<25^\circ$, les valeurs de déséquilibres n'étaient pas statistiquement différentes de celles des sujets normaux. Chez nos sujets, 4 individus avaient une courbure lombaire $<25^\circ$. Nous avons recalculé le déséquilibre moyen pour les tâches debout et en extension (avec et sans CB) de l'ensemble du groupe en excluant les valeurs de ces 4 individus. Aucune différence n'a été observée entre les valeurs moyennes du groupe de 7 sujets et celui de 11 sujets. Il semblerait donc que les sujets de notre étude ayant un angle de Cobb lombaire $<25^\circ$ se comportent comme des sujets scoliotiques. Il est à noter que des tests sur un groupe de sujets normaux auraient pu servir de base de comparaison. Malheureusement, ceci n'a pas été fait dans notre étude.

5.4 Effet de la posture d'auto-correction

Le maintien de la posture d'auto-correction a induit une augmentation significative de l'EMG des muscles abdominaux et des érecteurs spinaux du côté de la convexité de la courbure lombaire. Ces observations appuient les résultats des modèles biomécaniques du tronc de Schultz et al. (1981) et Haderspeck et al. (1981). Nous avons comparé le patron d'EMG de la posture d'auto-correction à celui de la condition debout avec CB. Le but était de vérifier si ce patron d'auto-correction était activé par le port du CB (« effet actif»). Vu que le CB augmente l'EMG principalement du côté convexe de la courbe lombaire, les effets du CB sur l'activité des érecteurs spinaux semblent donc être favorables pour la correction de la déviation.

Toutefois, aucun effet significatif n'a été observé au niveau des muscles de la paroi abdominale. Le CB n'apparaît donc pas exercer aucun effet sur un groupe musculaire utile à la correction de la scoliose, soit les abdominaux du côté convexe de la courbure lombaire. Il est à noter toutefois, que le test d'auto-correction a été fait sur un petit groupe de sujets ($n=6$) et que ces observations devraient être vérifiées dans un étude future.

5.5 Critique générale de l'étude

5.5.1 Limites

La première limite dont nous devons discuter est celle de la faible amplitude des signaux EMG mesurés dans la majorité des conditions expérimentales. En effet, les valeurs RMS des signaux EMG étaient rarement supérieures à $5 \mu\text{V}$ et ce, même pour les régions musculaires les plus sollicitées. En guise de comparaison, lors d'une tâche d'extension semblable à celle que nous avons utilisée mais avec des charges 2 fois inférieures aux nôtres, Reuber et al. (1983) et Wynarsky (1988) ont mesuré chez des sujets scoliotiques des valeurs RMS moyennes au niveau des érecteurs spinaux du côté de la convexité de l'ordre de respectivement $47 \mu\text{V}$ et $19 \mu\text{V}$. Comme ces auteurs ne discutent pas du niveau de bruit présent dans les signaux, on ne connaît pas non plus leurs rapports signal/bruit. Pourtant, cette information est importante pour juger de la validité des signaux. Dans notre cas, nous pouvons affirmer que les rapports S/B étaient à la limite de l'acceptable mais que le niveau de bruit était faible ($1.12 \mu\text{V}$). Lors de tests préliminaires, nous avons vérifié le gain de chaque canal du système

d'acquisition EMG en envoyant un courant à partir des connecteurs à électrodes et, dans tout les cas, nous avons observé un signal de sortie égal au signal d'entrée. Il se peut donc que certaines caractéristiques des électrodes utilisées aient contribué à la faible amplitude des signaux EMG observée dans notre étude par rapport aux valeurs de la littérature. Nous ignorons toutefois quelles caractéristiques pourraient être à la source du problème. Nous avons l'intention de vérifier ce point en comparant les électrodes que nous avons utilisées à celles d'une autre marque lors d'une même acquisition.

Il se peut que le signal EMG ait été affecté par la pression du CB exercée sur les électrodes. Toutefois, étant donné la faible épaisseur du tissu adipeux de nos sujets, la pression du CB n'a pu réduire que légèrement la distance électrode-muscle. Par conséquent, cette petite réduction aurait pu augmenter l'amplitude du signal EMG puisque celle-ci est inversement proportionnelle à la distance qui sépare l'électrode du muscle. Toutefois, nous n'avons remarqué aucune différence entre les signaux provenant d'électrodes placées sous le corset et ceux provenant de canaux placés juste à côté mais à l'extérieur du corset.

Nous avons remarqué que la température à l'interface peau-corset était $\approx 10^{\circ}\text{C}$ supérieure à la température ambiante. Winkel et al. (1991) ont remarqué que l'amplitude du signal EMG diminuait de 4.1% avec une augmentation de la température de 1°C . Il est donc possible que l'augmentation de la température induite

par le port du corset ait contribué à une sous-évaluation de l'amplitude des signaux EMG obtenus avec CB par un facteur de $\approx 40\%$.

5.5.2 Aspects positifs

Nous croyons que l'utilisation d'un système d'acquisition à plusieurs canaux a été avantageuse dans notre étude. Comme nous l'avons déjà mentionné, les 22 paires d'électrodes utilisées nous ont permis d'obtenir des signaux EMG pour plusieurs régions musculaires de dos et de l'abdomen (information non publiée auparavant). Par conséquent, ces nombreux « sites d'observation » ont augmenté nos chances d'observer la présence ou l'absence des phénomènes qui font l'objet de cette étude.

Nous sommes également d'avis que le choix de la position des électrodes représente un avantage intéressant de notre protocole. Une bonne compréhension de l'anatomie fonctionnelle du système musculaire est importante pour le positionnement judicieux des électrodes. Une étude préalable nous a permis d'identifier les muscles les plus susceptibles d'être affectés par la scoliose, le port du CB et les tâches à effectuer. De plus, l'utilisation de repères anatomiques basés sur les caractéristiques géométriques de la scoliose nous a permis de standardiser la configuration d'électrodes pour tous les sujets. Par conséquent, nous avons pu obtenir une configuration d'électrodes qui nous a semblé optimale.

Finalement, l'utilisation d'un système d'analyse cinématique a été utile pour évaluer les mouvements du tronc induits par l'application de la charge. Grâce à cette analyse,

nous avons pu confirmer l'aspect statique de nos tâches et conclure que les diverses conditions expérimentales étaient comparables entre elles d'un point de vue biomécanique.

5.6 Portée clinique de l'étude

Le système musculaire assure l'intégrité et la stabilité du squelette. Au niveau du squelette axial, plusieurs groupes musculaires se ramifient pour aller rejoindre le rachis et la cage thoracique via plusieurs sites d'insertions. L'influence des muscles et des forces musculaires sur la mécanique du tronc ne peut être ignorée. De plus, comme nous l'avons déjà mentionné, il existe un manque de connaissance sur le rôle des forces musculaires dans le traitement de la scoliose par corset. C'est donc dans le contexte d'une meilleure compréhension des effets du CB sur l'activité musculaire du tronc que s'insère l'utilité clinique des résultats de cette étude.

Un premier résultat d'intérêt clinique est celui de l'augmentation de l'EMG du dos mesurée avec le port du CB chez 70% des sujets en position debout. Nous croyons que la stimulation des muscles du dos induite par le CB peut être considérée comme un aspect positif du traitement par CB. Cette observation nous permet d'affirmer, d'une part, que les risques d'atrophie musculaire dans le traitement de la scoliose par corset sont faibles. D'autre part, la plus grande stabilité du rachis induite par une augmentation du tonus musculaire pourrait également être bénéfique dans le traitement.

Nous croyons également que la plus grande augmentation d'activité musculaire mesurée du côté de la convexité lombaire a un intérêt clinique. Comme nous l'avons vu, les études de modélisation suggèrent que les érecteurs spinaux du côté de la convexité sont parmi les muscles les plus susceptibles d'avoir un effet correctif sur la scoliose. Donc, une plus grande augmentation d'activité musculaire du côté convexe de la courbure lombaire serait en faveur de l'efficacité clinique du CB et de la théorie de l'effet « actif » de celui-ci.

Finalement, les résultats obtenus d'un sous-groupe de sujets sur les effets de la posture d'auto-correction sur les patrons d'activité musculaire du tronc apparaissent très intéressants. Les résultats de ces tests montrent une activité des muscles de la paroi abdominale du côté de la convexité lombaire très importante en position d'auto-correction alors qu'une telle activité est quasiment inexistante avec le port du CB. Donc, malgré son effet bénéfique sur les muscle dorso-lombaires, le CB n'aurait aucun effet sur les muscles de l'abdomen dont le recrutement semble avoir un effet correctif sur la scoliose.

6. Conclusion et recommandations

L'objectif de cette étude était de développer une méthode pour évaluer les effets du CB sur l'activité des muscles du tronc de sujets scoliotiques. Ces muscles étaient sollicités de manière isométrique à l'aide d'un montage expérimental qui permettait de générer un moment de force au niveau des épaules des sujets. Le montage nous a également permis de standardiser l'exécution des tâches d'un point de vue biomécanique, et d'assurer du même coup la validité de la comparaison des conditions expérimentales. L'électromyographie de surface a été utilisée pour mesurer cette activité durant l'exécution de 4 tâches statiques. Une configuration de 22 paires d'électrodes a servi à mesurer l'activité EMG des principaux muscles superficiels impliqués dans les mouvements du tronc. Une analyse cinématique a été faite pour évaluer l'amplitude des inflexions du tronc durant les enregistrements EMG. Grâce à celle-ci, nous avons pu confirmer le caractère statique des tâches exécutées.

Globalement, la méthodologie développée était appropriée pour ce genre d'étude puisque nous avons observé des effets du CB sur plusieurs groupes musculaires.

Les principales observations que nous avons faites sont :

- 1) Le CB augmente l'activité musculaire globale du dos et ce, surtout en position debout.
- 2) Cette augmentation semble être localisée au niveau de la région musculaire de l'apex lombaire du côté convexe.

- 3) Les effets du CB sur le déséquilibre *convexe/concave* étaient significatifs pour un peu plus de la moitié des courbes examinées. Ces effets étaient tantôt dans le sens d'une augmentation, tantôt dans le sens d'une diminution du déséquilibre convexe.

Nous devons mentionner que la validité de ces résultats peut être légèrement compromise étant donné la faible amplitude des signaux EMG que nous avons mesurée dans la plupart des conditions expérimentales. Malgré cette limite, nous croyons quand même que ces résultats ont une valeur clinique mais que d'autres protocoles sont nécessaires pour évaluer des aspects complémentaires de la problématique. À titre d'exemple, un modèle biomécanique du tronc scoliose pourrait être utilisé dans le but d'identifier plus clairement les muscles et les forces musculaires susceptibles d'avoir un effet correctif sur la scoliose. Une limite importante des modèles actuels est le fait qu'ils ne considèrent pas ou peu de muscles et de forces musculaires même si ceux-ci ont un effet important sur la biomécanique du tronc. Pour contrer cette lacune, il serait donc souhaitable d'utiliser un modèle du tronc intégrant plusieurs muscles dans le but d'identifier clairement les stratégies de recrutement musculaire utiles à la correction de la scoliose. Par la suite, les résultats des simulations obtenus avec un tel modèle pourraient être comparés aux données provenant d'observations cliniques (ex. : activité EMG du tronc avec CB ou en posture d'auto-correction).

Le processus inverse pourrait également être effectué. Dans ce cas, les résultats des observations cliniques serviraient de paramètres d'entrée pour les simulations faites à l'aide du modèle. Un exemple de modèle qui pourrait être utilisé à cette fin est celui d'Aubin et al. (1995). Ce modèle biomécanique du tronc a été raffiné par Beauséjour (1999) pour y inclure une série de muscles (8 groupes répartis en 160 faisceaux) ainsi que des caractéristiques du contrôle moteur. Un modèle de ce genre combiné à des protocoles cliniques comme celui que nous avons développé devrait mener à une amélioration du niveau de connaissances sur l'implication des patrons d'activité musculaire dans le traitement de la scoliose par corset.

Références

Alexander M.A., Season E., *Idiopathic scoliosis: an electromyographic study*, Arch Phys Med Rehabil, 59, 314-315, 1977.

Aubin, C-E., Descrimes, J.-L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., Labelle, H., *Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques*, Annales de chirurgie, 49(8), 749-761, 1995.

Aubin, C-E., Dansereau, J., Labelle, H. *Simulation biomécanique de l'effet du corset de Boston sur un modèle de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique*, Ann chir, 47(9), 881-887, 1993.

Barrios C., Maria T., *Scoliosis induced by medullary damage: An experimental study in rabbits*, Spine, 12(3), 433-439, 1986.

Barrios C., Arroategui J., *Experimental kyphoscoliosis induced in rats by selective brain stem damage*, International Orthopaedics, 16, 146-151, 1992.

Basmajian J.V., *Anatomie, 7^e édition*, Maloine S.A.-Somabec, Paris/St-Hyacinthe, 1976.

Beauséjour, M., *Intégration des muscles et du contrôle moteur dans un modèle biomécanique du tronc humain*, Mémoire de maîtrise, Institut de génie biomédical, Université de Montréal/École polytechnique, 1999.

Boachie-Adjei O., B. Lonner, *Spinal deformity*, Pediatric clinics of north america, 43(4), 883-897, 1996.

Chase, A.P., Bader, D.L., Houghton, G.R., *The biomechanical effectiveness of the Boston brace in the management of Adolescent idiopathic scoliosis*, Spine, 14, 636-641, 1989.

Côté B., *Développement d'un système de mesure des pressions générées par le corset de Boston dans le traitement des déformations scoliotiques*, Thèse de maîtrise, Université de Montréal, 145 pp, 1995.

Dickson R.A., *The aetiology of spinal deformities*. Lancet. 1(8595), 1151-1155, 1988.

Dimeglio A., *La scoliose idiopathique*, Collection de pathologies locomotrices et de médecine orthopédique #31, Édition Masson, Paris, 1996.

Emans, J.B., *The Boston bracing system for scoliosis*, Scoliosis research society: Brace manual, 1988.

Emans, J.B., Kaelin, A., Bancel, P., Hall, J.E., Miller, M.E., *The Boston bracing system for idiopathic scoliosis: follow-up results in 295 patients*, Spine, 11(8), 792-801, 1986.

Fisher D., George M., Rapp F., Emkes M., *Idiopathic scoliosis: Transcutaneous muscle stimulation versus the Milwaukee brace*, Spine, 12(10), 987-991, 1987.

Ford D.M., Bagnall K., Clements A., McFadden K., *Muscles spindles in the paraspinal musculature of patients with adolescent idiopathic scoliosis*, Spine, 13(5), 461-465, 1987.

Gavin T., *Brace biomechanics*, Scoliosis research society: Brace manual, 1998.

Haderspeck K., Schultz A., *Progression of idiopathic scoliosis: An analysis of muscle actions and body weight influences*, Spine, 6(5), 444-455, 1981.

Howard A, Wright J.G., Hedden D., *A comparative study of TLSO, Charleston, and Milwaukee braces for idiopathic scoliosis*, Spine, 23(22), 2404-2411, 1998.

Jonasson-Rajala, E., Jofefsson, E., Lundberg, B., Nilsspn, H., *Boston thoracic brace in the treatment of idiopathic scoliosis*, Clinical orthopaedics and related research, 183, 37-41, 1983.

Katz D.E., Richards S., Browne R.H., Herring J.A., *A comparaisn between the Boston brace and the Charleston bending brace in adolescent idiopathic scoliosis*, Spine, 22(12), 1302-1312, 1997.

Kenelly K.P., Stokes M.J., *Pattern of asymmetry of paraspinal muscle size in adolescent idiopathic scoliosis examined by real-time ultrasound imaging*, Spine, 18(7), 913-917, 1993.

Kim H.W., Weinstrein L., *Spine Update: the management of scoliosis in neurofibromatosis*, Spine, 22(23), 2770-2776, 1997.

Korovessis, P., Kyrkos, C., Piperos, G., Soucanos, P-N., *Effects of thoracolumbosacral orthosis on spinal deformities, thrunk asymmetry, and frontal lower rib cage in adolescent idiopathic scoliosis*, Spine, 25(16), 2064-2071, 2000.

Labelle, H., Dansereau, J, Bellefleur, C., Poitras, B., *Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage*, Spine, 21(1), 59-64, 1996.

Labelle, H., Dansereau, J, Bellefleur, C., Poitras, B. *Étude 3D de l'effet immédiat du corset de Boston sur la colonne lombaire scoliotique*, Ann Chir, 46(9), 814-820, 1992.

Lantz S.A., Schultz A.B., *Lumbar spine orthosis wearing. II. Effect on trunk myoelectric activity*, Spine, 11(8), 838-842, 1986.

Lonstein, J.E., Bjorkland, S., Wanninger, M.M., Nelson, R.P., Voluntary school screening for scoliosis in Minnesota, J Bone Joint Surg, 64(A), 481-488, 1982.

Machida M, *Pathogenesis of idiopathic scoliosis: Melatonin deficiency associated with experimental scoliosis*, Abstract of the 28th annual meeting, Dublin, p-109, 1993.

Meier M., Matthias P., Klein P., Krebs D., Grob D., Muntener M., *Fiber transformation in multifidus muscle of young patients with idiopathic scoliosis*, Spine, 22(20), 2357-2364, 1997.

Miller, J.A.A., Nachemson, A.L., Schultz, A.B., *Effectiveness of braces in mild idiopathic scoliosis*, Spine, 9(6), 632-635, 1984.

Miller N., *Adolescent idiopathic scoliosis: a brief summary of genetics*, , Abstract of the 10th international Philip Zorab symposium, 1998, Obtenue de <http://www.ndos.ox.ac.uk/pzs/Index.html>.

Nachemson A., Peterson, L-E., *Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis*, J Bone Joint Surg, 77A(6), 815-821, 1995.

Nachemson A., Schultz A., Andersson G., *Mechanical effectiveness studies of lumbar spine orthosis*, Scand J Rehab Med, 9 (suppl), 139-149, 1983.

Peltonen, J., Poussa, M., Ylikoski, M., *Three-year results of bracing in scoliosis*, Acta Orthop Scand, 59(5), 487-490, 1988.

Peterson L.E., Nachemson A.L., *Prediction of progression of the curve in girls who have adolescent idiopathic scoliosis of moderate severity.* J Bone and Joint Surg, 77-A(6), 823-827, 1995.

Raso VJ, *Review of biomechanics in the etiology of idiopathic scoliosis,* Abstract of the 10th international Philip Zorab symposium, 1998, Obtenue de <http://www.ndos.ox.ac.uk/pzs/Index.html>.

Redford J, Clements L, *Use of electromyography as a prognostic aid in the management of idiopathic scoliosis,* Arch Phys Med Rehabil 50, 433-438. 1969.

Reiker K., *Melatonin in the etiology of scoliosis,* Abstract of the 10th international Philip Zorab symposium, 1998, Obtenue de <http://www.ndos.ox.ac.uk/pzs/Index.html>.

Reuber M., Schultz A., McNeil T., Spencer D., *Thruik muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis,* Spine, 8(5), 447-443, 1983.

Riddle HFW, Roaf R, *Muscle imbalance in the causation of scoliosis,* Lancet, 1,1245-1247, 1955.

Rouvière H., *Anatomie humaine descriptive et topographie, Tome 2,* Masson et C^{ie}, Paris, 1959.

Rowe, D.E., Bernstein, S.M., Riddick, M.F., Adler, F., Emans, J.B., Gardner-Bonneau, D., *A meta-analysis of the non-operative treatments for idiopathic scoliosis,* J Bone Joint Surg, 79, 664-674, 1997.

Santanan, O.A.P., et al. *Effets of small peripheral temperature change on the evoked baseline electromyographic signal,* Acta anaesthesiologica scandinavica, 43, 338-342, 1999.

Shands, A.R., Eisberg, M.B., *The incidence of scoliosis in the state of Delaware,* J Bone Joint Surg, 37(A), 1243, 1955.

Schultz A., Haderspeck K., Takashima S., *Correction of scoliosis by muscle stimulation: biomechanical analysis,* Spine, 6(5), 468-476, 1981.

Shagal V., Shan A, Flanagan N., Schaffer M., Kane W., V. Subramani, Singh H., *Morphologic and morphometric studies of muscle in idiopathic scoliosis,* Acta Ortho, 54, 242-251, 1983.

Trontelj J.V., Fernandez J.M., *Single fiber EMG in juvenile idiopathic scoliosis,* Muscle and nerve, 2, 297-300, 1988.

Uden, A., Willner, S., Pettersson, H., *Initial correction with the Boston thoracic brace,* Acta Ortho Scand, 53, 907-911, 1982.

Weisz, I., Jefferson, R.J., Carr, A.J., Turner-Smith, A.R., McInerney, A., Houghton, G.R., *Back shape in brace treatment of idiopathic scoliosis,* Clinical orthopaedics and related research, 240, 157-163, 1989.

Weinstein, S.L., *Idiopathic scoliosis: Natural history of curve progression,* Proceedings of the scoliosis research society, 71-78, 1984.

Willner, S., *Effect of the Boston thoracic brace on the frontal and sagittal curves of the spine,* Acta ortho. Scand, 55, 457-460, 1984.

Willers, U., Normelli, H., Aaro, S., Svensson, O., Hedlund, R., *Long-term results of Boston Brace treatment on vertebral rotation in idiopathic scoliosis,* Spine, 18(4), 432-435, 1993.

Winkel, J., Jorgensen, K., *Significance of skin temperature changes in temperature in surface electromyography*, Eur j appl physio, 63, 345-348, 1991.

Wynarsky, G.T., *Biomechanics of bracing in idiopathic scoliosis*, Thèse de doctorat, UMI Dissertation service, University of Michigan, 1988.

Yarom, R., Robin, G.C., *Studies of spinal and peripheral muscles from patients with scoliosis*, Spine, 4(1), 12-21, 1979.

Zetterberg C, Björk R., Örtengren R., Andersson B.J., *Electromyography of the paravertebral muscles in idiopathic scoliosis*, Acta Ortho Scand, 55, 304-309, 1984.

Zuk T., *The role of spinal and abdominal muscle in the pathogenesis of scoliosis*, j bone joint surg, 44B: 102-105, 1962.

**Annexe 1 : Formulaire de consentement et
approbation du comité d'éthique de l'Hôpital Ste-
Justine.**

CENTRE DE RECHERCHE DE L'HÔPITAL STE-JUSTINE /
UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**ACTIVITÉ MUSCULAIRE DE SUJETS SCOLIOTIQUES TRAITÉS PAR
CORSET DE BOSTON**

Document de *consentement* pour ma participation à un projet de recherche
n'impliquant ni prises de médicaments ou autres substances, ni radiographies,
ni analyses de laboratoire.

Responsables :

Hubert Labelle, M.D. (345-4876, poste 7903),
Pierre A. Mathieu, Ph.D. (343-6369) et Carl-Éric Aubin,
Ph.D. (340-4711, poste 4437).
Conseillère à la clientèle (ombudsman) : 345-4931, poste 4749.

Consentement :

Je/mon enfant reconnais avoir été informé de façon satisfaisante sur la nature de ma participation au projet

J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour des fins de communication scientifique et professionnelle et il est entendu que l'anonymat sera respecté à mon égard, i.e. que mon nom (celui de mon enfant) ne sera pas dévoilé en cas de publication.

La nature de l'étude, les procédés utilisés, les risques et bénéfices que comporte ma participation à cette étude ainsi que le caractère confidentiel des informations qui seront recueillies au cours de l'étude, m'ont été expliqués.

J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses qui m'ont satisfait.

Je, soussigné, accepte volontairement de participer à cette étude. Toutefois, je peux me retirer en tout temps sans que cela ne nuise aux relations avec l'équipe de recherche et autres intervenants et ce, sans préjudice d'aucune sorte.

Je reconnais avoir reçu une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement.

En signant ce document, il est entendu que je ne renonce nullement ni à mes droits ni à ceux de mon enfant.

Signature du participant :

Signature d'un parent ou tuteur :

Signature du responsable du projet :

Fait à Montréal le :

LE COMITÉ D'ÉTHIQUE À LA RECHERCHE

Un comité de l'Hôpital Sainte-Justine formé des membres suivants:

Philippe Chessex, président
 Marie-Christine Bournaki, scientifique
 Daniel Caron, représentant du public
 Ema Ferreira, pharmacienne
 Françoise Grambin, représentante du public
 Suzanne Lépine, psychiatre
 Claude Laflamme, archiviste
 Geneviève Cardinal, juriste
 Andrea Richter, scientifique
 Jean-Marie Therrien, éthicien
 Chantal Van de Voorde, représentante du public


 CENTRE
 DE RECHERCHE
 DE L'HÔPITAL
 SAINTE-JUSTINE
 Le centre hospitalier
 universitaire mère-enfant
 Université de Montréal

Les membres du Comité d'éthique à la recherche ont étudié le projet de recherche clinique intitulé:

Activité musculaire de sujets scoliotiques traités par corsets orthopédiques.

soumis par: *Pierre A. Mathieu Ph. D., Hubert Labelle, M.D., Carl-Éric Aubin, Ph.D., Jean Dansereau, Ph.D., Julie Joncas, B.Sc.Inf., Marie Beauséjour, M.Sc.A., Daniel Oudermont étudiant M.Sc.A.*

et l'ont trouvé conforme aux normes établies par le Comité d'éthique à la recherche de l'Hôpital Sainte-Justine. Le projet est donc accepté par le Comité.


 Philippe Chessex, M.D.
 Le Président du Comité d'éthique à la recherche

Date d'approbation: 16 décembre 1999

**Annexe 2 : Algorithmes *Matlab* utilisés pour le
filtrage des signaux EMG**

Ces algorithmes ont été programmés par Dan Mirescu, stagiaire post doctorale en génie biomédical à l'Université de Montréal sous la direction de Pierre A. Mathieu. Ces filtres numériques nous ont permis d'éliminer le bruit induit par l'alimentation 60 Hz, l'activité électrique du cœur, la dérive de la ligne de base et les artéfacts de mouvements. Les organigrammes décrivant les étapes exécutées par ces algorithmes sont présentés au chapitre 3.

```

for kfich = 31: 35
    tic
    clear datafin
    clear datafin60
    clear dataa datacor
    eval(['load acq',num2str(kfich)])
    cut2 ;
    eval(['save cacq',num2str(kfich), ' année aqui fech filtres gain k
    varia1 varia2 varia3 varia4 data datafin datafin60 '])
    %% eval(['save NOM DU NOUVEAU FICHER',' année aqui fech filtres
    gain k varia1 varia2 varia3 varia4 data datafin datafin60 '])
    ['SAVED : cacq',num2str(kfich), ' année aqui fech filtres gain
    varia1 varia2 varia3 varia4 data dataa datacor datacorn datafin
    datafin60 ']
    toc
end

```

```

% clear all
% load acq21
% load acq_repos % Chargement du fichier à traiter %
dtdan = 1/str2num(fech) ; % 1500 = freq d'echantillonnage
intervaleder0 = 300 ;
tauxdt = 0.5 ;
intervaledan = 0.1/dtdan ; % duree du QRS = maxim 0.1 s,
intervalle = duree max du QRS en pts.
temps = 1 : size(data,1);
can_ecg = 1; % # du canal ECG %
pas = 16 ;

figure(1) ; clf
for k = 1 : 24
    subplot(6,4,k); plot(temps(1:10:end)*dtdan,data(1:10:end,k));
    axis([0 temps(end)*dtdan min(data(1:10:end,k))
    max(data(1:10:end,k))])
end
title(['acq',num2str(k)])
for k = 0 + intervaleder0/2+1 : temps(end)-intervaleder0/2.
    if round(k/1000)-k/1000==0
        ['fichier acq',num2str(kfich), ' ; point dans la derive de zero
        ',num2str(k)]
    end
end

```

```

    mean16(k-intervaleder0/2,:) = mean(data(k-pas/2:k+pas/2,:),1) ;
    mean300(k-intervaleder0/2,:) = mean(data(k-
intervaleder0/2:k+intervaleder0/2,:),1) ;
    datacor(k-intervaleder0/2,:)=data(k,:)-mean300(k-
intervaleder0/2,:);
end

    peak=max(data(:,can_ecg));           % Valeur max du complexe QRS %
    peak=max(mean16(:,can_ecg));         % Valeur max du complexe QRS %
    qrs=[];                               % Vecteur des points à éliminer %
    iter = 1 ;
    while iter<length(datacor);
    %   if (datacor(iter,can_ecg))>(80*peak)/100;
    %   if (mean16(iter,can_ecg))>(70*peak)/100;
        qrs=[qrs iter];
        iter = iter+intervaledan ;
    else
        iter = iter+1 ;
    end
end
qrscor = qrs(find(qrs>tauxdt*intervaledan)) ;
dataa = [datacor,temps(intervaleder0/2+1:temps(end)-
intervaleder0/2)*dtdan] ;
clear datacorn
enleve = [];
% for iter2 = 1 : length(qrscor)-1
for iter2 = 1 : length(qrscor)
    for iter3 = -tauxdt*intervaledan :+tauxdt*intervaledan
        enleve(qrscor(iter2)+iter3) = 1 ;

datacorn(qrscor(iter2)+iter3,1:size(data,2))=datacor(qrscor(iter2)+
iter3,1:size(data,2))-...
        mean(datacor(qrscor(iter2)+iter3-
pas/2:qrscor(iter2)+iter3+pas/2,1:size(data,2)),1);
    end
end
long = max(length(enleve),size(datacorn,2)) ;

for iter4 = 1 : size(data,2)
    datafin(:,iter4)=(1-
enleve(tauxdt*intervaledan:long)').*datacor(tauxdt*intervaledan:lon
g,iter4)+(enleve(tauxdt*intervaledan:long)').*datacorn(tauxdt*inter
valedan:long,iter4) ;
end

filtrage24;
f = (0:size(datafin,1)-1)*str2num(fech)/long ;

figure(2) ; clf
for k = 1 : 24
    subplot(6,4,k);
    plot(temps(1:10:size(datafin,1))*dtdan,datafin(1:10:size(datafin,1)
,k)); axis([0 temps(long)*dtdan min(datafin(1:10:end,k))
max(datafin(1:10:end,k))])
end
title(['acq',num2str(k)])

```

```

figure(3) ; clf
for k = 1 : 24
    clear fourier
    fourier(:,k)=fft(datafin(:,k));
    subplot(6,4,k);plot(f,abs(fourier(:,k))) ; axis([ 0 300 0
max(abs(fourier(:,k)))])
end
title(['acq',num2str(k)])

% eval(['load caz17f701']); % % charge fichier

fe = 1/dtdan ;
for iterdatafreq = 1 : 3 : 24
    ['fichier acq',num2str(kfich), ' ; correction 60 Hz pour data
de ',num2str(iterdatafreq),' á ',num2str(iterdatafreq+3) ]
    emg12 = datafin(:,iterdatafreq+0); % proximal mesure a
l'electrodes 4
    emg23 = datafin(:,iterdatafreq+1); % distal
..... 5
    emg34 = datafin(:,iterdatafreq+2); % distal
..... 6
    vitessedan ;
    datafin60(:,iterdatafreq+0) = emg12c ;
    datafin60(:,iterdatafreq+1) = emg23c ;
    datafin60(:,iterdatafreq+2) = emg34c ;
end

% fichier d'origine =
mangeard/reseau_EMG/ART_stimu/ART_S1/vitesse.m
%-----
% Pour faire le filtrage de 60 Hz et ses harmoniques % pour le
biceps brachii
%-----
    % on cherche des picks anormalement grands dans un
intervalle apres 'lisser' le spectre en le moyenant
    % sur un intervalle pour eliminer les 60 Hz. En fait
on va moyenner le spectre pour cet intervalle et on
    % va chercher ( avec la derivee ) s'il y a des sauts
plus grands que le seuil.
    % Si oui, on calcule les points ou il y a les sauts (
en general approx 60 Hz - deltaf et 60 + deltaf ),
    % on va trouver encore 2 points avant et apres ces
points, decales de + et - deltaf, 4 points dans
    % lesquels on va chercher les valeurs du spectre
moyenne. On va remplacer interpoler le spectre moyenne
    % dans l'intervale 'mauvais' avec des valeurs
interpolees ( spline ) en utilisant les 4 points d'avant.
    % En suite on va calculer des constantes pour diviser
le spectre dans la region avec des problemes en divisant
    % point par point le spectre moyenne par le spectre
interpole. On va trouver son max et on va diviser

```

```

% le spectre par des valeurs ayant une distribution
cosinusoidale dans un intervalle defini par deltaf et
% largfiltre et d'amplitude la val max trouvee avant.
Pour les harmoniques pareil. On va inverser le spectre
% (end : -1 : 1 ) pour repeter la meme procedure sur
l'autre partie su spectre ( sa partie symetrique ).
% Et en fin l'inverser de nouveaux pour revenir.

% clear
% eval(['load caz17f701']); % % charge fichier
% fe = 3201 ; %= 1/dt ;
seuil = 0.5 ;
deltaf = 3 ; % intervalle en Hz pour lequel on va moyenner le
spectre.
largfiltre = 2.5 ; % 1/largeur filtre en points
fin      = size(datafin,1);
% emg12   = []; emg23 = []; ; emg34 = []; % fo = [];
%K       = 5/2.2e-3;      % constante pour la force

% emg12   = datac0(4,1:fin); % proximal mesure a l'electrodes 4
% emg23   = datac0(5,1:fin); % distal ..... 5
% emg34   = datac0(6,1:fin); % distal ..... 6

t        = (0:fin-1)/fe; % fe = la freq d'ech qui vient de *.mat
debt     = round(0.2*fe)+1;
fint     = round(.25*fe)+1;

%figure(1); clf;
%subplot(2,1,1); plot(t(debt:fint),emg12(1,debt:fint),'r',...
%                  t(debt:fint),emg23(1,debt:fint),'b',...
%                  t(debt:fint),emg34(1,debt:fint),'k')
%subplot(3,1,1); plot(t(debt:fint),emg12(debt:fint),'r',...
%                  t(debt:fint),emg23(debt:fint),'b',...
%                  t(debt:fint),emg34(debt:fint),'k')

xlabel('temps (ms)')

% suppression du 60 Hz pour la force < 35 %

f        = (0:fin-1)*fe/fin; % frequence
pasedeltaf = max(find(f<deltaf)); % = moitie de l'intervale en
points dans lequel on cherche les picks.
p12      = fft(emg12');
p23      = fft(emg23');
p34      = fft(emg34');

p120 = p12 ;
p230 = p23 ;
p340 = p34 ;
figure(2); clf; % 3 spectres des 3 signaux avec les 60 Hz
subplot(2,3,1) ; plot(f(1:3000),abs(p12(1:3000)),'r')
subplot(2,3,2) ; plot(f(1:3000),abs(p23(1:3000)),'b')
subplot(2,3,3) ; plot(f(1:3000),abs(p34(1:3000)),'k')

pdan = p120 ;
hydro ;

```

```

positions12d = round(positionsd(find(positionsd>pasdeltaf))-
pasdeltaf/2);
positions12f = round(positionsf+pasdeltaf/2) ; p12c = pdanc ;
clear rien intervalle pointi pointf pdanc positions ;
pdan = p230 ;
hydro ;
positions23d = round(positionsd(find(positionsd>pasdeltaf))-
pasdeltaf/2);
positions23f = round(positionsf+pasdeltaf/2) ; p23c = pdanc ;
clear rien intervalle pointi pointf pdanc positions ;
pdan = p340 ;
hydro ;
positions34d = round(positionsd(find(positionsd>pasdeltaf))-
pasdeltaf/2);
positions34f = round(positionsf+pasdeltaf/2) ; p34c = pdanc ;
clear rien intervalle pointi pointf pdanc positions ;

p120c=p120;
p230c=p230;
p340c=p340;

filtragel ;

p120c=p120c(end:-1:1);
p230c=p230c(end:-1:1);
p340c=p340c(end:-1:1);

pdan = p120c ;
hydro ;
positions12d = round(positionsd(find(positionsd>pasdeltaf))-
pasdeltaf/2);
positions12f = round(positionsf+pasdeltaf/2) ;
p12c = pdanc ; clear rien intervalle pointi pointf pdanc positions ;

pdan = p230c ;
hydro ;
positions23d = round(positionsd(find(positionsd>pasdeltaf))-
pasdeltaf/2);
positions23f = round(positionsf+pasdeltaf/2) ;
p23c = pdanc ; clear rien intervalle pointi pointf pdanc positions ;

pdan = p340c ;
hydro ;
positions34d = round(positionsd(find(positionsd>pasdeltaf))-
pasdeltaf/2);
positions34f = round(positionsf+pasdeltaf/2) ;
p34c = pdanc ; clear rien intervalle pointi pointf pdanc positions ;

filtragel ;

p120c=p120c(end:-1:1);
p230c=p230c(end:-1:1);
p340c=p340c(end:-1:1);

emg12b          = real(iff( p120c));
emg12bimag      = imag(iff( p120c));

```

```

emg23b      = real(ifft(p230c));
emg23bimag  = imag(ifft(p230c));

emg34b      = real(ifft(p340c));
emg34bimag  = imag(ifft(p340c));

emg12c      = emg12b'; % recompose son signal EMG
emg23c      = emg23b';
emg34c      = emg34b';

ratio = std(emg12b)./std(emg12bimag) ;

%figure
%figure(2); % plot spectre EMG apres filtrage
% subplot(2,3,4) ; plot(f(1:3000),abs(p120c(1:3000)),'r'); hold
on
% subplot(2,3,5) ; plot(f(1:3000),abs(p230c(1:3000)),'b'); hold
off
% subplot(2,3,6) ; plot(f(1:3000),abs(p340c(1:3000)),'k'); hold
off

%figure(1);
%subplot(2,1,2); plot(t(debt:fint),emg12c(debt:fint),'r',...
%                  t(debt:fint),emg23c(debt:fint),'b',...
%                  t(debt:fint),emg34c(debt:fint),'k')

clear debut11f fin12i  debut11i fin12f
clear debut21f fin22i  debut21i fin22f
clear debut31f fin32i  debut31i fin32f

debut11f = f(positions12d(1));
fin12i   = f(positions12f(1));
debut11i = f(positions12d(1))-deltaf;
fin12f   = f(positions12f(1))+deltaf;

debut21f = f(positions23d(1));
fin22i   = f(positions23f(1));
debut21i = f(positions23d(1))-deltaf;
fin22f   = f(positions23f(1))+deltaf;

debut31f = f(positions34d(1));
fin32i   = f(positions34f(1));
debut31i = f(positions34d(1))-deltaf;
fin32f   = f(positions34f(1))+deltaf;

ddd = find(f<deltaf) ;

posi12 = find(f>debut11i & f < fin12f) ;
posi23 = find(f>debut21i & f < fin22f) ;
posi34 = find(f>debut31i & f < fin32f) ;

zzz12=
interp1([debut11i,debut11f,fin12i,fin12f],p12c([positions12d(1)-

```

```

ddd(end),positions12d(1),positions12f(1),positions12f(1)+ddd(end)]]
,f(posi12),'spline') ;
zzz23=
interp1([debut21i,debut21f,fin22i,fin22f],p23c([positions23d(1)-
ddd(end),positions23d(1),positions23f(1),positions23f(1)+ddd(end)]]
,f(posi23),'spline') ;
zzz34=
interp1([debut31i,debut31f,fin32i,fin32f],p34c([positions34d(1)-
ddd(end),positions34d(1),positions34f(1),positions34f(1)+ddd(end)]]
,f(posi34),'spline') ;

coefzz12 =
1+0.5*max(abs(p120(posi12))./zzz12)*(1+cos(pi+2*pi/(positions12f(1)-
positions12d(1)-largfiltre*pasdeltaf))*(1:(positions12f(1)-
positions12d(1)-largfiltre*pasdeltaf)))) ;
coefzz23 =
1+0.5*max(abs(p230(posi23))./zzz23)*(1+cos(pi+2*pi/(positions23f(1)-
positions23d(1)-largfiltre*pasdeltaf))*(1:(positions23f(1)-
positions23d(1)-largfiltre*pasdeltaf)))) ;
coefzz34 =
1+0.5*max(abs(p340(posi34))./zzz34)*(1+cos(pi+2*pi/(positions34f(1)-
positions34d(1)-largfiltre*pasdeltaf))*(1:(positions34f(1)-
positions34d(1)-largfiltre*pasdeltaf)))) ;

frequence12 = (mean(f(posi12))+ mean(f(posi23)) +
mean(f(posi34)))/3 ;
frequence23 = frequence12 ;
frequence34 = frequence23 ;

p120c(positions12d(1)+1+round(largfiltre*pasdeltaf/2):positions12d(
1)+round(largfiltre*pasdeltaf/2)+length(coefzz12))=p120(positions12
d(1)+1+round(largfiltre*pasdeltaf/2):positions12d(1)+round(largfilt
re*pasdeltaf/2)+length(coefzz12))./coefzz12 ;
p230c(positions23d(1)+1+round(largfiltre*pasdeltaf/2):positions23d(
1)+round(largfiltre*pasdeltaf/2)+length(coefzz23))=p230(positions23
d(1)+1+round(largfiltre*pasdeltaf/2):positions23d(1)+round(largfilt
re*pasdeltaf/2)+length(coefzz23))./coefzz23 ;
p340c(positions34d(1)+1+round(largfiltre*pasdeltaf/2):positions34d(
1)+round(largfiltre*pasdeltaf/2)+length(coefzz34))=p340(positions34
d(1)+1+round(largfiltre*pasdeltaf/2):positions34d(1)+round(largfilt
re*pasdeltaf/2)+length(coefzz34))./coefzz34 ;

fondamentale = 1.00*mean(find(f>=(1*frequence12-(f(2)-
f(1))/2)&f<=(1*frequence12+(f(2)-f(1))/2))+1) ;
premarmoniqu = 1.03*mean(find(f>=(2*frequence12-(f(2)-
f(1))/2)&f<=(2*frequence12+(f(2)-f(1))/2))+1) ;
deuxarmoniqu = 1.02*mean(find(f>=(3*frequence12-(f(2)-
f(1))/2)&f<=(3*frequence12+(f(2)-f(1))/2))+1) ;
troiarmoniqu = 1.035*mean(find(f>=(4*frequence12-(f(2)-
f(1))/2)&f<=(4*frequence12+(f(2)-f(1))/2))+1) ;
% premiere harmonique
coefzz12a1 = abs(p120(round(premarmoniqu-
length(coefzz12)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12)))./(p12c(round(premarmoniqu-
length(coefzz12)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12)));

```

```

coefzz23a1 = abs(p230(round(premarmoniqu-
length(coefzz23)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23)))/(p23c(round(premarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23)));
coefzz34a1 = abs(p340(round(premarmoniqu-
length(coefzz34)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34)))/(p34c(round(premarmoniqu-
length(coefzz34)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34)));

coefzz12a1c = 1+coefzz12a1.*(1+cos(pi-
pi/(2*length(coefzz12a1))+2*pi/(length(coefzz12a1))*(1:length(coefz
z12a1))));
coefzz23a1c = 1+coefzz23a1.*(1+cos(pi-
pi/(2*length(coefzz23a1))+2*pi/(length(coefzz23a1))*(1:length(coefz
z23a1))));
coefzz34a1c = 1+coefzz34a1.*(1+cos(pi-
pi/(2*length(coefzz34a1))+2*pi/(length(coefzz34a1))*(1:length(coefz
z34a1))));

p120c(round(premarmoniqu-length(coefzz12)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12))=p120c(round(premarmoniqu-
length(coefzz12)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12))./coefzz12a1c ;
p230c(round(premarmoniqu-length(coefzz23)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23))=p230c(round(premarmoniqu-
length(coefzz23)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23))./coefzz23a1c ;
p340c(round(premarmoniqu-length(coefzz34)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34))=p340c(round(premarmoniqu-
length(coefzz34)/2):round(premarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34))./coefzz34a1c ;
% deuxieme harmonique
coefzz12a2 = abs(p120(round(deuxarmoniqu-
length(coefzz12)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12)))/(p12c(round(deuxarmoniqu-
length(coefzz12)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12)));
coefzz23a2 = abs(p230(round(deuxarmoniqu-
length(coefzz23)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23)))/(p23c(round(deuxarmoniqu-
length(coefzz23)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23)));
coefzz34a2 = abs(p340(round(deuxarmoniqu-
length(coefzz34)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34)))/(p34c(round(deuxarmoniqu-
length(coefzz34)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34)));

coefzz12a2c = 1+coefzz12a2.*(1+cos(pi-
pi/(2*length(coefzz12a2))+2*pi/(length(coefzz12a2))*(1:length(coefz
z12a2))));
coefzz23a2c = 1+coefzz23a2.*(1+cos(pi-
pi/(2*length(coefzz23a2))+2*pi/(length(coefzz23a2))*(1:length(coefz
z23a2))));

```

```
coefzz34a2c = 1+coefzz34a2.*(1+cos(pi-
pi/(2*length(coefzz34a2))+2*pi/(length(coefzz34a2)))*(1:length(coefz
z34a2))));
```

```
p120c(round(deuxarmoniqu-length(coefzz12)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12))=p120c(round(deuxarmoniqu-
length(coefzz12)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12))./coefzz12a2c ;
p230c(round(deuxarmoniqu-length(coefzz23)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23))=p230c(round(deuxarmoniqu-
length(coefzz23)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23))./coefzz23a2c ;
p340c(round(deuxarmoniqu-length(coefzz34)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34))=p340c(round(deuxarmoniqu-
length(coefzz34)/2):round(deuxarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34))./coefzz34a2c ;
```

```
% troisieme harmonique
```

```
coefzz12a3 = abs(p120(round(troiarmoniqu-
length(coefzz12)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12)))/(p12c(round(troiarmoniqu-
length(coefzz12)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12)));
coefzz23a3 = abs(p230(round(troiarmoniqu-
length(coefzz23)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23)))/(p23c(round(troiarmoniqu-
length(coefzz23)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23)));
coefzz34a3 = abs(p340(round(troiarmoniqu-
length(coefzz34)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34)))/(p34c(round(troiarmoniqu-
length(coefzz34)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34)));
```

```
coefzz12a3c = 1+coefzz12a3.*(1+cos(pi-
pi/(2*length(coefzz12a3))+2*pi/(length(coefzz12a3)))*(1:length(coefz
z12a3))));
```

```
coefzz23a3c = 1+coefzz23a3.*(1+cos(pi-
pi/(2*length(coefzz23a3))+2*pi/(length(coefzz23a3)))*(1:length(coefz
z23a3))));
```

```
coefzz34a3c = 1+coefzz34a3.*(1+cos(pi-
pi/(2*length(coefzz34a3))+2*pi/(length(coefzz34a3)))*(1:length(coefz
z34a3))));
```

```
p120c(round(troiarmoniqu-length(coefzz12)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12))=p120c(round(troiarmoniqu-
length(coefzz12)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz12)/2)+length(coefzz12))./coefzz12a3c ;
p230c(round(troiarmoniqu-length(coefzz23)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23))=p230c(round(troiarmoniqu-
length(coefzz23)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz23)/2)+length(coefzz23))./coefzz23a3c ;
p340c(round(troiarmoniqu-length(coefzz34)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34))=p340c(round(troiarmoniqu-
length(coefzz34)/2):round(troiarmoniqu-
length(coefzz34)/2)+length(coefzz34))./coefzz34a3c ;
```

```
clear coefzz12 coefzz12a1 coefzz12a1c coefzz12a2 coefzz12a2c
coefzz12a3 coefzz12a3c
clear coefzz23 coefzz23a1 coefzz23a1c coefzz23a2 coefzz23a2c
coefzz23a3 coefzz23a3c
clear coefzz34 coefzz34a1 coefzz34a1c coefzz34a2 coefzz34a2c
coefzz34a3 coefzz34a3c
```

```
rien = find(f<deltaf);
intervale = 2*rien(end) ;
pointi = 0 ;
pointf = length(pdan)/2 ;
for k = pointi + intervale/2+1 : pointf-intervale/2
%   pdanc(k)=abs(pdan(k))-mean(abs(pdan(k-
intervale/2:k+intervale/2)));
    pdanc(k)=mean(abs(pdan(k-intervale/2:k+intervale/2)));
end

%positions d =
find(2*diff(abs(pdanc(1:3001)))/(max(diff(abs(pdanc(1:3001)))))-
min(diff(abs(pdanc(1:3001))))>seuil) ;
%positions f =
find(2*diff(abs(pdanc(1:3001)))/(max(diff(abs(pdanc(1:3001)))))-
min(diff(abs(pdanc(1:3001))))<-seuil) ;
positions d = find(f>55) ;
positions f = find(f>63) ;
```

**Annexe 3 : Algorithme *QBasic* utilisé pour le filtrage
des signaux cinématiques**

Cet algorithme de reconstruction par interpolation a été programmé par un usager du système d'analyse cinématique *Optotrak*, E. Bateson. Un organigramme expliquant les étapes exécutées par l'algorithme ne peut être présenté puisque l'auteur de ce texte n'a pas programmé la liste de commandes. Celle-ci est quand même présentée à titre d'information.

```

Linear interpolation routine for RAW 3D files
'
'   QBASIC
"   Adapted from Northern Digital sample code
'   by E. Bateson, ATR   March, 1992
"   Prompts for filename information; will do
'   consecutive sequence of files
"   Format: filetype --initial string before "#"
'           starting number in sequence
'           last number in sequence
'           file extension
"   Note: This routine does not work on a copy of the input
'         file, so it is best to copy files first
'         -- e.g., r#*.abc to i#*.abc --
'         and work on the copy.
'
' *****

```

```

TYPE Filehdr
  filetype      AS STRING * 1  'Should be 32
  items         AS INTEGER    'Number of markers
  subitems      AS INTEGER    'Number of axes
  numframes     AS LONG       'length of file
  frequency     AS SINGLE     'sampling rate
  usercomments  AS STRING * 60
  syscomments   AS STRING * 60 'UNUSED
  descripfile   AS STRING * 30 'UNUSED
  cutoff        AS INTEGER    'cutoff for filtered data
  colltime      AS STRING * 10
  colldate      AS STRING * 10
  framestart    AS LONG       'UNUSED
  extendedheader AS INTEGER    'IF 12345, following items are valid
  charactersubitems AS INTEGER
  integersubitems AS INTEGER
  doublesubitems AS INTEGER
  itemsize      AS INTEGER    'UNUSED
  padding       AS STRING * 57 'UNUSED
END TYPE

```

```

DIM header AS Filehdr      'Declared header variable

```

```

*****
'      MAIN PROGRAM
"      Input Values: COMMAND$      :command line parameter doesn't
'                               work in QBASIC
'      Output Values: none
"      Returned Value: none
*****
INPUT "filetag "; filetag$
INPUT "lowest filenumber to be converted "; lownum
INPUT "highest filenumber to be converted "; highnum
INPUT "file extension name "; filext$
FOR num% = lownum TO highnum ' BEGIN FILELIST LOOP
  num$ = STR$(num%)
  i$ = "" ' Handles required zeros in
  IF num% < 100 THEN i$ = "0" ' filename.
  IF num% < 10 THEN i$ = "00"
  FILENAME$ = (filetag$ + "#" + i$ + LTRIM$(num$) + "." + filext$)
  OUTFILE$ = (filetag$ + "#" + i$ + LTRIM$(num$) + ".INT")
  IF (LEN(FILENAME$) < 1) THEN
    PRINT "Usage: bview#d < 3D data file name>"
    GOTO done
  END IF
  OPEN FILENAME$ FOR INPUT AS #1 'First OPEN is just a check (WHY?)
  CLOSE #1
  OPEN FILENAME$ FOR BINARY AS #1
  OPEN OUTFILE$ FOR APPEND AS #2
  PRINT #2, OUTFILE$

  GET #1, 1, header
  PUT #1, 1, header
  IF (header.filetype <> CHR$(32)) THEN
    PRINT "File "; FILENAME$; " is not a floating point format file"
    CLOSE #1
    GOTO done
  END IF
  PRINT "number of subitems = "; header.subitems
  PRINT "number of character subitems ="; header.charactersubitems
  PRINT "number of integer subitems ="; header.integersubitems
  PRINT "number of double subitems = "; header.doublesubitems
  IF (header.subitems <> 3 OR header.charactersubitems <> 0 OR
header.integersubitems <> 0 OR header.doublesubitems <> 0) THEN
    PRINT "File "; FILENAME$; "is not a 3D data file"
    CLOSE #1
    GOTO done
  END IF
  PRINT "File "; FILENAME$; ": "; header.usercomments
  PRINT "Data file collected at "; header.colltime; "on ";
  PRINT header.colldate
  PRINT " Contains "; header.numframes; " frames of data, ";

```

```

PRINT header.items; " markers per frame"
PRINT " Collection rate "; header.frequency; " frames per second"
BAD = -3.5E+28
JUMP = (4 * header.items * header.subitems)
FOR framecount& = 1 TO header.numframes ' FRAME LOOP
  FOR markercount& = 1 TO header.items ' MARKER LOOP
    FOR XYZCOUNT& = 1 TO header.subitems ' XYZ LOOP
      curloc = LOC(1) ' Reference location
      GET #1, , curval! ' and data value
      IF curval! < BAD THEN
        PREVPTR = (curloc - JUMP) ' Set up interpolation
        NEXTPTR = (curloc + JUMP) ' and paranoid printing
        PRINT "Frame "; framecount&; ' to screen.
        PRINT " Marker "; markercount&; ":"
        SEEK #1, PREVPTR
        PRINT SEEK(1); "= prevptr";
        GET #1, PREVPTR + 1, preval!
        SEEK #1, curloc
        PRINT SEEK(1); "= curptr";
        GET #1, curloc + 1, curval!
        SEEK #1, NEXTPTR
        PRINT SEEK(1); "= nextptr"
        GET #1, NEXTPTR + 1, nextval!
        PRINT preval!, curval!, nextval!
        DO WHILE nextval! < BAD 'If more than one
          N = N + 1
          NEXTPTR = (NEXTPTR + JUMP) 'sample is missing
          SEEK #1, NEXTPTR 'consecutively
          GET #1, NEXTPTR + 1, nextval!
          'PRINT "New NEXTPTR: "; NEXTPTR, nextval!
          IF N > 1 THEN PRINT #2, "Frame "; framecount&, " Marker ";
markercount&, "Sensor "; XYZCOUNT&
          PRINT #2, "New NEXTPTR: "; NEXTPTR, nextval!
        LOOP
        INTERVAL = ((NEXTPTR - PREVPTR) / JUMP) 'Denominator
for linear
        DIFF = (nextval! - preval!) / (INTERVAL)
        FOR i% = 1 TO (INTERVAL - 1)
          MOV = ((i% * JUMP) + PREVPTR + 1)
          GET #1, MOV, testval!
          new = (preval! + (i% * DIFF))

          'PRINT "Missing Value: "; testval,
' If first or last samples are missing, make missing value equal to adjacent
' This may introduce an error, if too many samples are missing at the beginning or
' end of a file; however, you shouldn't be analyzing that stuff anyway.
IF preval! = 0 AND framecount& = 1 THEN new = nextval!
IF nextval! = 0 AND framecount& = header.numframes THEN new = preval!

'PRINT "Interpolated: "; new

```

```
PRINT #2, "Interpolated: "; new
PUT #1, MOV, new
GET #1, MOV, testval!
IF new <> testval! THEN
  PRINT "uh oh! "; testval!; " <> "; new
  PRINT #2, "uh oh! "; testval!; " <> "; new
  INPUT A$
END IF
NEXT
GET #1, curloc + 1, checkval! ' Just a screen check
PRINT curloc; checkval!, LOC(1)
END IF
NEXT
NEXT
NEXT
CLOSE #1
CLOSE #2
NEXT
done:
```