

2m11.2715.7

Université de Montréal

Intégration des muscles et du contrôle moteur dans un modèle
biomécanique du tronc humain.

par

Marie Beauséjour

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

janvier, 1999

© Marie Beauséjour, 1999



W
4
U58
1999
V.103



Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Intégration des muscles et du contrôle moteur dans un modèle
biomécanique du tronc humain.

présenté par :

Marie Beauséjour

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr Pierre Mathieu, président-rapporteur
Dr Carl-Éric Aubin, directeur de recherche
Dr Anatol G. Feldman, codirecteur de recherche
Dr Denis Rancourt, membre du jury

Mémoire accepté le :

99.05.21

Sommaire

Le développement de modèles analytiques de la colonne vertébrale et du système musculaire du tronc permet d'aider à la compréhension des mécanismes intervenant dans le maintien de la posture et la production de mouvements physiologiques. Cette approche peut aussi aider à la prévention des blessures reliées à des tâches industrielles et à l'analyse de l'implication du système neuro-musculaire dans les déséquilibres et pathologies du rachis. Or, peu de modèles intègrent d'une façon adéquate, à la fois le comportement structural et le contrôle moteur afin de considérer tous les aspects de la biomécanique du tronc humain. Dans ce contexte, l'objectif de ce projet de maîtrise était de développer un modèle hybride du tronc réunissant deux approches de modélisation biomécanique : d'une part, un modèle osséo-ligamentaire du rachis, du thorax et du bassin, à géométrie personnalisée (Aubin et coll., 1995; Descrimes et coll., 1995) et d'autre part, le modèle neurophysiologique λ (Feldman et Levin, 1995).

La première étape de ce projet a consisté au développement d'une modélisation géométrique des principaux muscles du tronc. Ils ont été modélisés par 160 faisceaux musculaires reliant en ligne droite les sites d'attache anatomiques identifiés sur les noeuds du modèle mécanique. Quant aux sections physiologiques, elles ont été obtenues de la littérature. Le comportement mécanique de chacun des faisceaux a été modélisé par un élément câble bilinéaire dont la courbe force-élongation peut être modifiée en cours de simulation. Ceci permet de simuler les modifications des seuils de recrutement λ spécifiques à la réalisation de tâches motrices. Les masses des segments vertébraux ont été considérées en introduisant une force au centre de masse de chaque niveau anatomique. Le comportement mécanique du modèle musculaire et sa capacité à reproduire des postures physiologiques ont été évalués par plusieurs séries de simulations portant sur le mouvement d'inflexion latérale. D'abord, une étude de sensibilité a été menée afin de déterminer l'impact de certains paramètres (propriétés mécaniques, masses des segments du corps, modélisation des facettes articulaires et des muscles) sur la réponse du modèle. Puis, l'application de déplacements aux extrémités du modèle a permis d'investiguer la possibilité de simuler les tests cliniques d'inflexion latérale (imposée) et évaluer la mobilité rachidienne. Les résultats pour un sujet sain et un sujet scoliotique ont été comparés avec les données mesurées à partir des radiographies. La

faisabilité de simuler le mouvement d'inflexion latérale par l'activation volontaire des muscles par le biais de commandes centrales a également été étudiée pour deux sujets sains. Ces commandes, basées sur les changements dans la configuration spatiale du corps ("Principe de correspondance biomécanique"), modifient de manière appropriée les longueurs seuils des faisceaux musculaires permettant de les recruter sélectivement. La position en inflexion latérale simulée a été comparée aux données obtenues avec un système d'analyse du mouvement et l'activation musculaire aux patrons électromyographiques mesurés avec des électrodes de surface.

Globalement, les résultats de simulations ont montré que la méthodologie développée était appropriée à la simulation d'inflexion latérale imposée et volontaire. L'étude de sensibilité a montré l'influence prépondérante du module de Young des muscles oblique interne et psoas sur la position des vertèbres en inflexion latérale. De plus, le modèle sans les muscles est instable sous l'application du poids du corps ou lors du retrait des éléments des facettes articulaires. Puis, la faisabilité de simuler les tests cliniques d'inflexion latérale de façon comparable à la courbe de la colonne vertébrale mesurée sur les radiographies a été démontrée. Les rotations intervertébrales obtenues du modèle étaient similaires à celles rapportées dans la littérature. Enfin, par l'introduction de commandes motrices appropriées, le modèle a permis de reproduire, à l'intérieur d'une marge d'un centimètre en moyenne, la posture finale en inflexion latérale obtenue d'analyse du mouvement. Les forces musculaires nécessaires à l'établissement de cet équilibre final étaient globalement en accord avec les patrons électromyographiques trouvés.

Les travaux réalisés dans le cadre de ce projet ont montré la cohérence du comportement des éléments musculaires ajoutés au modèle du tronc et la faisabilité d'utiliser les principes du modèle λ pour modifier leurs propriétés de recrutement afin de simuler des tâches motrices. Cette approche originale de modélisation intégrant les muscles du tronc pourrait à moyen terme être utilisée pour simuler les conséquences de divers déficits au niveau des commandes centrales. Elle pourrait également permettre de mesurer l'impact de ces commandes sur la biomécanique du tronc afin d'investiguer les mécanismes sous-jacents aux dysfonctionnements rachidiens.

Abstract

The development of analytical models of the spine and the muscle system of the trunk can give insight into the mechanisms involved in posture and production of physiological movement. This approach can also be helpful for the prevention of injuries related to industrial tasks and in the analysis of the role of the neuromuscular system in spine disorders. However, very few models integrate adequately both the structural behavior and the motor control in order to consider all the aspects of the human trunk biomechanics. In this context, the objective of this project was to develop a hybrid model of the trunk combining two biomechanical modeling approaches : a finite element osseo-ligamentous model of the spine, rib cage and pelvis, with a personalized geometry, (Aubin et al., 1995; Descrimes et al., 1995) and the neurophysiological λ model (Feldman and Levin, 1995).

The first step consisted in the development of the geometric model of the major muscles of the trunk (multifidus, thoracic and lumbar longissimus and iliocostalis, rectus abdominis, external and internal obliques). They have been represented by 160 muscle fascicles joining in straight lines the anatomical origin and insertion sites identified on the nodes of the finite element model. The muscle cross-sectional areas have been obtained from published studies. Each muscle fascicle has been modeled by a bilinear cable element whose force-displacement curve can be modified during the simulation. This has allowed representation of the modifications in the recruitment thresholds λ specific to the accomplishment of a motor task. Vertebral segment weights were taken into account by introducing a force at the center of mass of each anatomical level. The mechanical behavior of the muscle model and its ability to reproduce physiological postures were evaluated in several series of lateral bending simulations. First, a sensitivity study has been conducted in order to determine the effect of specific parameters (mechanical properties, masses of the body segments, facet joints' modeling) on the model's response. Then, the application of displacements at the boundaries of the model has allowed the investigation of the feasibility of simulating clinical lateral bending tests (imposed bending) and the evaluation of spine mobility. Results for one healthy and one scoliotic subjects were compared with data measured from the radiographs. The feasibility of simulating the lateral bending movement, by the voluntary activation of the muscles using central commands, has also been studied for two healthy subjects. These

commands, based on the changes in the spatial configuration of the body (“Principle of biomechanical correspondance”) modify the threshold lengths of the muscle fascicles allowing their selective recruitment. The lateral bending position obtained from the simulations has been compared to the data obtained with a motion analysis system and the muscle activation to the electromyograms recorded with surface electrodes.

Globally, the simulation results have shown that the methodology developed was appropriate for the simulation of imposed and voluntary lateral bending movements. The sensitivity study has shown the principal influence of the Young modulus for the internal oblique and psoas muscles on the vertebrae positions in lateral bending. In addition, the model without muscles was unstable under the application of the body weight or when the facet joint elements were removed. The feasibility of simulating clinical lateral bending tests, with a good agreement with the spinal curve measured on the radiographs, has been demonstrated. The intervertebral rotations obtained from the model were similar to those reported in the literature. Finally, by the introduction of appropriate motor commands, the model allowed the reproduction of the final posture in lateral bending obtained from the motion analysis with an error inferior to 10mm. Muscle forces required for the establishment of the final equilibrium position were globally in accordance with the measured electromyogram patterns.

Studies performed in this project showed the coherence of the behavior of the muscle elements added to the finite element model of the trunk and the feasibility of using the principles of the λ model to modify the recruitment properties in order to simulate motor tasks. This original modeling approach integrating the trunk muscles could eventually be used to simulate the consequences of deficits in the central commands and study the impact of those commands on trunk biomechanics in order to investigate the mechanisms underlying spinal dysfunctions.

Table des matières

Sommaire	iii
Abstract	v
Table des matières.....	vii
Liste des tableaux.....	xi
Liste des figures	xii
Liste des sigles et abréviations	xvi
Remerciements	xvii
Dédicace	xix
Chapitre 1. – Introduction, objectifs et cadre général du projet	1
Chapitre 2. – Revue de littérature	5
2.1 Éléments d'anatomie et de physiologie.....	5
2.1.1 Anatomie descriptive du système osséo-ligamentaire du tronc	5
2.1.2 Anatomie descriptive de la musculature du tronc	8
<i>2.1.2.1 Les muscles du groupe postérieur.....</i>	<i>9</i>
<i>2.1.2.2 Les muscles du groupe moyen.....</i>	<i>10</i>
<i>2.1.2.3 Les muscles du groupe antérieur</i>	<i>11</i>
<i>2.1.2.4 Les muscles de la paroi abdominale antéro-latérale</i>	<i>12</i>
2.1.3 Propriétés géométriques des muscles	13
2.1.4 Anatomie et physiologie du système neuro-musculaire.....	16
2.2 Fonctions physiologiques et biomécaniques du tronc	18
2.2.1 Principes de recrutement et organisation fonctionnelle des muscles	18
2.2.2 Techniques d'étude de la fonction et de la biomécanique musculaires	21
<i>2.2.2.1 Les phénomènes mécaniques.....</i>	<i>21</i>
<i>2.2.2.2 Les phénomènes électriques.....</i>	<i>21</i>
2.2.3 Biomécanique de la posture et des mouvements du tronc.....	22
2.2.4 Fonctions statiques et dynamiques des muscles du tronc	25
2.3 Revue des approches de modélisation neuro-musculo-	

squelettique	27
2.3.1 Aspects généraux de modélisation biomécanique	27
2.3.2 Classification des modèles	27
2.3.3 Revue critique des modèles par éléments finis intégrant les muscles	30
2.3.3.1 Présentation des modèles	30
2.3.3.2 Comparaison et critique des modèles	31
2.3.4 Revue critique des modèles intégrant le contrôle moteur	35
2.4 Revue des techniques et modèles développés à l'Université de Montréal, à l'École Polytechnique et à l'Hôpital Sainte-Justine	45
2.4.1 Méthode de reconstruction 3D et de modélisation géométrique du tronc	45
2.4.2 Modélisation par éléments finis du tronc.....	48
2.4.3 Modélisation du contrôle moteur selon le modèle neurophysiologique λ	52
2.4.3.1 Principes généraux.....	52
2.4.3.2 Interprétation neurophysiologique des variables de contrôle	54
2.4.3.3 Hiérarchie fonctionnelle et concept du point d'équilibre	55
2.4.3.4 Variables de contrôle pour une articulation	56
2.4.3.5 Production de mouvement.....	58
2.4.3.6 Reformulation du « size principle » et principe de correspondance biomécanique.....	59
2.4.3.7 Application : la colonne vertébral modélisée comme un double pendule inversé.....	61
Chapitre 3. – Introduction des muscles et du contrôle moteur dans un modèle par éléments finis du tronc	63
3.1 Modélisation géométrique	63
3.1.1 Modélisation des faisceaux musculaires.....	63
3.1.2 Définition des centres de masse.....	69
3.2 Modélisation des muscles par éléments finis	70
3.3 Méthodes générales de simulations avec les muscles	73
3.4 Évaluation du modèle	74
3.4.1 Étude de sensibilité.....	74

3.4.2	Évaluation in-vivo des tests d'inflexion latérale imposée	76
3.4.3	Tests d'inflexion latérale et stabilité du modèle	78
	3.4.3.1 <i>Effets des facettes articulaires</i>	78
	3.4.3.2 <i>Effet de la gravité</i>	79
3.4.4	Protocole expérimental	79
3.4.5	Traitement des signaux	85
	3.4.5.1 <i>Données cinématiques</i>	85
	3.4.5.2 <i>Données électromyographiques</i>	87
3.4.6	Formulation des commandes motrices pour les simulations	
	d'inflexion latérale volontaire	91
	3.4.6.1 <i>Principes théoriques à l'origine des commandes</i>	91
	3.4.6.2 <i>Calculs des commandes et simulations d'inflexion latérale</i>	92
	 Chapitre 4. – Résultats et discussion des simulations	97
4.1	Étude de sensibilité	97
4.2	Test d'inflexion latérale imposée : étude in-vivo	98
	4.2.1 Sujet sain	99
	4.2.2 Sujet scoliotique	102
4.3	Simulations d'inflexion latérale et stabilité du modèle	107
	4.3.1 Effet de la présence des facettes articulaires	107
	4.3.2 Effet de l'introduction du poids du corps	108
4.4	Évaluation expérimentale et simulations d'inflexion latérale à	
	l'aide de commandes centrales	110
	4.4.1 Analyse de la cinématique	110
	4.4.2 Simulation d'inflexion latérale imposée et calcul des ISTRN	112
	4.4.3 Simulation d'inflexion latérale volontaire	113
	4.4.4 Analyse des forces dans les éléments-muscles	118
	4.4.5 Analyse des patrons électromyographiques	119
	 Chapitre 5. – Discussion générale	127
5.1	Critique de l'approche de modélisation	127
	5.1.1 Modélisation biomécanique	127
	5.1.2 Intégration des concepts de contrôle moteur	132
	5.1.3 Représentation du comportement musculaire	135

5.1.4	Approche par élément finis	136
5.2	<i>Évaluation du modèle</i>	137
5.3	<i>Perspectives de modélisation et de simulation</i>	141
Chapitre 6. – Conclusions et recommandations		145
Bibliographie		148
Annexe 1. – Études préliminaires		xx
A1.1	<i>Modèle du coude en flexion/extension</i>	xxi
A1.1.1	Géométrie du modèle et équations du mouvement	xxi
A1.1.2	Données expérimentales	xxii
A1.1.3	Introduction des commandes centrales et résultats de simulations....	xxiii
A1.1.4	Signification des résultats	xxvi
A1.2	<i>Modèle à deux degrés de liberté du tronc en extension</i>	xxvi
A1.2.1	Géométrie et équations du mouvement.....	xxvii
A1.2.2	Données expérimentales	xxvii
A1.2.3	Choix des commandes centrales et discussion des résultats de simulations	xxvii
A1.3	<i>Conclusions des études préliminaires</i>	xxxii
Annexe 2		xxxiii
Description des points d'origine et d'insertion des muscles du tronc intégrés dans la modélisation.		
Annexe 3		xl
Explications complémentaires concernant le fonctionnement de la propriété de déformation initiale ISTRN.		
Annexe 4		xlii
Description du protocole expérimental, formulaire de consentement des sujets volontaires et attestation du comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal.		
Annexe 5		xlix
Article complémentaire : <i>Biomechanical Modeling of the Control of Trunk Muscles</i> . BEAUSÉJOUR, M., AUBIN, C.-É., MITNITSKI, A.B. and FELDMAN, A.G., Research into Spinal Deformities, IOS Press, 1999.		

Liste des tableaux

Chapitre 2

Tableau 2.I. Tableau comparatif des modèles structuraux incluant les muscles.	32
Tableau 2.II. Tableau comparatif des modèles intégrant le contrôle moteur.	40
Tableau 2.III. Propriétés mécaniques attribuées aux éléments du modèle.	50

Chapitre 3

Tableau 3.I. Masses (kg) des segments vertébraux et excentricités (mm) antéro-postérieure (en X) et latérale (en Y) des centres de masse.	69
Tableau 3.II. Plan d'expérimentation utilisé pour les deux tamisages (16 essais).	75

Chapitre 4

Tableau 4.I. Influence (en %) des modules de Young des muscles M6 et M8 sur la variabilité des déplacements (dy et dz) en inflexion latérale imposée et volontaire.	97
Tableau 4.II. Différences entre les positions des centroïdes en mm (simulations - reconstructions).	101
Tableau 4.III. Différences entre les positions des centroïdes en mm (simulations - reconstructions).	105
Tableau 4.IV. Déplacements observés à quelques niveaux vertébraux, sous l'imposition de la gravité pour les modèles avec et sans les muscles.	109
Tableau 4.V. Différences (mm) entre la position des noeuds des apophyses épineuses du modèle et la position initiale des marqueurs dans le repère du modèle.	111
Tableau 4.VI. Amplitude des déplacements appliqués sur les noeuds des apophyses épineuses du modèle.	112
Tableau 4.VII. Différences ($S_f - A_f$) entre les coordonnées des apophyses épineuses en positions finales simulée (S_f) et expérimentale (A_f).	117
Tableau 4.VIII. Forces (N) dans les éléments-muscles à la position d'équilibre finale en inflexion latérale pour le sujet fr3.	120
Tableau 4.IX. Forces (N) dans les éléments-muscles à la position d'équilibre finale en inflexion latérale pour le sujet sdt.	121

Annexe 2

Tableau A2.I. Description des données géométriques utilisées dans la modélisation.	xxxiv
--	-------

Liste des figures

Chapitre 1

Figure 1.1. Schéma de l'approche générale du projet de maîtrise 3

Chapitre 2

Figure 2.1. Les courbures du rachis.	5
Figure 2.2. Description d'une vertèbre.	5
Figure 2.3. Les éléments de liaison intervertébrale.	7
Figure 2.4. La géométrie de la côte.	7
Figure 2.5. Le bassin en vue antérieure.	8
Figure 2.6. Le muscle multifidus.	10
Figure 2.7. Les muscles érecteurs du rachis.	10
Figure 2.8. Le muscle quadratus lumborum.	11
Figure 2.9. Le muscle psoas.	11
Figure 2.10. Le muscle rectus abdominis.	13
Figure 2.11. Le muscle oblique interne (en gris).	13
Figure 2.12. Le muscle oblique externe (en gris).	13
Figure 2.13. L'organisation structurale a) du muscle et b) de la fibre musculaire.	17
Figure 2.14. Inflexion latérale : a) mouvement d'une unité fonctionnelle et b) patrons de couplage selon les niveaux anatomiques.	24
Figure 2.15. Classification des modélisations du système neuro-musculo-squelettique.	29
Figure 2.16. Schéma de la démarche employée pour la génération du modèle biomécanique personnalisé.	47
Figure 2.17. Modèle par éléments finis de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin personnalisé à la géométrie d'un sujet sain.	49
Figure 2.18. Vues latérale et postérieure de la huitième vertèbre thoracique extraite du modèle par éléments finis	50
Figure 2.19. Courbes de caractéristiques invariantes.	53
Figure 2.20. Hiérarchie fonctionnelle en trois niveaux pour le réglage du mouvement.	55
Figure 2.21. Caractéristique globale de l'articulation avec les commandes R et C.	57
Figure 2.22. Schéma de la modification de la configuration de référence R pour l'atteinte de la position réelle A.	60
Figure 2.23. Représentation du tronc à 2 degrés de liberté.	62

Chapitre 3

Figure 3.1. Modèle par éléments finis intégrant les muscles, en vue postérieure.	65
Figure 3.2. Modèle par éléments finis intégrant les muscles, en vue antérieure.	66
Figure 3.3. Sites d'attache des muscles sur le bassin et le sacrum, en vue postérieure.	67
Figure 3.4. États actif ($L > L_0$) et inactif ($L < L_0$) de l'élément link10.	71
Figure 3.5. Effet de l'ISTRN sur la courbe force-élongation de l'élément link10.	72
Figure 3.6. Le système d'acquisition OPTOTRAK pour la cinématique et l'EMG.	81
Figure 3.7. Emplacement des marqueurs sur la peau du sujet pour l'analyse 3D du mouvement avec un système OPTOTRAK.	82
Figure 3.8. Emplacement des électrodes d'EMG sur le sujet en vues de dos et de face.	83
Figure 3.9. Algorithme d'alignement par rapport à un signal étalon et de moyennage des tracés cinématiques pour tous les essais d'un même sujet.	86
Figure 3.10. Séquence de traitement des signaux EMG à partir des signaux bruts jusqu'aux signaux utilisés pour l'analyse des patrons de recrutement.	90
Figure 3.11. Explication du mouvement selon deux groupes de forces.	92
Figure 3.12. Modification de la géométrie corporelle en simulation d'inflexion latérale volontaire.	94
Figure 3.13. Algorithme utilisé pour la programmation des simulations d'inflexion latérale par activation volontaire des muscles selon des commandes centrales.	95

Chapitre 4

Figure 4.1. Modèle par éléments finis en position verticale et d'inflexion latérale droite pour le sujet sain.	99
Figure 4.2. Centroïdes des corps vertébraux en position verticale et en inflexion latérale (résultats issus des simulations et des reconstructions) pour le sujet sain.	100
Figure 4.3. Rotations intervertébrales (degrés) pour la simulation en inflexion latérale d'un sujet sain. Le niveau n indique les rotations de la vertèbre n par rapport à la vertèbre n+1 ($n = 1 : T1-T2$; $n = 16 : L4-L5$).	101
Figure 4.4. Modèle par éléments finis en position verticale et d'inflexion latérale droite pour le sujet scoliotique.	103
Figure 4.5. Centroïdes des corps vertébraux en position verticale et en inflexion latérale (résultats issus des simulations et des reconstructions) pour le sujet scoliotique.	104

Figure 4.6. Rotations intervertébrales (degrés) pour la simulation en inflexion latérale d'un sujet scoliotique. Le niveau n indique les rotations de la vertèbre n par rapport à la vertèbre n+1 (n = 1 : T1-T2; n = 16 : L4-L5).	105
Figure 4.7. Positions des centroïdes des corps vertébraux en inflexion latérale volontaire.	108
Figure 4.8. Signaux cinématiques de l'inflexion latérale gauche alignés et moyennés (+) pour fr3.	110
Figure 4.9. Simulation d'inflexion latérale volontaire gauche pour le sujet fr3.	113
Figure 4.10. Déformations initiales (ISTRN) imposées aux 160 faisceaux musculaires pour le sujet fr3.	114
Figure 4.11. Déformations initiales (ISTRN) imposées aux 160 faisceaux musculaires pour le sujet sdt.	115
Figure 4.12. Positions des apophyses épineuses du modèle en positions initiale (R_i), finale simulée (S_f) et finale expérimentale (A_f). En a) pour le sujet fr3, b) pour le sujet sdt.	116
Figure 4.13. Activité EMG, a) des multifidus (niveau L5) et b) des iliocostalis (niveaux L1 et L3), lors de l'exécution de l'inflexion latérale par le sujet fr3.	121
Figure 4.14. Activité EMG, a) des longissimus (niveaux L1 et L3), b) des rectus abdominis et c) des obliques, lors de l'exécution de l'inflexion latérale par le sujet fr3.	122
Figure 4.15. Activité EMG, a) des multifidus (niveau L5) et b) des obliques, lors de l'exécution de l'inflexion latérale par le sujet sdt.	123
<i>Annexe 1</i>	
Figure A1.1. Montage expérimental pour l'application d'une charge verticale sur l'avant-bras.	xxiii
Figure A1.2. Modification de la charge externe (N) en fonction du temps de l'expérience.	xxiii
Figure A1.3. Angle articulaire θ en fonction du temps, présenté entre l'ajout et le retrait de la charge, pour la stratégie d'extension $\theta > 90^\circ$.	xxiv
Figure A1.4. Valeur RMS de l'EMG dans les muscles de l'articulation du coude pour la stratégie d'extension (trait continu).	xxiv
Figure A1.5. Angle articulaire θ en fonction du temps, présenté entre l'ajout et le retrait de la charge, pour la stratégie de flexion $\theta < 90^\circ$.	xxv

Figure A1.6. Valeur RMS de l'EMG dans les muscles de l'articulation du coude pour la stratégie d'extension (trait continu).	xxv
Figure A1.7. Commandes centrales décrivant le mouvement d'extension du tronc.	xxviii
Figure A1.8. Patrons de coordination entre les deux degrés de liberté du modèle.	xxviii
Figure A1.9. Activité EMG dans les extenseurs multifidus.	xxix
Figure A1.10. Tracés EMG normalisés pour sept muscles du tronc enregistrés pendant la phase d'extension de la levée de charge (muscles de droite).	xxx
Figure A1.11. Tracés EMG normalisés pour sept muscles du tronc enregistrés pendant la phase d'extension de la levée de charge (muscles de gauche).	xxxii
<i>Annexe 3</i>	
Figure A3.1. Effet du changement de la propriété ISTRN sur la force de l'élément.	xli

Liste des sigles et abréviations

3D :	tridimensionnel
C :	commande de co-activation
CL :	condition limite
coll. :	collaborateurs
DLT :	direct linear transform
deg :	degrés
EMG :	électromyographie
EMGAO :	EMG-assisted optimisation
Hz :	Hertz
I.A. :	indice d'adéquation
IC :	caractéristique invariante
ISTRN :	«initial strain » ou déformation initiale
inf. :	inférieur
kg :	kilogramme
λ :	longueur seuil
LAT :	radiographie en vue latérale
Lx :	vertèbre lombaire, niveau x
long. :	longueur
m :	mètre
mm :	millimètre
μ :	amortissement réflexe
N :	Newton
PA :	radiographie en vue postéro-antérieure
R :	commande réciproque
sec :	seconde
sup. :	supérieur
Tx :	vertèbre thoracique, niveau x
vit max :	vitesse maximale

Remerciements

Je tiens à exprimer ma reconnaissance à mes directeurs de recherche, Carl-Éric Aubin, professeur adjoint au département de Génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal et Anatol G. Feldman, professeur au département de physiologie de l'Université de Montréal, pour les connaissances partagées ainsi que le temps généreusement accordé.

J'aimerais remercier Arnold B. Mitnitski, associé de recherche à l'Institut de réadaptation de Montréal et à l'École Polytechnique, de ses conseils judicieux, son support et son amitié de même que L'Hocine Yahia, directeur du Groupe de Recherche en Biomécanique et Biomatériaux de m'avoir accueillie dans ce groupe et orientée vers ce projet.

Mon travail de maîtrise a été principalement réalisé au Centre de Recherche de l'Hôpital Sainte-Justine. À cet effet, j'exprime ma gratitude au personnel du Laboratoire Informatique de la Scoliose 3D de l'Hôpital Sainte-Justine, particulièrement au Docteur Hubert Labelle (chirurgien-orthopédiste), Yvan Petit (associé de recherche), Martin-Guy Durand (assistant de recherche) et Maxime Roy (technologue en radiologie) ainsi qu'à mes collègues étudiants particulièrement François Poulin, Denis Gignac et Farida Cheriet (post-doc) pour leurs conseils et les moments agréables passés en leur compagnie.

Je tiens également à remercier le professeur Anatol G. Feldman pour l'utilisation de son système d'analyse du mouvement et d'EMG à l'Institut de Réadaptation de Montréal. Merci également à Numa Dancause, physiothérapeute, à Pierre A. Mathieu, professeur ainsi qu'à Sarina Akl et Julie Côté, étudiantes, de leur aide lors des acquisitions, de même qu'aux sujets volontaires recrutés pour cette étude, particulièrement François Poulin qui, avec grande patience, a participé aux expériences préliminaires ayant servi à la mise au point du protocole.

Je souhaite remercier le professeur Ian A.F. Stokes et Mack Gardner-Morse de l'Université de Vermont pour les discussions éclairées et les échanges fructueux concernant mon projet. Je les remercie également, ainsi que Serge A. Gracovetski de l'Université Concordia et

Nicholas M. Newman de l'Hôtel-Dieu de Montréal, pour les données expérimentales utilisées dans les études préliminaires.

Un merci particulier à Sébastien Feigenbaum, Christophe Hesters et Sylvain Couillard, étudiants en projet de fin d'études à l'École Polytechnique de Montréal avec qui j'ai eu plaisir à travailler sur des projets connexes au mien. Leur aide ainsi que leurs questions pertinentes ont été bien utiles.

Un merci sincère à Nancy St-Onge et Pascale Pigeon, étudiantes au doctorat, qui m'ont éclairée dans mes premiers pas avec le modèle λ .

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance envers mes parents pour leur confiance, leurs conseils et leur support quotidien.

L'aide financière que j'ai obtenue provenait de subventions, reçues par mes directeurs de recherche, du FCAR et du CRSNG.

Au professeur Jean-Marc Lina qui m'a
encouragée à entreprendre cette maîtrise.

Chapitre 1 – Introduction, objectifs et cadre général du projet

L'étude biomécanique de la musculature du tronc a intéressé un grand nombre de chercheurs depuis de nombreuses années. Des documents de travail appartenant à Leonardo da Vinci (fin du 15^e siècle) et à Borelli (début du 17^e siècle) montrent qu'ils s'intéressaient déjà à la description anatomique et à la compréhension de l'architecture osseuse et musculaire rachidienne. Bien que le fonctionnement du système osseux et articulaire soit relativement bien compris, le système musculaire du tronc apparaît toujours comme étant d'une grande complexité (Dietrich et coll., 1990). Ceci vient du grand nombre de muscles, de leurs formes variées, de leur multifonctionnalité et de leur contrôle par le système nerveux central.

Les progrès dans la recherche sur le système biomécanique de la colonne vertébrale dépendent en partie de la compréhension des principes d'opération et de coopération des muscles et des relations entre les commandes motrices et le comportement moteur observé. Ainsi, un des objectifs poursuivis par l'étude de la musculature du tronc est de documenter le rôle et le contrôle de chaque muscle afin d'améliorer la compréhension des mécanismes intervenant dans le maintien de la posture, le support de charges et la production de mouvements physiologiques. D'autre part, les investigations biomécaniques du tronc humain sont stimulées par des besoins provenant de divers domaines et dirigées vers des applications en médecine, en réadaptation, en médecine sportive et occupationnelle de même qu'en santé et sécurité au travail. Une des premières motivations récentes supportant la conduite d'études biomécaniques de la musculature du tronc a d'ailleurs été de prédire la sévérité des tâches industrielles (White et Panjabi, 1990). Un autre aspect consiste en la mise en évidence récente de l'implication du système neuro-musculaire dans des déséquilibres rachidiens associés à des processus de blessure (maux de dos, spasmes) ou même de déformation (scoliose neuromusculaire, idiopathique).

Cependant, puisqu'aucune méthode directe ne permet de mesurer directement les charges sur la colonne et la tension dans les muscles, pour des raisons pratiques et éthiques évidentes, une variété de méthodes indirectes ont été développées. Celles-ci incluent l'électromyographie (EMG), la mesure de la pression intradiscale, la mesure de la pression

intraabdominale, etc. Par ailleurs, depuis une vingtaine d'années, le développement de modèles analytiques de la colonne vertébrale et du système musculaire du tronc propose une nouvelle façon d'aborder ces problèmes. Les modèles permettent de simuler les comportements du tronc dans différentes situations et d'obtenir des informations qui autrement demanderaient des protocoles expérimentaux lourds et coûteux ou même qui ne seraient pas accessibles par les méthodes expérimentales (Lavaste et coll., 1992). Les avancements récents dans les techniques de modélisation, les méthodes d'optimisation et les réseaux de neurones, les techniques d'analyse 3D du mouvement ainsi que dans les techniques de calcul et la puissance des systèmes informatiques, ont permis l'émergence de modèles sophistiqués et d'intérêt. Toutefois, peu de modèles intègrent à la fois le comportement structural du tronc et le contrôle moteur afin de considérer tous les aspects du système à l'étude (Winters, 1995). Une modélisation complète comprendrait d'une part le squelette du tronc, les disques intervertébraux, les muscles, les ligaments et tous les tissus mous avec les relations constitutives qui décrivent leur comportement mécanique, et, d'autre part, une représentation du système neuro-musculaire qui permettrait l'intégration de commandes cohérentes destinées aux muscles et une rétroaction adéquate vers le niveau de contrôle.

Dans ce contexte, le présent projet de maîtrise a comme objectif global de développer un modèle du tronc humain réunissant deux approches de modélisation biomécanique. Il s'agit d'une part du modèle osséo-ligamentaire par éléments finis (S3D3) de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin (Aubin et coll., 1995; Descrimes et coll., 1995; Gauvin, 1996) et d'autre part du modèle musculaire et de contrôle moteur λ (Feldman, 1986; Feldman et Levin, 1995). Afin d'aborder cet objectif, ce projet a été réalisé en deux grandes étapes. D'abord, une étude préliminaire a pour but de développer des modèles simplifiés à quelques degrés de liberté intégrant les paramètres de contrôle du modèle λ . Puis, l'essentiel du projet concerne le développement d'un modèle biomécanique détaillé de la musculature du tronc, à partir du modèle structural S3D3, et d'une représentation des aspects de contrôle moteur selon les principes du modèle λ . Cette partie comporte les objectifs spécifiques de modélisation et de simulation suivants :

- 1) développer une modélisation géométrique des muscles du tronc;
- 2) représenter les propriétés mécaniques et les caractéristiques physiologiques des muscles en fonction de commandes du système nerveux central (SNC);

3) évaluer la cohérence du comportement mécanique du modèle et la faisabilité de l'approche à simuler des tâches physiologiques.

La figure 1.1 résume l'approche générale développée dans le présent projet.

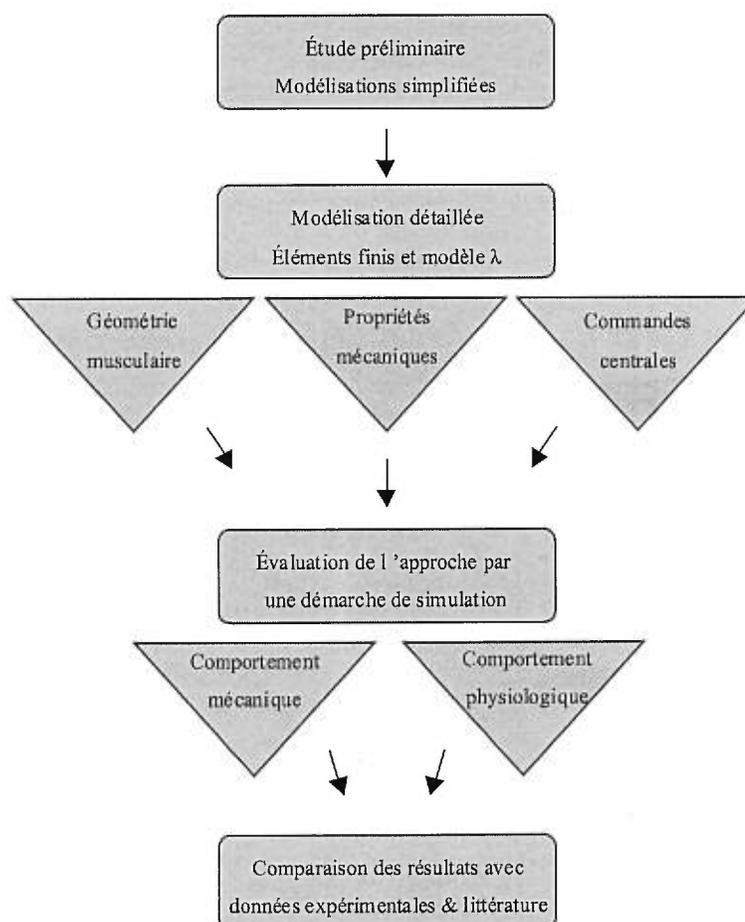


Figure 1.1. Schéma de l'approche générale du projet de maîtrise.

Le présent mémoire est organisé de la façon suivante. D'abord, une revue de la littérature est effectuée au chapitre 2. Celle-ci présente les aspects anatomiques et physiologiques du système neuro-musculo-squelettique ainsi que la biomécanique du tronc dans la posture et le mouvement. Les principaux modèles du tronc existants de même que les techniques et approches de modélisation à la base de ce projet y sont également expliqués. Le chapitre 3 donne le détail du développement de la modélisation et les méthodes utilisées pour la conduite des simulations et pour son évaluation. Le chapitre 4 regroupe les résultats et la discussion des simulations. Le chapitre 5 présente une discussion générale de l'approche développée, une comparaison critique aux approches existantes ainsi qu'un exposé des

perspectives du projet. Le chapitre 6 résume les conclusions et recommandations de ce travail. Enfin, l'annexe 1 regroupe les études préliminaires effectuées à l'aide de deux modèles simplifiés et les annexes suivantes intègrent des informations complémentaires concernant divers aspects du projet.

Chapitre 2 - Revue de littérature

2.1 Éléments d'anatomie et de physiologie

2.1.1 Anatomie descriptive du système osséo-ligamentaire du tronc

Le squelette du tronc comprend trois parties principales : la colonne vertébrale (ou rachis), la cage thoracique et le bassin. Ces différentes composantes sont reliées par un grand nombre de tissus mous tels les ligaments, les disques intervertébraux et les cartilages et sont retenues par des muscles. Les descriptions anatomiques présentées dans cette section proviennent des ouvrages de Rouvière et Delmas (1991) et de Kapandji (1972).

La **colonne vertébrale** prise dans son ensemble est rectiligne lorsque vue dans le plan frontal. Par contre, dans le plan sagittal, elle comporte quatre courbures qui sont : la cyphose thoracique et la cyphose sacrée, à concavité antérieure; ainsi que la lordose lombaire et la lordose cervicale, à concavité postérieure (figure 2.1). La colonne vertébrale est composée de 33 à 35 vertèbres soit généralement 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres thoraciques, 5 vertèbres lombaires, 5 vertèbres sacrées et de 3 à 5 vertèbres coccygiennes.

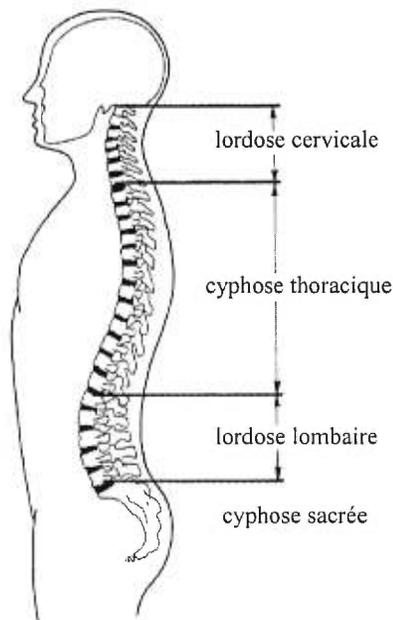


Figure 2.1. Les courbures du rachis.
(Adaptée de Oliver et Middleditch, 1991)

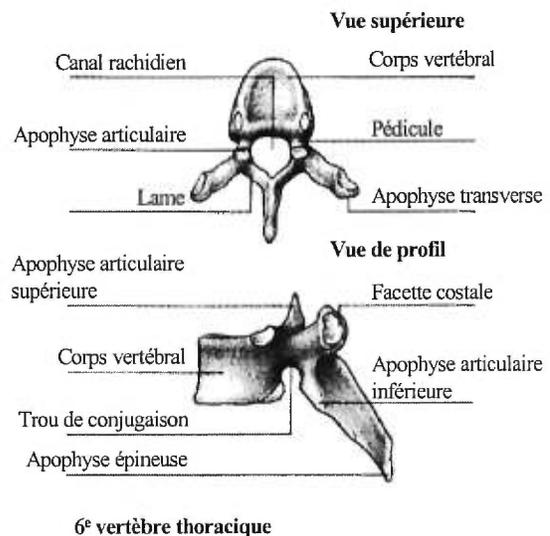


Figure 2.2. Description d'une vertèbre.
(Adaptée de Larousse, 1994)

Une vertèbre-type est formée de deux parties principales, le corps vertébral en avant et l'arc postérieur en arrière (figure 2.2). Le corps vertébral est la partie la plus massive de la vertèbre : il a en général la forme d'un segment de cylindre avec un pan coupé postérieur. Les faces horizontales (supérieure et inférieure) du corps vertébral sont les plateaux vertébraux. L'arc postérieur est un arc osseux formé, de chaque côté, par les pédicules à l'avant et les lames vertébrales à l'arrière. Il décrit, avec la face postérieure du corps vertébral, le canal rachidien qui permet le passage de la moelle épinière. À l'union des pédicules et des lames, les apophyses articulaires viennent se fixer de part et d'autre sur l'arc postérieur. Elles permettent, par leurs surfaces cartilagineuses, l'articulation avec les vertèbres voisines. La vertèbre comporte aussi les apophyses transverses (ou costoïdes pour les vertèbres lombaires) qui se soudent sur l'arc postérieur environ à la hauteur des articulaires. Finalement, sur la ligne médiane arrière vient se fixer l'apophyse épineuse. Cette vertèbre-type se retrouve à tous les étages du rachis avec des modifications qui peuvent porter autant sur le corps vertébral que sur l'arc postérieur. Au niveau thoracique uniquement, les surfaces articulaires costo-vertébrales et costo-transverses permettent l'articulation avec les côtes.

Le lien entre deux vertèbres voisines comprend le disque intervertébral et des ligaments (figure 2.3). Le disque intervertébral est un segment de cylindre, d'épaisseur variable selon le niveau anatomique et dont la structure est en deux parties : une périphérique, formée de couches fibreuses concentriques, l'annulus fibrosus (6 et 7), et une centrale, le nucléus pulposus (8). Sur une coupe horizontale, on peut distinguer également les divers ligaments. D'abord ceux annexés au corps vertébral, s'étendant de la base du crâne jusqu'au sacrum : le ligament vertébral commun antérieur (1), sur la face antérieure des corps vertébraux, et le ligament vertébral commun postérieur (2), sur la face postérieure des corps vertébraux. Ensuite, on retrouve ceux annexés à l'arc postérieur : le ligament jaune (3), très épais et résistant qui s'insère sur la lame vertébrale des vertèbres sus et sous-jacentes; le ligament interépineux (4) prolongé en arrière par le ligament surépineux (5). Au sommet de chaque apophyse transverse s'insère de chaque côté le ligament intertransversaire (10). Enfin, au niveau des articulations interapophysaires, il existe de puissants ligaments interapophysaires (9) qui renforcent la capsule de ces articulations.

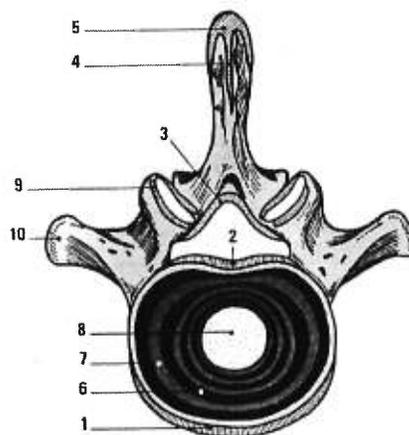


Figure 2.3. Les éléments de liaison intervertébrale. (Tirée de Kapandji, 1972)

La **cage thoracique** se compose des côtes, des cartilages costaux et du sternum. Le sternum est un os allongé et plat composé de trois parties (de haut en bas) : le manubrium, le corps du sternum et l'appendice xiphoïde. Les côtes sont des os plats, allongés, disposés en douze paires qui se dirigent vers le bas et légèrement en dehors. Chaque côte possède un corps, une extrémité postérieure et une extrémité antérieure. Sur la face externe du corps, deux angles peuvent être distingués : l'angle antérieur et l'angle postérieur (figure 2.4). L'extrémité postérieure comprend la tête, qui s'ajuste au disque et aux corps des vertèbres voisines, la tubérosité, qui répond à la surface articulaire de l'apophyse transverse; et le col qui s'étend entre la tête et la tubérosité. Finalement, le cartilage costal réunit l'extrémité antérieure des côtes au sternum (sauf pour les côtes dites flottantes, associées aux vertèbres T11 et T12).



Figure 2.4. La géométrie de la côte. (Tirée de Rouvière et Delmas, 1991)

Le **bassin** est une ceinture osseuse qui comprend trois sections (le sacrum, le coccyx et les deux os iliaques) articulées entre elles par deux articulations sacro-iliaques, en arrière, et la symphyse pubienne, en avant. Le sacrum et le coccyx proviennent de la soudure des vertèbres sacrées et coccygiennes respectivement. La face antérieure du sacrum est concave et sa face postérieure est convexe, irrégulière et présente sur la ligne médiane une crête formée de trois ou quatre tubercules résultant de la fusion des apophyses épineuses. De

chaque côté de la crête sacrée, on retrouve la gouttière sacrée formée par la réunion des lames vertébrales et les trous sacrés permettant le passage des nerfs sacrés. Le coccyx est une pièce osseuse, triangulaire, aplatie, qui termine la colonne vertébrale. Chaque os iliaque se divise en trois parties : l'ilion, le pubis et l'ischion, soudés au niveau du cotyle. Il est bordé supérieurement par la crête iliaque qui prend naissance en avant au niveau de l'épine iliaque antéro-supérieure, se continue vers le haut pour atteindre le sommet de la crête iliaque puis se termine à l'arrière au niveau de l'épine iliaque postéro-supérieure. Les épines iliaques antéro-inférieure et postéro-inférieure sont situées en dessous des épines iliaques antéro-supérieure et postéro-supérieure respectivement. La figure 2.5 illustre ces différentes parties.

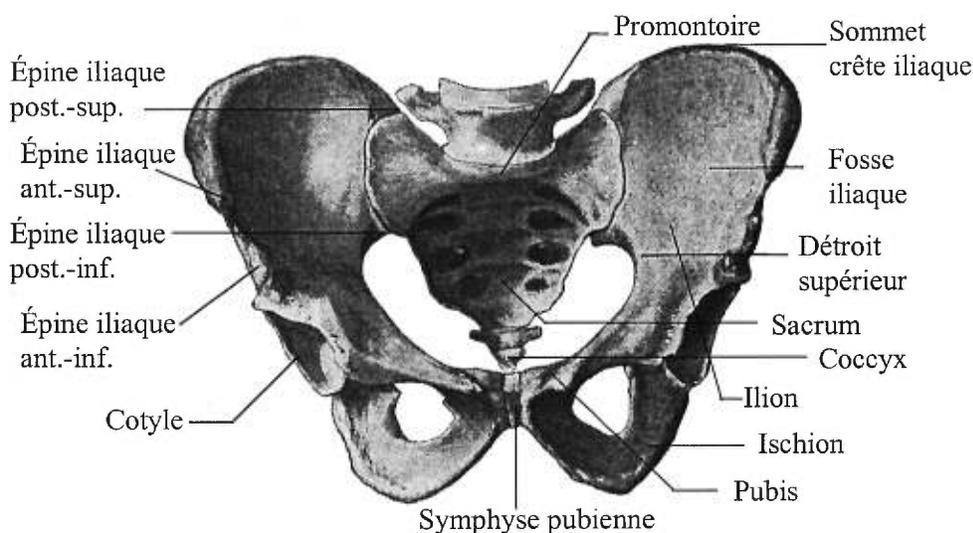


Figure 2.5. Le bassin en vue antérieure. (Adaptée de Rouvière et Delmas, 1991)

2.1.2 Anatomie descriptive de la musculature du tronc

La présente section résume la description de l'anatomie des muscles du tronc principalement tirée des ouvrages de Rouvière et Delmas (1991) et de Kapandji (1972). Les noms latins des muscles et leur équivalent français seront présentés ici, cependant par la suite, seulement les noms latins seront utilisés. Chaque muscle possède deux types de sites d'attache soit l'origine, qui est généralement plus distale et l'insertion, qui est proximale (Crouch, 1972). Les muscles du tronc se divisent en quatre groupes principaux : les muscles du groupe postérieur, les muscles du groupe moyen, les muscles du groupe antérieur et les muscles de la paroi antéro-latérale de l'abdomen.

2.1.2.1 Les muscles du groupe postérieur

Les muscles du groupe postérieur sont disposés sur trois plans principaux qui sont décrits du plus profond au plus superficiel. Le plan profond est constitué par les muscles spinaux ou muscles des gouttières vertébrales. Ils sont formés de faisceaux longitudinaux d'autant plus courts qu'ils sont plus profondément situés. On retrouve d'abord le **multifidus** ou transversaire épineux (figure 2.6). Ce muscle, qui parcourt la colonne vertébrale du sacrum à la région cervicale, a été décrit par Trolard en 1929. Il se présente en de nombreuses séries de faisceaux, chacune d'elles prenant son origine sur une apophyse transverse et se divisant en quatre faisceaux. Un premier se termine sur le bord inférieur de la lame vertébrale de la première vertèbre située au-dessus de son point d'origine; un autre, sur la partie interne du bord inférieur de la lame de la deuxième vertèbre située au-dessus; un autre, sur la base de l'apophyse épineuse de la troisième vertèbre sus-jacente; et le dernier, sur le sommet de l'apophyse épineuse de la quatrième. Il y a aussi le **longissimus** ou long dorsal qui est une longue bande musculaire montant sur la face postérieure du thorax pour se fixer sur les côtes, en dedans de l'angle postérieur, jusqu'à la cinquième côte (faisceaux externes ou costaux) et sur les apophyses transverses de toutes les vertèbres lombaires et thoraciques (faisceaux internes ou transversaires)). On retrouve également l'**iliocostalis** ou ilio-costal. Il s'agit d'une épaisse masse musculaire prismatique située en arrière et en dehors des muscles précédents et qui monte sur la face postérieure du thorax en laissant des faisceaux de terminaison sur la face postérieure des neuf dernières côtes, près de leur angle postérieur. Ces fibres sont ensuite relayées par des fibres remontant jusqu'aux apophyses transverses des quatre dernières cervicales. Le muscle **semispinalis** ou épi-épineux est un muscle fusiforme, allongé, situé derrière les multifidus, qui s'insère en bas sur les épineuses des deux premières lombaires et des deux dernières thoraciques, pour se terminer sur les épineuses des dix premières thoraciques. On retrouve finalement les **interspinalis** ou inter-épineux, situés de part et d'autre de la ligne médiane réunissant les bords de deux apophyses épineuses voisines. À leur partie basse, tous ces muscles sont confondus, formant la masse commune. Ces intersections s'effectuent à la face profonde d'une épaisse lame tendineuse se confondant en surface avec l'aponévrose du latissimus dorsi. Les muscles longissimus, iliocostalis et semispinalis sont regroupés sous l'appellation : muscles érecteurs du rachis (figure 2.7).

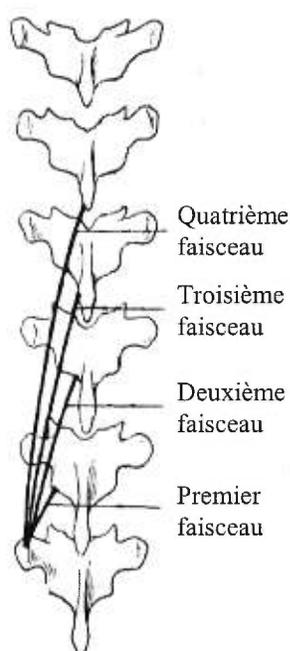


Figure 2.6. Le muscle multifidus.
(Adaptée de Rouvière et Delmas, 1991)

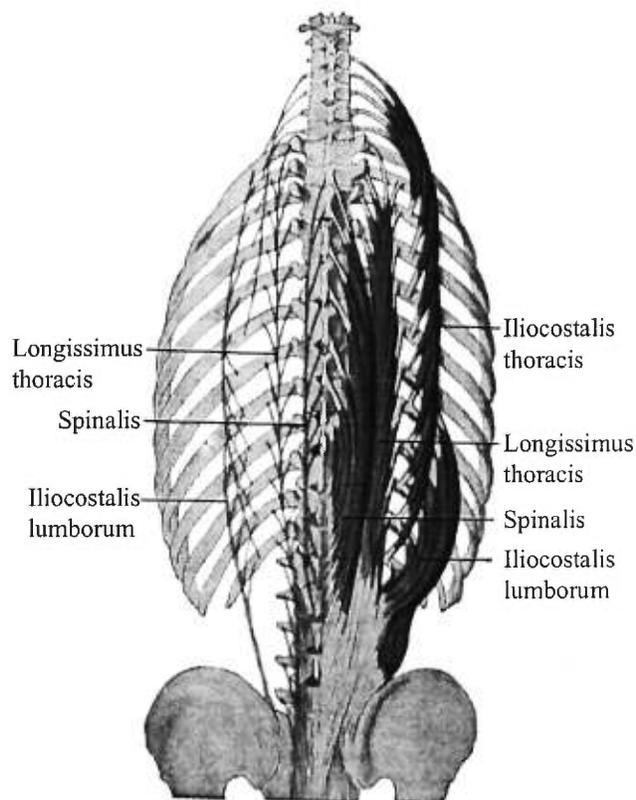


Figure 2.7. Les muscles érecteurs du rachis.
(Adaptée de Rouvière et Delmas, 1991)

Le plan moyen est constitué des muscles **petits dentelés** postéro-supérieur et inférieur qui sont situés immédiatement en arrière des muscles des gouttières et recouverts par le plan du muscle latissimus dorsi. Le premier naît des trois premières vertèbres thoraciques et se termine sur les premières côtes. Le second s'insère sur les épineuses des trois premières vertèbres lombaires et des deux dernières vertèbres thoraciques et forme des faisceaux se terminant sur les trois ou quatre dernières côtes. Finalement, le plan superficiel comprend principalement le **latissimus dorsi** ou grand dorsal. Ce muscle prend ses insertions sur les apophyses épineuses des six dernières vertèbres thoraciques, sur celles des vertèbres lombaires et sacrées et sur le tiers postérieur de la crête iliaque et enfin sur les quatre dernières côtes. Le latissimus dorsi vient terminer sa course sous l'humérus.

2.1.2.2 Les muscles du groupe moyen

Le groupe moyen des muscles de la région postérieure du tronc comprend les muscles situés dans le plan des apophyses transverses. Les **intertransversaires** sont de petits muscles

tendus entre deux apophyses transverses (thoraciques ou lombaires) voisines. Le muscle **quadratus lumborum** ou carré des lombes est un muscle aplati, ayant la forme d'un quadrilatère et situé en avant des muscles spinaux. Il comprend trois sortes de faisceaux. D'abord, des ilio-costaux et des ilio-transversaires qui s'attachent à la partie postérieure de la lèvre interne de la crête iliaque et se terminent soit sur la dernière côte ou sur les apophyses transverses des vertèbres lombaires. Ensuite, des faisceaux costo-transversaires naissent du bord inférieur de la douzième côte et descendent s'attacher sur la face antérieure des apophyses transverses des vertèbres lombaires (figure 2.8).

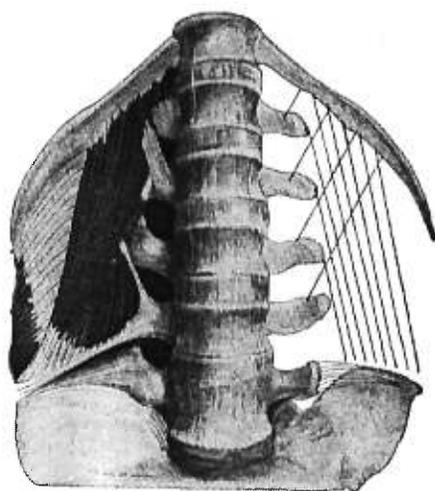


Figure 2.8. Le muscle quadratus lumborum.
(Tirée de Rouvière et Delmas, 1991)

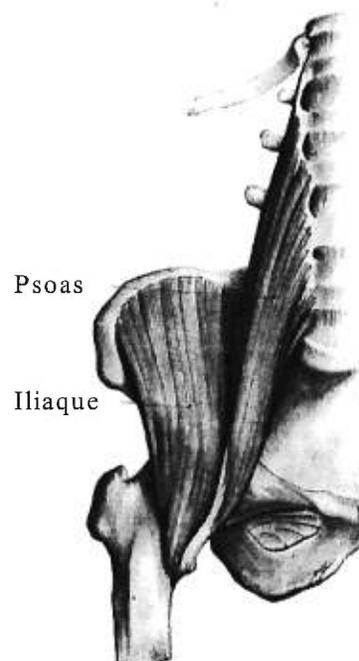


Figure 2.9. Le muscle psoas. (Tirée de Rouvière et Delmas, 1991)

2.1.2.3 Les muscles du groupe antérieur

Le groupe antérieur inclut les muscles psoas, iliaque et petit psoas (figure 2.9). Le **psoas** est épais, fusiforme et se présente en deux parties : une plus postérieure, dont les faisceaux naissent près de la base des apophyses transverses des vertèbres lombaires et une plus antérieure, dont les faisceaux naissent des corps vertébraux et des disques de la même région. Il descend ensuite en bas et en dehors, suit le détroit supérieur, se réfléchit sur le bord antérieur de l'os coxal, au niveau de l'éminence ilio-pectinée et accompagné du muscle iliaque, vient se terminer sur le sommet du petit trochanter. Le muscle **iliaque**, quant à lui, démarre, par des fibres charnues, de presque toute la fosse iliaque interne ainsi que de la

lèvre interne de la crête iliaque. Finalement, le muscle **petit psoas** est un muscle inconstant, grêle, qui descend en avant du psoas. Il naît des corps de la douzième vertèbre thoracique et de la première lombaire ainsi que du disque situé entre les deux. Il se termine par un long tendon qui s'attache à la partie supérieure de l'éminence ilio-pectinée.

2.1.2.4 Les muscles de la paroi abdominale antéro-latérale

La paroi abdominale antéro-latérale comprend cinq muscles : le transverse de l'abdomen, l'oblique interne (ou petit oblique) et l'oblique externe (ou grand oblique), le rectus abdominis ou grand droit et le pyramidal (figures 2.10, 2.11 et 2.12). Le muscle **transverse** forme la couche la plus profonde des muscles larges de la paroi de l'abdomen. Il s'insère en arrière sur le sommet des apophyses transverses des vertèbres lombaires. Ses fibres musculaires horizontales, se dirigent en dehors et directement en avant contournant ainsi la masse viscérale. Elles donnent naissance à des fibres aponévrotiques suivant une ligne parallèle au bord externe des muscles droits. Cette aponévrose de terminaison du transverse rejoint celle du côté opposé sur la ligne médiane. L'**oblique interne** forme la couche intermédiaire des muscles larges de l'abdomen. La direction générale de ses fibres est oblique de bas en haut et de dehors en dedans. Certaines fibres proviennent du tiers externe de l'arcade fémorale et des trois quarts antérieurs de l'interstice de la crête iliaque. D'autres s'attachent au quart postérieur de la crête iliaque et à l'apophyse épineuse de la cinquième vertèbre lombaire. Les fibres s'étendent en éventail et se terminent sur une longue ligne d'attache. Les fibres postérieures se fixent au bord inférieur des quatre derniers cartilages costaux, les moyennes se continuent jusqu'à une ligne tendineuse nommée ligne blanche et les fibres inférieures s'unissent à celles du transverse pour former le tendon conjoint lequel s'attache à la symphyse pubienne. L'**oblique externe** forme la couche superficielle des muscles larges de la paroi abdominale; la direction générale de ses fibres est oblique de haut en bas et de dehors en dedans. Ses digitations charnues s'insèrent sur les sept dernières côtes. Les faisceaux musculaires sont situés sur la paroi latérale de l'abdomen et donnent naissance à une aponévrose suivant une ligne de transition d'abord verticale, parallèle au bord externe du rectus abdominis, puis oblique en bas et en arrière. Cette aponévrose s'entrecroise sur la ligne médiane avec son homologue du côté opposé pour contribuer à la formation de la ligne blanche abdominale. Les fibres issues de la digitation à la 9e côte s'insèrent sur le pubis et celles issues de la digitation à la côte 10 se terminent sur l'arcade crurale. Le muscle **rectus abdominis** est un muscle allongé, aplati, épais, étendu le long de la ligne médiane. Il origine de la face antérieure de la symphyse pubienne et se termine en trois digitations sur la partie

antéro-inférieure du thorax. Une première, plus externe, s'attache au bord inférieur du cinquième cartilage costal ainsi qu'à l'extrémité de la cinquième côte. La digitation moyenne se rend au bord inférieur du sixième cartilage costal alors que la digitation interne se fixe au bord inférieur du septième et à la face antérieure de l'appendice xiphoïde.

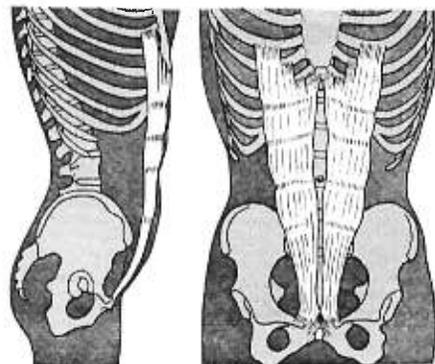


Figure 2.10. Le muscle rectus abdominis. (Tirée de Kapandji, 1972)

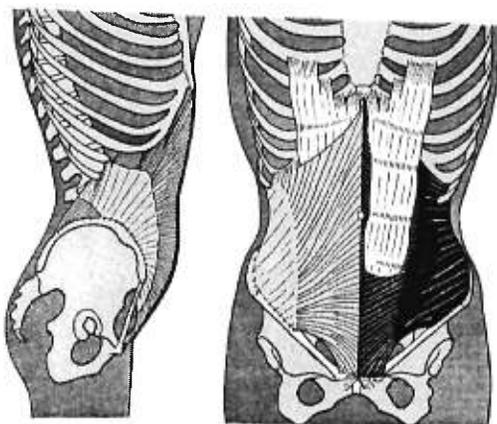


Figure 2.11. Le muscle oblique interne (en gris). (Tirée de Kapandji, 1972)

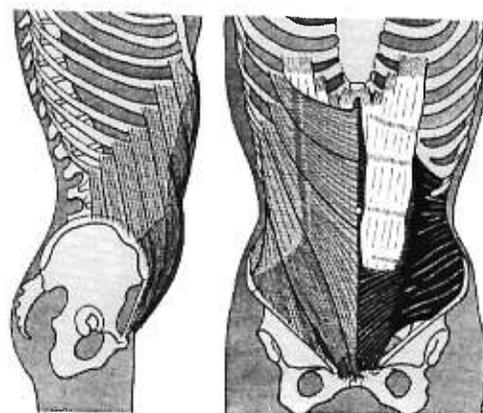


Figure 2.12. Le muscle oblique externe (en gris). (Tirée de Kapandji, 1972)

En avant, ces trois derniers muscles forment des aponévroses qui constituent la gaine des droits et la ligne blanche. L'aponévrose de l'oblique interne se divise au bord externe du rectus abdominis en deux feuillets, l'un superficiel et l'autre profond qui l'enveloppent. Sur la ligne médiane ils s'entrecroisent formant un raphé très solide : la ligne blanche abdominale. Le **pyramidal** de l'abdomen est un muscle inconstant, généralement triangulaire placé en avant de la partie inférieure du rectus abdominis. Il s'insère sur le pubis et sur la face antérieure de la symphyse et se termine sur la face latérale de la ligne blanche.

2.1.3 Propriétés géométriques des muscles

En plus de ces descriptions anatomiques traditionnelles, de nombreux auteurs ont cherché à déterminer quantitativement les propriétés géométriques des muscles du tronc. Ces

informations sont requises pour calculer la contribution en force de chacun des muscles et doivent être aussi précises que possible afin d'être utilisées à l'intérieur d'une approche de modélisation biomécanique. Les dessins anatomiques détaillés de Eycleshymer et Schoemaker (1911) ont souvent été utilisés pour calculer les aires de sections des muscles du tronc. Entre autres, Takashima et coll. (1979) ont rapporté les valeurs qu'ils avaient extraites de ces dessins pour les muscles de l'abdomen, de la poitrine, des groupes postérieur (plans superficiel, moyen et profond) et moyen, le plus souvent à des niveaux anatomiques bas, moyen et haut le long du tronc.

Plusieurs études ont porté sur la compréhension de la géométrie des muscles du tronc basée sur la dissection de cadavres. Il convient en ce sens de mentionner les travaux de dissection de Macintosh et Bogduk (1987, 1991) qui s'intéressent aux muscles du plan profond du groupe postérieur. Dans la première étude, ils ont disséqué huit cadavres humains adultes et déterminé la taille des faisceaux, les sections, la présence et la longueur des tendons et la longueur du corps du muscle. Dans la seconde étude, cinq cadavres ont été radiographiés et ils n'ont trouvé aucune différence significative entre les sites d'attache des muscles du tronc chez ces sujets. Leurs travaux ont permis de comprendre les muscles du tronc en termes de séries de faisceaux reliant leurs points d'attache particuliers. Dans leur modélisation très détaillée, ils associent les sites d'attache par des lignes droites. Par ailleurs, Dumas et coll. (1988) ont fourni, selon certains auteurs (Han et coll., 1992), les premières véritables données géométriques tridimensionnelles de la musculature humaine. Ces auteurs ont utilisé une technique stéréotaxique afin de déterminer les lignes d'action et les bras de levier des muscles spinaux d'un cadavre embaumé. Chaque muscle est modélisé par plusieurs faisceaux indépendants représentés par des lignes droites ou courbes selon la géométrie du muscle. Le modèle curviligne a été utilisé pour représenter les muscles obliques et le transverse de l'abdomen.

Toutefois, plusieurs auteurs ont mentionné que les données recueillies sur des cadavres ne sont pas satisfaisantes (Lavaste et coll., 1992). En effet, ces mesures pourraient ne pas être fiables à cause de la distorsion des tissus mous. McGill et coll. (1988) ajoutent que l'âge avancé et la période d'inactivité prolongée avant le décès causent l'atrophie des tissus. Le procédé d'embaumement et les fluides résiduels peuvent se combiner pour introduire davantage de distorsion dans les tissus cadavériques.

La tomographie assistée par ordinateur est une technique d'imagerie également utilisée dans la détermination de la géométrie des muscles du tronc. Reid et Costigan (1985) ont récupéré une banque d'images tomographiques de vingt-huit sujets vivants, prises entre l'appendice xiphoïde et la symphyse pubienne. Ils y ont numérisé les contours des muscles érecteurs du rachis et du rectus abdominis et calculé leur section, leur volume et les bras de leviers en termes du pourcentage de profondeur antéro-postérieure du tronc. Han et coll. (1992) ont fait une acquisition par tomographie de la géométrie des muscles chez 10 patients souffrant de maux de dos et ont obtenu des valeurs de position des centroïdes des muscles, de sections effectives et de cosinus directeurs pour les muscles qui traversent plusieurs niveaux vertébraux. Selon eux, les données précédemment publiées par d'autres auteurs ne précisaient pas les distances axiales entre les sections rapportées ni leur orientation relative.

Plusieurs sont d'avis que l'imagerie par résonance magnétique est une technique appropriée pour la détermination des propriétés géométriques des tissus mous comme les muscles, et de plus, elle n'entraîne pas de radiations ionisantes pour le patient. Tracy et coll. (1989) ont utilisé cette technique d'imagerie sur la colonne lombaire de vingt-six sujets masculins afin d'obtenir les sections de nombreux muscles et une analyse de régression a suivi pour relier ces valeurs aux mesures du tronc et au poids du corps. Leurs résultats ont été comparés avec succès à des données de McGill et coll. (1988) obtenues de clichés tomographiques. De même, Guzik et coll. (1996) ont utilisé cette technique pour déterminer la densité vertébrale lombaire de seize sujets masculins et la géométrie des muscles rectus abdominis, obliques, psoas, quadratus lumborum, érecteurs du rachis et latissimus dorsi (longueur du bras de levier, ligne d'action et section). Les images ont été converties en échelle de gris et numérisées et la procédure de mesure des sections des muscles est reproductible à l'intérieur de 0,1%.

Stokes et Gardner-Morse (1998a; 1998b) ont utilisé partiellement les données issues des précédentes études pour le développement de leur modèle de la musculature lombaire. Ils ont par ailleurs complété leur modélisation à l'aide des informations géométriques provenant de coupes photographiques transverses disponibles sur Internet provenant de la base de données du "Visible Human Project" (National Library Medicine, Bethesda, MD) notamment pour les muscles abdominaux. Ils ont déterminé une division en faisceaux des muscles rectus abdominis et obliques en respectant les points d'attache des muscles, l'orientation des fibres principales telles que vue chez les cadavres et les volumes en fonction

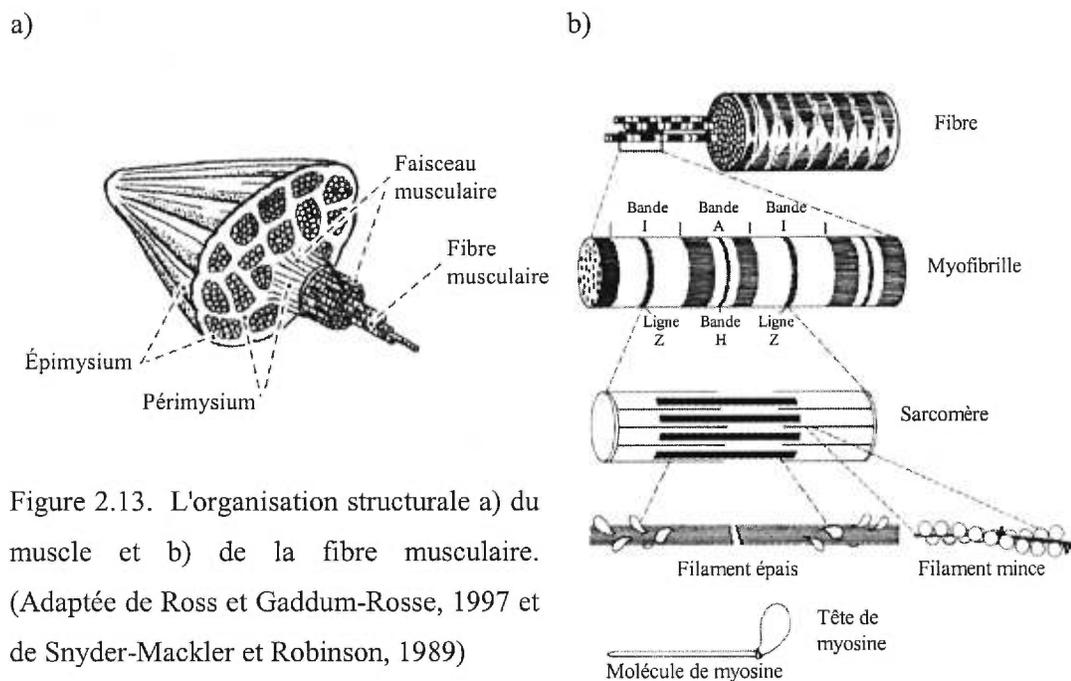
des contours extraits des photos. En effet, ce sont les volumes des muscles qui ont été calculés de la banque de données et ces valeurs ont été divisées par la longueur des faisceaux pour déterminer les aires de sections physiologiques. Il semble souvent plus intéressant de déterminer cette propriété qui permet de relier la taille du muscle avec la force maximale qu'il peut générer plutôt que les sections simplement géométriques (Lieber, 1992).

2.1.4 Anatomie et physiologie du système neuro-musculaire

Le système nerveux central des vertébrés est constitué par le cerveau et la moelle épinière tandis que le système nerveux périphérique comprend les nerfs issus de ces organes et destinés aux différentes parties du corps. L'unité anatomique de base du système nerveux est le neurone. Chaque neurone possède une arborescence appelée dendrites qui assurent la réception des signaux et un axone (fibre nerveuse) qui permet la transmission des signaux vers d'autres cellules nerveuses ou vers les muscles (Rosse et Gaddum-Rosse, 1997). Le signal transmis est une impulsion électrique stimulatrice et s'appelle potentiel d'action. Le cerveau est le générateur des signaux de commandes supérieurs. Il est responsable de l'initiation des mouvements volontaires et de l'interprétation des sensations. Certaines zones du cortex cérébral ont été identifiées comme les principales aires motrices. On reconnaît également la participation du cervelet dans la coordination de l'exécution motrice. La moelle épinière est un relais pour les commandes des centres supérieurs et le lieu de nombreuses activités motrices réflexes. Elle contient les neurones moteurs (ou motoneurones) de types α , β et γ , et des neurones servant d'intermédiaires (interneurones) entre les neurones des centres supérieurs et les motoneurones. Ces derniers peuvent favoriser ou inhiber la transmission des potentiels d'action à des neurones moteurs particuliers. On divise habituellement une coupe transverse de la moelle épinière en deux sections : la corne postérieure qui reçoit les signaux sensitifs et les disperse vers le reste de la moelle ou vers le cerveau, et la corne antérieure qui donne naissance aux fibres qui se dirigent vers les muscles squelettiques. Les fibres qui servent à transmettre les impulsions vers le système nerveux central sont appelées afférentes alors que celles projetant à la périphérie sont dites efférentes.

Le muscle est enveloppé d'une membrane de fascia, l'épimysium, qui facilite son glissement sur les structures voisines (Hainaut, 1971). Du tissu conjonctif, le péri-mysium, pénètre également à l'intérieur du muscle pour le subdiviser en paquets de fibres nommés faisceaux (figure 2.13 a). Enfin, l'endomysium est une portion plus mince de ce tissu qui s'infiltré à

l'intérieur des faisceaux pour entourer chacune des fibres. Ces tissus conjonctifs permettent de transmettre les forces générées par les muscles vers les tendons (à la jonction myotendineuse) puis vers les os (aux points d'attache).



La fibre musculaire est une cellule allongée constituée d'une succession de myofibrilles (figure 2.13 b). La myofibrille présente des stries transversales qui la segmentent en tronçons régulièrement disposés et alternés. Les uns sont optiquement denses, les disques anisotropes sombres (A), et les autres moins denses, bandes I. Le disque sombre est partagé en deux par une bande centrale étroite claire, la zone H, et le disque clair est coupé par une strie foncée, la ligne Z qui passe d'une myofibrille à l'autre. L'unité histologique et physiologique contractile du muscle se situe entre deux raies Z successives et se nomme sarcomère. Au niveau de chaque sarcomère on retrouve deux types de filaments protéiques : les filaments épais de myosine et les filaments minces d'actine. Ces derniers partent de la raie Z pour venir s'intercaler entre les filaments de myosine.

Le modèle de structure présenté ici fut proposé par Huxley et Hanson dans les années 1960 (Huxley, 1971) et permet de relier la contraction et l'allongement du muscle à un glissement de deux types de filaments l'un sur l'autre. La série d'événements chimiques et électriques qui conduisent à cette contraction est le couplage excitation-contraction. Pour activer un

muscle, le système nerveux central initie d'abord un potentiel d'action dans l'axone d'un motoneurone α par l'envoi d'une commande de dépolarisation appropriée. Le potentiel d'action se propage très rapidement et envahit la terminaison nerveuse pour libérer un neurotransmetteur, l'acétylcholine, à la jonction neuro-musculaire. La fixation de ce transmetteur à la membrane de la fibre musculaire augmente sa perméabilité aux ions sodium. Cette entrée massive de charges produit une variation de potentiel qui donne naissance à des courants locaux qui se propagent vers les deux extrémités de la fibre (Snyder-Mackler et Robinson, 1989). Sous leur passage, une contraction des sarcomères s'effectue sous la forme d'une pénétration par glissement des filaments d'actine et de myosine. La régulation du mécanisme de contraction est sous le contrôle des ions calcium. En effet, les courants vont causer la dépolarisation de certaines invaginations de la membrane à l'intérieur de la cellule (t-tubules) et permettre la libération d'ions calcium du réticulum sarcoplasmique vers le cytoplasme de la cellule. Or, en plus de l'actine, on retrouve également sur les filaments minces, deux protéines régulatrices : la troponine et la tropomyosine. La troponine a une grande affinité pour le calcium et lorsqu'il s'y fixe, elle subit un changement de conformation qui permet de déplacer la tropomyosine et d'exposer les sites actifs de l'actine. La libération des sites actifs permet leur contact avec les têtes des molécules de myosine. Ces dernières se courbent alors et entraînent avec elles les filaments minces. Cette opération augmente le recouvrement mutuel des myofilaments et diminue donc la longueur des sarcomères. Elle se poursuit tant que des ions calcium restent disponibles dans le cytoplasme.

2.2 Fonctions physiologiques et biomécaniques du tronc

2.2.1 Principes de recrutement et organisation fonctionnelle des muscles

La fibre musculaire, comme la fibre nerveuse, répond à la loi du "tout ou rien", en ce sens que si le stimulus ne dépasse pas une valeur seuil, la fibre ne répond pas, mais si le stimulus est suffisant, la réponse est la même, quelle que soit l'intensité de la stimulation (Kandel, 1991). Dans le muscle tout entier, par contre, l'amplitude de la réponse variera si l'on fait varier l'intensité de l'excitant. En effet, selon l'intensité du stimulus, un nombre plus ou moins grand de fibres musculaires sera activé. L'unité motrice, définie par Sherrington en 1925, est à la base de l'organisation fonctionnelle du mouvement volontaire ou réflexe. L'unité fonctionnelle est constituée du neurone moteur, de l'axone moteur correspondant et

de l'ensemble des fibres musculaires qui sont innervées par cet axone. Les différentes fibres comprises dans une même unité motrice répondent simultanément, c'est-à-dire qu'elles se contractent simultanément lorsque leur motoneurone décharge. Plusieurs unités motrices sont incluses dans un faisceau musculaire et ces unités seront activées l'une après l'autre durant l'action du muscle. Normalement, les unités motrices sont recrutées selon le "size principle". D'après Henneman, (1965) c'est la taille des unités motrices qui détermine leur ordre d'activation donc le fait que leur seuil de recrutement soit élevé ou non. Dans les conditions usuelles de mouvement ou de maintien d'une posture, la contraction est distribuée tour à tour entre les différentes unités motrices de manière à minimiser la fatigue. Cependant, le nombre d'unités motrices nécessaires augmente selon la force demandée. On admet ainsi que c'est par le recrutement de plus en plus d'unités motrices que la gradation de la force musculaire se fait.

L'action d'un muscle est l'effet de sa contraction sur les parties osseuses (ou cartilagineuses) sur lesquelles il s'attache. Or, la taille et la forme globale du muscle ainsi que l'arrangement tridimensionnel des faisceaux à l'intérieur du muscle sont adaptés à l'amplitude du mouvement et à la force requise pour l'articulation à laquelle il sert. L'action d'un muscle dépend de plusieurs facteurs dont le type d'articulation traversée, la forme des surfaces articulaires, les axes autour desquels les mouvements peuvent se produire, la relation anatomique entre la ligne d'action du muscle et les axes de l'articulation (Rosse et Gaddum-Rosse, 1997). Cependant, à cause de la complexité de l'architecture des faisceaux, il peut être difficile, voire erroné, de présumer de la fonction d'un muscle en considérant uniquement ses sites d'attache. Nous savons que plusieurs muscles traversent plus d'une articulation (biarticulaire, multiarticulaire). Lorsqu'un tel muscle se contracte, il entraîne le mouvement de toutes les articulations qu'il traverse. Cependant, il est possible que la tâche motrice désirée n'implique pas le mouvement de certaines de ces articulations. Cela signifie que, pour un mouvement donné, différents muscles ou groupes musculaires sont activés de manière différente par le SNC. Les muscles de cette combinaison qui sont responsables de l'initiation et du maintien du mouvement désiré sont appelés "prime movers" ou agonistes alors que ceux requis pour opposer ce mouvement ou initier le mouvement inverse sont les antagonistes. Par exemple, dans la flexion du coude, le biceps est un agoniste alors que le triceps est un antagoniste; leur fonction sont inversées lors du mouvement d'extension. Lorsque la force agoniste est générée non pas par les muscles mais par la gravité, le mouvement sera contrôlé par les muscles capables de produire le mouvement inverse. Ainsi,

pour un avant-bras tenu verticalement, le coude posé sur une table, qu'on laisse descendre vers la table, l'extension du coude sera contrôlée par les fléchisseurs contre la gravité. Ce mécanisme est particulièrement important dans le maintien de la posture debout (Hainaut, 1971). Tous les muscles antigravitaires seront activés en réponse de l'étirement produit par la force de gravité. L'action combinée des muscles agonistes et antagonistes permet la stabilisation d'un degré de liberté. De plus, les composantes de mouvement non désirées, entraînées par les muscles multiarticulaires, peuvent être éliminées par les muscles à action neutralisante qui viennent assister les agonistes dans l'exécution correcte du mouvement désiré et réalisent avec eux des synergies musculaires.

De fait, l'action versatile du système musculaire implique qu'il existe un système sensoriel sophistiqué et des mécanismes de "feedback" (rétroaction) vers les motoneurones et les centres supérieurs de la coordination. En plus des fibres motrices ou efférentes, le nerf d'un muscle contient également une large proportion de fibres sensibles ou afférentes. Ces fibres sensibles possèdent des terminaisons permettant la réception des stimuli : la douleur, l'information concernant la posture et la position des membres et des articulations, et l'information concernant l'état de contraction ou de tension subi par les muscles ou les tendons. Les fuseaux neuromusculaires sont de ce dernier type (Hainaut, 1971). Il s'agit d'un ensemble de fibres musculaires fuselées, spécialisées, incluses à l'intérieur d'une mince feuille de tissu conjonctif. Ils contiennent des fibres, dites intrafusales, qui ont des terminaisons sensibles au degré et à la vitesse d'étirement. Le réflexe d'étirement ou myotatique est un réflexe fort simple qui permet d'illustrer la fonction des fuseaux neuromusculaires. Lorsque le muscle est étiré, les terminaisons sont également étirées et déchargent une volée d'influx qui vont activer, par liaison monosynaptique, les motoneurones α correspondants ainsi que dans une moindre mesure ceux des muscles synergistes. Des collatérales permettent, par l'intermédiaire d'un interneurone, d'inhiber les motoneurones α de la musculature antagoniste. On peut citer à titre d'exemple le réflexe rotulien qui ferait suite à une flexion imposée des membres inférieurs dans le sens de la gravité. Dans les cornes antérieures de la moelle, on décrit des motoneurones plus petits que les α : ce sont les motoneurones γ dont les terminaisons efférentes vont contrôler la contractilité des extrémités des fibres intrafusales. Contrairement aux motoneurones α , les γ poursuivent leur activité même lorsqu'il n'y a pas d'afférences proprioceptives, ce qui souligne l'activité de contrôle remplie par le système γ sur les réflexes ainsi que sur l'activité des motoneurones α .

2.2.2 Techniques d'étude de la fonction et de la biomécanique musculaires

Chez l'humain, environ la moitié de la masse corporelle est attribuée aux tissus des muscles squelettiques. Cette grande masse musculaire se divise en plusieurs centaines de muscles différents ayant chacun leurs fonctions spécifiques dans le contrôle du mouvement des divers éléments du système squelettique. Cette section se propose de revoir quelques-unes des techniques d'étude de la fonction et de la biomécanique musculaires. Deux aspects de l'activité musculaire intéressent plus particulièrement l'analyse des mouvements, à savoir les phénomènes mécaniques et les phénomènes électriques.

2.2.2.1 Les phénomènes mécaniques

Les propriétés élastiques du muscle sont faciles à mettre en évidence (Hainaut, 1971). En effet, si l'on attache une charge à une de ses extrémités, le muscle s'allonge et la suppression de la charge lui permet de reprendre sa longueur de départ. L'étirement du muscle, au-delà de sa longueur de repos, fait apparaître une tension qui croît rapidement avec l'extension. La tension développée par le muscle n'est pas la même au cours de l'allongement progressif par augmentation de la charge et au cours du raccourcissement progressif par diminution de cette charge. Ainsi, pour une longueur donnée, la tension lors de l'allongement est plus élevée que lors du raccourcissement.

Hill (1950) a comparé le muscle à un système à deux éléments : un élément contractile situé au niveau des myofibrilles et un élément élastique. Ce dernier présenterait deux composantes : une première en série avec l'élément contractile et située principalement au niveau des tendons et une deuxième composante en parallèle avec les fibres et qui peut être localisée au niveau du sarcolemme et du tissu conjonctif. L'élasticité du muscle joue un rôle de protection des leviers osseux, des insertions musculaires, des ligaments et des tendons. D'autre part, lors de la contraction des myofibrilles, elle accumule de l'énergie potentielle à la manière d'un ressort. Cette énergie est restituée ensuite avec un certain retard. Il y a en effet une très grande différence en temps entre l'activation des myofibrilles et la durée de l'enregistrement myographique.

2.2.2.2 Les phénomènes électriques

Adrian et Bronk, en 1929, ont les premiers enregistré l'activité électrique des unités motrices au cours de la contraction volontaire chez l'homme normal. Leur travail est à la base des développements considérables de l'électromyographie (EMG) de détection qui permet d'une

part d'étudier chez l'homme sain l'organisation fonctionnelle des mouvements volontaires et, d'autre part, de contribuer au diagnostic différentiel des atrophies neurogènes et myogènes en clinique neurologique.

L'électromyographie est une technique permettant de mesurer la dépolarisation propagée de la membrane des fibres musculaires dans le cas d'une stimulation physiologique (Hainaut, 1971). Elle permet de mieux comprendre l'activité musculaire et l'interaction entre les différents muscles lors de l'exécution du mouvement. Deux types d'électrodes peuvent être utilisées, dites électrodes de surface et implantées. Les électrodes de surface permettent de recueillir l'activité électrique globale d'un muscle. Toutefois, un inconvénient majeur des électrodes de surface est qu'elles ne peuvent dériver de manière satisfaisante que l'activité des muscles superficiels. Également, un certain nombre de précautions s'imposent lors de l'utilisation de ces électrodes : il faut diminuer l'impédance de la peau, éviter le glissement sur le plan cutané et limiter les artefacts de mouvement. Les électrodes implantées (aiguilles ou fil), d'utilisation moins répandue, permettent d'enregistrer des muscles plus profonds mais le signal perçu est plus local qu'avec des électrodes de surface. De plus, elles traversent la peau et peuvent entraver l'exécution normale des mouvements.

Avec les électrodes de surface, l'interprétation des tracés d'EMG globale doit se faire avec une prudence évidente car il est connu que les tissus conjonctifs et la peau influencent la diffusion du signal et modifient ainsi l'amplitude du tracé recueilli. L'intérêt de l'étude des tracés d'électromyographie est qu'elle permet de mettre en évidence l'intervention ou la non-intervention d'un muscle donné, ainsi que l'ordre dans lequel l'activation de plusieurs muscles se fait, au cours du temps, dans un mouvement complexe.

2.2.3 Biomécanique de la posture et des mouvements du tronc

Avant de décrire les rôles statiques et dynamiques particuliers des muscles du tronc, il convient de discuter quelques aspects de la biomécanique du tronc pour le support du poids du corps et des charges externes ainsi que pour l'exécution des mouvements.

La présence des courbures rachidiennes augmente la résistance du rachis aux efforts de compression axiale. La stabilité d'une colonne à trois courbures mobiles est d'environ dix fois celle d'une colonne rectiligne (Kapandji, 1972). On peut y distinguer deux divisions

fonctionnelles. En avant se situe le pilier antérieur, formé de l'empilement des disques et des corps vertébraux. En arrière, on retrouve le pilier postérieur où se situent les colonnettes des articulaires supportées par l'arc postérieur. Le pilier antérieur joue principalement un rôle de support alors que le pilier postérieur remplit également un rôle dynamique (Rouvière et Delmas, 1991). De nombreux éléments fibro-ligamentaires assurent une liaison solide entre les vertèbres et donnent une grande résistance mécanique au rachis. Toute cette structure repose finalement sur le bassin qui a le rôle de supporter le poids du haut du corps et de le transmettre aux membres inférieurs (Dalstra, 1995).

La géométrie vertébrale a également une valeur fonctionnelle. Les apophyses transverses et épineuses servent de levier aux muscles du tronc qui s'y attachent (Chevrel, 1994). La troisième lombaire, par son arc postérieur plus développé, est un relais musculaire. Lorsque tirée en arrière par les muscles à insertion sacrée ou iliaque, elle sert de point d'application à l'action des muscles dorsaux (Kapandji, 1972). La douzième vertèbre thoracique, point d'inflexion entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire, possède un corps vertébral important et est la charnière de la colonne vertébrale. Aussi, le caractère cunéiforme de la cinquième lombaire permet de faire la transition entre le rachis et le sacrum incliné.

Le rachis permet des mouvements de flexion et d'extension, d'inflexion latérale droite et gauche et de rotation axiale. Les amplitudes de ces différents mouvements élémentaires bien qu'étant très faibles à chaque étage du rachis sont globalement très importantes en raison du nombre d'articulations vertébrales. La mobilité des segments rachidiens est fonction de l'épaisseur des disques par rapport à la hauteur des corps vertébraux. De cette façon, le rachis est plus mobile au niveau cervical, puis au niveau lombaire et finalement au niveau thoracique. La mobilité de la région thoracique est également limitée par la présence de la cage thoracique qui la rigidifie (Andriacchi et coll., 1974). Le Corre et Rageot (1991) décrivent les mouvements d'une unité fonctionnelle du rachis lombaire composée de deux vertèbres voisines avec le disque qui les unit. Lors du mouvement de flexion, le corps vertébral de la vertèbre sus-jacente s'incline et glisse légèrement vers l'avant ce qui fait bailler le disque en arrière. Simultanément les apophyses articulaires des deux vertèbres s'écartent. La capsule et les ligaments de cette articulation ainsi que ceux de l'arc postérieur sont donc tendus et limitent le mouvement en flexion. Lors du mouvement d'extension, le corps vertébral de la vertèbre sus-jacente s'incline vers l'arrière et recule comprimant le disque à l'arrière et entraînant la convergence des surfaces articulaires postérieures des

vertèbres. Le mouvement d'extension est limité par des butées osseuses (lorsque les apophyses épineuses viennent en contact) et par la mise en tension du ligament vertébral commun antérieur. Lors du mouvement d'inflexion latérale, le corps de la vertèbre sus-jacente s'incline du côté de la concavité de l'inflexion et le disque devient cunéiforme, plus épais du côté de la convexité (figure 2.14 a). Les surfaces articulaires postérieures effectuent un mouvement en sens inverse : convergence du côté de la concavité et divergence du côté de la convexité. Il existe simultanément une détente des ligaments jaunes, inter-transversaires et de la capsule articulaire inter-apophysaire du côté de la concavité et au contraire une tension de ces mêmes éléments du côté de la convexité.

Lorsque le rachis s'infléchit latéralement, on voit les corps vertébraux tourner sur eux-mêmes (figure 2.14 b). Ce mécanisme de couplage s'illustre par une rotation de la ligne des épineuses lombaires vers la concavité de la courbe d'inflexion. Par ailleurs, dans les régions cervicale et haute thoracique la rotation entraîne la ligne des épineuses vers la convexité de l'inclinaison. Quant au reste de la région thoracique, le patron y est peu prononcé et il peut y avoir rotation d'un côté ou de l'autre. Cette rotation automatique des corps vertébraux est due à des mécanismes complexes incluant la compression des disques et la mise en tension de certains ligaments et est rapportée avec ambiguïté et sans consensus (particulièrement pour la région lombo-sacrée) dans la littérature (White et Panjabi, 1990).

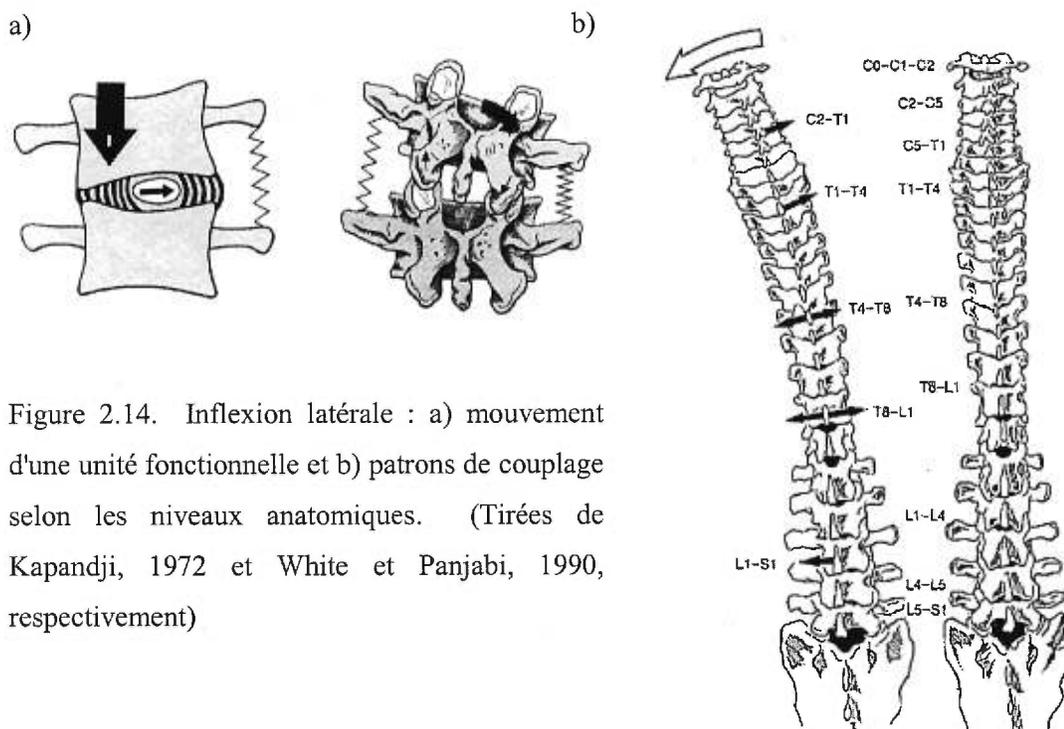


Figure 2.14. Inflexion latérale : a) mouvement d'une unité fonctionnelle et b) patrons de couplage selon les niveaux anatomiques. (Tirées de Kapandji, 1972 et White et Panjabi, 1990, respectivement)

2.2.4 Fonctions statiques et dynamiques des muscles du tronc

Les **iliocostalis** et les **longissimus**, lorsqu'ils agissent unilatéralement produisent l'inflexion latérale et la rotation du tronc; recrutés bilatéralement, ils servent à l'extension de la colonne vertébrale (Travell et Simons, 1992). Ils sont pratiquement relaxés en position debout et peu actifs en position infléchie latéralement lorsque le mouvement est pleinement contenu dans le plan frontal (sans composante de flexion ou d'extension). Lors de la flexion vers l'avant, leur contraction augmente selon l'angle de flexion jusqu'à environ 45 degrés et diminue ensuite pour obtenir la pleine relaxation en flexion complète. C'est la tension dans les ligaments qui prend alors la relève et décharge les érecteurs du rachis. L'action bilatérale des **multifidus** (secondés par les rotatores et semispinalis) sert à l'extension de la colonne vertébrale. Il est plausible qu'ils servent aux ajustements fins entre les vertèbres pendant le mouvement (Travell et Simons, 1983). Ils sont actifs lors de la rotation du tronc en sens opposé en tirant en dehors l'apophyse épineuse (Kapandji, 1972). L'action des muscles postérieurs est essentiellement l'extension du rachis lombaire : prenant appui sur le sacrum, ils tirent puissamment vers l'arrière le rachis lombaire et dorsal, d'une part autour de la charnière lombo-sacrée, d'autre part autour de la charnière dorso-lombaire.

Le **quadratus lumborum** est un muscle qui a un rôle important dans la stabilisation de la colonne lombaire et il agit pour en faire l'extension. Activé unilatéralement, avec le bassin fixé, il permet l'inflexion latérale du même côté alors qu'il freine l'inflexion du côté opposé par une contraction excentrique, c'est-à-dire en s'allongeant (Travell et Simons, 1992). Le quadratus lumborum génère environ 9% de la force exercée en inflexion latérale, entre 13% et 22% pour l'extension et entre 9% et 13% pour la rotation vers le côté opposé. Le **psaos** est un fléchisseur de la hanche qui permet d'étendre la colonne lombaire (et augmenter la lordose) lorsque le sujet est en position debout, et de la fléchir lorsqu'il est en position fléchie vers l'avant. Il produit environ 4% de la force d'extension du rachis (Travell et Simons, 1992). Son action contralatérale peut contrebalancer un déplacement du centre de gravité dans le plan latéral.

L'**oblique externe** et l'**oblique interne**, lorsqu'agissant bilatéralement, permettent d'augmenter la pression intraabdominale et de participer à la flexion du tronc. Ils mobilisent à la fois le rachis lombaire et le rachis thoracique inférieur. Contractés unilatéralement, ils jouent un rôle important dans l'inflexion latérale du même côté. Ils participent à la rotation : l'oblique externe tourne l'épaule ipsilatérale vers l'avant alors que la plupart des fibres de

l'interne la tourment vers l'arrière (Travell et Simons, 1983). Ainsi, pour obtenir une rotation du tronc vers la gauche, il faut mettre en jeu l'externe droit et l'interne gauche. Le **rectus abdominis** est le principal agoniste pour la flexion de la colonne vertébrale, surtout pour la région lombaire (Travell et Simons, 1983). Il permet également d'augmenter la pression intraabdominale. Les muscles de la paroi abdominale sont des fléchisseurs puissants du tronc. Ils mobilisent l'ensemble du rachis vers l'avant sur la charnière lombo-sacrée et sur la charnière dorso-lombaire. Leur action est très puissante car elle s'effectue par l'intermédiaire de deux grands bras de levier : inférieur (distance entre le promontoire et le pubis) et supérieur (distance entre le rachis dorsal et l'appendice xiphoïde) (Kapandji, 1972).

La colonne vertébrale avec ses ligaments intacts mais dépourvue de muscle est une structure fortement instable, et seule, elle ne peut pas supporter le poids du tronc (White et Panjabi, 1990). Les muscles et le contrôle neuromusculaire complexe sont requis pour maintenir la stabilité du tronc pour une posture donnée et produire les mouvements durant une activité physiologique (Panjabi et coll., 1989). Si les muscles agissaient comme de purs générateurs de force, le système nerveux devrait produire les réponses appropriées aux petites perturbations et donc être en tout temps responsable de la stabilisation du tronc. Cependant, il apparaît que les muscles activés agissent également comme des ressorts à action stabilisante. La rigidité d'un muscle dépend de son degré d'activation et ceci peut être paramétré et modulé à l'avance par le système nerveux central. Selon Hogan et coll. (1987), cette régulation de la rigidité musculaire par une activation appropriée est utilisée pour contrôler le mouvement des segments du corps.

Il est connu que les mouvements excessifs au-delà des limites physiologiques, (cas d'instabilité rachidienne) peuvent entraîner des maux de dos chroniques et que, par ailleurs, le renforcement des muscles grâce à des exercices appropriés est souvent utilisé dans le traitement des douleurs lombaires. En effet, les muscles peuvent intervenir dans la protection de la colonne vertébrale devant un traumatisme et être utiles dans la réadaptation post-traumatique. Par ailleurs, lorsque les propriétés intrinsèques des muscles ou le contrôle neural sont déficients, les muscles peuvent introduire des chargements inappropriés sur les structures osseuses et les disques et causer des douleurs, des blessures ou même être impliqués dans des mécanismes pathologiques comme les déformations rachidiennes (Gardner-Morse et coll., 1995 et Burwell, 1994).

2.3 Revue des approches de modélisation neuro-musculo-squelettique

2.3.1 Aspects généraux de modélisation biomécanique

Les travaux de modélisation peuvent aider à comprendre le fonctionnement des structures complexes. Ils permettent une représentation géométrique du système, cherchent à en décrire le comportement mécanique et tentent d'aider à la compréhension des mécanismes pathologiques en vue de conduire à la prévention et au traitement de diverses pathologies du système neuro-musculo-squelettique. Les modèles peuvent, par exemple, renseigner sur la distribution des forces sur les facettes articulaires, les disques, les ligaments et également sur la production des forces par les nombreux muscles. Pour que les prédictions de ces modèles soient utiles et cohérentes, il faut que ceux-ci reposent sur des concepts validés et que les propriétés et données servant à leur développement soient déterminées de manière précise et fiable.

Étant donné la complexité du système musculaire, particulièrement au niveau du tronc, les modèles biomécaniques doivent composer avec l'indétermination mécanique causée par le nombre redondant de structures permettant d'assurer l'équilibre (Mirka et Marras, 1993). En effet, plusieurs muscles traversent chaque segment de la colonne vertébrale et il devient difficile de déterminer la contribution de chacun d'eux. Le nombre de variables inconnues (forces musculaires, forces et contraintes au niveau articulaire) excède habituellement le nombre d'équations d'équilibre disponibles. La nature redondante du système, qui vient de la présence d'un grand nombre de muscles synergistes, s'exprime mathématiquement par un problème qui n'a pas de solution unique. Pour résoudre cette indétermination, le degré de redondance doit être diminué soit en introduisant des équations de contraintes supplémentaires soit en diminuant le nombre d'inconnues. Plusieurs types d'approches ont été proposés afin de modéliser le système neuro-musculo-squelettique et tenter de résoudre le problème de la redondance musculaire. Ceux qui sont couramment utilisés et qui offrent des résultats satisfaisants (Hogan et Winters, 1990) sont présentés dans la suite.

2.3.2 Classification des modèles

Les approches de modélisation se divisent en trois groupes principaux selon le niveau du système neuro-musculo-squelettique considéré et d'après les éléments inclus (figure 2.15). Il s'agit des modèles du système osséo-ligamentaire, des modèles de contrôle neural et des

modèles de muscles. Les modèles du système osséo-ligamentaire sont des modèles qui considèrent les divers segments du corps et les liens qui existent entre ces segments au moyen d'équations mathématiques (Dansereau et coll., 1993). Les segments peuvent être représentés par des corps rigides et on s'applique alors à décrire leurs mouvements relatifs (modèle cinématique). Ils peuvent également être modélisés par des corps déformables pour lesquels les propriétés mécaniques sont spécifiées de manière à tenir compte du comportement des structures anatomiques que l'on souhaite représenter (modèle cinétique). Ces modèles cinétiques peuvent être dynamiques ou statiques.

Une méthode de modélisation cinétique importante est la modélisation par éléments finis qui tient compte des différentes composantes des structures à l'étude et permet l'application de forces et de moments variés afin d'extraire les déformations et contraintes engendrées. Plusieurs modèles par éléments finis ont émergés depuis les années 1970. Schultz et ses collaborateurs ont grandement contribué à leur essor par de nombreux travaux. On distingue principalement deux types de modèle par éléments finis : les modèles globaux qui présentent une modélisation relativement simplifiée de la colonne vertébrale en entier, avec ou sans la cage thoracique (Schultz et coll., 1973; Andriacchi et coll., 1976; Stokes et Laible, 1990; Portier et coll., 1993; Aubin et coll., 1995) et les modèles locaux, beaucoup plus détaillés mais restreints à un ou quelques segments fonctionnels (Belytschko et coll., 1974; Shirazi-Adl et coll., 1986; Lavaste et coll., 1992). D'autre part, les modèles de contrôle neural s'intéressent de différentes façons à l'intégration des mécanismes responsables de la planification, de l'exécution et de la supervision des tâches motrices. Certains d'entre eux présentent le système neural comme un générateur de signaux de sortie qui s'adressent au système musculo-squelettique alors que d'autres proposent une intégration des contributions neurales et musculaires en une entité organisée avec des relations de progression vers l'avant ("feedforward") et de rétroaction ("feedback") (Winters, 1995). Ces modèles utilisent différentes méthodes mathématiques pour parvenir à la résolution de la redondance : optimisation, réseaux de neurones, dynamique inverse ou directe avec des paramètres de commandes centrales.

Les modèles de muscles, ou théories s'intéressant aux forces qu'ils génèrent et à leur mécanisme de contraction (Hill, 1950 et Huxley, 1971), ont été documentés dans des sections précédentes (2.1.4 et 2.2.2). Quant aux modèles par éléments finis et de contrôle neural, ils seront traités respectivement dans les sections qui suivent (2.3.3 et 2.3.4).

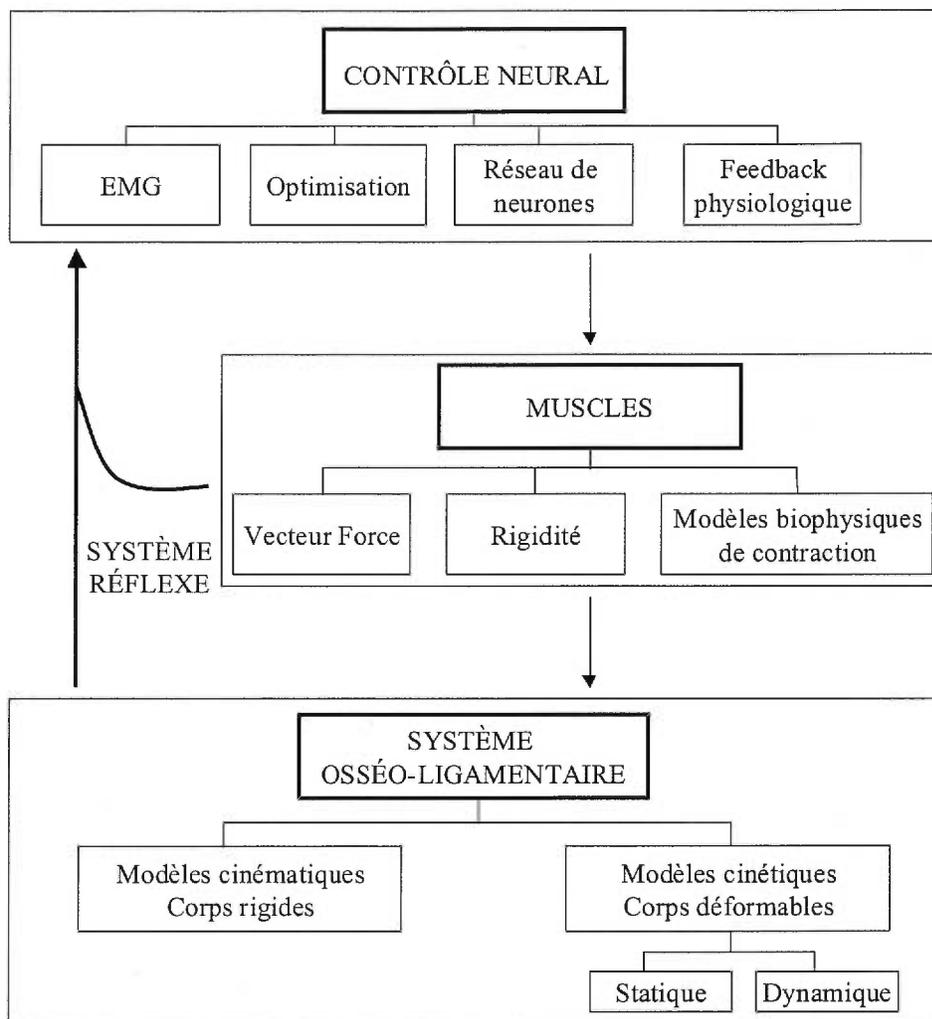


Figure 2.15. Classification des modélisations du système neuro-musculo-squelettique. Les trois principaux regroupements de modèles sont les approches de contrôle neural, les modèles de muscles et les modèles du système osséo-ligamentaire. (Adapté de Aubin, 1997).

2.3.3 Revue critique des modèles par éléments finis intégrant les muscles

Certains auteurs ont proposé une intégration des muscles dans les modèles structuraux du tronc qu'ils avaient développés. Quelques-uns de ces modèles seront présentés dans les sous-sections suivantes en abordant les méthodes employées pour l'obtention des données d'entrée, la modélisation des éléments muscles ou des générateurs de forces, le recours ou non à un contrôleur ou à un signal de contrôle pour les muscles et finalement la validation. Le tableau comparatif 2.I, à la fin de la sous-section, présente les caractéristiques des modèles revus.

2.3.3.1 Présentation des modèles

Takashima et coll. (1979) ont développé un modèle regroupant 68 muscles et groupes musculaires à partir du modèle structural de Belytchko et coll. (1973) et des travaux d'Andriacchi et coll. (1974) sur les muscles. Dans leur modèle, l'action des muscles est représentée par l'application de leur force de contraction sur les éléments squelettiques auxquels ils s'attachent. La résolution s'effectue par la méthode "direct-stiffness" afin de calculer les translations et rotations des éléments squelettiques. Des simulations ont été effectuées afin de mettre en évidence la capacité des muscles du tronc à modifier la courbure des colonnes scoliotiques. La validation du modèle structural à la base de ce modèle a été faite par comparaison avec des données provenant de la littérature.

Le modèle détaillé de **Dietrich et coll.**, (1989-1990) utilise la méthode des éléments finis et comprend toutes les structures permettant l'attache de 16 groupes musculaires. Les muscles sont divisés en 600 éléments tridimensionnels à 20 noeuds. Le maillage est effectué de façon à ce que chaque élément soit une unité fonctionnelle du muscle avec les fibres parallèles. Des propriétés mécaniques non-linéaires et anisotropes sont attribuées aux tissus musculaires (composante passive). Les éléments du muscle se contractent dans le sens des fibres lors de l'application d'une stimulation neurale (composante active). On obtient ainsi 302 zones indépendantes de contraction (certains éléments contractant en groupe). Ce modèle a été utilisé pour étudier la stabilité de la colonne vertébrale à l'aide d'un critère objectif (minimisation de l'énergie élastique accumulée dans les muscles), et les valeurs de tensions musculaires obtenues ont été comparées à des données de la littérature.

Le modèle de **Stokes et Gardner-Morse (1995)** est un modèle tridimensionnel de la colonne vertébrale lombaire qui inclut 66 paires de muscles modélisés par de multiples faisceaux pour lesquels les sites d'insertion et les sections physiologiques sont tirés de la littérature (Bogduk et coll., 1992 pour les érecteurs du rachis, multifidus et psoas; Reid et Costigan, 1985 pour les abdominaux). Deux simplifications ont été faites concernant les muscles : 1) ils sont modélisés par des lignes droites entre l'origine et l'insertion; 2) la contrainte contractile maximale dans tous les muscles est fixée à 460 kPa. Une fois les équations d'équilibre établies, la solution est obtenue par un algorithme d'optimisation (programmation linéaire). Les inconnues à déterminer sont les valeurs des 132 forces musculaires et les six déplacements par vertèbre ou les trois forces et les trois moments entre les paires de vertèbres (selon qu'un joint sphérique ou une poutre est utilisé entre les vertèbres). La fonction objective à maximiser, sous certaines contraintes, est le chargement externe. Ils s'intéressent ainsi à la transmission des charges dans la colonne lombaire sous effort maximal et en présence de muscles multiarticulaires.

Le modèle par éléments finis de **Kiefer et coll. (1998)** intègre les composantes passives du système osséoligamentaire de la colonne vertébrale ainsi que les composantes actives musculaires introduites au moyen de contraintes cinématiques. Les muscles sont représentés comme des générateurs de forces. Le modèle comprend deux parties dans sa résolution. La première (module passif) utilise des ressorts pour les éléments muscles et permet de calculer les forces de contraintes et la position modifiée des points d'insertion des muscles. La seconde (module actif) permet de calculer les forces musculaires et les autres charges de compression sur la colonne vertébrale. Le problème de la redondance musculaire est abordé en utilisant un algorithme d'optimisation qui minimise la compression sur la colonne vertébrale exercée par les muscles. Ils s'intéressent à l'étude de la stabilité de la colonne vertébrale dans des postures près de la posture neutre.

2.3.3.2 Comparaison et critique des modèles

Les modèles incluant les muscles, présentés dans cette sous-section, comportent des avantages et des limites que l'on peut discuter. D'abord, au niveau de la géométrie musculaire, les modèles de Stokes et Gardner-Morse et de Kiefer et coll. utilisent une source détaillée de données soit celles de Bogduk et coll. Concernant la modélisation des muscles, seul le modèle de Dietrich et coll. représente les muscles par des éléments; les autres

Modèles	Takashima et coll. (1979)	Dietrich et coll. (1989-1990)	Stokes et Gardner-Morse (1995)	Keifer et coll. (1998)
Objectifs	<ul style="list-style-type: none"> • Prescrire les forces de contraction des muscles pour calculer les déplacements des éléments squelettiques 	<ul style="list-style-type: none"> • Déterminer la tension musculaire (principaux muscles) • Respecter davantage le comportement mécanique réel 	<ul style="list-style-type: none"> • Étudier la transmission des charges à travers la colonne lombaire sous effort maximal • Utiliser une représentation anatomique réaliste 	<ul style="list-style-type: none"> • Proposer une nouvelle approche synergiste pour l'analyse de la stabilité de la colonne vertébrale dans la position verticale neutre
Applications	<ul style="list-style-type: none"> • Toute la colonne lombaire et thoracique • Étude de l'influence des forces musculaires sur la scoliose 	<ul style="list-style-type: none"> • Tous les niveaux vertébraux • Étude de stabilité de la colonne avec 1) tous les muscles et 2) les muscles courts et profonds seuls 	<ul style="list-style-type: none"> • Colonne lombaire • Étude de l'effet de la rigidité des unités fonctionnelles • Étude de l'effet de la présence de muscles multiarticulaires 	<ul style="list-style-type: none"> • Colonne lombaire et cage thoracique • Étude du travail synergiste effectué par la colonne "passive" (ligaments) et les muscles dans le maintien de la stabilité
Composantes	<ul style="list-style-type: none"> • 68 muscles • Vertèbres de T1 à S1 • Sternum et côtes • Disques et ligaments • Joints costo-vertébraux et costo-transverses 	<ul style="list-style-type: none"> • 16 groupes musculaires (symétric bilatérale) • Vertèbres et disques (annulus fibrosus et nucleus) • Joints costo-vertébraux et intervertébraux • Cage thoracique et cartilages costaux • Ligaments et tendons • Bassin, tête et omoplate • Pression intra-abdominale 	<ul style="list-style-type: none"> • 132 faisceaux musculaires • Vertèbres lombaires • 1 corps rigide pour thorax • 1 corps rigide pour sacrum/bassin • Tissus intervertébraux 	<ul style="list-style-type: none"> • 60 faisceaux musculaires • Vertèbres lombaires (corps rigides) • Disques intervertébraux • 1 corps rigide pour la portion thoracique de la colonne vertébrale • Bassin

Tableau 2.1. Tableau comparatif des modèles structuraux incluant les muscles.

<p>Géométrie du modèle et masses des segments corporels</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Les sections des muscles • Les poids des segments corporels (Clauser et coll., 1969) • Modèle structural : <ul style="list-style-type: none"> - littérature (Lanier, 1939 et Todd et Pyle, 1928) - expérimentations (Schultz et coll., 1974) • Mêmes références de la littérature pour les rigidités que pour la géométrie 	<ul style="list-style-type: none"> • Les auteurs ont déterminé : <ul style="list-style-type: none"> - Longueurs des éléments - Masses des segments corporels sur des spécimens • Module de Young pour muscle et os, cartilage, ligament : Obrastsov, 1988; Skalak et Shu Chien, 1987. • Longissimus, iliocostalis, spinalis, interspinalis, intertransversaires, semi-spinalis, multifidus, rotatores • Rectus abdominis, oblique externe, oblique interne, diaphragme, lévateurs des côtes • Quadratus lumborum, psoas 	<ul style="list-style-type: none"> • Position des vertèbres tirées des données publiées • Données de Bogduk et coll., 1992 et Reid et Costigan, 1985) pour les sites d'attachement des muscles et les aires de sections physiologiques • Spécimen anatomique • Pour les poutres équivalentes : Panjabi et coll., 1976 • Faisceaux multiples des érecteurs du rachis, multifidus • Rectus abdominis • Psoas 	<ul style="list-style-type: none"> • Les points d'attache des muscles sur le thorax viennent d'études anatomiques paramétriques (Andriacchi et coll., 1974; Dumas et coll., 1988, 1992) • de même que Bogduk et coll., 1992 • Modèle géométrique du bassin (données anthropométriques) • Poutres déformables pour les disques • Rigidité des ressorts (muscles) • Longissimus thoracis (pars lumborum et thoracis), iliocostalis lumborum (pars thoracis et lumborum), spinalis thoracis, multifidus • Rectus abdominis, oblique externe, oblique interne • Quadratus lumborum, iliopsoas
<p>Propriétés mécaniques</p>				
<p>Muscles modélisés</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Érecteurs du rachis, latissimus dorsi, trapèze • Rectus abdominis, oblique externe, oblique interne, transverse de l'abdomen, pectoralis majeur et mineur, serratus antéro-supérieur, intercostaux • Quadratus lumborum, psoas 			
<p>Modèle musculaire (éléments-muscles ou action des muscles)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Les muscles représentés en faisceaux • Forces de contraction appliquées aux attaches sur les éléments squelettiques 	<ul style="list-style-type: none"> • Vecteur de stimulation neurale • Muscles modélisés par un grand nombre d'éléments 3D à 20 noeuds • Relation tension-déformation (passive + active) défimic 	<ul style="list-style-type: none"> • Muscles représentés en faisceaux • Vecteurs de force définis entre les sites d'origine et d'insertion • Vecteurs distances entre attaches des faisceaux et centroïdes des corps vertébraux 	<ul style="list-style-type: none"> • Muscles comme générateurs de force • Action des muscles en ligne droite • Comportement passif (ressort) • Comportement actif, calcul de l'activité : partage des forces et moments

Tableau 2.1. Tableau comparatif des modèles structuraux incluant les muscles (suite).

Méthode de résolution	<ul style="list-style-type: none"> La méthode "direct stiffness" qui consiste à résoudre un système : $\{f\} = [k]\{d\}$, avec $\{f\}$, les forces appliquées et $[k]$ les rigidités, on calcule $\{d\}$. 	<ul style="list-style-type: none"> Méthode des éléments finis : résoudre pour les déformations Pour l'analyse de stabilité: critère objectif et estimé des forces dans chaque muscle 	<ul style="list-style-type: none"> Équations d'équilibre entre les forces externes, les forces musculaires et les forces sur les corps vertébraux Critère d'optimisation pour déterminer les forces musculaires 	<ul style="list-style-type: none"> Méthode des éléments finis 1) passif pour position des attaches des muscles et contraintes 2) actif pour calculer l'activité des muscles Redondance : critère d'optimisation
Résultats	<ul style="list-style-type: none"> Influence de la géométrie de l'articulation costo-vertébrale Importance des facettes articulaires Le sternum a une contribution importante dans la rigidité du thorax La contraction musculaire est en mesure de modifier la courbure de la colonne scoliothique 	<ul style="list-style-type: none"> Tension musculaire d'environ 0,2MPa (pour poids du corps 300N et charge externe 400N) Importance des muscles larges pour balancer les moments et des petits pour la stabilité Cause de la scoliose : instabilité due à la mauvaise action musculaire 	<ul style="list-style-type: none"> Le modèle avec poutres prédit une plus grande activation des muscles et en plus grand nombre que le modèle avec joints sphériques Le modèle révèle l'activation de plusieurs muscles antagonistes aux efforts de flexion, extension, inflexion latérale et rotation axiale 	<ul style="list-style-type: none"> Pour des postures près de la posture neutre : synergie de la colonne et ses ligaments avec les muscles Les patrons d'activation pour des mouvements quasi-statiques antéro-postérieurs Les multifidus sont les principaux extenseurs du tronc
Validation	<ul style="list-style-type: none"> Modèle structural : littérature : Lucas et coll., 1961; Agostoni et coll., 1966 	<ul style="list-style-type: none"> Littérature : Obrastov, 1988 (tension musculaire) 	<ul style="list-style-type: none"> Littérature pour vérifier la cohérence des résultats 	<ul style="list-style-type: none"> Littérature pour le partage de l'activation entre les groupes musculaires
Avantages	<ul style="list-style-type: none"> La méthode de calcul permet la contraction simultanée de plusieurs muscles 	<ul style="list-style-type: none"> Géométrie musculaire réaliste Effort important pour l'attribution de modules de Young représentatifs 	<ul style="list-style-type: none"> Intégration de données géométriques complètes pour les muscles Le modèle permet l'activation simultanée de différents muscles malgré l'utilisation d'un critère d'optimisation linéaire 	<ul style="list-style-type: none"> Intégration d'un module actif pour mieux représenter le comportement musculaire L'algorithme permet la coactivation malgré l'objectif de minimisation de la compression
Limites	<ul style="list-style-type: none"> Ne tient pas compte des aspects de contrôle neural Faiblesse dans la description de la façon d'obtenir les forces de contraction à imposer 	<ul style="list-style-type: none"> Hypothèse d'efficacité du système neuromusculaire non prouvée Faible description du contrôle neural (signification et détermination du vecteur de stimulation neurale) 	<ul style="list-style-type: none"> La géométrie n'est pas personnalisée Hypothèse d'efficacité du système neuromusculaire non prouvée 	<ul style="list-style-type: none"> La région thoracique n'est pas représentée en détail Les mécanismes de contrôle neural sont peu décrits

Tableau 2.I. Tableau comparatif des modèles structuraux incluant les muscles (suite).

modèles introduisent plutôt les forces musculaires directement. L'utilisation d'éléments finis pour représenter les muscles permet de tenir compte de leur changement de forme lors de la contraction et de la poussée qu'ils exercent sur des muscles voisins avec leurs surfaces latérales. Cette représentation permet également de respecter les sites d'attachement étendus de certains muscles et leur implication dans la pression intraabdominale. Le modèle de Kiefer et coll. permet de distinguer entre les composantes passive et active des muscles alors que Takashima et coll. n'approximent que les forces passives (élasticité) des muscles.

De manière générale, ces modèles intègrent les muscles en ne présentant que de faibles aspects de contrôle moteur. Dietrich et coll. utilisent un vecteur de stimulation afin de tenir compte du comportement actif des muscles mais sa signification est peu expliquée. De même, Takashima et coll. introduisent les forces de contraction musculaire directement dans le modèle sans détailler leur provenance. Par ailleurs, l'utilisation d'un critère objectif pour résoudre le système indéterminé est une façon d'introduire un aspect de contrôle du système nerveux en supposant qu'il agit de manière optimale en regard de ce critère; c'est l'hypothèse faite dans les modèles de Stokes et Gardner-Morse et de Keifer et coll. De plus, ce dernier modèle utilise la représentation des muscles par des ressorts de Flash (1987) qui tiendrait compte de l'effet global du système nerveux dans le contrôle des synergies. Finalement, les modèles recensés ont été évalués en comparant certains résultats à des données de la littérature et leur cohérence a été examinée.

2.3.4 Revue critique des modèles intégrant le contrôle neural

Les modèles de contrôle neural peuvent être divisés en quatre principaux types soient : les modèles par optimisation, ceux basés sur l'activité EMG, ceux utilisant les réseaux de neurones artificiels et finalement, les modèles de "feedback" physiologique (voir figure 2.15). Le tableau 2.II, à la fin de cette sous-section, compare un exemple de modèle représentatif de chacune de ces catégories.

Les **approches par optimisation** sont abondamment utilisées pour lever le problème de la redondance. Elles supposent que la distribution de la charge entre les muscles obéit à certaines règles et que la stratégie de recrutement des muscles est gouvernée par un critère physiologique particulier pour assurer l'efficacité de l'action ou du procédé. Une fonction de coût (à optimiser) représentant le critère recherché est d'abord formulée. Les contraintes

sous lesquelles ce critère doit être rencontré sont définies et les variables et leurs valeurs limites spécifiées. Cette méthode fonctionne par la recherche d'une solution numérique par un processus itératif permettant de déterminer l'extremum recherché. Les fonctions objectives ayant été avancées pour prédire les forces individuelles des muscles sont très variées : minimisation de la force totale, de la somme pondérée des forces et des moments, de la fatigue, des contraintes intervertébrales ou de la compression du disque, etc. (Zajac et Winters, 1990; Pigeon, 1995).

Un des modèles par optimisation les plus cités dans la littérature est le modèle de **Schultz et coll.** (1982a; 1982b; 1983). Ce modèle biomécanique permet de prédire les forces de contraction des muscles du tronc nécessaires pour résister à des moments d'extension, d'inflexion latérale et de torsion imposés. Chaque analyse biomécanique est basée sur l'exigence que tous les segments du corps, supérieurs à un plan transverse imaginaire coupant au niveau L3, doivent demeurer en équilibre durant l'exécution de la tâche. L'analyse se divise en 2 parties. D'abord, la réaction de support au niveau lombaire (générée par la structure sous le plan) menant à l'équilibre de la structure au-dessus du plan est calculée. Les forces de contraction musculaire et les charges de compression et de cisaillement sont ensuite estimées à partir de la réponse lombaire et d'un modèle anatomique des muscles à L3 (Eycleshymer et Schoemaker, 1911). Une technique d'optimisation est utilisée pour résoudre les équations d'équilibre et partager les moments entre les différents muscles. Le critère retenu, parce qu'offrant la meilleure corrélation entre les forces estimées et les enregistrements d'activité EMG, est la minimisation de la force de compression dans la colonne vertébrale en gardant le plus bas possible l'intensité de contraction dans les muscles. L'utilisation d'un tel algorithme d'optimisation réduit l'activité des muscles antagonistes à un minimum. Cependant, il sollicite à une intensité de contraction semblable tous les muscles susceptibles de contribuer à la tâche motrice.

Selon Kee et Chunk (1996), parmi les nombreux critères utilisés pour estimer les risques de blessures au dos, la recherche d'un maximum de compression acceptable sur la colonne lombaire semble être un bon choix. Cependant, le modèle de Schultz et coll. n'étant pas conçu pour calculer une charge additionnelle due à la coactivation des muscles du tronc, les forces de compression calculées se trouvent généralement sous-estimées. Selon Cholewicki et McGill (1996), l'approche par optimisation ne permet pas de discerner efficacement les divers patrons de recrutement musculaire et ne rend pas bien les phénomènes de co-

contraction qui sont, selon plusieurs chercheurs, présents dans la majorité des tâches motrices. Les méthodes par optimisation, peuvent par ailleurs être utiles lorsqu'on s'intéresse à des comportements axés sur un but (Hogan et Winters, 1990). Cependant, de nombreuses tâches musculaires, particulièrement les mouvements quotidiens, sont effectuées de manière satisfaisante et ne nécessitent pas obligatoirement que le système nerveux central possède l'habileté de trouver une solution optimale à une fonction complexe des variables internes.

Tandis que les modèles par optimisation tendent à satisfaire des contraintes mathématiques et mécaniques, un autre type de modèles soit ceux basés sur l'EMG, tentent de satisfaire des contraintes biologiques. Les **modèles électromyographiques**, qui permettent de prédire les forces musculaires en utilisant l'activité EMG, ont ainsi été développés pour résoudre certains problèmes associés aux approches par optimisation.

Le groupe de **McGill et coll.** s'est intéressé à l'étude de l'application d'un moment d'inflexion latérale lors de la tenue d'une charge dans les mains. Le modèle de McGill et coll. (1986) repose sur deux étapes de simulation. La première utilise un modèle dynamique à trois dimensions qui est une représentation des segments du corps et permet le calcul des moments de réaction à la jonction L4/L5. La seconde utilise un modèle anatomique détaillé de la cage thoracique, du bassin et des vertèbres d'intérêt. Elle requiert, pour le calcul des forces musculaires individuelles, les enregistrements de l'activité EMG pendant l'exécution de la tâche et en contraction volontaire maximale, les forces passives, des paramètres représentant les relations force-longueur et force-vitesse des muscles et un paramètre de gain. Ce dernier paramètre module les valeurs de forces calculées afin de s'assurer qu'il y a équilibre autour d'une articulation mais en leur appliquant le minimum d'ajustement possible. Ainsi, Cholewicki et McGill (1994) proposent l'EMGAO, une méthode de résolution qui allie les avantages de l'approche EMG et de l'approche d'optimisation. L'algorithme est utilisé pour satisfaire les contraintes sur les moments, mais de façon à offrir la meilleure correspondance possible entre les forces musculaires calculées et les profils électromyographiques mesurés. Une étude comparative avec les patrons EMG des forces prédites par le modèle de Schultz et coll. d'une part, et celles déduites de leur nouvelle approche EMGAO d'autre part, a été menée par Cholewicki et coll. (1995). Ils ont observé que même s'il y a une grande corrélation entre les forces musculaires prédites par optimisation et l'activité EMG, l'EMGAO résulte en une meilleure correspondance et une plus petite erreur RMS car il préserve la variabilité biologique de l'activité musculaire (inter-

sujets et inter-essais) telle que présente dans les enregistrements EMG. L'interprétation de leurs résultats suggère que le système de contrôle moteur favorisera l'augmentation de la rigidité, par la co-contraction, au détriment d'une force de compression plus grande ce qui est contraire à ce qui est habituellement considéré dans les modèles d'optimisation comme celui de Schultz et coll.

Ce modèle montre une amélioration de la modélisation géométrique musculaire en ne supposant pas que tous les muscles exercent leur force en ligne droite; il s'accommode des muscles en arc de cercle ou présentant plus d'un arc de cercle. Cependant, en ce qui concerne l'évaluation par comparaison à l'EMG, elle ne permet pas de statuer sur la validité du modèle puisque l'EMG est précisément une entrée du modèle. Ce type de simulations est adapté à l'étude biomécanique des tâches de manutention ou en réponse à des chargements imposés, parce que basés sur les moments de réaction. Kee et Chung (1996) affirment que ce modèle est suffisamment fiable pour être utilisé pour repenser les normes industrielles. Cependant, telle que formulée ici, l'approche proposée est trop complexe pour être mise en oeuvre en industrie afin de prédire les risques de blessures. En effet, il faut composer avec les difficultés d'acquisition et de traitement de l'EMG, d'autant plus que l'acquisition ne peut se faire pour les muscles profonds. Il faut de plus établir une relation validée entre la force et l'activité EMG, connaître les relations avec les tissus passifs, préciser les relations force-longueur et force-vitesse; ceci pour un nombre très grand de muscles lorsque l'on considère le tronc.

Une solution alternative pour la résolution de la redondance réside dans les approches utilisant les **réseaux de neurones artificiels**. Les réseaux de neurones ou "processeurs distribués parallèlement" permettent de mettre en oeuvre une cartographie générale des liens (souvent non-linéaires) entre une entrée et une sortie multidimensionnelles (Hogan et Winters, 1990). À l'aide d'une banque de données comprenant des entrées et des sorties d'intérêt, le système entre d'abord en phase d'apprentissage. Les données d'entrée sont modifiées, par cascade d'un niveau à un autre de la structure-réseau, pour terminer en accord avec les données de sortie fournies. Ensuite, le réseau peut recevoir de nouvelles entrées (par contre du même type que celles ayant servi à l'apprentissage) et, en utilisant les liens identifiés lors de la phase d'apprentissage, il peut calculer les sorties correspondantes. Pour les stratégies de recrutement, la structure suivante est proposée : des signaux (unités d'entrée) parviennent du cerveau et sont véhiculés via la chaîne d'interneurones (unités de réglage)

jusqu'aux neurones moteurs qui produiront la tâche (unités de sortie) désirée si le processus d'apprentissage à été réalisé avec succès.

Les travaux de **Nussbaum et coll.** (1995) utilisent l'approche par réseau de neurones pour prédire les patrons généraux d'activité de quatre paires de muscles du tronc à partir de valeurs de chargements externes statiques de Lavender et coll. (1992). L'apprentissage se fait avec des enregistrements EMG pour les érecteurs du rachis, rectus abdominis, obliques externes et latissimus dorsi. Le modèle utilisé est un réseau multicouches à trois niveaux (entrée, réglage, sortie), complètement relié et fonctionnant en progression vers l'avant. Les quatre unités d'entrée sont les grandeurs des moments externes (inflexion latérale gauche et droite, flexion et extension). Il y a huit unités de sortie, correspondant aux prédictions du modèle pour l'EMG normalisé. Les variantes du modèle sont obtenues en modifiant le nombre d'unités et le nombre de niveaux de réglage (Nussbaum et coll., 1997). Chaque unité (excepté celles d'entrée) reçoit plusieurs signaux d'entrée pour conduire aux sorties finales. Le signal d'entrée net d'une unité est déterminé en multipliant chaque entrée individuelle par un poids de connexion. L'entrée nette est ensuite transformée par une fonction d'activation en un signal de sortie destiné au niveau suivant. Il en est ainsi jusqu'aux unités de sortie où les patrons d'activation sont estimés. Le modèle de Nussbaum et Chaffin (1996) a été mis à l'épreuve par des tests qualitatifs, notamment sur la robustesse de l'algorithme, et quantitatifs par comparaison des prédictions avec celles des modèles par optimisation (Crowninshield et Brand, 1981; Schultz et coll., 1983). Ils ont conclu que le modèle par réseau de neurones est capable de générer des estimations précises de l'activité musculaire (moyenne sur un nombre de sujets) pour des situations de chargements statiques modérés. La plupart des résultats sont comparables à ceux rapportés dans la littérature et leur sont souvent même supérieurs.

Le modèle par réseau de neurones conserve le caractère physiologique des modèles empiriques en utilisant des données expérimentales pour son développement mais aussi possède le grand pouvoir prédictif des modèles analytiques permettant de générer des signaux de sortie pour des situations nouvelles. Toutefois, le modèle de Nussbaum et coll. est présentement limité à un ensemble spécifique de postures et mouvements possibles à l'humain. Par ailleurs, le modèle ne fait aucune supposition sur l'existence ou la non-existence de la co-contraction. En effet, le modèle apprend que la coactivation de plusieurs muscles peut exister et même, doit être présente pour certains chargements en généralisant la

Modèles	OPTIMISATION	EMG DRIVEN	RÉSEAU DE NEURONES ARTIFICIEL
Auteurs	Schultz et coll. (1982-1983)	EMGAO McGill & Cholewicki (1985-1986, 1992-1994)	Nussbaum (1995-1996)
Objectifs	<ul style="list-style-type: none"> • Prédire les forces de contraction nécessaires pour résister aux moments de flexion latérale et de torsion ainsi qu'en extension 	<ul style="list-style-type: none"> • Calculer les moments à la jonction L4/L5 et les distribuer entre les différents tissus du tronc • Idem, avec moments balancés 	<ul style="list-style-type: none"> • Prédire la répartition de l'activité dans chaque muscle considéré lors de l'application de moments externes
Type	Cinétique statique indéterminé, 3D	Cinétique dynamique déterminé, 3D	Multi-couches reliées avec projection avant
Applications	<ul style="list-style-type: none"> • Niveaux L3 (serait adaptable pour d'autres) • Recommandations : sécurité en industrie 	<ul style="list-style-type: none"> • Niveaux lombaires (jonction L4/L5) • Recommandations : sécurité en industrie 	<ul style="list-style-type: none"> • Niveau L3/L4 (serait adaptable pour d'autres)
Composantes	<ul style="list-style-type: none"> • Coupe transverse au niveau L3 • 3 modèles : 10, 14 et 22 muscles 	<ul style="list-style-type: none"> • Segments du corps (main, bras, tronc) • Vertèbres, cage thoracique et bassin • 38 faisceaux musculaires • 13 ligaments • Résistance : disque intervertébral et la peau 	<ul style="list-style-type: none"> • 4 paires de muscles
Données d'entrée	<ul style="list-style-type: none"> • Charges externes appliquées • Bras de levier • Masse des segments du corps • Modèle anatomique des muscles au niveau étudié 	<ul style="list-style-type: none"> • Données cinématiques • Acquisition de signaux EMG (12 enregistrements) • Modèle segments rigides • Contraction volontaire maximale • Coefficient force / (longueur, vitesse) 	<ul style="list-style-type: none"> • Quatre unités : moments externes (flexion latérale gauche et droite, extension et flexion)
Géométrie du modèle	Anatomie musculaire au niveau étudié (3 états de complexité)	<ul style="list-style-type: none"> • Sites d'attachement • Bras de levier 	<ul style="list-style-type: none"> • Devient importante si on ajoute un critère d'optimisation

Tableau 2.II. Tableau comparatif des modèles intégrant le contrôle moteur.

Propriétés mécaniques/physiologiques	<ul style="list-style-type: none"> Érecteurs du rachis, latissimus dorsi Rectus abdominis, oblique interne, oblique externe Plan transverse imaginaire au niveau étudié Segments supérieurs à ce plan doivent être en équilibre Calcul de la réaction de support Estimation des forces musculaires, compression et cisaillement 	<ul style="list-style-type: none"> Longueurs et vitesses instantanées Propriétés des tissus passifs Érecteurs du rachis, multifidus, latissimus dorsi Rectus abdominis, oblique externe, oblique interne 1) : segments rigides reliés pour calculer les moments de réaction 2) : modèle anatomique détaillé pour partitionner les moments Équilibre des moments autour de l'articulation doit être respecté 	<ul style="list-style-type: none"> Fonction d'activation et biais Générateur central de patrons Érecteurs du rachis, latissimus dorsi Rectus abdominis, oblique externe Détermination de la fonction d'activation Cascade d'activation via les poids Mise à jour des poids selon l'erreur par rapport aux valeurs mesurées
Muscles modélisés	<ul style="list-style-type: none"> Équilibre mécanique statique Programmation linéaire : minimiser la force de compression en présence de contraintes : maximum de contraction, tension positive et équilibre des moments 	<ul style="list-style-type: none"> L'EMG normalisé avec la contraction maximale pour estimer la force dans chaque muscle Balancer les moments autour d'une articulation en minimisant un gain : les ajustements aux forces individuelles obtenues de l'EMG 	<ul style="list-style-type: none"> Algorithme itératif avec une phase d'apprentissage et une phase test Calcul d'une fonction d'erreur
Modèle	<ul style="list-style-type: none"> Forces dans chaque muscle Pas recours à la co-contraction dans l'exécution des tâches Capacité maximale du tronc 	<ul style="list-style-type: none"> Forces dans chaque muscle Relation entre la force et l'activité musculaire En flexion latérale, le système favorise la rigidité au détriment de la force de compression qui peut être grande 	<ul style="list-style-type: none"> Activité EMG dans chaque muscle La co-contraction peut être nécessaire dans certaines situations de chargement
Méthode de résolution			
Résultats			

Tableau 2.II. Tableau comparatif des modèles intégrant le contrôle moteur (suite).

Validation	<ul style="list-style-type: none"> • Corrélation avec activité EMG • Littérature : cohérence globale 	<ul style="list-style-type: none"> • Littérature : Schultz et coll. (1983) • Validation biaisée avec l'EMG • Corrélation avec l'activité EMG 	<p>Nombreux tests :</p> <ul style="list-style-type: none"> • Qualitatifs : cohérence, robustesse... • Quantitatifs : prédictions de Schultz et coll.(1983), Crowninshield et Brand (1981) et EMG publié
Avantages	<ul style="list-style-type: none"> • Choix d'une fonction objective donnant des résultats utiles pour recommandations en industrie • Bonne corrélation avec l'activité EMG mesurée 	<ul style="list-style-type: none"> • Tient compte de la co-contraction et de la contraction synergiste • Bonne précision anatomique • Permet de balancer les moments autour d'une articulation • Préserve la variabilité biologique • Méthode permettant l'étude de la stabilité de la colonne vertébrale 	<ul style="list-style-type: none"> • Fonctionne avec l'information disponible (EMG) • Ne nécessite pas une connaissance précise de l'anatomie • Ne demande pas de faire des hypothèses sur le comportement du système (autre que relation monotonique entre force et EMG) • Grand pouvoir prédictif
Limites	<ul style="list-style-type: none"> • Hypothèse d'efficacité du système neuromusculaire • Pas de co-contraction • Ne tient pas compte de la variabilité inter-sujets ni intra-sujet 	<ul style="list-style-type: none"> • Difficile à mettre en oeuvre en industrie (appareillage lourd...) • Validation difficile (l'EMG étant une variable d'entrée du modèle) • Difficulté liée à l'acquisition des EMG (muscles profonds, signal bruité,...) 	<ul style="list-style-type: none"> • On ignore la variabilité inter-sujets intra-sujet • Doute sur la signification physiologique des liens • Application pour une bande étroite des postures et mouvements possibles à l'humain

Tableau 2.II. Tableau comparatif des modèles intégrant le contrôle moteur (suite).

co-contraction présente dans les données d'apprentissage. Le comportement du modèle supporte l'hypothèse que le recrutement musculaire est contrôlé par un générateur central de patrons qui opère en boucle ouverte plutôt qu'en rétro-action. Cette hypothèse s'inspire de la structure du cervelet dont la fonction peut être de moduler un ensemble d'unités génératrices de patrons et d'apprendre sa fonction de modulation à travers l'expérience. Même si le modèle par réseau de neurones est basé sur des données physiologiques, les unités du modèle ne correspondent pas exactement à ce qui est connu du fonctionnement des cellules nerveuses. De plus, les différentes unités du réseau ne doivent pas être considérées comme analogues aux cellules nerveuses mais plutôt à un petit groupe de telles cellules avec leur champ réceptif.

Le grand avantage des réseaux de neurones est leur capacité à tirer profit de la non-linéarité des propriétés du système musculo-squelettique, ce que les autres approches ne parviennent pas toujours à réaliser. Ainsi, avec les réseaux de neurones le problème n'est plus la non-linéarité mais bien de correctement représenter les entrées et les sorties (Loeb, 1995). En effet, dans les organismes vivants, les signaux de commande du cerveau ne sont pas un programme d'activité musculaire mais plutôt un biais (input descendant du modèle de Feldman) appliqué à un ensemble d'interneurones, et le feedback n'est pas une fonction d'erreur mais bien une panoplie de modalités sensorielles hautement spécialisées (Loeb, 1995).

Le dernier type de modèle proposé dans cette catégorie, le **feedback physiologique**, est bien représenté par les travaux regroupés autour de l'hypothèse du point d'équilibre. Selon cette hypothèse, les mouvements actifs sont produits en déplaçant le point d'équilibre du système. Le modèle λ de **Feldman** (Feldman, 1986; Feldman et Levin, 1995) identifie des variables de contrôle pour l'initiation des tâches motrices et propose une intégration des niveaux de contrôle, musculaire et externe par des relations de progression vers l'avant et de rétroaction pour le réglage du mouvement. Le muscle est représenté avec ses mécanismes centraux et réflexes par un ressort non-linéaire ayant une longueur seuil à partir de laquelle il est actif. Les différents aspects de ce modèle seront discutés en détail dans la section 2.4.3 puisqu'il est à l'origine du développement de la modélisation musculaire introduite dans le présent projet.

Par ailleurs, le modèle α (Bizzi et coll., 1982; McIntyre et Bizzi, 1993) suggère que le muscle lui-même agit comme un ressort et détermine sa rigidité plutôt que sa longueur seuil. La rigidité dépendrait du niveau d'activation du muscle. Ces auteurs proposent que la fréquence de décharge des motoneurones α détermine la relation force-longueur et donc le point d'équilibre d'un muscle. Il existe beaucoup de discussion entre les tenants du modèle λ et ceux du modèle α notamment concernant les patrons de contrôle en regard du déplacement du point d'équilibre et la capacité du modèle à expliquer l'activité EMG et les caractéristiques de la cinématique des tâches motrices (Feldman et Levin, 1995; Feldman et coll., 1998a).

Ce dernier type de modèles a la propriété d'offrir une explication à la façon dont une tâche volontaire est planifiée, initiée et effectuée, de même qu'à l'origine des électromyogrammes. Par ailleurs, en ce qui concerne les applications du modèle λ , les modèles biomécaniques développés jusqu'ici intègrent un nombre réduit de degrés de liberté. En effet, il a été utilisé principalement pour l'étude de l'articulation du coude ou en ajoutant le poignet et l'épaule, dans les mouvements de pointage vers une cible (Flanagan et coll., 1993; St-Onge et coll., 1997). Aussi, un modèle simplifié du tronc à deux degrés de liberté a été programmé afin d'étudier la levée de charge dans le plan sagittal (Mitnitski et coll., 1996). Une généralisation des hypothèses de recrutement utilisées dans le modèle λ à un système à multiples degrés de liberté et multi-muscles a été faite dans de récents travaux portant sur la tâche de se lever d'une position assise pour atteindre un objet placé hors d'atteinte devant le sujet (Feldman et coll., 1998). Par ailleurs, un travail récent de Sanguineti et coll. (1997) présente la première intégration d'une modélisation de contrôle moteur par l'approche λ dans un modèle par éléments finis. Les muscles sont modélisés par des relations force-longueur dépendant de la longueur du muscle et des commandes centrales. Le modèle a été appliqué à l'estimation des commandes centrales destinées aux muscles pour simuler des postures de la langue captées par cinéradiographie pendant le discours. Malgré la grande mobilité de la langue et l'arrangement fort complexe des muscles, ce modèle permet d'expliquer les mouvements de la langue en termes de l'activation d'un petit nombre de groupes musculaires indépendants.

2.4 Revue des techniques et modèles développés à l'Université de Montréal, à l'École Polytechnique et à l'Hôpital Sainte-Justine

Cette section présente les travaux de modélisation géométrique et biomécanique du tronc ainsi que concernant le contrôle moteur, développés par des chercheurs de l'Institut de génie biomédical et du Laboratoire Informatique de la Scoliose 3D de l'Hôpital Sainte-Justine, qui sont utilisés dans le présent projet de maîtrise.

2.4.1 Méthodes de reconstruction 3D et de modélisation géométrique du tronc

Dansereau et coll. (1990), et André et Dansereau (1991) ont développé une technique permettant d'obtenir, par radiographies multi-vues, une reconstruction 3D du tronc humain. Le système comporte un appareil de positionnement, un objet de calibrage et un appareil de radiographie numérique. Pour permettre un compromis adéquat entre une reconstruction précise des structures anatomiques d'intérêt et une bonne visibilité des repères, trois radiographies différentes sont prises : deux radiographies postéro-antérieures (PA) (une conventionnelle à incidence 0° , une deuxième à 20° d'élévation) et une radiographie latérale (LAT). Pour maintenir sa posture fixe pendant l'acquisition des radiographies, (notamment lors de la rotation du plancher de 90° pour la radiographie latérale) le sujet est placé dans un appareil de positionnement. Cet appareil convient aux sujets mesurant entre 1 m et 1,85 m et intègre l'objet de calibrage. Ce dernier est construit de manière à permettre la reconstruction de toute structure anatomique qui se trouve à l'intérieur de ses limites. Il est composé de deux plaques d'acrylique, disposées de part et d'autre du sujet, dans lesquelles sont ancrées 55 billes d'acier radio-opaques de 2 mm de diamètre dont les coordonnées 3D sont connues.

Les images des billes de calibrage et des repères anatomiques sur le squelette du tronc peuvent être numérisées à l'aide d'un logiciel de numérisation assistée par ordinateur (NAO) (Beauchamp et coll., 1992). De façon générale, six points sont numérisés sur les vertèbres (les centres des plateaux vertébraux supérieur et inférieur et les sommets supérieurs et inférieurs des pédicules droit et gauche), onze points sur la ligne médiane des côtes et quatre points sur le sternum (figure 2.16). La reconstruction 3D de la colonne vertébrale utilise l'algorithme DLT (*Direct Linear Transformation*) développé par Marzan (1976) et repose sur la formulation d'un ensemble de relations linéaires établies entre les points de l'objet radiographié et les points de l'image. En effet, à partir des coordonnées 3D connues des points de calibrage et leurs coordonnées 2D numérisées sur les images, les paramètres DLT

sont calculés. Une fois ces paramètres introduits dans les équations de colinéarité (source-objet-image) les coordonnées 3D des repères anatomiques peuvent être calculées à partir de leurs propres coordonnées sur les images. Aubin et coll. (1997) ont évalué l'erreur de reconstruction à $2,1 \pm 1,5$ mm pour des reconstructions obtenues avec les trois vues d'un spécimen de colonne vertébrale sèche en comparaison à des mesures obtenues à l'aide d'une machine à mesurer 3D de haute précision. Les informations obtenues à partir de la reconstruction 3D sont ensuite corrigées à l'aide d'un algorithme de correction afin de compenser pour les erreurs de numérisation et de reconstruction produites par l'utilisation des radios PA-0° et PA-20° combinées (Dansereau et coll., 1993). Cette correction consiste à lisser, par une série de Fourier optimisée par moindres carrés, la courbe qui passe par les points milieux des pédicules et corrige certains paramètres géométriques à partir de données anthropométriques.

Le modèle reconstruit et corrigé représente le rachis et le thorax des sujets de façon simplifiée (points seulement ou reliés par des lignes droites) et ne donne pas une représentation anatomique facilement interprétable par les cliniciens. C'est pourquoi une modélisation géométrique, plus adaptée à l'évaluation clinique visuelle a été développée (figure 2.16). Ainsi, une série de primitives anatomiques, obtenues par tomographie axiale sériée (coupes de 1 mm à tous les mm) d'un spécimen cadavérique est recueillie (de Guise et coll., 1988). Les contours des structures osseuses de chaque coupe ont été extraits et empilés de façon à reconstruire la géométrie 3D de chaque composante anatomique avec une résolution de l'ordre du millimètre. Sur chaque vertèbre ainsi reconstruite, des repères anatomiques ont été identifiés, afin de construire un maillage géométrique comportant des informations métriques et topologiques (Aubin et coll., 1995), dont les repères anatomiques servent de points de contrôle pour la déformation par krigeage géométrique tridimensionnel (Delorme, 1996). Ainsi, à partir des repères anatomiques reconstruits et des primitives anatomiques de référence, des transformations géométriques sont calculées pour déformer ces dernières afin de les ajuster à la géométrie 3D du sujet. Pour la géométrie des côtes, des données morphométriques publiées sont introduites et des techniques de lissage par Bézier sont utilisées. Une fois les transformations géométriques calculées, elles sont appliquées sur les primitives anatomiques de référence pour obtenir soit un modèle surfacique soit un modèle nodal (géométrie des noeuds de l'ensemble des structures anatomiques). La figure 2.16 résume les différentes étapes de la génération du modèle personnalisé.

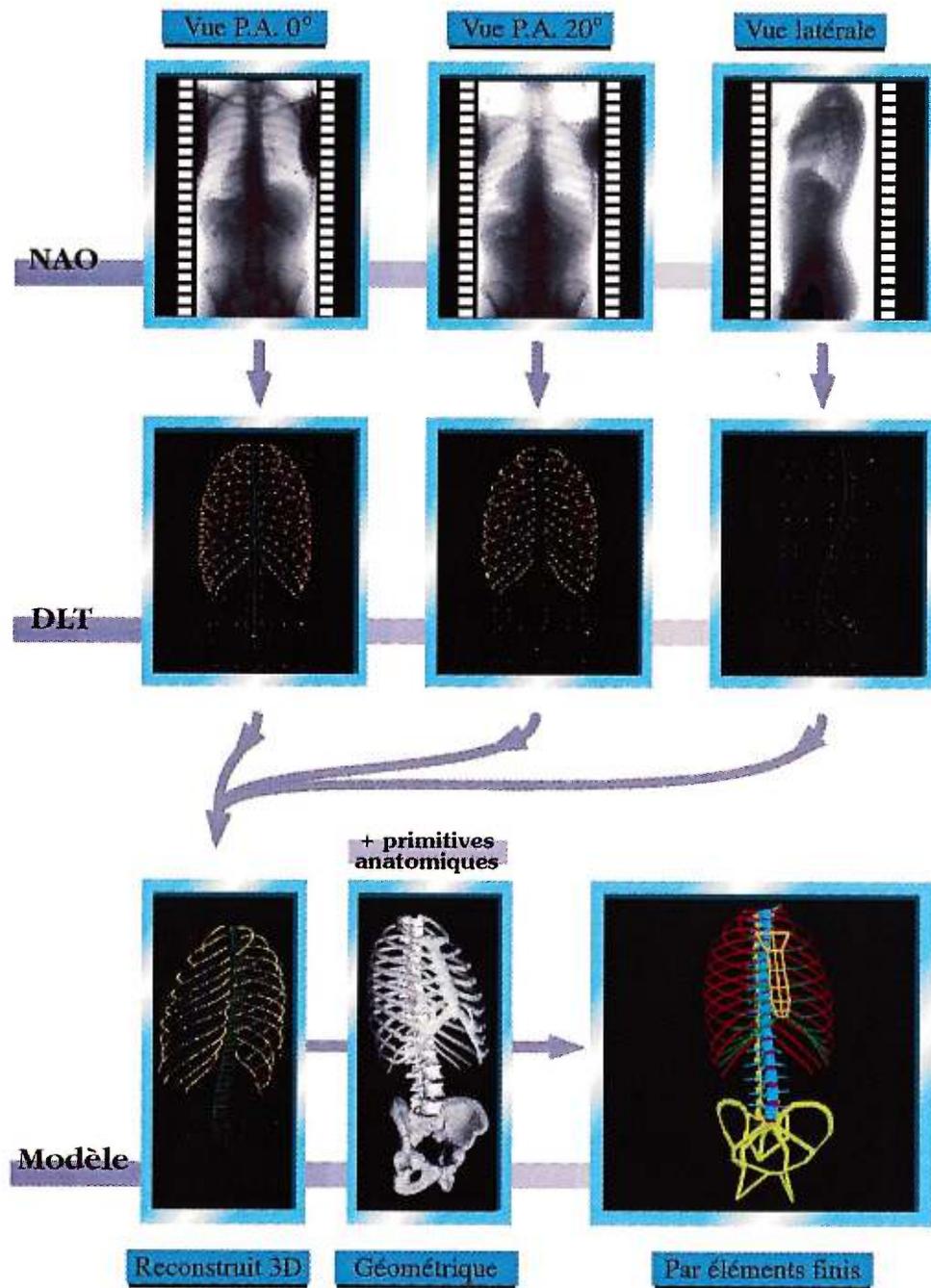


Figure 2.16. Schéma de la démarche employée pour la génération du modèle biomécanique personnalisé.

L'approche de modélisation géométrique implique également le raffinement de la géométrie des éléments postérieurs afin de mieux représenter le comportement fonctionnel du rachis (Aubin et coll., 1995). Les facettes articulaires sont modélisées par des surfaces élémentaires simples de la façon suivante : les articulations zygapophysaires sont mieux représentées par des surfaces planes de T1 à T11 et par des portions de cylindre de T12 à L5 alors que les articulations costo-transverses sont mieux représentées par des portions de surfaces sphériques et les articulations costo-vertébrales mi-thoraciques (T5 à T7) par des surfaces planes.

2.4.2 Modélisation par éléments finis du tronc

Un modèle mécanique par éléments finis de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin, personnalisé à la géométrie du patient et utilisant le modèle nodal présenté, a été développé et raffiné dans le cadre d'une collaboration entre l'École Polytechnique de Montréal et l'ÉNSAM de Paris (Aubin et coll., 1995; Descrimes et coll., 1995). La figure 2.17 présente le modèle par éléments finis.

Pour la partie antérieure, les corps vertébraux et les disques intervertébraux sont représentés par une alternance d'éléments poutres 3D. La rigidité des éléments disques varie avec le niveau vertébral et intègre les propriétés des ligaments communs antérieur et postérieur. Dans la partie postérieure, l'axe médian des pédicules, les apophyses articulaires, épineuse et transverses, les lames, de même que la liaison entre le centroïde du corps vertébral et les facettes articulaires costo-vertébrales sont également représentés par des poutres 3D. Les articulations zygapophysaires, sont chacune modélisées par seize éléments de contact mouvant de type "point sur surface" ainsi que par des éléments de coque et un ressort, afin de représenter le plus fidèlement possible le comportement cinématique de la partie postérieure. Leur liaison aux pédicules se fait par des poutres 3D. La figure 2.18 illustre les différents éléments de la modélisation d'une vertèbre. Les différents ligaments postérieurs (jaunes, inter-épineux, inter-transversaires et sur-épineux) ainsi que intervertébraux, abdominaux et capsulaires sont modélisés par des ressorts linéaires pour représenter d'une part le comportement en tension et d'autre part la compression des tissus mous et les butées osseuses. La liaison entre les côtes et les vertèbres est assurée par un arrangement de ressorts non-linéaires. Les côtes, les cartilages costaux et le sternum sont modélisés par des poutres 3D de rigidités variables.

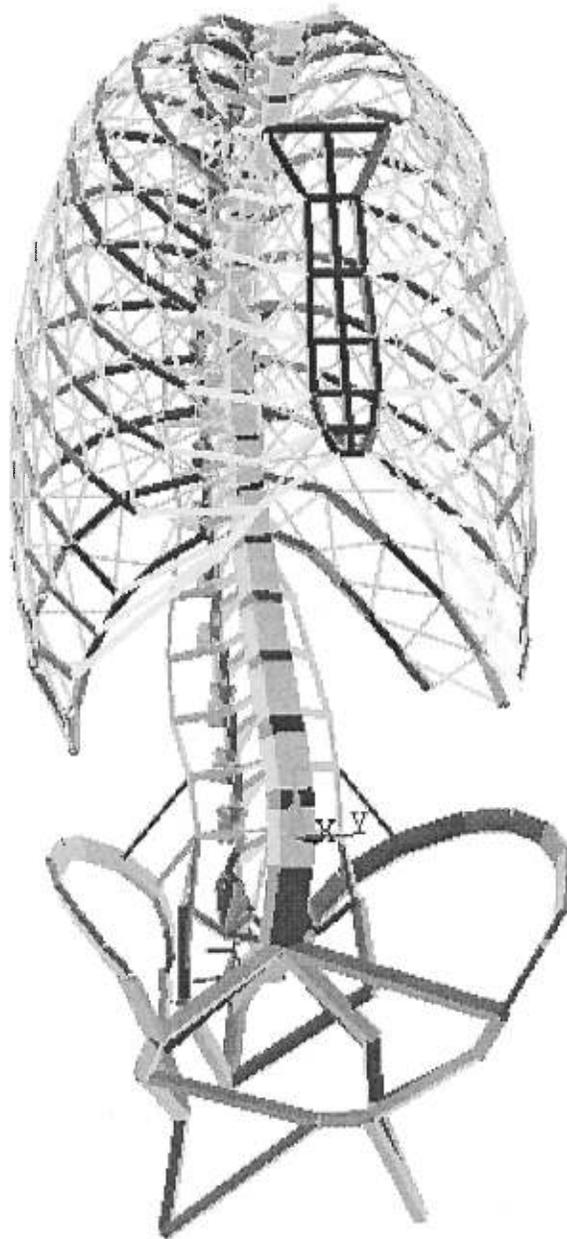


Figure 2.17. Modèle par éléments finis de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin personnalisé à la géométrie d'un sujet sain.

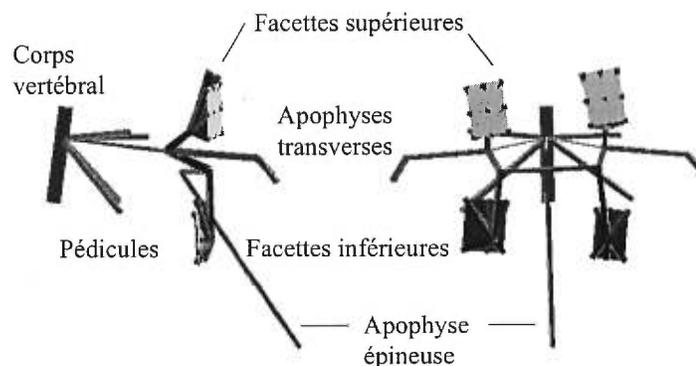


Figure 2.18. Vues latérale et postérieure de la huitième vertèbre thoracique extraite du modèle par éléments finis.

Gauvin (1996) a adapté les techniques de reconstruction tridimensionnelle (21 points sont numérisés sur le bassin et le sacrum) et de modélisation géométrique présentées à la sous-section 2.4.1 et a proposé une modélisation par éléments finis du bassin. Les trois structures osseuses (ilion, ischion et pubis) sont modélisées par des poutres 3D rigides. La jonction L5/S1 est représentée de façon analogue aux unités fonctionnelles supérieures (une poutre et un ressort en torsion). Cette modélisation, qui inclut également de nombreux ligaments dont les ilio-lombaires, sera décrite davantage dans le chapitre 4 car elle intègre les sites d'origine de la majorité des muscles du tronc.

Les propriétés mécaniques des éléments ont été tirées de la littérature (Lavaste, 1990; Boudreaut, 1994; Roberts et Chen, 1972) ou lorsque aucune donnée n'était disponible, d'une méthode d'identification de paramètres pour que le comportement du modèle soit rapproché du comportement des expérimentations in-vitro. En général, les éléments osseux ont été considérés très rigides par rapport aux tissus mous et des modules d'élasticité élevés leur ont été attribués (tableau 2.III).

	Corps vertébral	Pédicule	Apophyse épineuse	Arc postérieur	Côte	Cartilage	Sternum	Bassin	Ligaments CV-CT
E (MPa)	1 000	5 000	3 500	1 000	5 000	480	10 000	17 000	35

Tableau 2.III. Propriétés mécaniques attribuées aux éléments du modèle. E représente le module de Young des éléments. (Données tirées de Aubin et coll., 1995; Describes et coll., 1995 et Gauvin, 1996).

Ce modèle a été construit à l'aide du logiciel ANSYS. La méthode de calcul tient compte des non-linéarités géométriques, ce qui permet de considérer les grands déplacements. D'autres non-linéarités ont été introduites par les éléments de contact au niveau des facettes articulaires. Enfin, il compte 1500 noeuds et 3000 éléments. Afin de faciliter le repérage des noeuds d'intérêt sur le modèle, une numérotation des noeuds tenant compte de leur emplacement a été adoptée. Ainsi, le premier chiffre désigne le niveau vertébral (1 pour T1 jusqu'à 17 pour L5, 18 pour le sacrum et 19 pour le bassin), le second chiffre désigne la position centrale, gauche ou droite du noeud et les chiffres suivants varient selon les différentes structures. Dans la suite de ce mémoire, les noeuds seront toujours spécifiés selon ce code ainsi que par le nom des points anatomiques auxquels ils correspondent.

Les simulations conduites avec ce modèle permettent l'obtention de différents types de renseignements, soit la géométrie résultante et les états de contraintes et de déformations à partir desquels différents indices cliniques peuvent être calculés. Les résultats peuvent être exprimés dans n'importe quel repère de coordonnées, au choix de l'utilisateur. Les repères les plus utilisés sont le repère dit "global" et le repère "local" de la vertèbre. Le repère global a son origine à mi-chemin entre les centres des plateaux inférieur et supérieur de la vertèbre L5 et est orienté de manière à avoir l'axe X vers l'avant du sujet, Y vers la gauche et Z vers le haut. Par ailleurs, le repère local de la vertèbre prend son origine au centroïde de la vertèbre considérée. L'axe des Z est orienté selon le vecteur passant entre les centres des plateaux inférieur et supérieur et est dirigé vers le haut. L'axe des X est orienté selon un vecteur perpendiculaire à la fois à Z et à la ligne joignant la base des pédicules et est dirigé vers l'avant. L'axe des Y est obtenu du produit vectoriel de Z et de X de manière à s'orienter vers la gauche.

Ce modèle par éléments finis a été validé en comparant des expérimentations *in vitro* sur des spécimens frais à des résultats de simulations issus du modèle pour trois unités fonctionnelles (T3-T4, T7-T8, T12-L1) et le segment L2 à L5. Plusieurs tests ont été effectués en flexion, extension, inflexion latérale et torsion sur l'unité fonctionnelle complète, sans facettes articulaires, puis la partie antérieure seule, afin de voir l'influence de ces parties sur le comportement mécanique. Les mêmes manipulations ont été effectuées sur des unités fonctionnelles du modèle et les résultats fournis restent dans le couloir expérimental (Descrimes et coll., 1995). De plus, des tests d'inflexion latérale ont été réalisés par Descrimes (1995) afin d'évaluer le comportement mécanique du modèle pour des sujets sains

et scoliotiques et le modèle a été évalué par comparaison des résultats de simulation de traitements orthopédiques par corsets de Boston à des mesures *in vivo* sur dix patients scoliotiques selon différents indices cliniques (Aubin et coll., 1993; 1995).

2.4.3 Modélisation du contrôle moteur selon le modèle neurophysiologique λ

2.4.3.1 Principes généraux

La théorie présentée dans cette section concerne les principes du contrôle volontaire et involontaire de la force et de la longueur musculaire. Selon Bernstein, (1967) les mouvements volontaires sont obtenus en modifiant l'activité musculaire et la force mais sans que celles-ci soient programmées directement. Or, la force musculaire statique (F) dépend de la longueur (x) du muscle à cause du réflexe d'étirement et de l'élasticité des fibres musculaires. Cependant, si la longueur était la seule variable affectant la force musculaire statique, le muscle se comporterait comme un simple ressort dont la longueur à l'équilibre ne dépendrait que de la valeur de la charge externe. Lors d'expériences sur des chats décérébrés (Feldman et Orlovski, 1972), le réflexe d'étirement a pu être mis en évidence (recrutement des unités motrices en réponse à un étirement du muscle). Cependant, contrairement aux organismes intacts, l'imposition d'une charge externe donnée sur le muscle le porte à une seule longueur : il est impossible d'obtenir sur ces préparations des longueurs de muscle différentes pour une même charge externe imposée. En conséquence, dans les organismes intacts, il y a manifestation d'un processus de contrôle indépendant et de la force et de la longueur qui confère au muscle des propriétés de recrutement particulières. La variable de contrôle représentant cette influence du système nerveux central est le λ . Ainsi, $F = f(x - \lambda)$ et cette équation implique que, lorsque le paramètre λ est spécifié et maintenu constant, une relation unique existe entre la force et la longueur (mécanisme du réflexe d'étirement).

Cette observation a été validée par des expériences en décharge (Feldman, 1980) qu'il convient de décrire afin d'expliquer la façon dont la force est paramétrée. Il faut d'abord noter qu'il y a une correspondance directe entre l'angle articulaire θ et la longueur x du muscle qui traverse l'articulation; selon l'approximation linéaire (en fonction du bras de levier m), on peut écrire : $x = m\theta + n$ (Feldman et coll., 1990). On parle ainsi indifféremment de relation force-longueur ou moment-angle du muscle. La figure 2.19 a) montre les données expérimentales obtenues soit le moment musculaire (M) pour l'articulation du coude en fonction de l'angle articulaire (θ) pour un muscle fléchisseur (en

haut de l'axe des abscisses) et un muscle extenseur (en bas de l'axe des abscisses). De ces expériences, Asatryan et Feldman (1965) ont obtenu une série de tracés de même forme soit une famille de caractéristiques invariantes (IC). De telles courbes pour un muscle signifient mathématiquement que la force musculaire statique dépend aussi d'une variable indépendante qui est constante sur une IC mais qui varie d'une IC à l'autre. Elles sont donc paramétrées par le λ et leur forme dépend du réflexe d'étirement tonique (double nature centrale et réflexe de la IC (Feldman, 1986)). Dans ces expériences, le transfert d'une IC à une autre traduit un mouvement volontaire de la part du sujet ce qui implique que le paramètre λ est une variable de contrôle. D'autre part, ce graphique permet de remarquer la présence d'une relation passive et d'une relation active. Les λ sont les points où le tracé se détache de la caractéristique moment-angle passive de l'articulation pour la génération de forces actives. Pour clarifier la signification de cette caractéristique et expliquer schématiquement le principe de génération de mouvement, la figure 2.19 b) reprend la composante active pour un muscle fléchisseur.

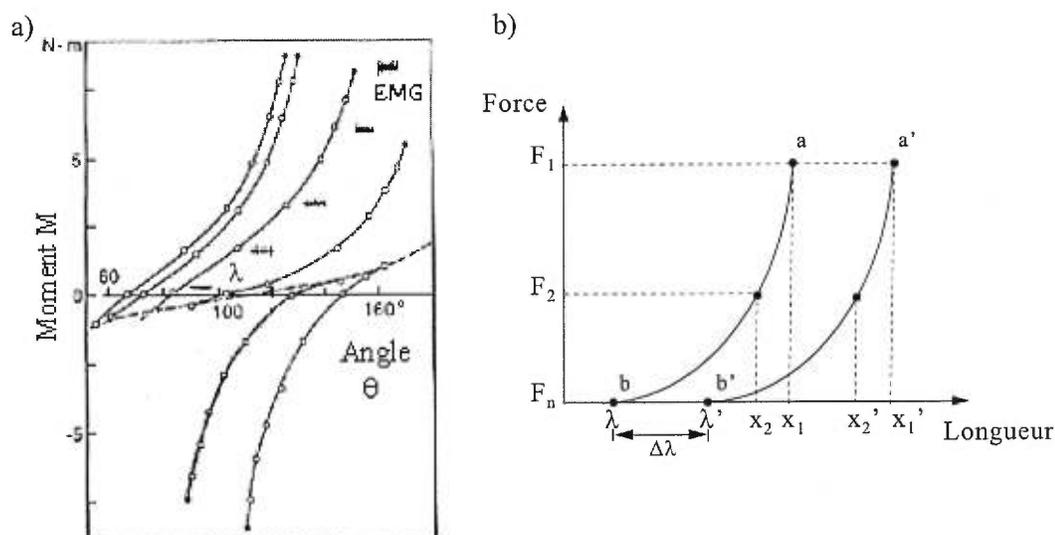


Figure 2.19. Courbes de caractéristiques invariantes. En a), courbes obtenues d'expériences en décharge : moment musculaire (M) en fonction de l'angle articulaire (θ); en haut de l'axe horizontal, les courbes pour le muscle fléchisseur, en-dessous, pour le muscle extenseur. La composante active (trait plein) se détache de la passive (pointillé) à λ . (Tirée de Feldman et Levin, 1995). En b), caractéristiques invariantes schématisées pour un fléchisseur. Un changement dans la charge externe ($F_1 \rightarrow F_2 \rightarrow F_n$) implique une modification du point d'équilibre (de a vers b) et de la longueur du muscle ($x_1 \rightarrow x_2 \rightarrow \lambda$). Par ailleurs, une modification du signal volontaire du sujet déplace la caractéristique ($\lambda \rightarrow \lambda'$).

Une charge F_1 est supportée par le bras du sujet; l'articulation du coude est ouverte de θ_1^0 donc le muscle fléchisseur est à une longueur x_1 . L'expérimentateur retire alors une portion de la charge et demande au sujet de ne pas intervenir (ne pas réajuster volontairement sa position). La position change alors de manière réflexe permettant l'atteinte d'un nouveau point d'équilibre : une plus petite longueur x_2 est suffisante pour équilibrer la nouvelle charge F_2 . En faisant une série de tels essais, on obtient des points qui descendent de a vers b (sur la courbe) lorsque la charge tend vers 0. Par ailleurs, si le sujet reprend la même expérience mais avec une position initiale différente x_1' , il reproduira une courbe semblable entre a' et b' mais translatée de $\Delta\lambda$. Ainsi, selon ce modèle, un mouvement volontaire est représenté par un changement dans le paramètre λ qui est le seuil du réflexe d'étirement. En spécifiant le λ , le niveau de contrôle indique dans quelle plage de longueur physiologique le système doit travailler par exemple, pour compenser la charge. À noter que ce n'est pas la longueur actuelle du muscle mais bien la différence entre celle-ci et la longueur seuil qui est essentielle pour la production de force. Et c'est précisément cette différence entre x et λ , lorsque x est plus grand que λ , qui représente l'activation du muscle.

2.4.3.2 *Interprétation neurophysiologique des variables de contrôle*

Il a été expliqué auparavant (section 2.1.3) que pour activer un muscle, un signal électrique en provenance du cerveau devait rejoindre les motoneurones. C'est donc au niveau des motoneurones que les variables de contrôle sont transformées de quantités électriques en mesures spatiales (Feldman et Levin, 1993). Lorsque la longueur du muscle est sous le seuil du réflexe d'étirement, le potentiel de membrane V du motoneurone est sous son seuil de décharge $V+$. Si le muscle est étiré, le motoneurone est progressivement dépolarisé par les afférences proprioceptives. On admet, en effet, qu'il y a augmentation de la dépolarisation des motoneurones en fonction de x durant l'étirement passif quasi-statique du muscle à cause de la présence des récepteurs sensibles à la longueur (Feldman, 1986). Lorsque le muscle parvient à sa longueur seuil λ , le potentiel de membrane du motoneurone atteint le seuil de décharge et le motoneurone est recruté. Le seuil du réflexe d'étirement correspond au premier motoneurone recruté. À mesure que la longueur du muscle augmente, de nouveaux motoneurones sont recrutés selon leur seuil respectif. Aussi, le λ représente le degré de facilitation accordé directement aux motoneurones α ainsi qu'indirectement aux motoneurones β et γ . Ces signaux de commandes peuvent être coordonnés de différentes façons selon la tâche motrice.

2.4.3.3 Hiérarchie fonctionnelle et concept du point d'équilibre

Le concept du point d'équilibre est repris des idées de la physique, depuis Galilée, selon lesquelles les mouvements sont produits par un déplacement des cadres de référence. Le seuil λ peut être considéré comme le point d'origine d'un système de référence pour le recrutement des motoneurones. En modifiant le λ , le niveau de contrôle spécifie un nouveau point de référence pour le recrutement "positionnel" des motoneurones et donc l'activation des muscles pour la production d'un mouvement. C'est l'idée centrale du modèle λ (Feldman et Levin, 1995).

Pour le réglage du mouvement, le modèle λ prévoit une hiérarchie fonctionnelle en trois niveaux interreliés (Berkinblit et coll., 1986) (figure 2.20) : 1) le niveau de contrôle inclut les systèmes neuraux qui spécifient les variables de contrôle, 2) le niveau musculaire avec les récepteurs, les motoneurones α et γ , les interneurones, les composantes réflexes et la proprioception, et 3) le niveau subordonné, l'environnement avec les charges externes. C'est l'interaction entre les niveaux 2 et 3 qui permet l'ajustement des variables biomécaniques, notamment le point d'équilibre, en fonction des variables de contrôle, des boucles de rétroaction et des forces externes.

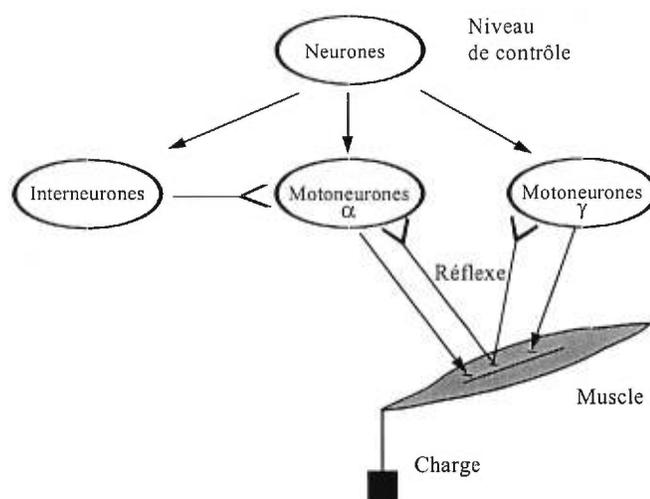


Figure 2.20. Hiérarchie fonctionnelle en trois niveaux pour le réglage du mouvement. (adaptée de Feldman, 1986)

L'environnement a un impact aussi important sur l'état d'équilibre du système que les variables de contrôle. Le concept du point d'équilibre, qui est une hypothèse importante

dans le modèle, est simplement une manifestation de cette contrainte. Pour une articulation en particulier, le point d'équilibre est une combinaison de la position d'équilibre de l'articulation et du moment musculaire net dans cette position. Au point d'équilibre, le moment musculaire net égale le moment externe. Le point d'équilibre caractérise l'interaction de l'articulation avec l'environnement et implique que le niveau de commande et l'environnement agissent en partenaires dans le mouvement. Le point d'équilibre n'est pas une variable de contrôle (car il dépend des conditions externes) mais représente l'impact biomécanique des variables de contrôle sur le système mécanique et est une variable dynamique responsable de la définition des mouvements. En résumé, les mouvements intentionnels résultent du déplacement du point d'équilibre du système : c'est l'hypothèse du point d'équilibre.

2.4.3.4 Variables de contrôle pour une articulation

Lorsqu'une articulation est considérée avec des muscles de part et d'autre, il est utile de combiner leurs courbes caractéristiques afin d'obtenir la relation du moment articulaire net en fonction de l'angle articulaire. Il est alors possible de décrire les commandes centrales (R et C) pour tous les muscles fléchisseurs et extenseurs d'une même articulation à partir de leurs seuils de recrutement respectifs λ_f et λ_e de la façon suivante : $\lambda_f = R + C$ et $\lambda_e = R - C$.

La commande réciproque (R) et la commande de coactivation (C) définissent les déplacements des cadres de référence positionnels pour les muscles agonistes et antagonistes (Feldman et Levin, 1995). R est l'angle seuil commun à tous les muscles d'une même articulation. En neurophysiologie, un changement de R est associé aux entrées de contrôle réciproque destinées aux motoneurones des agonistes et antagonistes. Un changement de R implique un déplacement du point d'équilibre de l'articulation. Cela amène un nouvel angle articulaire en situation isotonique, un nouveau moment articulaire en isométrique et un changement dans les deux pour tous les autres cas. La commande C caractérise la plage angulaire pour laquelle les muscles agonistes et antagonistes sont simultanément actifs (lorsque $C \geq 0$) et gère donc la distance entre les seuils de recrutement des agonistes et des antagonistes. La valeur de C peut être négative et produit alors une zone de relaxation des mêmes muscles. Les moments musculaires individuels et la rigidité nette de l'articulation augmentent avec l'intensité de C. Il est donc proposé que le mouvement résulte d'une combinaison pondérée de R et de C qui sont des commandes associées à des systèmes de

neurones différents (Feldman 1980). La figure 2.21 illustre ces commandes et l'effet de leur modification sur la relation moment-angle net de l'articulation.

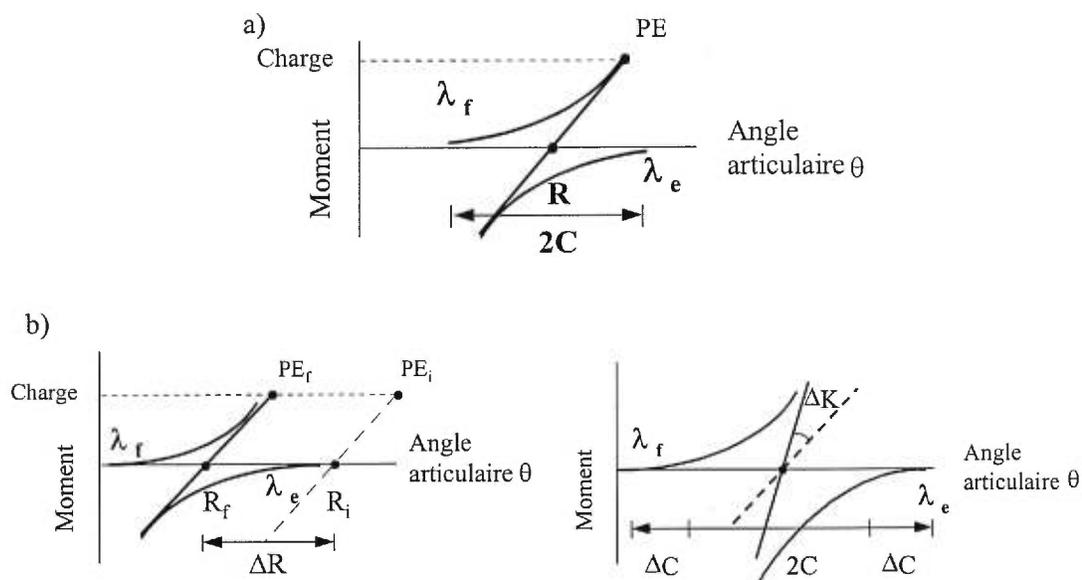


Figure 2.21. Caractéristique globale de l'articulation avec les commandes R et C. a) Illustration des commandes R et C en fonction des seuils du fléchisseur (λ_f) et de l'extenseur (λ_e). b) Un changement dans la commande R déplace le point d'équilibre du système de PE_i à PE_f et un changement dans la commande C modifie la rigidité K de l'articulation.

Une hypothèse du modèle λ est l'existence de la stratégie de contrôle conservatrice. Il est supposé que le niveau de contrôle minimise le nombre de variables de contrôle modifiables : le plus grand nombre de variables possibles sont maintenues à valeurs constantes ou à taux de changement constants. De fait, lorsque des modifications surviennent dans les paramètres externes, c'est le niveau subordonné qui doit s'adapter. La participation du niveau de contrôle au niveau auxiliaire est ainsi minimisée (Feldman et Levin, 1995). Selon cette hypothèse, un mouvement peut être accompli par un taux de changement constant de la commande R durant le temps nécessaire pour spécifier la direction du mouvement désirée. Pour un mouvement de plus grande amplitude, le taux de changement est le même mais c'est la durée de la commande R qui change. La forme de la commande R postulée est donc la fonction rampe et ce choix tient compte de plusieurs propriétés du mouvement qui ont été vérifiées expérimentalement (Adamovich et coll., 1984; Levin et coll., 1992). Par ailleurs, la commande C n'est utile que pendant le mouvement et, pour la production de mouvements plus rapides, elle est définie de manière croissante (St-Onge et coll., 1993).

2.4.3.5 Production de mouvement

Dans le modèle λ , la notion que les variables de contrôle produisent le mouvement en déplaçant les cadres de référence positionnels est reliée à l'idée que les variables de contrôle créent des états stables ou points d'équilibre pour le système, les modifient et affectent leur stabilité (Feldman et Levin, 1995). Cette notion est utilisée pour expliquer les événements dynamiques conduisant au mouvement. Dans ce modèle, quand les variables de contrôle spécifient un nouvel état stable, l'état initial du système est considéré comme une déviation par rapport à l'état projeté. L'excès de force musculaire apporte l'impulsion initiale du mouvement.

En conditions dynamiques, on peut définir une longueur seuil (ou angle seuil) λ^* qui est une fonction décroissante de la vitesse dx/dt (λ^* diminue si le muscle s'allonge). Dans une approximation linéaire : $\lambda^* = \lambda - \mu dx/dt$ où μ est une variable de contrôle qui représente la sensibilité des afférences des fuseaux neuromusculaires à la vitesse et permet l'atteinte d'une position finale stable en supprimant les oscillations en fin de mouvement. Ainsi, le seuil de recrutement des motoneurones est plus bas dans le cas dynamique que dans le cas statique (Feldman, 1986). La condition d'activation musculaire devient donc $x - \lambda^* \geq 0$ et la force musculaire est une fonction croissante de $x - \lambda^*$ donnée par la fonction exponentielle :

$$\text{Force} = a \times \exp(\alpha [x - \lambda^*]^+) - 1 \quad \text{pour un muscle donné}$$

et l'activité musculaire est proportionnelle à la force :

$$\text{EMG} \propto \text{Force}$$

où a est un facteur d'amplitude proportionnel à la section physiologique du muscle, α le paramètre de forme de la relation force-longueur lié aux propriétés intrinsèques du muscle et $[y]^+$ la condition d'activation musculaire et signifie que $[y]^+ = y$ si $y \geq 0$ et $[y]^+ = 0$ si $y < 0$.

Ainsi, l'activité EMG de même que les forces musculaires sont obtenues comme variables calculées de la modélisation et dépendent des paramètres de commandes ainsi que des conditions externes. En effet, l'EMG résulte de la modification du point d'équilibre du système et illustre la tendance du système à regagner un nouvel équilibre.

Pour résumer de façon simple ce qui a été présenté, on peut dire que pour les mouvements volontaires, le SNC spécifie les variables indépendantes λ et μ tandis que les mouvements involontaires sont produits par des changements dans les variables cinématiques x et dx/dt résultant de l'interaction avec l'environnement.

2.4.3.6 Reformulation du "size principle" et principe de correspondance biomécanique

En modélisation du contrôle moteur, deux types de problèmes de redondance sont rencontrés (Pigeon, 1995). Le premier concerne le choix des unités motrices à recruter. Selon le "size-principle", les plus petits motoneurons sont recrutés en premier. Ce principe est transposé dans le contexte λ par un recrutement selon l'ordre croissant des longueurs seuils. Le seuil $\lambda^{(1)}$ du motoneurone le plus sensible coïncide avec celui du réflexe d'étirement ($\lambda^{(1)} = \lambda$). Par définition, le motoneurone de rang i sera toniquement actif si $x - \lambda^{(i)} > 0$. Les longueurs seuils $\lambda^{(i)}$ seront atteintes progressivement durant le mouvement à mesure que la longueur musculaire x rejoint ces $\lambda^{(i)}$. Le nombre d'unités motrices recrutées augmente avec $s = x - \lambda$ si $s > 0$. Ainsi, le choix d'un λ par le SNC permet de déterminer quelles unités motrices sont recrutées pour un mouvement donné.

Le deuxième type de redondance concerne le recrutement des muscles pour le support de charge ou l'exécution d'une tâche motrice donnée (section 2.3.1) et la solution proposée par le modèle λ est formulée par l'hypothèse de la correspondance biomécanique. Cette proposition s'appuie sur le fait que la commande R amène une coordination des muscles agonistes et antagonistes d'une même articulation puisqu'elle spécifie l'angle seuil de l'articulation. Le principe stipule que, à la position angulaire R en l'absence de C , c'est-à-dire lorsque tous les muscles sont à leur longueur seuil λ_i , la relation entre ces différents λ_i est identique à celle entre les longueurs réelles x_i des muscles (Feldman et Levin, 1995).

La commande R peut être généralisée à la gestion d'un système à multiples degrés de liberté. En effet, si on suppose que tous les degrés de liberté du corps (n) ont leur commande R particulière, on peut définir le vecteur de commande global $R = R_1, R_2, \dots, R_n$. Lorsque la position de tous les degrés de liberté du corps atteint cette commande R globale, tous les muscles, sans égards aux considérations biomécaniques (muscles uniarticulaires, biarticulaires,...) atteignent leur longueur seuil. Et cette configuration particulière du corps pour laquelle tous les muscles atteignent leur longueur seuil se nomme "configuration de

référence". Ainsi, le concept de production de mouvement par un changement dans la commande R à un degré de liberté donné, s'étend à plusieurs degrés de liberté. Pour changer la configuration du corps entier R_i , il faut spécifier une commande globale R_f c'est-à-dire postuler une configuration virtuelle du corps vers laquelle on veut aller.

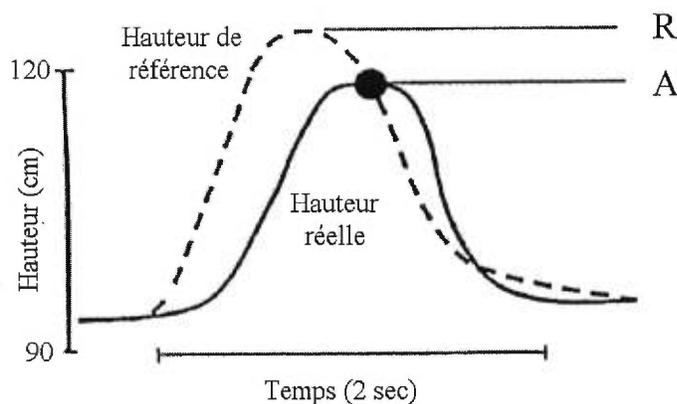


Figure 2.22. Schéma de la modification de la configuration de référence R pour l'atteinte de la position réelle A . La configuration réelle A du corps est décalée par rapport à la commande R . Le cercle plein indique une coïncidence entre les deux tracés et donc un point d'activité musculaire minimum. (Tirée de Feldman et coll., 1998a).

À cause des propriétés inertielles du système, des forces externes, des délais de transmission et de feedback, la position réelle ou actuelle A du membre suit la commande R spécifiée mais avec un certain décalage. Dans un environnement comportant des charges externes, pour les mouvements vers un but, il n'y a pas de point dans la trajectoire pour lequel R et A se superposent. Ainsi, si on désire atteindre une position finale A_f donnée, une commande R_f doit être spécifiée telle qu'en ajoutant l'effet des forces externes sur la posture correspondant à R_f , le système parvienne à la position finale A_f . La figure 2.22 illustre les variations dans la configuration de référence R postulée pour l'atteinte de la position réelle A .

Par ailleurs, l'hypothèse de l'existence de la configuration de référence a été investiguée en analysant des mouvements de type aller-retour rapide. Par exemple, une étude a été réalisée sur des sujets sains exécutant des mouvements ressemblant au geste de se lever d'une position assise pour rejoindre un objet placé au-delà de la portée de la main. L'analyse des données EMG montre la présence de points où l'activité globale est nulle (tous les muscles sont silencieux simultanément) à certains moments dans le mouvement (Feldman et coll.,

1998a). Or, dans le modèle λ , l'activité musculaire est vue comme une fonction de la différence entre l'état actuel du système et les commandes spécifiées (A-R) donc une représentation de la tendance du système à lutter contre la gravité pour regagner l'équilibre. Ainsi, à ces positions où on observe une activité nulle généralisée, la configuration de référence (R) coïncide avec la configuration réelle, actuelle (A) du corps (figure 2.22).

2.4.3.7 Application : la colonne vertébrale modélisée comme un double pendule inversé

Puisque ce projet de maîtrise porte sur la modélisation du dos, il convient de présenter les grandes lignes d'une application réalisée avec le modèle λ afin de simuler le mouvement de la colonne vertébrale en phase d'extension de la levée de charges. Ce modèle, développé par Mitnitski et coll. (1996), a été utilisé pour l'étude préliminaire du présent projet qui a été jointe en annexe 1 du mémoire. Ce modèle permet de représenter le tronc comme un double pendule inversé. Il inclut deux articulations, six muscles (fléchisseurs : f et extenseurs : e), dont deux biarticulaires, et des ligaments. Les deux degrés de liberté sont définis dans le plan sagittal : ψ l'angle de flexion/extension lombaire et α l'angle d'inclinaison du tronc (figure 2.23).

Les équations lagrangiennes de ce système sont obtenues de : $L = T - V$.

T, l'énergie cinétique est donnée par :

$$T = \frac{1}{2} [A\dot{q}_1 + B\dot{q}_2 + C\dot{q}_1\dot{q}_2 \cos(q_2 - q_1)] \text{ où, } A = I_1 + m_2 l_1^2, B = I_2, C = m_2 l_1 l_2 / 2$$

et V, l'énergie potentielle par :

$$V = D(1 - \sin q_1) + E(1 - \sin q_2) \text{ où, } D = (m_1 + m_2)gl_1 / 2, E = m_2 gl_2 / 2$$

où l_1 et l_2 sont les longueurs des segments, m_1 et m_2 les masses, g l'accélération gravitationnelle et \dot{y} représente la dérivée de la variable y par rapport au temps.

Les forces généralisées sont données par :

$$Q_1 = N_{1m} - N_{2m}, Q_2 = N_{2m}$$

où les forces musculaires comportent une partie active (vue précédemment) et une partie passive (représentée par une exponentielle avec les paramètres k et b) :

$$N_{im} = a(e^{\alpha[\theta_i - \lambda_f^*]^+} - 1) - a(e^{-\alpha[\theta_i - \lambda_e^*]^+} - 1) + k_i e^{b\theta_i}$$

et $\theta_1 = \pi - q_1, \theta_2 = \pi - (q_2 - q_1)$.

Les moments de flexion/extension sont générés en réponse aux commandes spécifiées (paramètres de la simulation) : les commandes R et leur taux de changement en fonction du temps, de même que les commandes C et μ . Le déplacement du point d'équilibre par les commandes R et la spécification de périodes de coactivation fléchisseur/extenseur par la commande C permettent de reproduire, dans les simulations, les patrons de coordination observés expérimentalement entre les deux degrés de liberté associés au mouvement de levée de charges et la commande μ assure la stabilité de l'équilibre de la position finale.

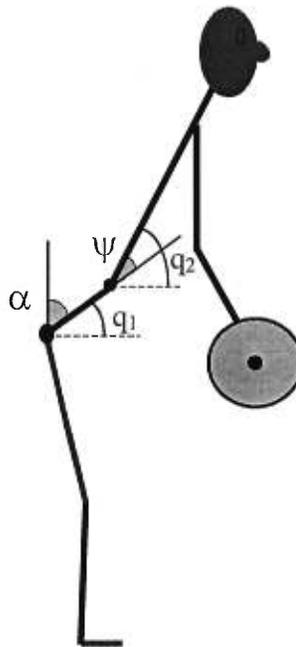


Figure 2.23. Représentation du tronc à 2 degrés de liberté. q_1, q_2 caractérisent l'orientation des segments dans le plan, α , l'angle d'inclinaison du tronc et ψ , l'angle de flexion/extension lombaire. (Adaptée de Mitnitski et coll., 1996).

Chapitre 3. - Introduction des muscles et du contrôle moteur dans un modèle par éléments finis du tronc

Dans le présent chapitre, les différentes hypothèses de modélisation ainsi que les techniques employées pour la mise en place de l'approche de modélisation des muscles dans le modèle S3D3 sont présentées. Cette intégration couvre la modélisation géométrique et mécanique des muscles de même que la définition de paramètres physiologiques de contrôle moteur. Par la suite, les méthodes utilisées pour la mise en oeuvre des diverses simulations sont exposées. D'abord, celles destinées à évaluer la sensibilité du modèle à certains paramètres de même que celles permettant d'évaluer le comportement global du modèle en inflexion latérale imposée sont décrites. Puis, le protocole expérimental destiné à l'évaluation du modèle ainsi que les techniques de traitements des signaux sont présentés. Finalement, les simulations en inflexion latérale utilisant le comportement volontaire des muscles et les principes de recrutement du modèle λ sont expliquées.

3.1 Modélisation géométrique

3.1.1 Modélisation des faisceaux musculaires

La première étape du développement de la modélisation des muscles a consisté en la détermination des muscles ou groupes musculaires pertinents à intégrer afin d'avoir une représentation adéquate du système musculaire du tronc. En se référant à l'anatomie fonctionnelle et aux modèles incluant les muscles vus au chapitre 2, un certain nombre de muscles sont considérés importants et ont été intégrés au modèle S3D3. Huit muscles ont ainsi été modélisés. Pour les muscles du groupe postérieur, il s'agit des iliocostalis et longissimus thoraciques et lombaires ainsi que des multifidus. Pour le groupe moyen, le quadratus lumborum a été considéré. Le groupe antérieur a été représenté par le muscle psoas. Finalement, la paroi abdominale a été modélisée par l'introduction des muscles rectus abdominis, obliques externes et internes comme dans plusieurs modèles (Dietrich et coll., 1990; Schultz et coll., 1982a, 1982b; McGill et coll., 1986).

Par ailleurs, les spinalis n'ont pas été considérés car ils ont une fonction biomécanique moins importante (Moore, 1992). Les rotatores ont également été ignorés car ils ne sont pas les

principaux agonistes pour l'exécution des tâches de cette étude bien qu'ils pourraient être actifs au niveau de la stabilisation du tronc. Le latissimus dorsi, bien que souvent considéré dans les modèles (Schultz et coll. 1982; McGill et coll., 1986; Nussbaum et coll., 1995), n'a pas été introduit dans la modélisation par éléments finis du tronc car celle-ci ne comprend pas l'épaule et le bras pour permettre l'attache sous l'humérus. Finalement, certains faisceaux des muscles obliques ainsi que le muscle transverse n'ont pu être introduits à cause de la difficulté de représenter les attaches fibreuses sur la ligne blanche abdominale et le contournement des organes internes.

Afin de tenir compte de la géométrie des muscles, de leurs multiples attaches sur le squelette du tronc et de l'étendue de leurs sites d'attache, les muscles ont été représentés dans le modèle par des séries de faisceaux qui relient les points d'origine et d'insertion. Plusieurs auteurs ont utilisé cette technique pour représenter les muscles (Takashima et coll., 1979; Stokes et Gardner-Morse, 1995; Kiefer et coll., 1998). Les points d'attache de chaque faisceau sont reliés par une ligne droite tel que suggéré par Bogduk et coll. (1992) et la symétrie bilatérale a été supposée pour les points d'attache.

Une description complète des sites d'attache utilisés pour l'intégration des faisceaux musculaires modélisés est donnée dans la suite. Les figures 3.1 et 3.2 présentent la modélisation des 160 faisceaux musculaires dans le modèle par éléments finis du tronc. En vue de dos, les muscles du groupe postérieur (multifidus, iliocostalis et longissimus) sont illustrés alors que sur la vue de face, les muscles des groupes moyen (quadratus lumborum) et antérieur (psoas) ainsi que ceux de la paroi abdominale (rectus abdominis, obliques interne et externe) ont été ajoutés. La figure 3.3 met en évidence les points d'attache des différents muscles sur le bassin et le sacrum, en vue postérieure. En complément, le tableau A2.I joint en annexe 2 présente la modélisation anatomique détaillée des 160 faisceaux et précise l'emplacement des points d'attache (repères anatomiques et noeuds du modèle par éléments finis) et les valeurs numériques des aires des sections.

Les séries de quatre faisceaux des **multifidus** ont été globalisés par un faisceau s'insérant sur chaque apophyse épineuse et originant de l'apophyse transverse de la deuxième

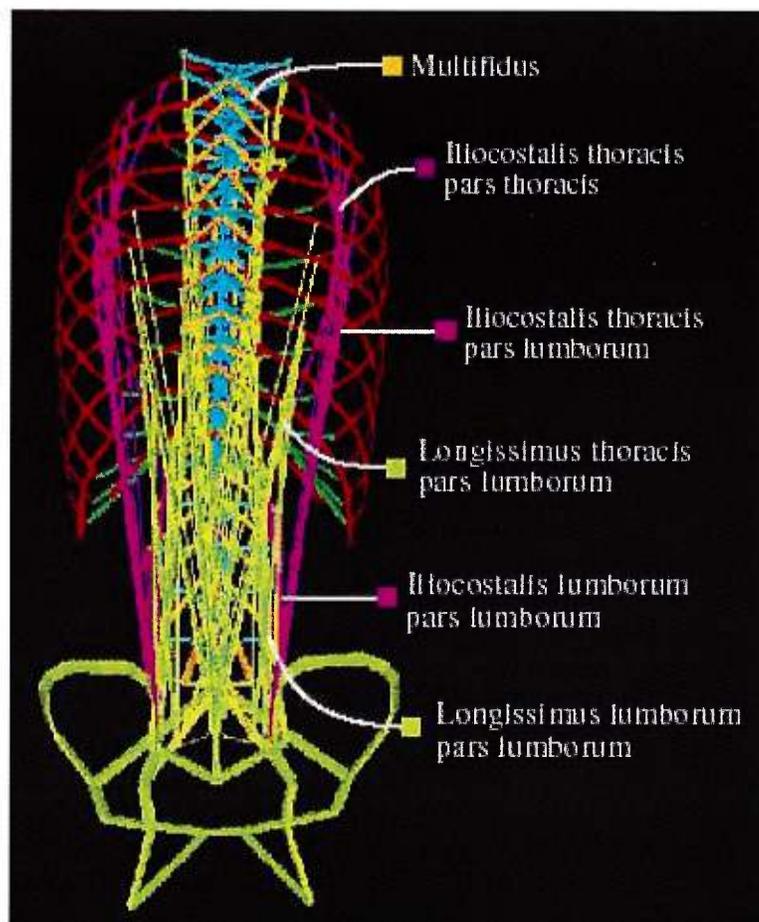


Figure 3.1. Modèle par éléments finis intégrant les muscles, en vue postérieure. Les muscles multifidus, iliocostalis et longissimus sont représentés.

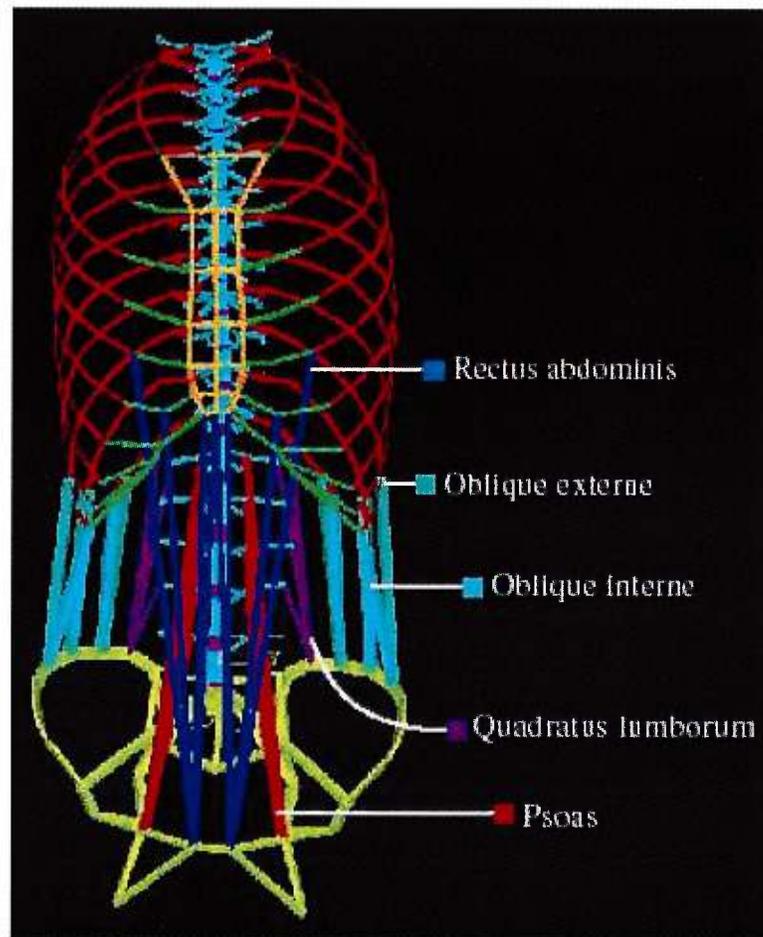


Figure 3.2. Modèle par éléments finis intégrant les muscles, en vue antérieure. Les muscles rectus abdominis, obliques internes et externes, quadratus lumborum et psoas sont représentés.

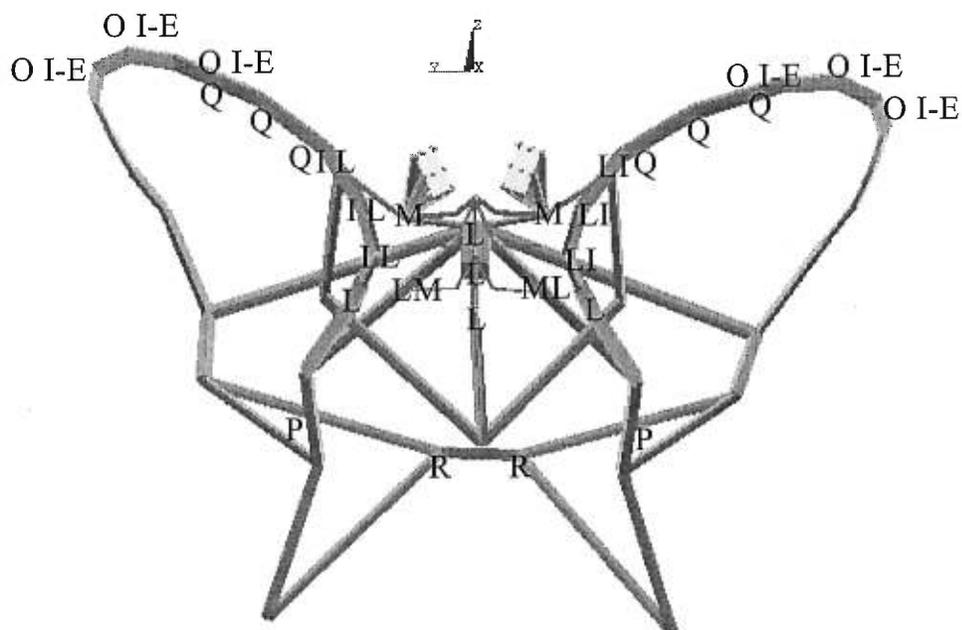


Figure 3.3. Sites d'attache des muscles sur le bassin et le sacrum, en vue postérieure.

M, multifidus; L, longissimus; I, iliocostalis; R, rectus abdominis; O I-E, obliques internes et externes; Q, quadratus lumborum; P, psoas.

vertèbre au-dessous et du sacrum (Chevrel, 1994). Cette approximation est inspirée des dessins de Seireg et Arvikar (1989). L'aire de section attribuée à chacun de ces faisceaux est la somme des quatre aires des faisceaux partant d'une apophyse transverse telles que déterminées par Bogduk et coll. (1992).

Les faisceaux du muscle **iliocostalis** ont été modélisés en trois portions (Macintosh et Bogduk, 1991; Chevrel, 1994). D'abord, les *iliocostalis lumborum pars thoracis* du modèle prennent leur origine sur la partie dorsale de la crête iliaque et se terminent près de l'angle postérieur des neuf dernières côtes. Puis, les *iliocostalis thoracis pars thoracis* relient les angles postérieurs des six dernières côtes aux angles postérieurs des six premières. Enfin, les *iliocostalis lumborum pars lumborum* relient la crête iliaque aux apophyses transverses des quatre premières vertèbres lombaires (Macintosh et Bogduk, 1987). Les sections de ces faisceaux ont été tirées de Bogduk et coll. (1992) excepté pour les *thoracis pars thoracis*. Les sections de ces derniers ont été calculées en soustrayant la portion *lumborum pars thoracis* des valeurs moyennes trouvées dans la littérature pour la section globale de toute la masse musculaire des iliocostalis. Cette approximation se justifie par le fait que l'équipe de

Bogduk n'a recueilli aucune donnée de dissection pour ces faisceaux (Bogduk et coll., 1998) et qu'aucune donnée géométrique n'est disponible dans la littérature.

Les faisceaux des **longissimus** du modèle prennent leur origine de la crête sacrée jusqu'à la crête iliaque puis sur les apophyses épineuses des vertèbres lombaires. Puisqu'ils se terminent à la fois sur les apophyses transverses des vertèbres thoraciques et sur les côtes (point milieu entre la tubérosité et l'angle postérieur de la côte), deux séries de faisceaux ont été introduites pour relier l'origine commune à ces deux types de points d'insertion. En plus de ces faisceaux dits *longissimus thoracis pars lumborum*, les *longissimus lumborum pars lumborum* (Macintosh et Bogduk, 1987) ont été ajoutés entre la crête iliaque et de nouveaux noeuds créés entre les noeuds des pédicules et des apophyses transverses. Les sections de tous ces faisceaux ont été tirées de Bogduk coll. (1992).

Pour le groupe moyen, les faisceaux du **quadratus lumborum** reliant la crête iliaque aux apophyses transverses des quatre premières vertèbres lombaires et à la dernière côte ont été intégrés. Les sections ont été tirées des travaux de Han et coll. (1992) et du modèle de Stokes et coll. (1997).

Le groupe antérieur a été représenté par les faisceaux du muscle **psaos** qui originent de la base des pédicules des vertèbres lombaires et s'insèrent sur un noeud créé sur le bas du bassin en bordure de l'ilion (Seireg et Arvikar, 1989) étant donné que le modèle ne permet pas de modéliser l'attache terminale sur le petit trochanter. Les sections des faisceaux ont été adaptées en globalisant celles des faisceaux originant de la base de l'apophyse transverse ainsi que du bord du corps et du disque intervertébral, issues du modèle de Stokes et coll. (1997) et des données de Bogduk et coll. (1992).

Pour le groupe des abdominaux, le muscle **rectus abdominis** a été représenté par quatre faisceaux (Stokes et Gardner-Morse, 1995; Dumas et coll., 1988) originant de la symphyse pubienne et se terminant sur le cartilage des cinquième, sixième et septième côtes ainsi que sur l'appendice xyphoïde (Chevrel, 1994). Les faisceaux modélisés pour l'**oblique externe** originent des angles antérieurs des dixième, onzième et douzième côtes et s'insèrent sur la crête iliaque. De même, pour l'**oblique interne**, les faisceaux reliant les cartilages costaux des trois dernières côtes à la crête iliaque ont été intégrés. Les faisceaux des abdominaux

intégrés dans le modèle sont ceux à action biomécanique principale, soit ceux reliant le bassin à la cage thoracique (Travell et Simons, 1983). En ce qui concerne les sections de ces muscles abdominaux, elles ont été déterminées en divisant les volumes musculaires, obtenus par Stokes et Gardner-Morse (1998a; 1998b) à partir des images du "Visible Human Project", par la longueur des faisceaux musculaires (en tenant compte des faisceaux absents de la modélisation).

3.1.2 Définition des centres de masse

Des données sur les masses et la position des centres de masse des segments vertébraux ont été intégrées dans le modèle afin de représenter l'action des forces gravitationnelles. Ces données de Liu et coll. (1971) ont été obtenues de la coupe en sections transverses, selon les niveaux vertébraux, d'un cadavre humain non embaumé. Il s'agit du tronc d'un homme de 1,70 m et d'environ 69 kg. Les masses des segments vertébraux ont été obtenues à l'aide d'une pesée à ressort et la position du centre de masse de chaque tranche a été déterminée à l'aide d'une balance. Cette position a ensuite été mesurée par rapport au centroïde de la coupe en termes d'excentricités antérieure (axe x positif vers l'avant) et latérale (axe y positif vers la gauche). Puis, les mesures antéro-postérieures ont été rectifiées par l'introduction de critères géométriques afin de considérer le glissement des tissus causé par l'absence de tonus musculaire et de la torsion venant du positionnement du spécimen congelé couché sur le dos avec la tête tournée (Liu et coll., 1971).

	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9
Masses (kg) des segments	0,6	1,0	1,0	0,8	1,3	1,2	1,6	1,1	1,2
Excentricité en x (mm)	4,1	35,8	29,7	46,7	50,0	53,3	52,1	57,2	78,2
Excentricité en y (mm)	-17,3	-1,3	-10,3	-6,1	-1,5	-7,3	-7,7	-11,7	-7,3
	T10	T11	T12	L1	L2	L3	L4	L5	
Masses (kg) des segments	1,0	1,0	1,5	2,0	1,8	2,1	1,8	2,2	
Excentricité en x (mm)	64,0	60,7	59,9	37,6	36,6	41,1	27,2	48,8	
Excentricité en y (mm)	-12,2	-12,2	-1,4	-5,5	-7,4	-6,4	-11,8	-3,1	

Tableau 3.I Masses (kg) des segments et excentricités (mm) antéro-postérieure (en x) et latérale (en y) des centres de masse. (Adapté des données géométriques de Liu et coll., 1971).

Les données de Liu et coll. ont été converties en unités du système métrique, pour le présent projet, et sont présentées dans le tableau 3.I. Ces données ont été introduites dans le modèle en définissant des nœuds dont les coordonnées respectent les excentricités par rapport aux centroïdes des vertèbres (tableau 3.I). Ces nœuds ont été reliés rigidement aux centroïdes des vertèbres du modèle et servent de lieux d'application des forces gravitationnelles correspondant aux masses calculées. Les masses des segments vertébraux ont été personnalisées en fonction du poids des sujets recrutés dans la présente étude de façon à garder les proportions entre le poids du corps entier et celui du tronc déduit de ces données.

3.2 Modélisation des muscles par éléments finis

Le modèle par éléments finis à la base de ce projet ayant été développé avec le logiciel d'éléments finis ANSYS (MECHANICAL DYNAMICS inc., Ann Arbor, É.-U.), la modélisation des muscles a également été effectuée en utilisant ce logiciel (*version 5.3*). Parmi les éléments disponibles dans ANSYS, l'élément choisi pour représenter les faisceaux musculaires dans le modèle par éléments finis est le link10. Il s'agit d'un élément barre (ressort) tridimensionnel dont la rigidité (K) peut être spécifiée en tension seulement (câble) ou en compression seulement (contact ou "gap"). Il n'offre aucune rigidité en flexion. L'élément est défini par deux nœuds i et j et l'axe des X est orienté selon la longueur de l'élément, entre les nœuds. Il possède trois degrés de liberté à chaque nœud soit les translations en X , Y et Z . Il peut être utilisé en situations de grandes déformations et en analyse non-linéaire.

D'abord, l'élément a été considéré actif en tension seulement, ce qui est approprié sachant qu'un muscle ne peut développer une force en compression. La modélisation de chacun des faisceaux musculaires par un élément bilinéaire constitue le premier niveau d'approximation pour le comportement non-linéaire décrit dans le modèle λ . La courbe force-élongation active du link10 est linéaire et de raideur constante. La composante de force passive générée par les muscles a été négligée par rapport à l'active (Delleman et coll., 1992; Feldman et Levin, 1995; Feldman, 1998).

La matrice de rigidité $[K]$ (6×6) de l'élément link10 utilisé en tension seulement (sans rigidité en compression) a la forme suivante :

$$[K] = AE/L \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

où L est la longueur de l'élément, A , sa section et E son module de Young.

Les sections transverses des éléments ont été spécifiées selon les données exposées dans la sous-section 3.1.1. Un module de Young de 100 MPa a été attribué à chaque faisceau du modèle en début d'analyse. Cette valeur arbitraire permet d'obtenir un facteur de rigidité de dix entre les segments osseux et les éléments muscles tout en offrant un potentiel de génération de force suffisant.

Cet élément possède également une propriété de déformation initiale (ISTRN pour *initial strain*) qui peut être spécifiée de manière indépendante. Cette déformation initiale est donnée par :

$$\text{ISTRN} = \delta/L \quad \text{où } \delta \text{ est la différence entre la longueur de l'élément } L \text{ et la longueur au repos (à déformation nulle), } L_0.$$

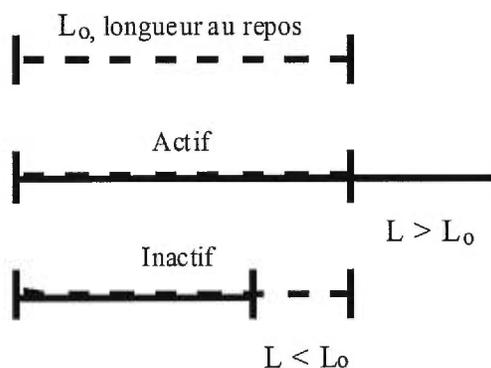


Figure 3.4. États actif ($L > L_0$) et inactif ($L < L_0$) de l'élément link10.

Cette définition implique qu'une déformation initiale négative correspond à l'état d'un câble relâché. En effet, lorsque $ISTRN < 0$, $L - L_0 < 0$, l'élément est sous la longueur au repos et n'est donc pas sous tension. Un étirement supérieur à $|L - L_0|$ est requis afin de rendre cet élément actif. Par ailleurs, lorsque $ISTRN > 0$, $L - L_0 > 0$, sa longueur étant supérieure à la longueur au repos, l'élément est alors sous tension. La figure 3.4 représente les deux états (actif, inactif) de l'élément link10 alors que la figure 3.5 montre de quelle façon la valeur de l'ISTRN modifie la courbe force-élongation de l'élément. Un exemple numérique de l'effet de l'ISTRN sur la courbe force-élongation d'un élément link10 particulier est présenté à l'annexe 3.

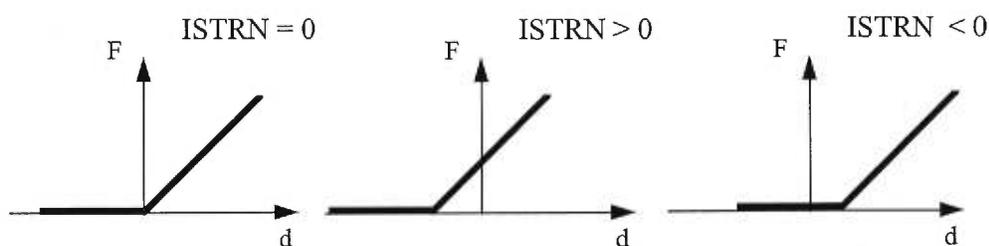


Figure 3.5. Effet de l'ISTRN sur la courbe force-élongation de l'élément link10.

La propriété de seuil de recrutement des faisceaux musculaires, le λ du modèle de Feldman, est tenue en compte par la transition entre les états inactif et actif de l'élément spécifiée par l'ISTRN ($L_0 = \lambda$). Ainsi, l'attribution d'une valeur positive à l'ISTRN d'un muscle représente l'action de faciliter son recrutement en permettant que le faisceau, à sa longueur actuelle, soit déjà activé et génère une force pour rapprocher ses deux sites d'attache l'un de l'autre. À l'opposé, l'attribution d'une valeur négative à la propriété ISTRN a pour effet d'éloigner la longueur au repos L_0 (seuil λ de Feldman) de la longueur actuelle du faisceau de manière à inhiber le recrutement de ce faisceau musculaire.

Lors d'une simulation, la modification des propriétés de seuil permet d'activer sélectivement les faisceaux musculaires afin de représenter les patrons de recrutement propres à diverses activités motrices. Le fait de modifier la propriété d'ISTRN en cours de simulation modifie l'énergie du système et agit donc sur son état d'équilibre. Parce qu'il possède deux états possibles, l'élément link10 est un élément à comportement non-linéaire qui nécessite une solution itérative dans ANSYS. La modification des longueurs seuils se fait ainsi de manière progressive (section 3.4.6.2) ce qui reflète les patrons linéaires de modifications du point d'équilibre rapportés dans d'autres travaux utilisant le modèle λ (St-Onge et coll., 1993,

1997; Feldman et Levin, 1995). Finalement, la simulation des mouvements physiologiques peut être possible considérant que l'élément supporte les grandes déformations et qu'ANSYS permet les analyses en grands déplacements.

3.3 Méthodes générales de simulations avec les muscles

Plusieurs simulations ont été effectuées avec le modèle par éléments finis du tronc incluant les muscles. Les objectifs poursuivis par ces simulations étaient d'abord de caractériser le comportement mécanique du modèle puis d'investiguer sa capacité à représenter des mouvements physiologiques. À ce titre, une tâche motrice d'intérêt a été choisie afin d'investiguer la faisabilité de l'approche. Le mouvement d'inflexion latérale sollicite un grand nombre de muscles et est d'un intérêt théorique car il a été relativement peu documenté par les études électromyographiques ou biomécaniques au profit de l'extension ou de la flexion (Schultz et Andersson, 1981). Il a de plus une importance clinique. En effet, les orthopédistes utilisent le test d'inflexion latérale auprès de leurs patients scoliotiques avant la chirurgie correctrice de manière à évaluer la flexibilité et la réductibilité particulières des courbures scoliotiques, soit leur potentiel de correction (Perdriolle, 1978; Aronsson et coll., 1996).

Les éléments examinés lors des analyses étaient l'amplitude des mouvements simulés, les forces en jeu et la forme globale de la colonne vertébrale à l'issue de la simulation. Ces résultats ont été comparés à des résultats expérimentaux obtenus d'études radiographiques et d'analyses de mouvements. Les simulations ont été menées avec le logiciel ANSYS et utilisaient les muscles dans deux contextes différents, soit en mouvement imposé ou volontaire.

En simulation dite **imposée**, les muscles étaient intégrés avec leurs propriétés mécaniques et des déplacements étaient imposés au modèle afin de reproduire la posture corporelle en inflexion latérale. Par ailleurs, en contexte d'activation **volontaire**, deux types de simulations ont été mis en oeuvre. Les faisceaux musculaires ont d'abord été considérés comme des générateurs de force. Dans cette méthode, la spécification de déformations initiales (ISTRN) appropriées dans les éléments muscles a permis d'introduire des changements de longueurs au repos des éléments et par le fait même d'introduire des forces

qui vont modifier l'équilibre du système. Dans le second type de simulation volontaire, une adaptation de certains principes du modèle λ a été effectuée afin de spécifier des commandes motrices. La propriété d'ISTRN a été redéfinie ($ISTRN = (\lambda_i - \lambda_f) / \lambda_i$) en termes des seuils de recrutement λ des faisceaux et permet ainsi de gérer les patrons de recrutement afin de reproduire la tâche motrice désirée. Dans ce cas, il s'agissait de modifier les longueurs seuils (de λ_i à λ_f) afin de déplacer l'état d'équilibre du système ainsi qu'il a été expliqué pour le modèle λ à la section 2.4.3.1. La méthodologie spécifique aux différentes simulations effectuées à l'aide de ces représentations des muscles est décrite dans la prochaine section.

3.4 Évaluation du modèle

Cette section présente les différentes simulations conduites à l'aide du modèle. D'abord, une étude de sensibilité a été conduite. Ensuite des études d'inflexions latérales, imposées puis volontaires, ont été mises en oeuvre. Finalement une évaluation expérimentale a été réalisée et les résultats obtenus ont été comparés aux simulations effectuées.

3.4.1 Étude de sensibilité

L'impact du choix des propriétés mécaniques des éléments-muscles ($E = 100$ MPa) sur le comportement du modèle a été investigué étant donné que celles-ci avaient été choisies arbitrairement en considérant les rigidités des autres éléments du modèle. Une étude a donc été menée afin d'identifier les groupes musculaires pour lesquels le choix du module de Young influence la position de la colonne vertébrale en inflexion latérale imposée et volontaire. La démarche employée a consisté à faire varier un nombre de variables de contrôle selon un plan d'expérimentation dans le but d'évaluer leurs effets sur quelques variables de réponses mesurées. Cette méthode permet de minimiser le nombre d'essais requis pour obtenir l'influence relative des différents paramètres.

L'analyse comprenait huit variables à deux modalités. Les différentes variables de contrôle à l'étude étaient les modules de Young des huit groupes musculaires : M1 : multifidus; M2 : iliocostalis; M3 : longissimus; M4 : rectus abdominis; M5 : oblique externe; M6 : oblique interne; M7 : quadratus lumborum et M8 : psoas. Deux modalités ont été utilisées pour ces variables soient 5 MPa et 150 MPa. La modalité basse a été choisie près des valeurs

utilisées par Dietrich et coll. (1990) et la modalité haute se situait au-delà de la valeur initiale de 100 MPa choisie arbitrairement. D'autre part, les variables de réponse étaient la position dans le plan frontal (Y,Z) des centroïdes de vertèbres choisies. Un plan complet d'expériences aurait impliqué la réalisation de 256 (2^8) expériences. La méthode statistique employée ici, soit un plan de Packett Burman, permet d'effectuer seulement 16 essais (Clément, 1995). Les essais ont été programmés en utilisant, selon le plan établi, soit la modalité basse (-), soit la modalité haute (+) pour chacune des variables (tableau 3.II).

Essais	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8
1	-	-	-	-	-	-	-	-
2	+	-	-	-	-	+	+	+
3	-	+	-	-	+	-	+	+
4	+	+	-	-	+	+	-	-
5	-	-	+	-	+	+	+	-
6	+	-	+	-	+	-	-	+
7	-	+	+	-	-	+	-	+
8	+	+	+	-	-	-	+	-
9	-	-	-	+	+	+	-	+
10	+	-	-	+	+	-	+	-
11	-	+	-	+	-	+	+	-
12	+	+	-	+	-	-	-	+
13	-	-	+	+	-	-	+	+
14	+	-	+	+	-	+	-	-
15	-	+	+	+	+	-	-	-
16	+	+	+	+	+	+	+	+

Tableau 3.II. Plan d'expérimentation utilisé pour les deux tamisages (16 essais). Le signe - représente la modalité basse et le + la modalité haute.

La démarche employée comportait deux grandes étapes appelées tamisage 1 et 2. Le premier tamisage concerne la simulation d'inflexion latérale imposée. Elle a été effectuée en imposant un déplacement à la vertèbre T1. Ce déplacement a été déterminé en comparant les modèles générés, à l'aide de la géométrie reconstruite à partir des radiographies du sujet, en position debout et en inflexion latérale. Le modèle a été fixé dans l'espace en contraignant tous les déplacements et rotations des noeuds des sommets des crêtes iliaques. Les positions finales des centroïdes des vertèbres T9, T12 et L2 ont été calculées, ces vertèbres se situant relativement loin des conditions aux limites.

Par la suite, un second tamisage a été effectué de manière à déterminer les groupes musculaires les plus influents en inflexion latérale en utilisant, cette fois, l'activation volontaire des muscles. Le même plan de simulations a été utilisé avec les mêmes variables et les mêmes modalités. Cependant, les simulations ont été effectuées en appliquant des déformations initiales aux éléments muscles introduisant des forces dans le modèle permettant de déplacer celui-ci en position d'inflexion latérale. Les valeurs des déformations appliquées ont été calculées à partir des raccourcissements et allongements des éléments muscles observés lors d'une première simulation où une force de 30 N est appliquée pour déplacer T1 en inflexion latérale (selon l'axe Y). Les déplacements observés étant relativement petits, notamment au niveau lombaire (une force de 30N résulte en une inflexion latérale modérée), seuls les déplacements en Y de T4, T6 et T9 ont été analysés (des observations pour le déplacement de T4 en Z ont également été effectuées).

Suite aux simulations, des analyses ont été conduites en collaboration avec Sébastien Feigenbaum (1998), étudiant en projet de fin d'études de génie mécanique. Les analyses demandent d'abord le calcul des contrastes pour chacune des variables (modules de Young des 8 groupes musculaires) afin de comparer les différents essais du plan entre eux (Clément, 1995). Puis les effets, exprimés en pourcentage, sont calculés à partir des carrés des contrastes et traduisent la responsabilité de chacune des variables individuelles, de même que des interactions deux à deux (le plan utilisé est de résolution IV), dans la variabilité de la réponse du modèle.

3.4.2 Évaluation in-vivo des tests d'inflexion latérale imposée

Tel qu'expliqué à la section 2.4.2, les caractéristiques mécaniques des divers éléments du modèle par éléments finis ont été tirées de la littérature ou ajustées à partir de résultats expérimentaux décrivant le comportement mécanique d'unités fonctionnelles prélevées sur des cadavres humains. Afin de savoir si ces propriétés permettent de modéliser le comportement mécanique du tronc de sujets vivants sains et scoliotiques, une première étude menée par Describes (1995) avait comparé des données in-vivo obtenues en inflexion latérale à des simulations du modèle. Cette étude a été reprise dans le cadre de ce projet de maîtrise afin d'investiguer de quelle façon l'ajout des muscles dans le modèle modifie son comportement mécanique, pour un sujet sain et un sujet scoliotique.

À partir d'une banque de radiographies de sujets déjà disponibles à l'Hôpital Sainte-Justine, un sujet sain a été retenu ainsi qu'un sujet scoliotique avec une double courbure thoracique droite (Cobb de 55°) et lombaire gauche (Cobb de 44°) (les sujets de Descrimes avaient un Cobb thoracique moyen de 52°). Les sujets ont été radiographiés en position debout verticale et en position d'inflexion latérale vers la droite. La géométrie 3D a été reconstruite dans ces deux positions et le modèle par éléments finis a été généré pour la position verticale. Les trois composantes des déplacements de T1 et L5, résultant du mouvement d'inflexion latérale, ont été calculées à l'aide des coordonnées des noeuds dans les deux positions. Ces déplacements ont été imposés sur le modèle en position droite et les sommets des crêtes iliaques ont été fixés comme conditions aux limites du modèle mécanique.

Suite à la simulation, la géométrie du modèle déformé (les positions des centroïdes des corps vertébraux) a été comparée à la géométrie inclinée reconstruite pour tous les niveaux vertébraux exceptés T1 et L5 puisqu'ils sont les lieux d'application des déplacements. Un indice d'adéquation repris des travaux de Descrimes (1995) a permis de quantifier l'accord entre ces deux géométries :

$$I.A. = [1 - (\text{moyenne } (\psi_i / \varphi_i))] \times 100 \%$$

où ψ_i est la distance 3D entre les positions inclinées reconstruite et simulée, pour chaque vertèbre i ($i = T2, \dots, L4$)

et φ_i la distance 3D entre les positions reconstruites verticale et inclinée pour chaque vertèbre i ($i = T2, \dots, L4$)

De même, les rotations intervertébrales ont été inspectées pour fins de comparaison avec les résultats de Descrimes (1995) et les observations rapportées par White et Panjabi (1990). Les rotations d'une vertèbre donnée par rapport à sa vertèbre sous-jacente ont été caractérisées en calculant une séquence de rotations autour d'axes mobiles : un angle α_1 autour de l'axe X, puis α_2 autour du nouvel axe Y (Y') et finalement α_3 autour du dernier axe Z (Z''). La matrice de rotation, ou matrice de passage du repère initial au repère final (Descrimes, 1995) est connue du produit des matrices de passage suivant :

$$[P] = [Pr0.r1d]^T [Pr0.r2d] [Pr0.r2f]^T [Pr0.r1f]$$

où :

$P_{n.m}$ exprime les coordonnées des vecteurs directeurs du repère m dans le repère n , avec $r0$: repère global

r1d : repère local de la vertèbre supérieure en position droite

r2d : repère local de la vertèbre inférieure en position droite

r1f : repère local de la vertèbre supérieure en position infléchie

r2f : repère local de la vertèbre inférieure en position infléchie

Les repères local et global ont été définis à la section 2.5 et les angles de rotations sont obtenus directement :

$$a2 = \arcsin(p13), a1 = \arcsin(-p23/\cos(a2)) \text{ et } a3 = \arcsin(-p12/\cos(a2))$$

avec p_{ij} , les éléments de la matrice P, (indice ligne i, indice colonne j).

3.4.3 Tests d'inflexion latérale et stabilité du modèle

Deux séries de simulations ont été effectuées afin d'analyser le rôle des éléments représentant les facettes articulaires et l'effet des forces gravitationnelles sur le modèle.

3.4.3.1 Effet des facettes articulaires

Le raffinement du modèle par éléments finis par l'ajout des facettes articulaires par Aubin et coll. (1995) avait pour but d'améliorer le comportement des parties postérieures du rachis et était inspiré par l'hypothèse que ces structures avaient un rôle important dans la stabilité du modèle (Ahmed et coll., 1990; Shirazi-Adl, 1994). Or, l'ajout de ces éléments dans le modèle implique une augmentation considérable du temps de calcul informatique (jusqu'à environ 65% du temps de calcul selon Gignac, 1998). L'étude proposée a comporté des simulations d'inflexion latérale avec le modèle incluant les éléments représentant les facettes puis lorsqu'il en était dépourvu. Ces simulations impliquaient l'activation volontaire des muscles selon la même méthode qu'en 3.4.1. Les simulations d'inflexion latérale réalisées impliquaient des changements de longueurs seuils imposés correspondant à l'application de forces latérales (selon Y) de 10 N, 30 N et 70 N sur T1. De plus, les forces gravitationnelles ont été ajoutées selon les masses et les positions des centres de masse présentées à la section 3.1.2. Finalement, puisque les facettes sont représentées par des éléments de géométrie différente aux niveaux thoraciques et lombaires (surfaces planes versus cylindriques), un dernier test a été effectué afin de voir si les deux types de facettes influencent de manière différente le comportement du modèle. Pour toutes ces simulations, les positions des centroïdes des corps vertébraux et les rotations intervertébrales ont été évaluées et comparées entre elles.

3.4.3.2 Effet de la gravité

La gravité a été introduite dans le modèle afin de tenir compte de l'influence du poids du corps sur la posture. Par ailleurs, certains auteurs ont rapporté que la colonne vertébrale avec ses ligaments était instable sous chargement en compression même d'amplitude inférieure au poids du corps (White et Panjabi, 1990; Crisco et Panjabi, 1991). Deux simulations, incluant les forces gravitationnelles uniquement, ont été effectuées : la première est réalisée sans les muscles et la seconde en les incluant. Dans les deux cas, la position des centroïdes des corps vertébraux a été comparée à la position initiale.

3.4.4 Protocole expérimental

La capacité du modèle à simuler des mouvements physiologiques a été évaluée à partir d'expérimentations effectuées sur des sujets sains au laboratoire du Docteur Feldman à l'Institut de réadaptation de Montréal. Le protocole expérimental a été évalué et accepté par le comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal. Les détails du protocole sont présentés à l'annexe 4 de même que le formulaire de consentement et le certificat d'éthique. Ce protocole, ayant été mené avec plusieurs intervenants et faisant partie de trois projets de recherche différents, comporte de nombreuses tâches qui ne découlent pas des objectifs de ce travail.

Les critères de sélection des sujets étaient les suivants :

- 1) n'avoir jamais souffert de maux de dos ou d'une maladie neuro-musculo-squelettique;
- 2) accepter de se soumettre à une séance de radiographies avec un technologue diplômé;
- 3) avoir une taille inférieure à 1,85 m car l'appareil de radiographie ne peut accommoder de sujets plus grands;
- 4) avoir une masse corporelle entre 60 et 80 kg afin de diminuer les problèmes d'acquisition de l'EMG;
- 5) être âgé entre 20 et 30 ans.

Les sujets ont été informés de la nature du projet expérimental et ont donné, par écrit, leur consentement à participer. Au total 10 sujets ont été recrutés afin de participer à l'ensemble du protocole. Les sujets recrutés sont d'âge moyen (\pm écart-type) de $23,4 \pm 2,0$ ans, de taille

moyenne de $1,76 \pm 0,04$ m et de poids moyen de $68,8 \pm 5,2$ kg. Par ailleurs, l'analyse des tâches d'inflexion latérale a été complétée pour deux sujets seulement. Le premier sujet (fr3), était âgé de 24 ans, mesurait 1,80 m et pesait 72 kg. L'examen radiographique a révélé qu'il avait une sixième vertèbre lombaire. Le sujet, n'ayant jamais éprouvé de douleur ou de désagrément relié à la présence de cette sixième vertèbre lombaire, a tout de même été retenu pour l'étude. Cependant, les coordonnées du marqueur L5 ont été retirées de l'analyse puisqu'il y avait eu mauvaise interprétation de son emplacement lors de l'identification des repères anatomiques par le physiothérapeute. Le deuxième sujet (sdt), était âgé de 25 ans, mesurait 1,72 m et pesait 65 kg.

Les sujets ont effectué des inflexions latérales à une vitesse réduite (en 7 secondes) et en plusieurs étapes de la façon suivante :

- 1) maintien de la position initiale debout (verticale) pour 1 seconde;
- 2) déplacement vers la position infléchié à 20° de la verticale en 2 secondes;
- 3) arrêt en position infléchié à 20° pour 1 seconde;
- 4) déplacement vers la position infléchié à 30° en 1 seconde;
- 5) maintien de la position finale infléchié à 30° pour 1 seconde.

La tâche a été reprise sept fois par chaque sujet. À l'aide d'un dispositif mis au point pour l'expérience, les mouvements du bassin ont été restreints en direction antéro-postérieure par une courroie et latéralement par des blocs de mousse rigide. Un goniomètre placé devant le sujet comme indicateur visuel était déplacé pour informer le sujet des positions à atteindre à 20° et 30° . Un signal vocal était donné au sujet pour l'inviter à se préparer à l'acquisition et à démarrer le mouvement tandis qu'un métronome était utilisé pour garder le rythme d'exécution du mouvement demandé. La figure 3.6 montre le montage expérimental.

Un système tridimensionnel d'analyse du mouvement OPTOTRAK (modèle 3010, NORTHERN DIGITAL, Waterloo, Ontario) a été utilisé pour l'acquisition des mouvements des sujets. Ce système est composé de trois caméras disposées sur une barre horizontale placée à environ 2 mètres derrière le sujet et à 2,5 m du sol. Ce système permet de capter la position 3D de



Figure 3.6. Le système d'acquisition OPTOTRAK pour la cinématique et le module ODAU pour l'EMG. Les marqueurs cinématiques et les électrodes des muscles avec les fils et les boîtes de branchement fixées à la taille du sujet sont présentés.

marqueurs, des diodes émettrices infra-rouge, collés sur la peau. La précision est d'environ 0,1 mm et la fréquence d'acquisition utilisée est de 50 Hz, ce qui est suffisant pour un mouvement lent et permet de réduire la taille des fichiers.

Onze marqueurs ont été disposés en des repères anatomiques identifiés au préalable par un physiothérapeute (figure 3.7). Sept marqueurs ont été placés sur les apophyses épineuses de T1, T3, T5, T10, T12, L2 et L5, deux sur la deuxième côte, de part et d'autre de T2 et deux autres le long de la crête iliaque à environ 10 cm de la ligne médiane. Le système de coordonnées interne du système de caméras étant différent du système global du tronc décrit au chapitre 2, une transformation de coordonnées a été calculée pour utiliser ces données dans le même référentiel.

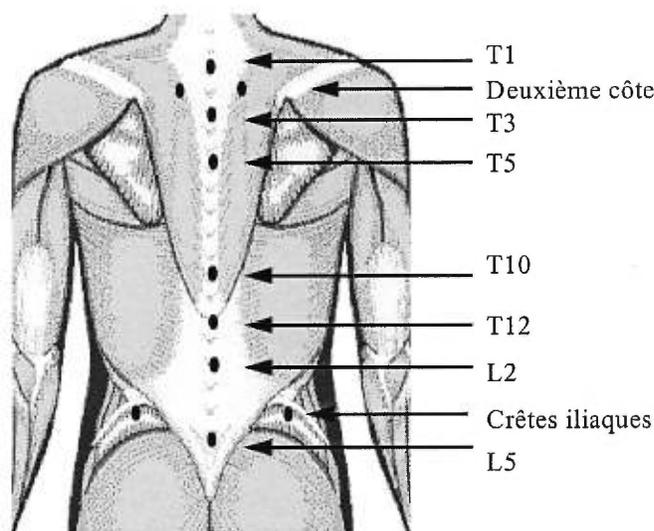


Figure 3.7. Emplacement des marqueurs sur la peau du sujet pour l'analyse 3D du mouvement avec un système OPTOTRAK.

L'activité électromyographique (EMG) a été enregistrée de manière synchronisée à l'acquisition du mouvement à l'aide d'un module ODAU à multiples canaux intégré au système OPTOTRAK afin de mettre en évidence les patrons de recrutement des muscles du tronc lors de l'exécution des tâches motrices. Vingt paires d'électrodes ont été utilisées pour l'acquisition des signaux EMG. Il s'agissait de petites cupules d'argent de 10 mm de diamètre remplies d'une pâte électrolytique et fixées sur la peau à l'aide de ruban adhésif légèrement élastique pour éviter que les électrodes se déplacent pendant le mouvement.

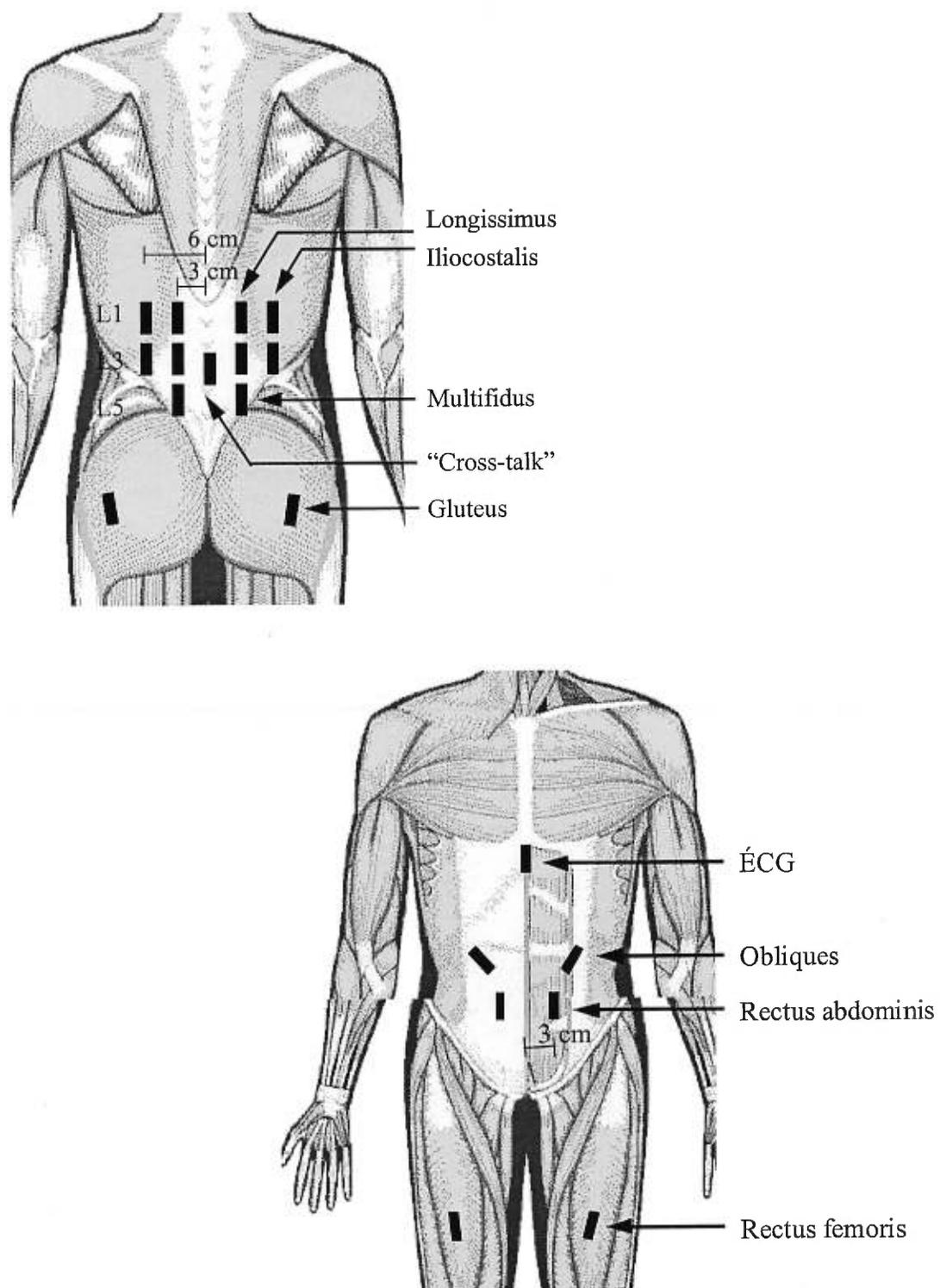


Figure 3.8. Emplacement des électrodes d'EMG sur le sujet en vues de dos et de face.

Avant l'application des électrodes sur la peau, celle-ci a été préalablement nettoyée à l'alcool et débarrassée des poils afin d'assurer une bonne adhérence et diminuer l'impédance à l'interface peau-électrodes.

La figure 3.8 présente la disposition bilatérale des 20 paires d'électrodes sur la peau du sujet, en vues de face et de dos. Ainsi, pour les érecteurs du rachis, l'enregistrement a été effectué à deux niveaux vertébraux, L1 et L3, à une distance de 3 cm de la ligne médiane pour les longissimus et à 6 cm pour les iliocostalis. Pour les multifidus, les électrodes étaient disposées au niveau L5 à 3 cm de la ligne médiane. Pour les muscles abdominaux, l'activité des rectus abdominis était acquise à une distance latérale de 3 cm du nombril. Deux paires d'électrodes étaient également installées un peu au-dessus et plus latéralement pour capter l'activité dans les muscles obliques. Finalement, l'activité a été enregistrée le long du rectus femoris de la cuisse et pour les gluteus parce que cette activité est importante pour certaines tâches du protocole, mais elle n'est toutefois pas pertinente pour les tâches d'inflexion latérale avec bassin fixé de cette étude. Cette disposition des électrodes, inspirée des travaux de nombreux auteurs, permet l'enregistrement de l'activité des muscles d'intérêt pour les différentes tâches motrices du protocole et de diminuer la contamination des EMG par des signaux parasites ou le "cross-talk" (Cholewichi et McGill., 1996; vanDieën, 1996).

Un enregistrement bipolaire (différentiel) a été réalisé et la distance interélectrodes était de 2 cm. L'utilisation de l'enregistrement différentiel permet d'éliminer les tensions perturbatrices et les potentiels d'action distants qui se présentent simultanément aux deux électrodes et de n'amplifier que la différence de potentiel existant entre les deux électrodes. Les potentiels d'action détectés ont été amplifiés étant donné leur faible intensité (0,1 à 10 mV (Snyder-Mackler et Robinson, 1989)). Une attention particulière a été accordée au choix de la bande passante à amplifier sans distorsion, qui a été fixée entre 10 et 10 000 Hertz, selon les possibilités du système et les recommandations de Hainaut (1971). Les gains des signaux électromyographiques ont été fixés de manière à bien voir l'activité (que l'on pouvait apprécier sur un écran, en temps réel) sans causer leur saturation. La fréquence d'acquisition était de 1500 Hz pour l'EMG, soit près de trois fois la fréquence maximale du signal. Les fils des électrodes et des marqueurs cinématiques ont été groupés, dans chaque cas, à une boîte de branchement fixée solidement à la taille du sujet et les fils collés sur la peau à l'aide d'adhésif, le long de leur parcours afin de limiter leur mouvement.

3.4.5 Traitement des signaux

3.4.5.1 Données cinématiques

La portion du mouvement utilisée pour les études de simulation concerne les étapes 1 à 3 de la tâche soit le mouvement d'inflexion jusqu'au maintien de la position infléchie à 20°. Le mouvement expérimental avait été poursuivi jusqu'à 30° afin de s'assurer d'avoir des données précédant et suivant la position visée pour bénéficier de plus de souplesse dans les simulations. Bien que le rythme et l'amplitude de la tâche aient été supervisés, de légères différences dans l'amplitude ou la vitesse des mouvements ont été trouvées à travers des sept essais. Ainsi, avant de moyenner les essais pour avoir un tracé cinématique représentatif de la tâche, un alignement des signaux a été effectué afin d'avoir une meilleure synchronisation.

La méthode d'alignement et de moyennage utilisée est illustrée à la figure 3.9 et l'algorithme a été programmé à l'aide du logiciel MATLAB. Elle repose sur le choix d'un signal étalon, représentatif du mouvement effectué et stable d'un essai à l'autre. Le signal choisi provenait de l'essai le plus régulier du sujet et concernait la coordonnée Y du marqueur à T1, soit celle associée à la direction principale d'inflexion latérale. La dérivée de ce signal a été effectuée sur de petites portions de signal (fenêtre) afin de déterminer les échantillons correspondant à l'initiation et à la fin du mouvement. L'échantillon retenu pour l'initiation du mouvement (seuil inf. pour l'étalon et seuil inf._i pour les autres signaux) identifie la première fenêtre pour laquelle la vitesse est supérieure à 5% de la vitesse maximale de l'essai. De même, pour le signal étalon, l'échantillon central de la fenêtre pour laquelle la vitesse redevient inférieure à 5% de la vitesse maximale indique la fin du mouvement (seuil sup.). Ces deux échantillons déterminent la portion du signal étalon et l'étendue (L) des signaux à retenir pour tous les essais à partir de leur seuil inf._i respectif.

Une comparaison a ensuite été effectuée entre le signal étalon et les signaux correspondant des six autres essais. Pour ce faire, ces derniers ont été déplacés échantillon par échantillon, jusqu'à 25 échantillons, vers la droite puis vers la gauche à partir de leur seuil inf._i respectif. Ce délai d'une demi seconde entre les départs des signaux était la tolérance maximale pour considérer les essais comparables entre eux. Dans chaque position, la distance moyenne (échantillon à échantillon) a été calculée entre le signal étalon et le signal essai. La position

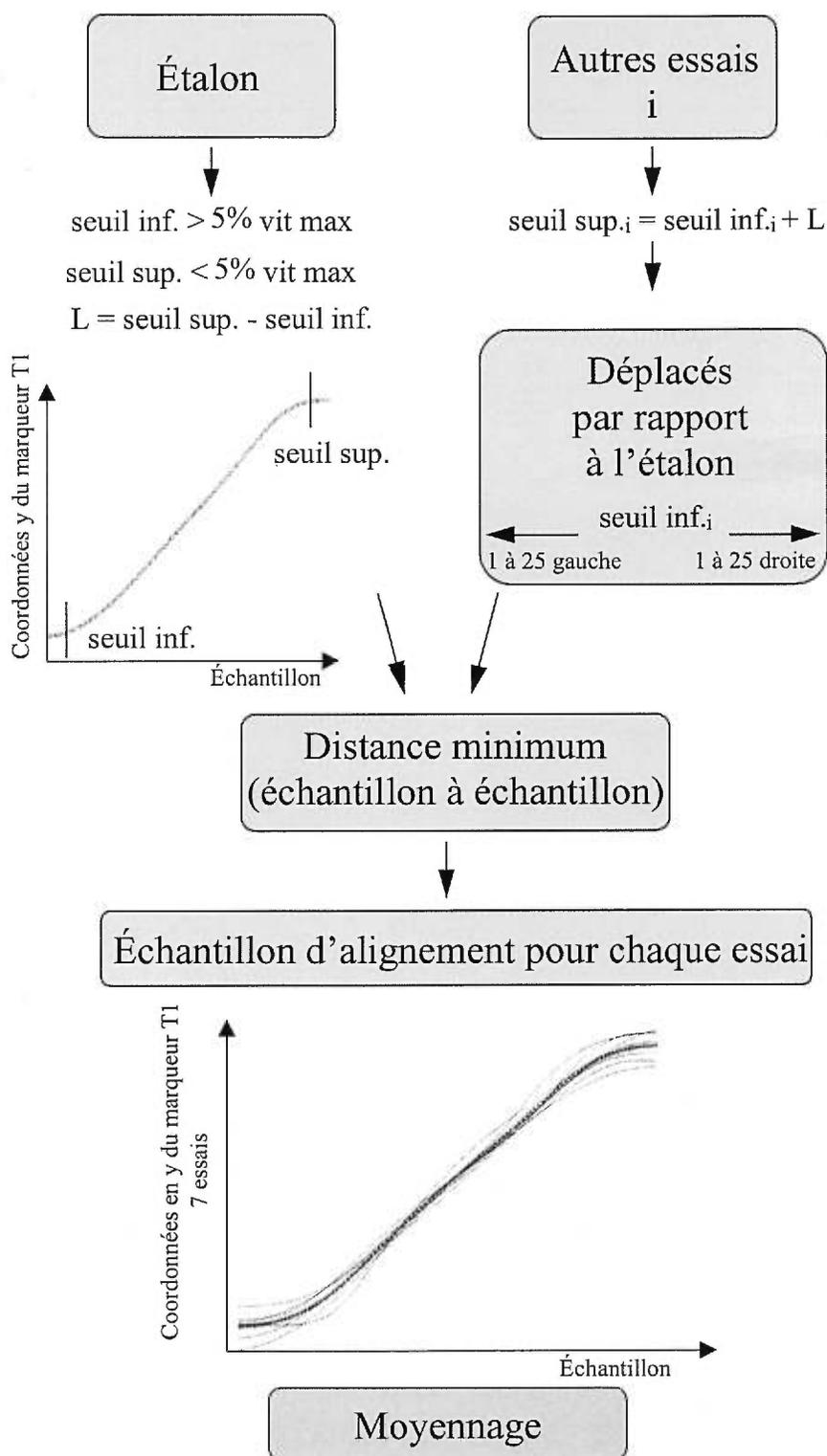


Figure 3.9. Algorithme d'alignement par rapport à un signal étalon et de moyennage des tracés cinématiques pour tous les essais d'un même sujet.

pour laquelle la distance est minimale a été retenue. Les signaux essais ont ainsi été translatés dans leur position de meilleur alignement avant d'être moyennés (échantillon par échantillon). Les positions permettant le meilleur alignement pour la coordonnée Y du marqueur T1 ont été utilisées pour aligner par la suite toutes les coordonnées de tous les autres marqueurs.

D'autre part, dans le cadre du protocole expérimental, les deux sujets retenus ont été radiographiés en position debout droite. Des radiographies ont été prises selon trois vues différentes (PA 0° et 20° ainsi que LAT) afin de reconstruire la géométrie 3D du sujet. Le modèle par éléments finis a ensuite été généré selon les techniques expliquées aux sections 2.4.1 et 2.4.2. La seconde étape de traitement des signaux cinématiques a consisté en l'application d'une transformation afin d'exprimer les coordonnées des données expérimentales OPTOTRAK dans le système de coordonnées global du modèle afin de les utiliser pour les simulations.

La procédure de conversion de coordonnées utilise le logiciel "ajuste", disponible à l'Hôpital Sainte-Justine, qui calcule une transformation géométrique par moindres carrés basée sur la connaissance de points dans les deux systèmes que l'on appelle points de contrôle. Dans ce cas, les points de contrôle étaient les coordonnées des marqueurs placés sur les apophyses épineuses pour le sujet en position initiale et les noeuds du modèle par éléments finis correspondant aux extrémités des apophyses épineuses. Ces points ont servi à calculer la transformation (rotation, translation et un ajustement de l'échelle si nécessaire) qui a été ensuite appliquée à tous les points des tracés expérimentaux. Afin de mesurer la capacité de l'algorithme à faire une mise en correspondance précise des repères, les coordonnées des apophyses épineuses en position initiale calculées de la transformation (donc exprimées dans le repère du modèle) ont été comparées aux coordonnées des noeuds des apophyses épineuses ayant servi au calcul de la transformation.

3.4.5.2 Données électromyographiques

Étant donné que les enregistrements EMG sont contaminés par du bruit de multiples sources, provenant tant de l'instrumentation que de paramètres extérieurs, la première étape a consisté à déterminer l'origine du bruit et sa bande de fréquence. Ceci a pour but de mettre au point un algorithme de traitement de l'EMG approprié en affectant le moins possible la

portion d'intérêt du signal. L'énergie du signal EMG est connue pour être comprise entre 0 et 500 Hz avec une énergie dominante dans la bande de fréquences de 50 à 150 Hz (DELSYS company, 1998).

Les principales sources de bruit ont été recensées, en collaboration avec Christophe Hesters (1998), étudiant en projet de fin d'études à l'École Polytechnique de Montréal. D'abord, il y a le bruit inhérent aux composantes électriques du système d'acquisition qui s'étend sur toutes les fréquences de 0 à plusieurs milliers de Hertz. Ce bruit ne peut être éliminé par filtrage et seulement l'utilisation de composantes de haute qualité peut le limiter. La seconde source de bruit est le bruit ambiant ou bruit de source électromagnétique de fréquence dominante à 60 Hz. Cette contamination pourrait être supprimée à l'aide d'un filtre coupe-bande très étroit; cependant, cette fréquence fait partie de la bande de fréquence utile du signal EMG. Il a été décidé de ne pas la filtrer sachant également que le système d'acquisition permet d'en limiter la présence dans le signal enregistré (NORTHERN DIGITAL). La troisième source est liée aux artefacts de mouvement qui viennent de l'interface entre l'électrode et la peau (selon le degré d'adhésion) et du mouvement du câble de connexion entre l'électrode et l'amplificateur. Il s'agit de composantes basses fréquences, généralement de moins de 20 Hz (pouvant aller jusqu'à 30 Hz) qu'il fut décidé de supprimer. La quatrième source vient de l'instabilité inhérente du signal due à la décharge aléatoire d'unités motrices. Les fréquences associées à cette instabilité sont comprises entre 0 et 20 Hz et ont également été supprimées. Finalement, on retrouve les bruits de type physiologique qui affectent principalement les signaux enregistrés pour les muscles abdominaux. Ainsi, l'activité cardiaque est un signal de forme caractéristique de très basse fréquence, visible distinctement dans les enregistrements des muscles abdominaux. Ces composantes sont également supprimées par le filtrage. Aussi, la respiration, lorsqu'elle est rapide, prononcée et en phase d'expiration peut introduire des fluctuations dans les signaux des mêmes muscles. Cependant, cette influence peut être négligée dans les mouvements lents comme ceux effectués par les sujets, pour lesquels la respiration est normale (Goldman et coll., 1987). Une procédure de traitement de l'EMG a été entièrement programmée, à l'aide du logiciel MATLAB. Cette procédure comporte cinq étapes décrites dans la suite, soit le filtrage, la rectification, deux étapes de seuillage en amplitude et finalement la normalisation. La figure 3.10 présente graphiquement ces cinq étapes de traitement.

Le filtre construit était un filtre de Butterworth de type passe-bande d'ordre 4 dont les fréquences de coupure ont été fixées à 35 Hz et à 350 Hz en considérant les sources de bruit et l'énergie du signal EMG. La seconde étape a consisté en la rectification du signal soit le calcul de sa valeur absolue. Cette étape est justifiée par le fait que, l'enregistrement étant bipolaire, les électrodes étaient disposées parallèlement aux fibres et le signal était amplifié de manière différentielle. De cette façon, les potentiels d'action observés sont de forme biphasique (deux pics successifs de signes opposés) et le signe de la phase dépend de la direction par laquelle la dépolarisation membranaire approche le site d'enregistrement (Basmajian, 1978). Mais que la phase soit positive ou négative, il s'agit dans les deux cas d'une décharge qui correspond à un signal qu'il faut retenir.

Un seuillage a ensuite été réalisé en se basant sur l'état de repos du sujet (premiers 200 échantillons). Celui-ci a permis de retirer les amplitudes inférieures à deux fois l'écart type de ces échantillons. Cette amplitude a été soustraite de la totalité du signal parce que jugée non significative. Un second seuillage a également été introduit afin de retirer du signal les artefacts de type "pic solitaire" qui sont ponctuels et de grande amplitude, qui apparaissent de manière aléatoire et qui sont sans signification physiologique (Feldman, 1998). Ces caractéristiques étant peu présentes dans le signal, elles ont été supprimées en calculant l'histogramme du signal et en mettant à zéro les composantes les moins représentées. Le retrait de ces composantes est important car si elles avaient été conservées lors de la normalisation des signaux elles auraient réduit significativement les amplitudes du signal ne permettant plus de distinguer les zones d'activité physiologique. Finalement, l'étape de normalisation consiste à mettre en rapport l'activité de chaque muscle par rapport à sa valeur maximale atteinte durant la tâche afin d'avoir une mesure relative de son activité.

En effet, les amplitudes des signaux enregistrées ne sont pas directement proportionnelles à l'activité véritable du muscle car elles peuvent être influencées par la distance entre le muscle et l'électrode (Basmajian, 1978). Cette opération permet la comparaison entre les muscles en termes de la présence ou de l'absence d'activité à un moment donné de la tâche. Il est à noter finalement que seuls les signaux correspondant à l'essai étalon ont été analysés. En effet, la méthode d'alignement des signaux cinématiques, n'incluant pas de facteur d'échelle temporel, n'a pas été jugée adéquate pour permettre l'alignement des signaux EMG en vue de leur moyennage.

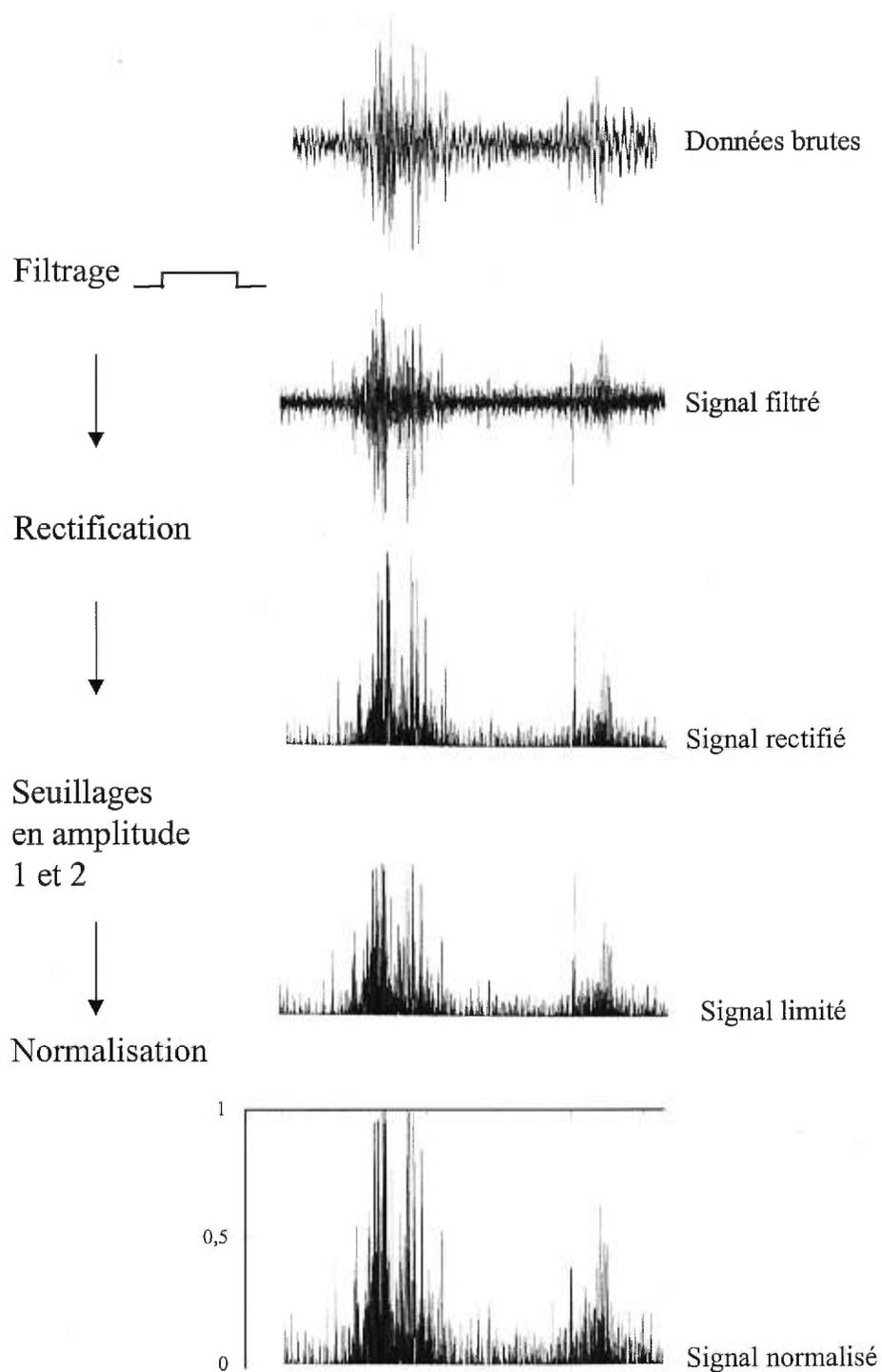


Figure 3.10. Séquence de traitement des signaux EMG à partir des signaux bruts jusqu'aux signaux utilisés pour l'analyse des patrons de recrutement.

3.4.6 Formulation des commandes motrices pour les simulations d'inflexion latérale volontaire

3.4.6.1 Principes théoriques à l'origine des commandes

Cette sous-section résume de quelle façon les principes du modèle λ ont été utilisés afin d'introduire les commandes motrices nécessaires pour simuler la tâche d'inflexion latérale de manière physiologique. Il a été considéré que le mouvement d'inflexion latérale à 20° pouvait s'expliquer, du point de vue des commandes centrales, par une modification de la géométrie corporelle d'une configuration de référence initiale R_i vers une configuration de référence finale R_f (Feldman et Levin, 1995). La configuration de référence initiale correspond à la position debout verticale réelle du sujet, A_i ($R_i \cong A_i$) et la configuration de référence finale R_f correspond à une position intermédiaire entre la position initiale réelle A_i et la position finale A_f (aussi appelée configuration finale réelle ou en anglais "actual configuration"). La figure 3.11 présente schématiquement la relation entre ces différentes configurations dans l'espace.

Le mouvement a été représenté selon l'action de deux groupes de forces : d'abord les forces musculaires puis l'interaction entre les forces gravitationnelles et les rigidités internes du modèle. En effet, il a été considéré que des changements dans les commandes centrales déplacent le modèle de sa position initiale ($R_i \cong A_i$) vers la configuration de référence finale R_f puis, la gravité et les réactions de déformations dans les éléments déplacent le modèle jusqu'à la position finale simulée S_f qui doit être près de la position finale réelle A_f .

Ce changement de configuration de référence implique un changement de longueurs seuils des faisceaux. Comme il a été présenté à la section 2.4.3, selon le modèle λ , lorsque la configuration du corps coïncide avec une configuration de référence, tous les angles articulaires du corps sont à leur angle seuil R (en absence de co-contraction) et donc tous les muscles du corps sont à leur longueur seuil λ . Cela signifie qu'à la configuration de référence, les longueurs seuils de recrutement des muscles sont connues puisqu'elles sont égales aux longueurs des muscles déterminées par la distance entre leurs sites d'attache. Ainsi, il a été considéré qu'en position initiale les muscles étaient à leur longueur seuil λ_i ; ils sont donc prêts à générer des forces. De même, en configuration de référence finale, les muscles ont été considérés à une nouvelle longueur seuil, dite finale λ_f .

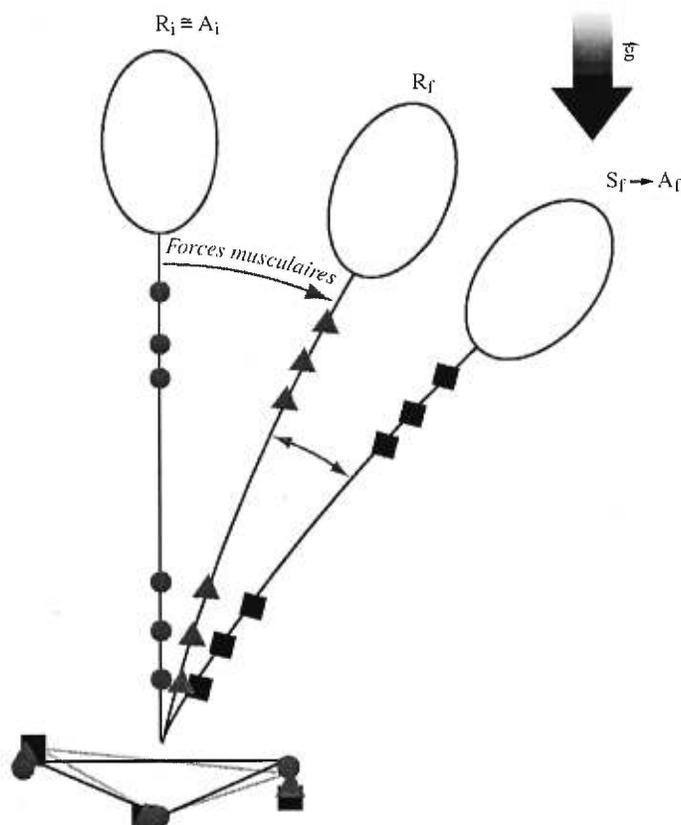


Figure 3.11. Explication du mouvement selon deux groupes de forces. Le mouvement de la configuration de référence initiale R_i vers la finale R_f est produit par les forces musculaires et la position finale simulée S_f résulte de l'interaction entre les forces gravitationnelles et la déformation du modèle.

3.4.6.2 Calculs des commandes et simulations d'inflexion latérale

La simulation du mouvement d'inflexion latérale demande deux étapes de simulation. La première est une inflexion imposée et la seconde est une inflexion par activation volontaire des muscles. La figure 3.12 illustre de quelle façon les données nécessaires à la simulation de l'inflexion imposée sont obtenues. Les coordonnées des tracés cinématiques sont utilisées pour définir les configurations corporelles du sujet. La figure montre que le choix des configurations de référence initiale et finale implique que l'on considère la position des marqueurs à un instant donné dans l'exécution de la tâche, donc correspondant à un même numéro d'échantillon. Les déplacements en X, Y et Z pour tous les marqueurs ont été calculés entre les deux configurations de référence définies. Ils ont ensuite été imposés, lors de la **première** étape de simulation, sur les noeuds des apophyses épineuses correspondants sur le modèle en position initiale. Le déplacement des noeuds d'attache des muscles lors de

ce changement de configuration est utilisé pour déterminer les variations dans les longueurs seuils des éléments-muscles. Ainsi, les longueurs des faisceaux en position initiale déterminent les λ_i et leurs longueurs en position R_f imposent les λ_f . Ces longueurs seuils sont posées comme étant les commandes issues du système nerveux central pour spécifier les propriétés de recrutement des faisceaux musculaires, c'est-à-dire faciliter le recrutement des faisceaux requis pour permettre le changement de configuration corporelle et diminuer le recrutement des faisceaux non requis pour la tâche motrice simulée. Les changements de longueurs seuils reflétant ces stratégies de recrutement ont été imposés dans une **seconde** simulation en utilisant la propriété d'étirement initial (ISTRN) redéfinie ainsi : $ISTRN = \lambda_i - \lambda_f/\lambda_i$.

Puisque l'analyse non-linéaire demande une solution itérative, cette dernière simulation a été réalisée en plusieurs pas de simulation. À chaque pas (time step), le changement dans les commandes est représenté par $(\lambda_i - \lambda_{f_j})/\lambda_i$ avec λ_{f_j} la longueur seuil finale partielle qui s'obtient de $\lambda_{f_j} = \lambda_i - j/nbts \times (\lambda_i - \lambda_f)$ où nbts est le nombre de pas de solution utilisé. En conséquence, une fraction du changement de longueur seuil total calculé a été imposée à chaque pas de simulation. Cette simulation a été conduite en présence des forces de gravité en introduisant les forces associées aux masses des segments (section 3.1.2) et en laissant le système se stabiliser à un état d'équilibre à chaque pas de simulation.

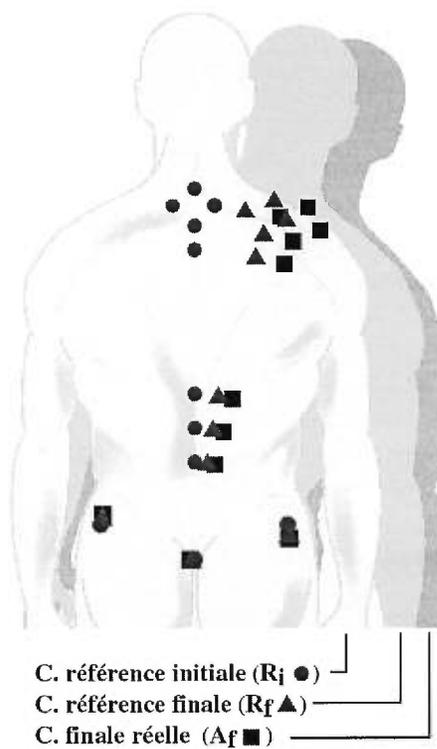
La démarche de simulation a donc comporté deux grandes étapes qui sont résumées à la figure 3.13 :

1- Inflexion imposée :

- a) choix d'une configuration de référence finale R_f selon les données cinématiques,
- b) application des déplacements en X, Y, Z, des apophyses épineuses tels qu'obtenus de la différence entre les positions de référence initiale R_i et finale postulée R_g
- c) extraction des longueurs des faisceaux en configuration de référence initiale et finale pour calculer les ISTRN;

2- Inflexion volontaire :

- a) application de la gravité;
- b) imposition des ISTRN par incréments;
- c) obtention de l'équilibre en une position finale simulée S_f .



- Position des différents marqueurs -

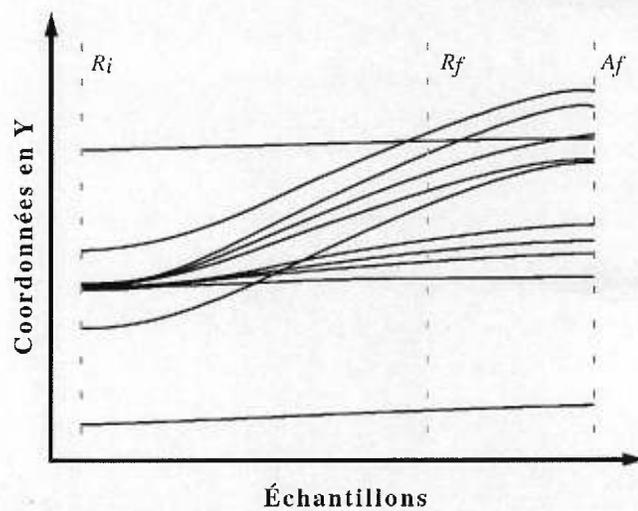


Figure 3.12. Modification de la géométrie corporelle en simulation d'inflexion latérale volontaire. Les configurations de référence initiale et finale de même que finale réelle correspondent à des positions particulières des marqueurs donc à des échantillons donnés, obtenus des signaux cinématiques.

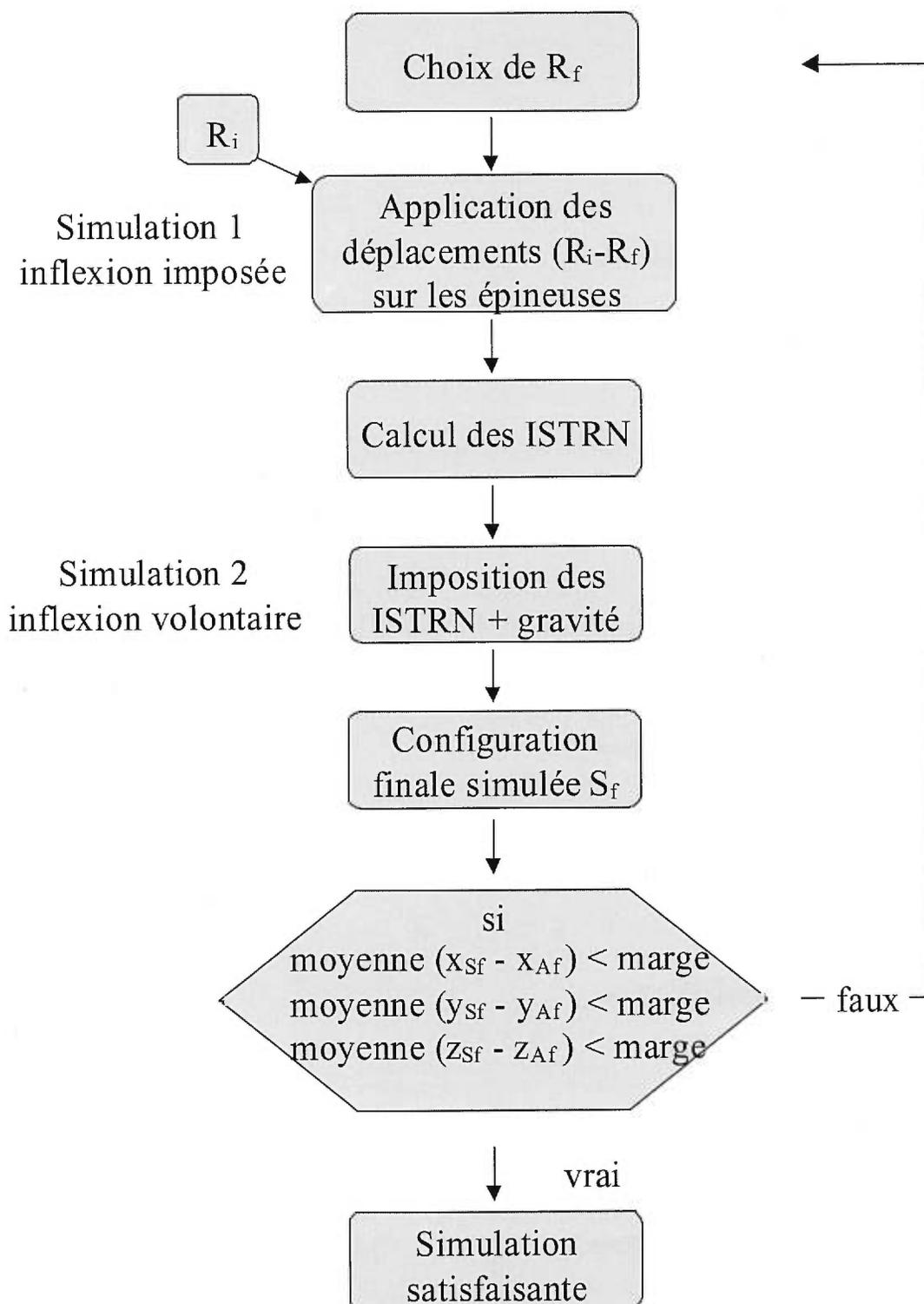


Figure 3.13 Algorithme utilisé pour la programmation des simulations d'inflexion latérale par activation volontaire des muscles selon des commandes centrales.

Les résultats de simulation ont été comparés aux données cinématiques. Les simulations ont été poursuivies jusqu'à ce que la position finale simulée (S_f) se retrouve suffisamment près (à l'intérieur d'une marge d'erreur spécifiée) de la configuration finale réelle (A_f). Une marge d'erreur de l'ordre d'un centimètre (valeur moyenne en X, Y et Z) a été jugée suffisamment sévère pour montrer la faisabilité de l'approche de simulation. Elle a été fixée en considérant les erreurs associées à la reconstruction 3D et à la génération du modèle, à la mise en correspondance des systèmes de coordonnées et aux contraintes et imprécisions expérimentales.

De plus, à la fin de la simulation, l'activation des muscles a été calculée selon le modèle λ , à partir de la différence entre la longueur réelle x de chaque faisceau musculaire (distance entre les noeuds d'attache) et la longueur seuil finale : $Act = x - \lambda f$. Cette quantité reflète de quelle façon les changements de longueurs seuils imposés ont été atteints en simulation. De même, les forces dans les faisceaux nécessaires à l'établissement de l'équilibre final ont été obtenues directement des calculs d'ANSYS. Une analyse a été conduite afin d'évaluer les relations entre les valeurs des ISTRN affectées aux faisceaux, l'activation calculée, les forces dans les éléments et les tracés électromyographiques enregistrés. Des patrons de recrutement ont été extraits de cette étude afin de décrire le rôle respectif des muscles dans la tâche d'inflexion latérale.

Chapitre 4 – Résultats et discussion des simulations

4.1 Étude de sensibilité

Pour les simulations en inflexion latérale, le choix de certains modules de Young influence les positions des centroïdes des vertèbres examinées. Les résultats de l'analyse de contraste pour les deux tamisages (inflexion imposée et inflexion volontaire) sont similaires et montrent que seul le module de Young du muscle psoas (M8) a un effet significatif sur la réponse du modèle. Par ailleurs, les résultats montrent également que le muscle oblique interne (M6) a un effet toujours légèrement supérieur par rapport aux autres muscles (M8 excepté). Finalement, aucune interaction significative entre les muscles n'a été trouvée. Le tableau 4.I résume l'influence, exprimée en pourcentage, de M6 et M8 sur la variabilité des déplacements en Y (latéral) et en Z (vertical) des centroïdes des vertèbres choisies.

		Oblique interne (M6)	Psoas (M8)
Premier tamisage (inflexion imposée)			
T9	dy	2,5%	79%
	dz	1,8%	78%
T12	dy	2%	77%
	dz	0,5%	93%
L2	dy	2%	78%
	dz	1,6%	78%
Deuxième tamisage (inflexion volontaire)			
T4	dy	1%	98%
	dz	1%	99%
T6	dy	13%	62%
T9	dy	7%	86%

Tableau 4.I. Influence (en %) des modules de Young des muscles M6 et M8 sur la variabilité des déplacements (dy et dz) en inflexion latérale imposée et volontaire.

Ces résultats mettent en évidence l'importance d'ajuster les modules de Young de M8 (influence significative) et M6 dans les simulations alors qu'il est possible de fixer une valeur arbitraire, à l'intérieur de la plage spécifiée, pour les modules de Young de M1 à M5 et M7. Ce résultat signifie également qu'il est possible d'ajuster la réponse du modèle pour se rapprocher de résultats expérimentaux, en modifiant adéquatement les modules influents.

Les résultats de cette étude sont cohérents par rapport à la fonction biomécanique de ces muscles (Travell et Simons, 1983). En effet, l'oblique interne joue un rôle d'agoniste en inflexion latérale grâce à son insertion sur la crête iliaque offrant un bras de levier considérable alors que le muscle psoas traversant l'articulation de la hanche a un impact sur la courbure lombaire. De plus, Haderspek et Schultz (1981) ont observé que le redressement du tronc dans le plan latéral pouvait se contrôler par la contraction unilatérale du petit oblique ou du psoas.

Une extension des résultats de cette étude concerne l'effet des valeurs de sections choisies pour les faisceaux. En effet, l'aire de section a un impact proportionnel à celui du module de Young sur la rigidité des éléments link10. Ainsi, dans le cas où la relation entre les sections des faisceaux d'un même muscle est conservée mais que leurs valeurs sont multipliées globalement par une constante demeurant dans l'intervalle étudié ici, seules les sections des muscles M6 et M8 auront un impact sur la position des centroïdes des vertèbres dans ces mêmes simulations.

Par ailleurs, les différences observées entre les déplacements obtenus aux divers niveaux vertébraux étaient faibles (environ 4 mm en Y et en Z), ce qui limite la portée de l'analyse de contraste. De plus, les tests ont été menés sur un sujet sain seulement. L'impact de différentes géométries sur ces résultats n'a donc pas été étudié. Cependant ces observations n'influencent pas les conclusions rapportées et ne limitent pas l'intérêt des résultats obtenus qui pourront être pris en considération dans de prochaines études conduites avec le modèle.

4.2 Test d'inflexion latérale imposée: étude in-vivo

Les résultats obtenus de l'étude des tests cliniques d'inflexion latérale sont organisés en deux sections : la première concerne l'étude pour le sujet sain, la seconde regroupe les résultats pour le sujet scoliotique. Dans chaque cas, les résultats sont présentés sous formes graphique et numérique suivis d'une comparaison qualitative avec les observations de Descrimes (1995) et White et Panjabi (1990) (section 2.2.3).

4.2.1 Sujet sain

La figure 4.1 montre le modèle en position droite et suite à la simulation d'inflexion latérale imposée du sujet sain. La figure 4.2 présente une comparaison de la courbe spinale dans les plans sagittal, frontal et transverse et le tableau 4.II présente les écarts entre les positions des centroïdes des corps vertébraux issues des simulations et des reconstructions. Les différences négatives signifient que les centroïdes en simulation sont situés davantage vers la partie négative des axes que les centroïdes reconstruits. Les différences sont en moyenne inférieures à 5 mm excepté pour l'axe vertical Z où elles sont légèrement plus élevées. L'indice d'adéquation (section 3.4.2) entre les simulations et les reconstructions obtenu en utilisant un module de Young de 100 MPa pour tous les faisceaux musculaires est de 74%.

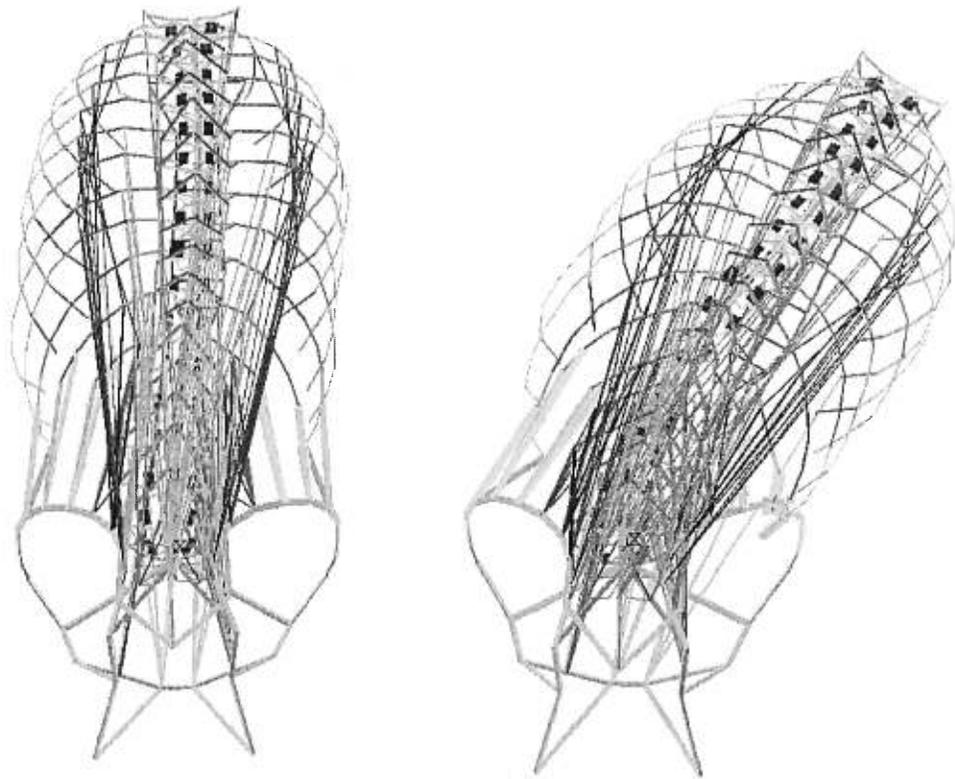


Figure 4.1. Modèle par éléments finis en positions verticale et d'inflexion latérale droite pour le sujet sain.

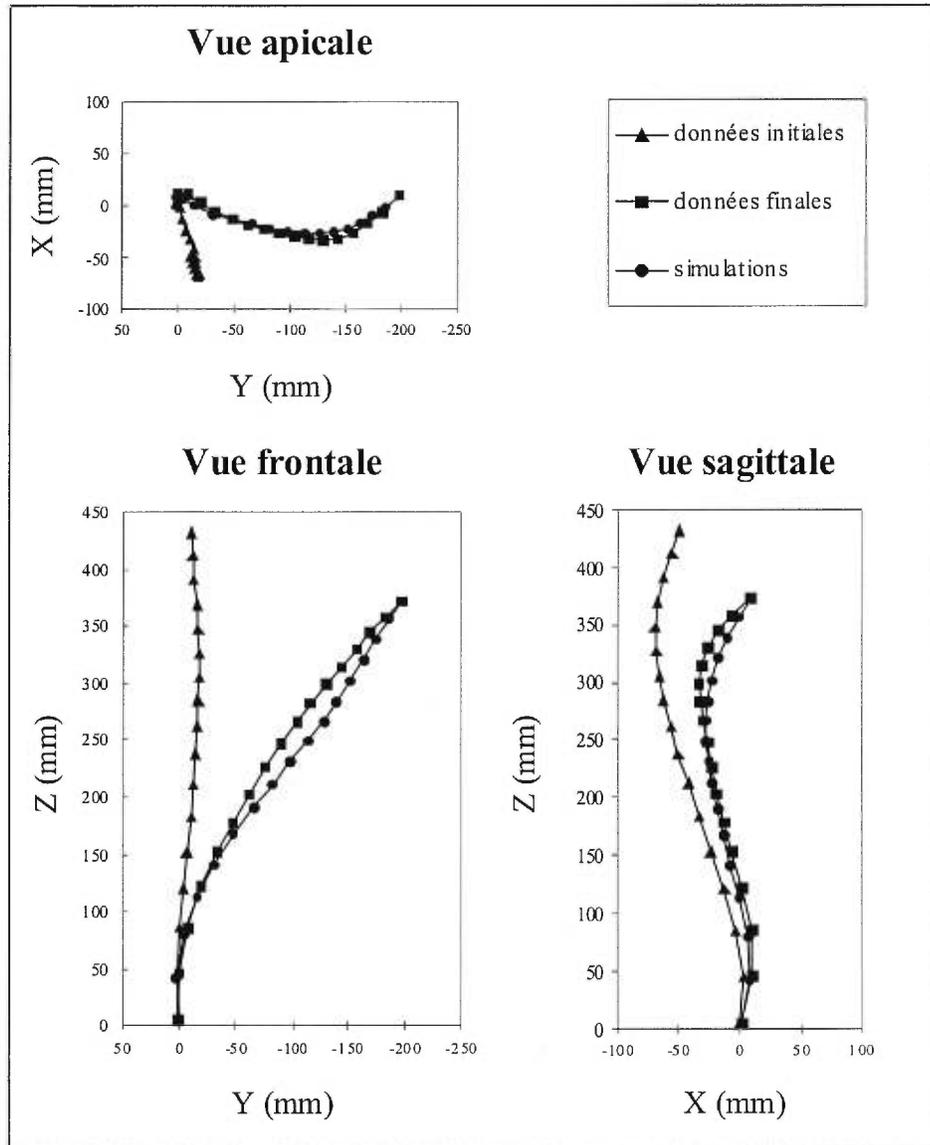


Figure 4.2. Centroides des corps vertébraux en position verticale et en inflexion latérale (résultats issus des simulations et des reconstructions) pour le sujet sain.

Sujet sain (I.A. = 74%)				
Différences entre les positions des centroïdes (mm)				
Niveaux	x	y	z	3D
T1 (CL)	0	0	0	0
T2	5,05	-2,67	-1,99	6,05
T3	8,22	-5,07	-5,74	11,23
T4	9,06	-6,48	-9,80	14,84
T5	8,77	-8,51	-12,95	17,81
T6	7,24	-9,87	-15,04	19,39
T7	5,15	-10,53	-16,68	20,39
T8	3,10	-9,54	-16,96	19,7
T9	1,57	-8,36	-16,23	18,32
T10	0,50	-5,79	-14,41	15,54
T11	0,32	-3,08	-12,32	12,7
T12	-0,06	0,49	-11,14	11,15
L1	-0,99	2,73	-10,96	11,34
L2	-2,69	4,53	-9,46	10,83
L3	-4,02	4,66	-6,07	8,65
L4	-2,63	3,14	-3,26	5,23
L5 (CL)	0	0	0	0
Moyenne (écart type)	3 (4)	-4 (5)	-11 (5)	14 (5)

Tableau 4.II. Différences entre les positions des centroïdes en mm (simulations - reconstructions). Les moyennes calculées n'incluent pas les vertèbres T1 et L5.

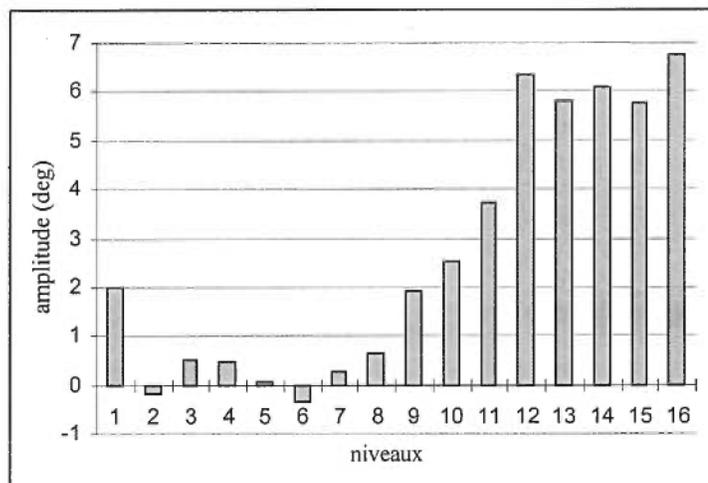


Figure 4.3. Rotations intervertébrales (degrés) pour la simulation en inflexion latérale d'un sujet sain. Le niveau n indique les rotations de la vertèbre n par rapport à la vertèbre n+1 (n = 1 : T1-T2; n = 16 : L4-L5).

L'histogramme de la figure 4.3 présente les rotations intervertébrales en inflexion latérale (autour de X). On remarque que les rotations sont plus importantes aux niveaux lombaires que thoraciques et qu'elles sont dirigées vers la droite. Les résultats des rotations intervertébrales de cette étude sont semblables aux observations de Descrimes qui avait d'ailleurs rapporté des rotations en inflexion latérale entre 2 et 7 degrés pour la partie lombaire, tant pour les reconstructions que pour les simulations. D'autre part, des rotations axiales (autour de Z) inférieures à 3° ont été trouvées. La partie antérieure du corps vertébral tourne vers le côté en inflexion aux niveaux thoraciques hauts (T2-T6) et en direction opposée à l'inflexion aux niveaux lombaires (L2-L5). Ces observations sont en accord avec les patrons de couplage rapportés par White et Panjabi (1990). Descrimes a également noté de telles rotations couplées. Cependant, ces rotations sont d'amplitude voisine à la variabilité des mesures de rotations axiales qui sont d'environ 3° (Stokes, 1986).

Descrimes (1995) a rapporté des indices d'adéquation entre 61% et 89% pour les sujets sains de son étude (sans les muscles). À titre comparatif, le même test d'inflexion latérale a été effectué sans introduire les éléments muscles dans la modélisation. L'indice d'adéquation obtenu est alors de 71%. Les principaux écarts concernent les coordonnées selon X aux niveaux lombaires et selon Y aux niveaux thoraciques. Par ailleurs, le fait de diminuer le module de Young de tous les muscles à 10 MPa augmente l'adéquation à 78%. Les principales différences entre cette simulation et le cas sans muscle se situent en X aux niveaux lombaires et en direction d'inflexion Y aux niveaux thoraciques. Ainsi, pour le sujet sain étudié, la présence des muscles améliore sensiblement l'adéquation. Notamment, les muscles de la paroi de l'abdomen permettent de tirer le modèle légèrement en direction antérieure.

4.2.2 Sujet scoliotique

La figure 4.4 montre le modèle en position verticale et suite à la simulation d'inflexion latérale pour le sujet scoliotique. Aussi, la figure 4.5 présente une comparaison de la courbe spinale dans les plans sagittal, frontal et transverse. Le tableau 4.III présente les écarts entre les positions des centroïdes des corps vertébraux issues des simulations et des reconstructions. Les différences observées sont généralement inférieures à 5 mm excepté selon l'axe vertical. Les écarts sont moins prononcés aux extrémités, les conditions aux limites étant appliquées à T1 et à L5. L'indice d'adéquation obtenu en utilisant un module de

Young de 100 MPa pour tous les faisceaux musculaires est de 77%. Dans son étude, Descrimes (1995) avait rapporté des indices d'adéquation entre 5% et 70% pour les sujets scoliotiques, le maximum ayant été obtenu avec un sujet présentant de faibles courbures.

Le modèle avec muscles prédit la modification de l'angle de Cobb thoracique suite au test d'inflexion latérale à $0,8^\circ$ d'écart par rapport aux reconstructions. Par contre, l'adéquation est moins bonne aux niveaux bas thoraciques et lombaires où le mouvement des vertèbres est sous-estimé. L'amélioration de l'adéquation par rapport au sujet sain (tableau 4.II) provient surtout de moins grandes différences en direction d'inflexion latérale (Y) au niveau thoracique (avec le sujet sain, l'amplitude d'inflexion est surestimée). Cette distinction est difficile à expliquer étant donné que l'étude n'inclut que deux sujets; elle peut être reliée directement au choix de ces sujets. Il est toutefois raisonnable de penser qu'elle serait reliée à la différence de géométrie, par exemple à la modification particulière des courbures chez le sujet scoliotique.

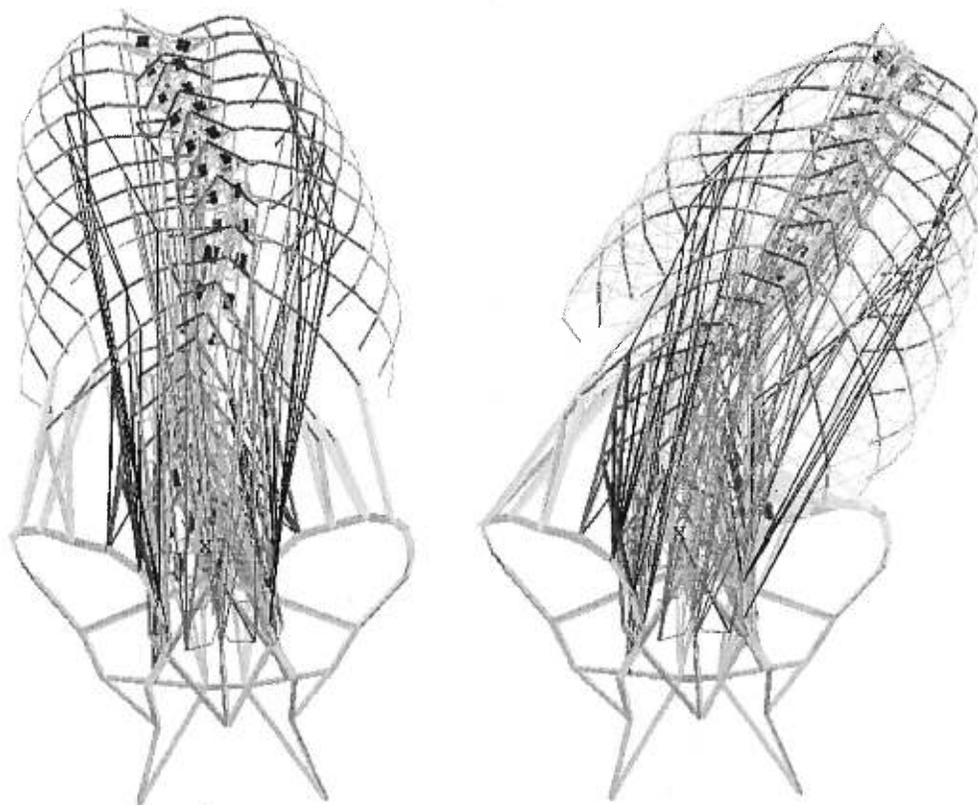


Figure 4.4. Modèle par éléments finis en positions verticale et d'inflexion latérale droite pour le sujet scoliotique.

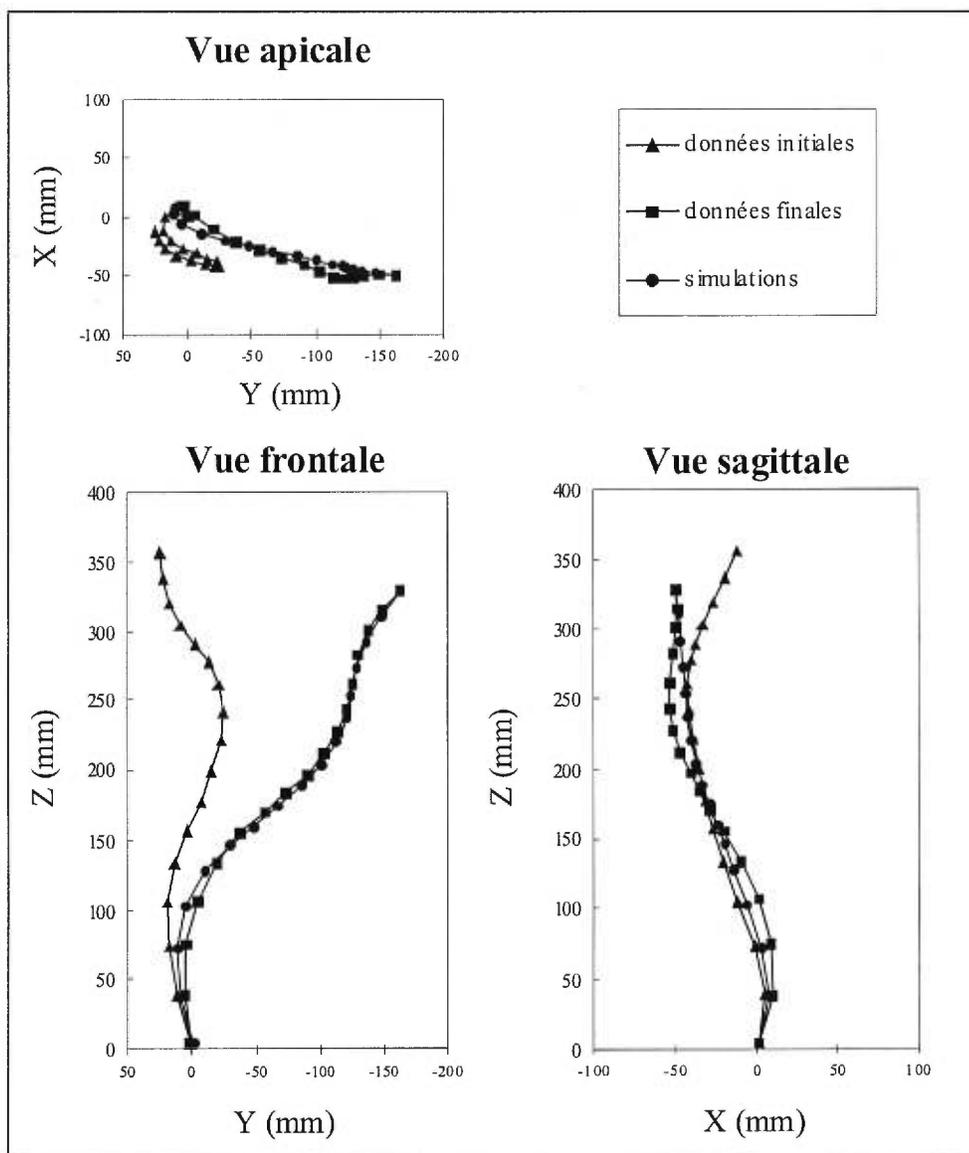


Figure 4.5. Centroides des corps vertébraux en position verticale et en inflexion latérale (résultats issus des simulations et des reconstructions) pour le sujet scoliotique.

Sujet scoliotique (I.A. = 77%)				
Différences entre les position des centroïdes (mm)				
Niveaux	x	y	z	3D
T1 (CL)	0	0	0	0
T2	1,07	1,41	-5,01	5,32
T3	3,12	0,75	-9,23	9,78
T4	6,07	0,68	-9,85	11,59
T5	9,75	1,22	-8,52	13,01
T6	11,26	0,60	-6,62	13,07
T7	11,12	1,12	-7,65	13,55
T8	9,89	2,00	-8,32	13,08
T9	7,85	4,85	-7,66	11,99
T10	5,94	5,87	-9,18	12,41
T11	4,29	8,95	-10,60	14,53
T12	0,91	8,45	-9,59	12,81
L1	-4,40	8,85	-5,93	11,52
L2	-7,43	8,81	-3,58	12,07
L3	-5,72	6,90	-3,47	9,61
L4	-1,68	3,25	-0,71	3,73
L5 (CL)	0	0	0	0
Moyenne (écart type)	3 (6)	4 (3)	-7 (2)	11 (3)

Tableau 4.III. Différences entre les positions des centroïdes en mm (simulations - reconstructions). Les moyennes calculées n'incluent pas les vertèbres T1 et L5.

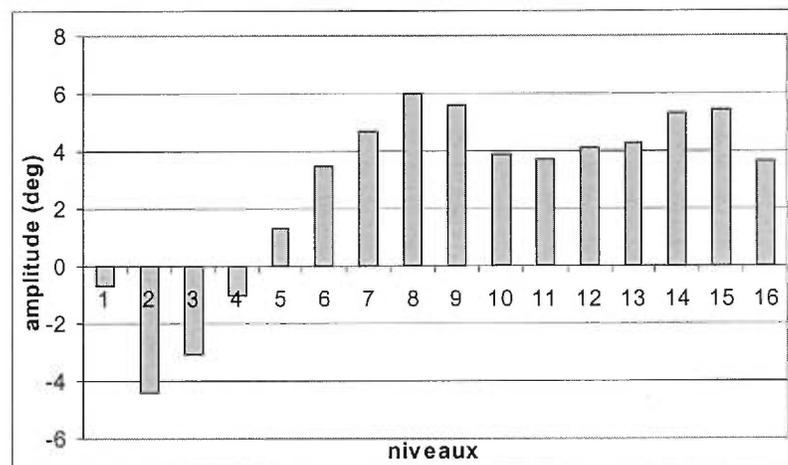


Figure 4.6. Rotations intervertébrales (degrés) pour la simulation en inflexion latérale d'un sujet scoliotique. Le niveau n indique les rotations de la vertèbre n par rapport à la vertèbre n+1 (n = 1 : T1-T2; n = 16 : L4-L5).

L'histogramme de la figure 4.6 présente les rotations intervertébrales en inflexion latérale (autour de X). On remarque que les rotations sont plus importantes aux niveaux lombaires que thoraciques et qu'elles sont dirigées vers la droite. De plus, des rotations en sens opposé au mouvement sont trouvées pour les niveaux thoraciques hauts. Aussi, aux niveaux T8-T10 l'amplitude de rotation atteint un premier maximum puis diminue à T11-T12 pour atteindre un second maximum vers L2-L4. Des rotations axiales (autour de Z) ont été trouvées aux niveaux thoraciques hauts (T4-T6), (partie antérieure du corps vertébral dirigée vers le côté en inflexion) mais d'amplitude inférieure à 3°. Finalement, des rotations en extension (autour de Y) de moins de 4° ont été obtenues aux niveaux thoraciques hauts et lombaires moyens.

Les rotations intervertébrales obtenues des reconstructions rapportées par Describes pour les sujets scoliotiques présentaient qualitativement le même patron entre T8 et L4 (soit un minimum entre deux maxima) que celui obtenu dans la présente étude. Cependant, il avait rapporté des rotations en flexion au niveau lombaire, plutôt qu'en extension. Pour les rotations axiales, Farahpour (1995) a observé les mêmes patrons de rotations chez les sujets scoliotiques que chez les sujets sains mais Describes a noté une grande variabilité dans les rotations chez les sujets scoliotiques. D'autre part, la rotation axiale de la vertèbre apicale thoracique du modèle, mesurée par rapport au repère global, est dirigée vers la convexité de la courbure, ce qui est en accord avec les patrons de rotations observés par Gendron (1997).

Tant dans le cas du sujet sain que pour le sujet scoliotique, l'ajout des muscles crée un déplacement des centroïdes des corps vertébraux vers le bassin. Ceci peut s'expliquer par le fait que les muscles introduits dans la modélisation ont une ligne d'action orientée principalement verticalement. De plus, les propriétés mécaniques des éléments du modèle par éléments finis ont été ajustées à partir de comportements mesurés lors de tests (flexions, extension, inflexion latérale et torsion) sur des unités fonctionnelles cadavériques (Describes, 1995) mais aucun ajustement du comportement mécanique du modèle selon la direction de traction/compression verticale n'a été effectué. Finalement, les différences observées entre les positions des centroïdes issues des simulations et des reconstructions devraient être interprétées de manière à mettre en évidence leur impact sur la différence dans les forces musculaires en jeu.

De manière générale, cette étude met en évidence la faisabilité d'utiliser le modèle avec muscles pour simuler les tests d'inflexion latérale imposée. Il faut cependant noter qu'un seul sujet a été étudié dans chaque cas ce qui limite la portée des résultats dans l'immédiat. Une étude sur un plus grand nombre de sujets serait nécessaire afin de confirmer les résultats.

4.3 Simulations d'inflexion latérale et stabilité du modèle

4.3.1 Effet de la présence des facettes articulaires

Les facettes articulaires ont un effet significatif tant sur la position des centroïdes des vertèbres (figure 4.7) que sur les rotations intervertébrales dans les simulations d'inflexion latérale par activation volontaire des muscles, sous gravité. En effet, que l'inflexion latérale ait résulté de l'application d'une force de 10, 30 ou 70 N, le modèle sans les facettes a présenté de très grands déplacements dans tous les cas. Il bascule vers l'arrière et le revirement se produit à la jonction L4/L5 où une rotation en extension anormalement grande (un peu plus de 30°) est entraînée. La présence des éléments des facettes a donc un impact marqué sur la stabilité du modèle même lorsque l'amplitude d'inflexion latérale est peu prononcée. Ces instabilités s'expliquent par le fait qu'en simulation d'inflexion latérale volontaire, les conditions aux limites sont moins contraignantes qu'en inflexion imposée où les vertèbres aux extrémités de la colonne vertébrales sont fixées dans l'espace.

Par ailleurs, le fait de supprimer les facettes articulaires planes aux niveaux thoraciques n'a pas beaucoup modifié la position des centroïdes des vertèbres (figure 4.7). Les différences entre les positions des centroïdes des corps vertébraux issues de la simulation avec tous les éléments des facettes inclus et celles issues de la simulation sans les éléments des facettes thoraciques sont en moyenne de $0,8 \pm 0,6$ mm en X; $0,1 \pm 0,2$ mm en Y et $0,4 \pm 0,2$ mm en Z. Cependant, des différences (pouvant aller jusqu'à 30%) dans les rotations intervertébrales en inflexion latérale aux niveaux lombaires ont été remarquées lors du retrait des facettes articulaires thoraciques comparativement aux rotations observées en présence de tous les éléments. Le retrait des facettes thoraciques doit donc être fait avec prudence.

Ainsi, cette étude permet de confirmer le rôle important joué par les facettes articulaires, particulièrement au niveau lombaire afin d'assurer la stabilité du modèle par éléments finis

lors de simulation en inflexion latérale volontaire. Cependant, l'idée de supprimer les éléments des facettes thoraciques peut être pertinente dans les essais de simulation préliminaires, puisque l'effet sur les positions des centroïdes des vertèbres est négligeable et que l'économie en temps de simulation est importante. Le retrait de ces éléments implique en effet une économie en temps de simulation de quatre heures pour une simulation d'une durée de neuf heures et demie (sur ordinateur Pentium II, 400 MHz) lorsque tous les éléments des facettes sont en place.

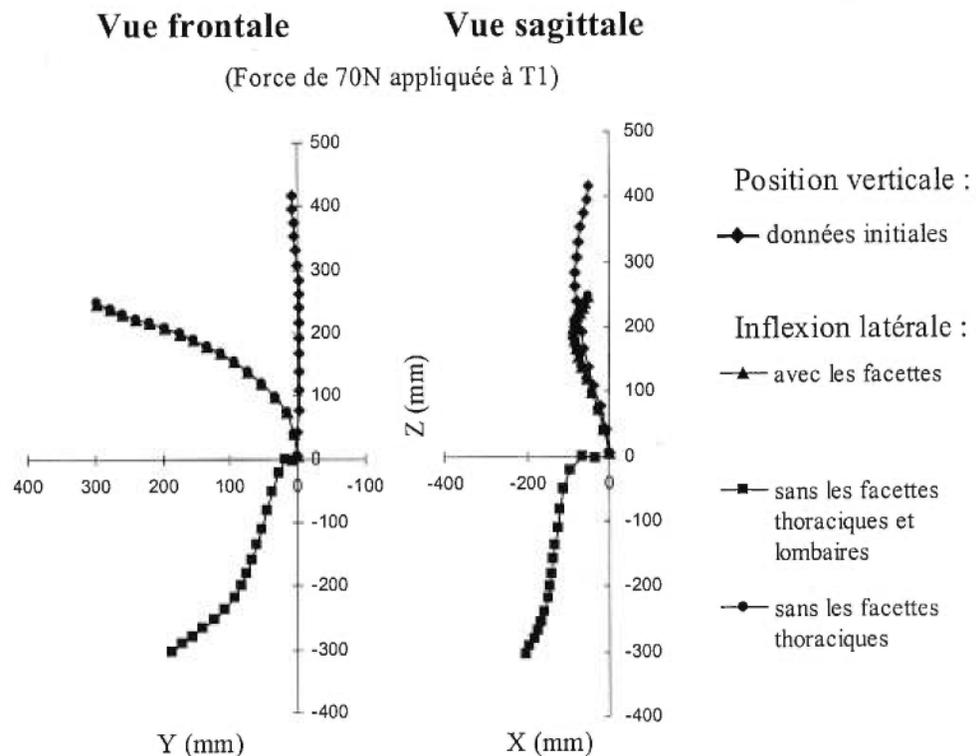


Figure 4.7. Positions des centroïdes des corps vertébraux en inflexion latérale volontaire. Trois séries sont présentées dans les vues frontale et sagittale : avec les éléments des facettes articulaires, retrait complet de ces éléments et retrait de ces éléments aux niveaux thoraciques seulement. Les données initiales sont également présentées.

4.3.2 Effet de l'introduction du poids du corps

L'introduction des forces gravitationnelles par l'imposition de forces sur les corps vertébraux en fonction des masses et de la position des centres de masse des segments influence le comportement du modèle. Il a été observé en simulation sans les muscles que le tronc est

instable sous l'application de la gravité. Ceci est en accord avec les observations de White et Panjabi (1990) et les résultats de simulations de Crisco et Panjabi (1991) avec le modèle de Bergmark. Dans la présente étude, le modèle se retrouve déporté vers l'avant avec une légère déflexion vers la droite (tableau 4.IV). Ce mouvement du tronc est cohérent par rapport aux positions des centres de masse des données de Liu qui présentent des excentricités vers l'avant et vers la droite. D'autre part, le modèle avec muscles est stabilisé par les efforts musculaires et conserve sa position verticale (tableau 4.IV). Les principaux muscles actifs sous gravité sont les multifidus de manière bilatérale et les iliocostalis gauches. Les multifidus sont reconnus comme étant des muscles stabilisateurs de la colonne vertébrale par de nombreux auteurs (Basmajian, 1978; Moore, 1992). Quant aux iliocostalis gauches, leur action stabilisatrice est justifiée par le léger mouvement vers la droite causé par l'excentricité des centres de masse.

Les déplacements observés aux centroïdes de quelques vertèbres sont présentés dans le tableau 4.IV afin de mettre en évidence l'effet de la gravité sur les modèles sans muscles et avec muscles. L'impact cumulé des masses fait que la position de T1 est la plus modifiée par l'introduction de la gravité et l'effet diminue graduellement pour causer un déplacement pratiquement nul à L5. De plus, dans le cas où le modèle est stabilisé en position debout par les muscles, les forces gravitationnelles ont un impact minime sur la compression des unités fonctionnelles (≤ 3.5 mm).

	Modèle sans les muscles			Modèle avec les muscles		
	Déplacement X	Déplacement Y	Déplacement Z	Déplacement x	Déplacement Y	Déplacement Z
T1	426,7	-38,4	-322,9	23,6	-13,5	-3,5
T8	277,0	-25,2	-133,9	9,6	-8,4	-2,9
L1	115,9	-9,9	-41,8	3,8	-3,4	-1,9
L5	4,3	0,1	-4,6	0,8	0,3	-0,3

Tableau 4.IV. Déplacements observés, en mm, à quelques niveaux vertébraux, sous l'imposition de la gravité pour les modèles avec et sans les muscles.

4.4 Évaluation expérimentale et simulations d'inflexion latérale à l'aide de commandes centrales

Les résultats et une discussion de l'étude de simulation incluant les commandes centrales sont présentés en parallèle pour les deux sujets (fr3 et sdt). Ils sont structurés selon l'ordre suivant : analyse des données expérimentales pour les simulations, calcul des ISTRN par la simulation d'une inflexion latérale imposée, résultats de simulations d'inflexion volontaire à l'aide de commandes centrales et comparaison globale des données EMG avec les forces dans les éléments calculées lors des simulations.

4.4.1 Analyse de la cinématique

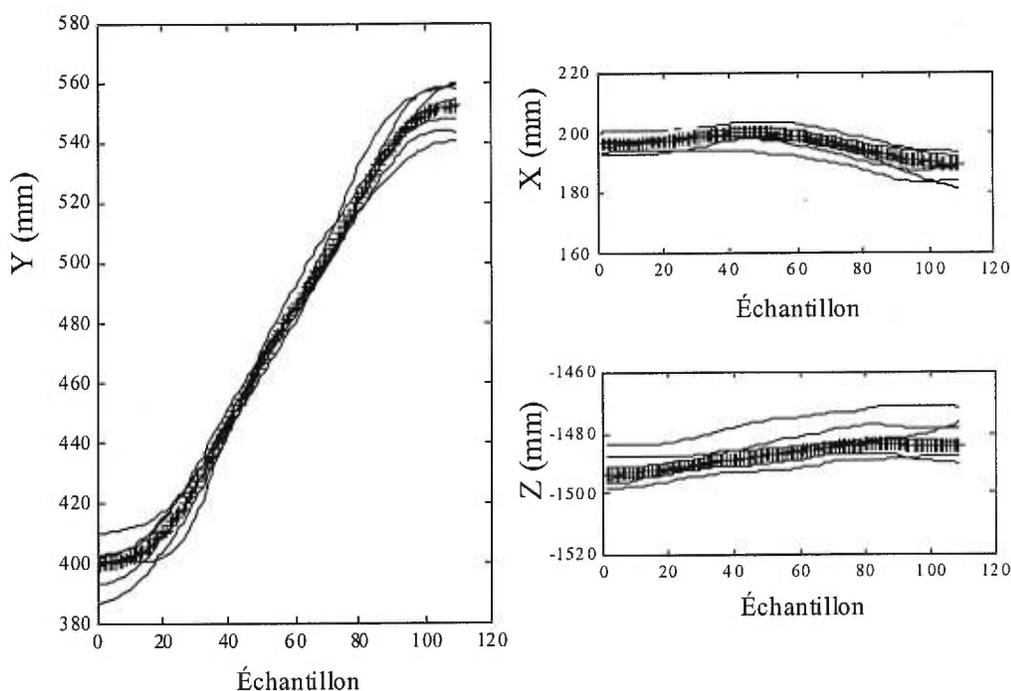


Figure 4.8. Signaux cinématiques de l'inflexion latérale gauche alignés et moyennés (+) pour le sujet fr3. Il s'agit du mouvement du marqueur à T1 dans le repère OPTOTRAK positionné à angle par rapport au plancher du laboratoire. Les coordonnées en Y sont selon la direction principale du mouvement, en X représentent le mouvement antéro-postérieur, puis le mouvement selon Z est principalement vertical.

La figure 4.8 montre le résultat de l'alignement ainsi que la moyenne des coordonnées de T1 dans le repère OPTOTRAK pour les sept essais d'inflexion latérale à 20° pour le sujet fr3. Les écarts à la moyenne de l'ensemble des mesures sont en général inférieurs à 5 mm excepté pour les coordonnées en Z de T1 et les coordonnées en Y des épineuses thoraciques qui se situent entre 6 mm et 10 mm. Les tracés cinématiques du sujet sdt présentent des écarts du même ordre. Ces écarts sont suffisamment petits pour considérer que les moyennes calculées représentent bien le mouvement des marqueurs étant donnée l'amplitude totale du mouvement qui est d'environ 15 cm à T1.

Les signaux moyennés ont ensuite été transformés dans le repère du modèle. La différence entre les coordonnées des marqueurs des apophyses épineuses en position initiale remises dans le repère du modèle et la position des noeuds des apophyses épineuses du modèle a permis de caractériser les imprécisions associées à la mise en correspondance des repères (tableau 4.V). Ces imprécisions viennent de l'emploi de mesures cutanées en comparaison à des noeuds identifiant des structures osseuses. Elles sont généralement inférieures à 6 mm excepté pour quelques cas (notamment les coordonnées en Z des vertèbres T1 et L2) où elles sont de l'ordre d'un centimètre. Ces différences ont été prises en compte dans le choix de la marge d'erreur fixée pour une adéquation suffisante entre les positions des épineuses issues de la simulation et celles obtenues des expériences (critère d'arrêt de la recherche de la configuration de référence finale, voir figure 3.13).

a)

Sujet fr3			
	x (mm)	y (mm)	z (mm)
T1	-5,15	0,24	-11,29
T3	3,28	-1,74	9,20
T5	-2,03	-2,17	4,09
T10	6,20	4,00	1,93
T12	0,99	-0,27	5,68
L2	-4,04	-2,41	-9,91

b)

Sujet sdt			
	x (mm)	y (mm)	z (mm)
T1	5,16	-0,91	4,00
T3	-0,65	2,37	-3,99
T5	0,05	0,78	-3,67
T10	-11,08	-5,26	0,23
T12	-2,83	0,80	-2,40
L2	10,18	5,66	11,28
L5	-0,10	-2,16	-5,22

Tableau 4.V. Différences (mm) entre la position des noeuds des apophyses épineuses du modèle et la position initiale des marqueurs dans le repère du modèle. En (a) le sujet fr3 et en (b) le sujet sdt.

4.4.2 Simulation d'inflexion latérale imposée et calcul des ISTRN

La recherche de la position de référence finale permettant l'atteinte d'une configuration finale simulée offrant une bonne adéquation avec la configuration finale expérimentale a été menée par essais et erreurs. La position de référence finale choisie se retrouve à environ 70% de l'amplitude du mouvement (échantillon 76 sur 113 pour fr3 et 68 sur 97 pour sdt). Le reste du mouvement est ainsi produit par les forces gravitationnelles et les réactions des composantes déformables du modèle. Les amplitudes de déplacements appliqués sur le modèle à chacune des apophyses épineuses sont présentées dans le tableau 4.VI. Les graphiques des figures 4.10 et 4.11 présentent les déformations initiales (ISTRN) calculées pour cette étape de simulation, soit les différences de longueurs des éléments-muscles résultant des déplacements appliqués (entre R_i et R_f) pour les deux sujets.

a)	Sujet fr3			b)	Sujet sdt		
	x (mm)	y (mm)	z (mm)		x (mm)	y (mm)	z (mm)
T1	7,3	104,6	-14,7	T1	-1,3	95,6	-10,3
T3	6,7	88,0	-10,9	T3	-1,7	82,6	-8,4
T5	5,8	74,5	-7,8	T5	-0,5	65,9	-6,2
T10	2,8	39,2	-1,0	T10	1,1	31,4	0,9
T12	1,6	27,0	-0,3	T12	0,7	20,1	1,7
L2	0,9	18,9	0,2	L2	-0,5	12,3	1,3
				L5	-0,2	2,8	0,9

Tableau 4.VI. Amplitude des déplacements appliqués sur les nœuds des apophyses épineuses du modèle. En (a) le sujet fr3, en (b) sdt.

Les valeurs des ISTRN trouvées reflètent le changement de position pour une inflexion latérale gauche (Katlab, 1989). En effet, l'application de déplacements externes sur le modèle entraîne le raccourcissement des muscles dits agonistes et l'étirement de ceux qui se comportent en antagonistes. De manière générale, les muscles du côté gauche ont des ISTRN positives, ce sont ceux pour lesquels l'action est sollicitée (figures 4.10 pour fr3 et 4.11 pour sdt). Leur seuil de recrutement ayant été abaissé, ces muscles vont se contracter. Par ailleurs, les muscles du côté droit ont des ISTRN négatives qui imposent à ces éléments de se laisser étirer passivement (sans générer de force) jusqu'à l'atteinte de leurs seuils de recrutement, lesquels ont été haussés (figures 4.10 pour fr3 et 4.11 pour sdt). Deux groupes musculaires font cependant exception : les multifidus et les rectus abdominis. Ces muscles,

plus médiaux que les autres sont davantage influencés par les rotations vertébrales. Ils présentent des muscles activés à droite également et des muscles avec seuils haussés à gauche. De plus, les muscles qui subissent les plus grands changements de longueur sont les obliques internes et externes, ce qui est en accord avec les résultats de Katlab (1989) et McGill (1991).

4.4.3 Simulations d'inflexion latérale volontaire

Les valeurs d'ISTRN trouvées en 4.4.2 ont été introduites dans le modèle pour la seconde étape de simulation soit la simulation volontaire (figure 4.9). L'état d'équilibre vers lequel le modèle tend à la fin de la simulation dépend ainsi de l'interaction entre les forces musculaires présentes, les forces gravitationnelles et les réactions de déformations des éléments. La figure 4.12 présente les positions des vertèbres, pour les sujets fr3 et sdt, dans les plans frontal et sagittal. Ces graphiques mettent en évidence le fait que le sujet fr3 combine à son mouvement d'inflexion latérale un mouvement de légère flexion vers l'avant ce qui n'est pas le cas pour le sujet sdt. De plus, l'amplitude du mouvement en inflexion effectué par le sujet sdt est inférieure à celui du sujet fr3 (voir aussi tableau 4.VI). Les écarts observés entre les coordonnées des noeuds des apophyses épineuses issues des simulations (S_f) et des données expérimentales en position finale (A_f) sont présentés dans le tableau 4.VII a) et b).

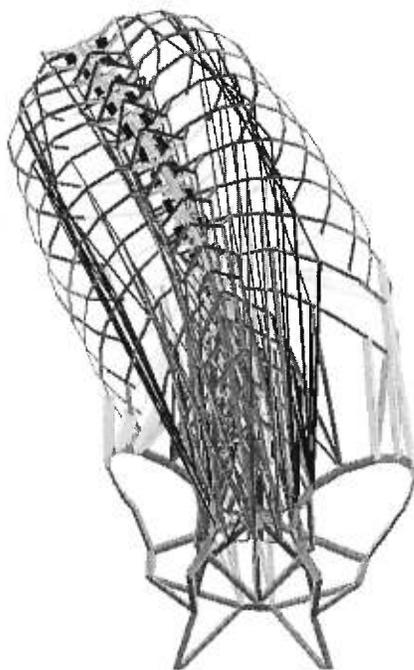
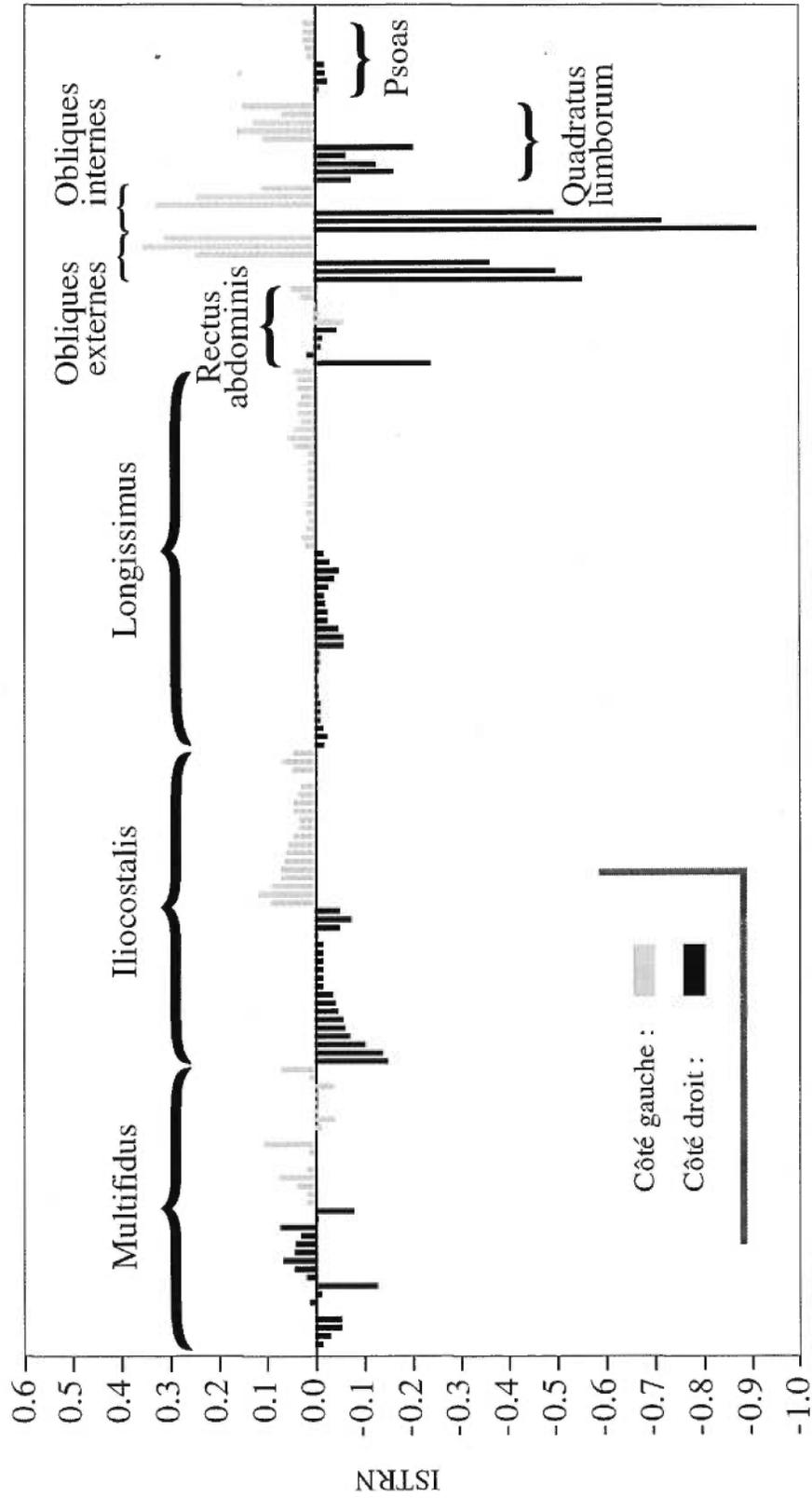
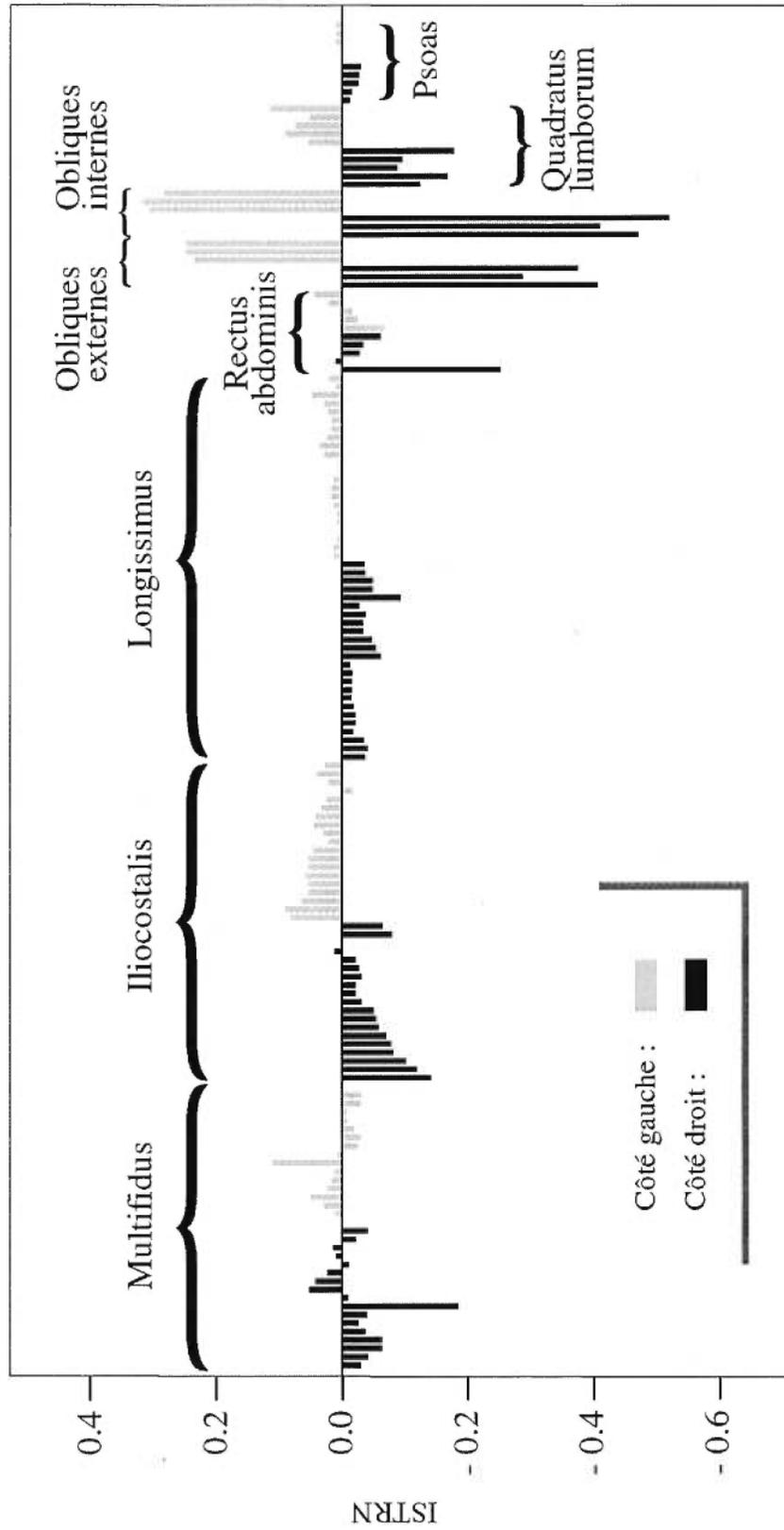


Figure 4.9. Simulation d'inflexion latérale volontaire gauche pour le sujet fr3.



160 FAISCEAUX MUSCULAIRES

Figure 4.10. Déformations initiales (ISTRN) imposées aux 160 faisceaux musculaires pour le sujet fr3. Les faisceaux sont séparés par groupes musculaires et les côtés gauche et droit sont identifiés par des tons de gris différents.



160 FAISCEAUX MUSCULAIRES

Figure 4.11. Déformations initiales (ISTRN) imposées aux 160 faisceaux musculaires pour le sujet sdt. Les faisceaux sont séparés par groupes musculaires et les côtés gauche et droit sont identifiés par des tons de gris différents.

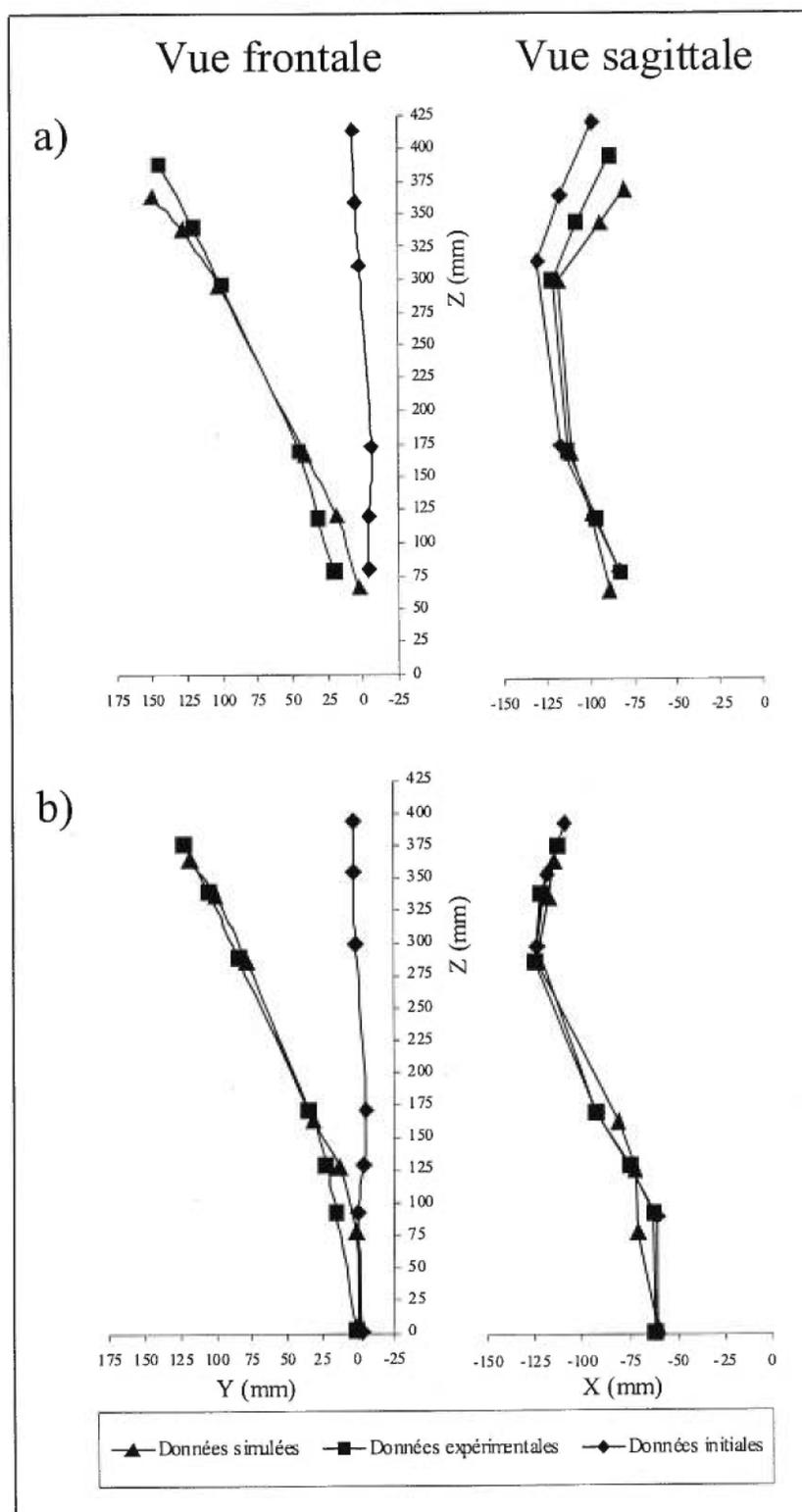


Figure 4.12. Positions des apophyses épineuses du modèle en positions finale simulée (S_f), finale expérimentale (A_f) et initiale (R_i). En a) pour le sujet fr3, b) pour le sujet sdt.

a)	Sujet fr3		
	x (mm)	y (mm)	z (mm)
T1	8,8	3,9	-24,4
T3	14,6	7,7	-1,1
T5	3,8	1,9	-0,6
T10	2,9	-5,4	-3,0
T12	-2,6	-12,9	2,6
L2	-5,8	-18,3	-13,4
Moyenne	6,4	8,4	7,5

b)	Sujet sdt		
	x (mm)	y (mm)	z (mm)
T1	-1,2	-4,7	-11,8
T3	3,9	-5,0	-2,6
T5	1,8	-5,7	-2,1
T10	11,1	-3,4	-7,9
T12	3,4	-8,9	-2,6
L2	-8,3	-14,1	-14,3
L5	0,7	-1,4	4,3
Moyenne	4,3	6,1	6,5

Tableau 4.VII. Différences ($S_f - A_f$) entre les coordonnées des apophyses épineuses en positions finales simulée (S_f) et expérimentale (A_f). Les moyennes sont calculées à partir des valeurs absolues des différences. En a), le sujet fr3, en b), le sujet sdt.

La marge d'écart fixée à 1 cm en moyenne en X, en Y et en Z a été respectée. Cependant, des différences ponctuelles supérieures à 1 cm ont été trouvées notamment en Z pour les vertèbres T1 et L2. Ces écarts peuvent être reliés à divers facteurs qui seront exposés au chapitre 5. Il faut cependant rappeler à cet égard que la mise en correspondance entre les deux repères a été jugée adéquate mais comportait toutefois des différences d'environ 1 cm à ces coordonnées qui se sont répercutées sur les résultats de simulation finals. Cet écart provient notamment de la différence de positionnement entre les noeuds du modèle extrapolés à l'extrémité des épineuses et la position sur la peau choisie par le physiothérapeute lors de l'identification des repères. L'algorithme de mise en correspondance des repères procédant de manière itérative, il est possible que les imprécisions découlent du choix d'une mauvaise approximation initiale qui influencerait la solution finale. À cet égard, un algorithme linéaire de mise en correspondance des repères a été testé. Ce dernier a fourni un meilleur ajustement de la position initiale (écarts inférieurs à 5 mm partout) mais ne permettait pas de bien transformer les données à d'autres temps de l'analyse.

En tenant compte de tous ces éléments, la méthode employée dans la présente étude est jugée satisfaisante pour représenter la cinématique observée expérimentalement étant donné le degré de précision possible et l'amplitude du mouvement principal (15 cm).

4.4.4 Analyse des forces dans les éléments-muscles

Les valeurs obtenues du calcul de l'activité musculaire telle que prédite par les principes du modèle λ sont directement proportionnelles aux valeurs de forces dans les éléments muscles (link10) données en sortie par le logiciel ANSYS. En effet, la force musculaire est une fonction de la différence entre x , la longueur actuelle du muscle définie par la distance entre les deux noeuds d'attache, et λ_f , la longueur seuil à atteindre à la fin de la simulation telle que spécifiée par le choix de la configuration de référence finale. Les valeurs de force obtenues pour chaque faisceau, à la position d'équilibre finale en inflexion latérale, sont présentées dans les tableaux 4.VIII et 4.IX pour les deux sujets. Une analyse globale de ces résultats permet de dégager quels sont les muscles ayant des éléments actifs à l'équilibre final et quels sont ceux qui sont inactifs (l'élément est inactif lorsque la force égale zéro).

Ces résultats montrent que pendant l'exécution du mouvement, plusieurs muscles agissant comme agonistes (ISTRN >0) ont atteint leurs longueurs seuils finales à la fin de la simulation et montrent des forces nulles. Il s'agit de certains faisceaux des multifidus et des rectus abdominis, de même que les longissimus, obliques internes et externes, quadratus lumborum et psoas de gauche. Ceci s'explique par le fait que dans un mouvement unidirectionnel, dirigé vers une cible, la géométrie corporelle réelle dépasse la configuration de référence (qui détermine les longueurs seuils) principalement à cause de l'action des forces gravitationnelles (section 2.4.3 et Feldman et coll., 1998a). D'autre part, lorsque le modèle a été déplacé en inflexion latérale par les muscles agonistes, les autres muscles ont subi un étirement. Si la position d'équilibre finale implique que ceux-ci soient étirés au-delà de leur longueur seuil finale, ils sont alors activés conformément au réflexe d'étirement. Ces forces générées sont nécessaires pour équilibrer la gravité. Les propriétés passives du modèle, seules, seraient insuffisantes pour supporter le modèle dans cette position. Cette stratégie est présente chez le sujet fr3 (forces dans les iliocostalis droits et multifidus droits) mais moins chez le sujet sdt. En effet, puisque le mouvement de sdt est presque uniquement dans le plan frontal, le tronc est moins déstabilisé vers l'avant et les multifidus semblent suffisants pour maintenir la posture.

Par ailleurs, certains muscles agonistes sont encore actifs à la fin de la simulation tels les iliocostalis et les multifidus de gauche. La co-contraction est davantage présente chez le sujet fr3 qui, de plus, montre des faisceaux des obliques internes de gauche, de même que des quadratus lumborum et psoas de gauche encore activés à la fin de la tâche pour terminer le mouvement à la position voulue. Ceci est en accord avec les résultats de Raftopoulos et coll. (1988) qui indiquent que plusieurs faisceaux des érecteurs du rachis et des abdominaux sont toujours actifs à une position infléchie à 20° (il n'y a pas manifestation du phénomène de flexion-relaxation). De plus, Panjabi et coll. (1989) soutiennent que les muscles de plus gros calibre comme les érecteurs du rachis ou les abdominaux sont mieux adaptés pour assurer la réalisation de la posture ou du mouvement contre les chargements externes. Les multifidus subissent de plus petits changements de longueurs ce qui implique des temps de réaction plus courts et donc une stabilisation plus efficace de la colonne vertébrale par le système de contrôle (Panjabi et coll., 1989). Leur action stabilisante, qui est observée ici, est en partie due à leur géométrie intersegmentaire (Crisco et Panjabi, 1991). D'autre part, les amplitudes de forces trouvées dans les faisceaux musculaires à l'équilibre donnent lieu à des contraintes physiologiques à l'intérieur de la limite de rupture identifiée par de nombreux chercheurs à environ 0,49 MPa (Bogduk et coll., 1992; Stokes et Gardner-Morse, 1995).

4.4.5 Analyse des patrons électromyographiques

Les figures 4.13 à 4.15 présentent les signaux électromyographiques obtenus des expérimentations afin de permettre une comparaison avec les résultats de simulation. Les tracés sont présentés entre le début de l'enregistrement alors que le sujet est en position debout verticale et une demi seconde après la fin du mouvement à 20° d'inflexion (ceci correspond aux étapes 1 à 3 de la tâche, section 3.4.4). Le fait de considérer les signaux jusqu'à ce point permet d'obtenir un état d'activité assez stable en inflexion à 20° en évitant d'entrer dans la préparation du mouvement d'inflexion à 30° (étapes 4 et 5 de la tâche). Les tracés sont présentés pour un seul essai mais les caractéristiques des signaux mentionnées de même que les critères d'analyse reposent sur l'observation de l'ensemble des essais du sujet.

Élément	Force N	Élément	Force N	Élément	Force N	Élément	Force N
Multifidus		Iliocostalis (suite)		Longissimus (suite)		Rectus abdominis	
D 1	0	42	0	83	0	124	0
2	0	43	0	84	0	G 125	0
3	0	44	0,3	85	0	126	0
4	0	45	3,2	86	0	127	0
5	13,2	46	0,5	87	0	128	0
6	31,0	47	0	88	0	Obliques externes	
7	10,2	48	0	89	0	D 129	0,8
8	0	49	0	90	0	130	2,1
9	11,4	50	0	91	0	131	0
10	15,6	51	0	92	0	G 132	0
11	11,8	52	0	93	0	133	0
12	10,1	53	0	94	0	134	0
13	10,0	G 54	0	95	0	Obliques internes	
14	3,3	55	0	96	0	D 135	0
15	16,4	56	0	G 97	0	136	0
16	0	57	0	98	0	137	0
17	0	58	0	99	0	G 138	8,0
G 18	8,4	59	2,3	100	0	139	0
19	0	60	1,4	101	0	140	0
20	14,5	61	2,2	102	2,9	Quadratus lumborum	
21	27,3	62	3,7	103	1,6	D 141	0
22	7,4	63	3,0	104	0	142	0
23	9,9	64	2,5	105	0	143	0
24	16,0	65	7,1	106	0	144	5,9
25	64,1	66	0	107	0	145	0
26	18,6	67	0	108	0	G 146	17,9
27	20,6	68	9,5	109	0	147	0
28	9,0	69	0	110	0	148	0
29	9,6	70	0	111	0	149	0
30	9,0	71	0	112	0	150	0
31	3,6	72	0	113	0	Psoas	
32	0	Longissimus		114	0	D 151	0
33	0,1	D 73	0	115	0	152	0
34	10,5	74	0	116	0	153	0
Iliocostalis		75	0	117	0	154	0
D 35	0	76	0	118	0	155	0
36	1,15	77	0	119	0	G 156	1,9
37	6,0	78	0	120	0	157	0
38	0,7	79	0	Rectus abdominis		158	0
39	0	80	0	D 121	0	159	0
40	0	81	0	122	0	160	0
41	0	82	0	123	0		

Tableau 4.VIII. Forces (N) dans les éléments-muscles du modèle à la position d'équilibre finale en inflexion latérale pour le sujet fr3. La double ligne sépare les faisceaux du côté droit (D, au-dessus) des faisceaux du côté gauche (G, en-dessous). Une valeur de force égale à 0 implique que le faisceau est inactif.

Élément	Force N	Élément	Force N	Élément	Force N	Élément	Force N
Multifidus		Iliocostalis (suite)		Longissimus (suite)		Rectus abdominis	
D 1	0	42	0	83	0	124	0
2	0	43	0	84	0	G 125	0
3	0	44	0	85	0	126	0
4	0	45	0	86	0	127	0
5	0	46	0	87	0	128	0
6	0	47	0	88	0	Obliques externes	
7	0	48	0	89	0	D 129	0
8	0	49	0	90	0	130	0
9	0	50	0	91	0	131	0
10	13,8	51	0	92	0	G 132	0
11	4,9	52	0	93	0	133	0
12	2,6	53	0	94	0	134	0
13	0	G 54	0	95	0	Obliques internes	
14	0,69	55	0	96	0	D 135	0
15	4,6	56	0	G 97	0	136	0
16	0	57	0	98	0	137	2,4
17	0	58	0	99	0	G 138	0
G 18	5,7	59	0,6	100	0	139	0
19	0	60	0,8	101	0	140	0
20	2,2	61	8,6	102	0	Quadratus lumborum	
21	15,7	62	4,2	103	0	D 141	0
22	7,9	63	2,2	104	0	142	0
23	4,1	64	3,5	105	0	143	0
24	4,3	65	25,6	106	0	144	0
25	45,6	66	0	107	0	145	0
26	6,4	67	0	108	0	G 146	0
27	12,8	68	5,1	109	0	147	0
28	4,7	69	0	110	0	148	0
29	2,9	70	0	111	0	149	0
30	3,4	71	0	112	0	150	0
31	4,7	72	0	113	0	Psoas	
32	0	Longissimus		114	0	D 151	0
33	0,1	D 73	0	115	0	152	0
34	1,7	74	0	116	0	153	0
Iliocostalis		75	0	117	0	154	0
D 35	0	76	0	118	0	155	0
36	0	77	0	119	0	G 156	0
37	0	78	0	120	0	157	0
38	0	79	0	Rectus abdominis		158	0
39	0	80	0	D 121	0	159	0
40	0	81	0	122	0	160	0
41	0	82	0	123	0		

Tableau 4.IX. Forces (N) dans les éléments-muscles du modèle à la position d'équilibre finale en inflexion latérale pour le sujet sdt. La double ligne sépare les faisceaux du côté droit (D au-dessus) des faisceaux du côté gauche (G en-dessous). Une valeur de force égale à 0 implique que le faisceau est inactif.

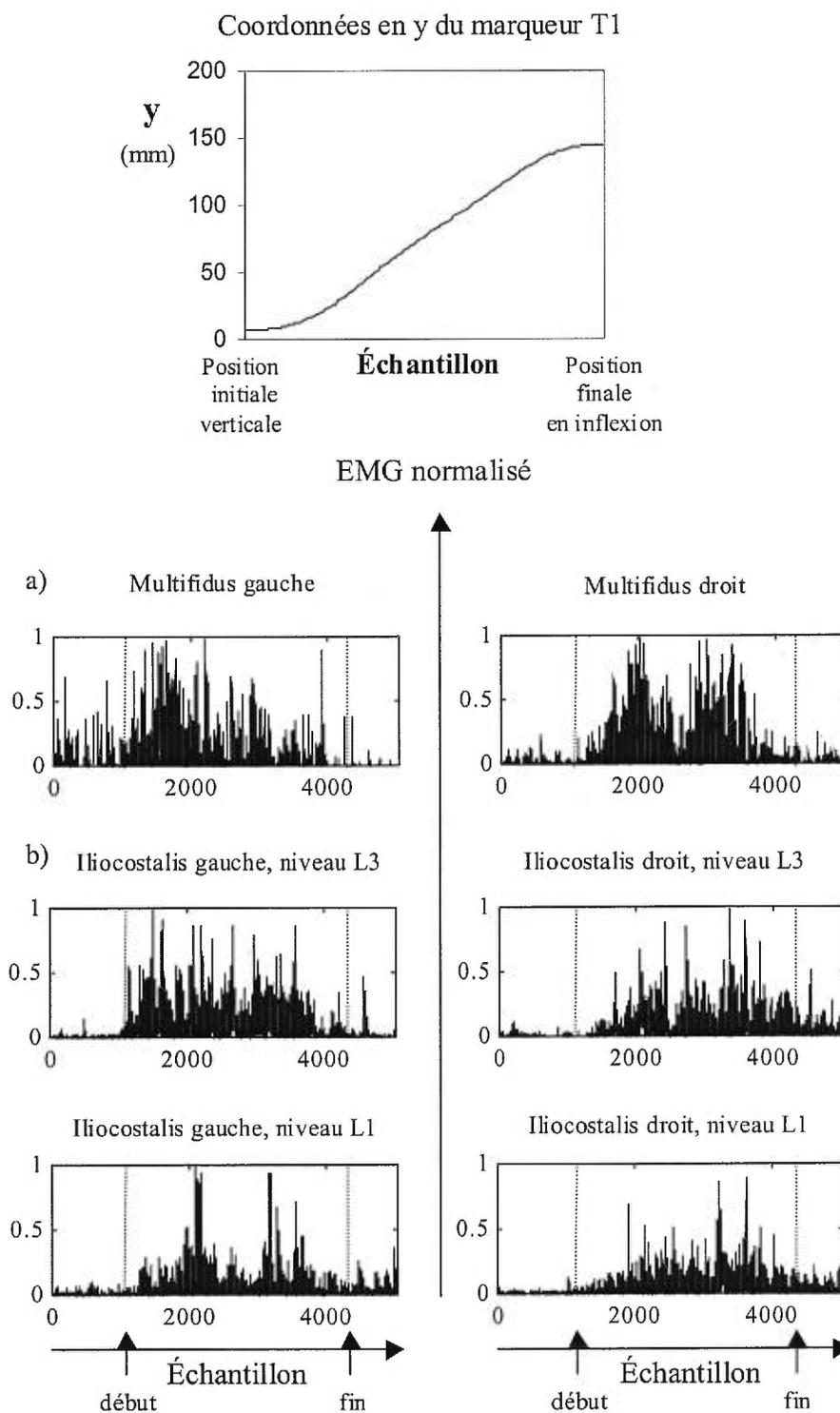


Figure 4.13. Activité EMG, a) des multifidus (niveau L5) et b) des iliocostalis (niveaux L1 et L3), lors de l'exécution de l'inflexion latérale par le sujet fr3. Les lignes tiretées verticales indiquent le début et la fin du mouvement et le tracé cinématique en y du marqueur à T1 est rappelé.

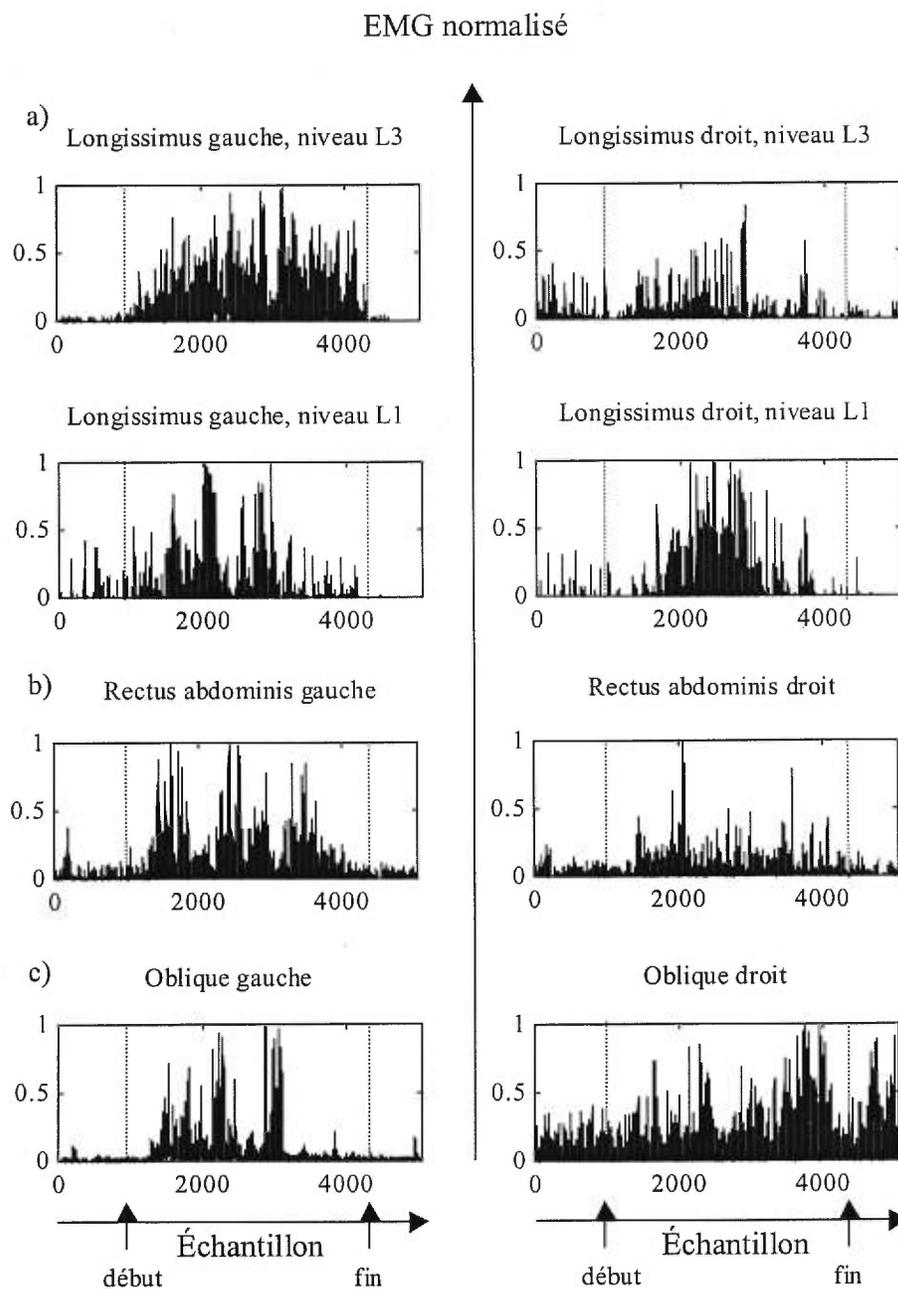


Figure 4.14. Activité EMG, a) des longissimus (niveaux L1 et L3), b) des rectus abdominis et c) des obliques, lors de l'exécution de l'inflexion latérale par le sujet fr3. Les lignes tiretées verticales indiquent le début et la fin du mouvement.

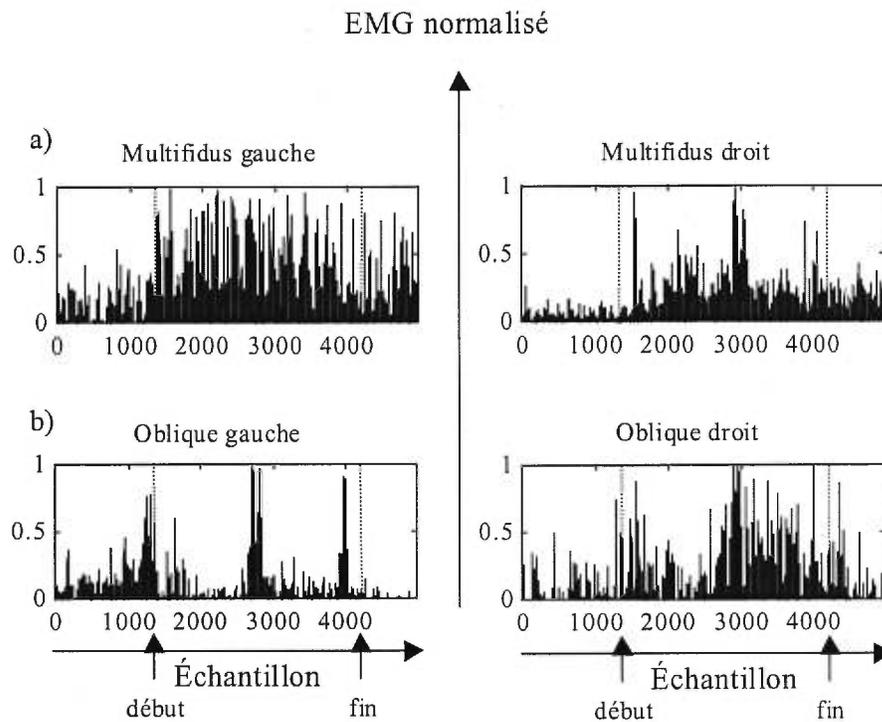


Figure 4.15. Activité EMG, a) des multifidus (niveau L5) et b) des obliques, lors de l'exécution de l'inflexion latérale par le sujet sdt. Les lignes tiretées verticales indiquent le début et la fin du mouvement.

D'abord, il est à remarquer dans ces tracés que l'activité est généralement minimale au début du mouvement ce qui appuie l'hypothèse que la position initiale peut être considérée comparable à la configuration de référence initiale ($R_i = A_i$). Les muscles seraient à leur longueur au repos en position verticale conformément au modèle de Katlab (1989). Certains muscles (multifidus et longissimus, obliques) montrent des fluctuations d'activité avant le début du mouvement. Il est difficile de confirmer si cette activité est préparatoire au mouvement ou reliée à des oscillations du sujet lorsqu'il maintient la position verticale (Asmussen, 1960). Une comparaison globale peut être faite entre les forces dans les faisceaux et l'EMG en position finale. La détermination des muscles actifs en fin de mouvement se fait par comparaison à l'état d'activité initial, en position verticale, avant le début du mouvement. Pour être significative, l'activité en fin de mouvement doit être supérieure à deux fois l'écart-type du signal en position verticale (critère minimum adapté de Archambault, 1998).

Les résultats trouvés pour les forces (tableaux 4.VIII et 4.IV) ont montré que plusieurs faisceaux des multifidus étaient actifs des deux côtés en fin de mouvement. De façon plus précise, les faisceaux des multifidus qui sont associés à la zone du muscle qui a été enregistrée lors du protocole expérimental (niveau L5) sont les faisceaux 1 à 3 du côté droit (qui sont à forces nulles) et 18 à 20 du côté gauche (qui sont actifs). Les tracés électromyographiques (figure 4.13 a) pour le sujet fr3 montrent que les faisceaux du côté droit ont une activité très réduite, semblable à celle en position debout initiale. Par contre, la présence d'activité à gauche n'est pas concluante alors que pour le sujet sdt, l'activité des multifidus gauches est bien marquée par rapport à celle des droits (figure 4.15 a). De la même façon, les iliocostalis présentaient plusieurs faisceaux ayant des forces non nulles, des deux côtés, et les tracés EMG pour le sujet fr3 montrent de l'activité à gauche et à droite aux niveaux L1 et L3, plus marquée qu'en position verticale (figure 4.13 b) et de manière significative en regard du critère minimum établi. Le sujet sdt ne présente pas cette caractéristique puisque son mouvement est davantage dans le plan frontal.

Les longissimus gauches et droits des deux sujets étaient au repos en position finale ($F=0$). Ceci est en accord avec les tracés EMG (figure 4.14 a) qui ne présentent qu'une activité très réduite en fin de mouvement qui n'est pas différente de la position initiale. De même, les rectus abdominis ont montré des forces nulles pour les deux sujets et tendent justement à diminuer leur activité à un minimum à la fin des tracés EMG (figure 4.14 b). Selon les résultats, les obliques externes droits généraient une force pour maintenir la position finale chez le sujet fr3 ce qui est conforme aux tracés EMG (figure 4.14 c). L'activité présente dans l'oblique droit à la fin du mouvement est d'ailleurs supérieure au critère minimum. Par ailleurs, les obliques ne semblent pas requis en position finale pour le sujet sdt (figure 4.15 b). La comparaison est faite pour les obliques externes car ils sont plus superficiels que les internes et les électrodes sont disposées parallèlement à leurs fibres. Cependant, il aurait été préférable que la disposition des électrodes pour les obliques fut plus latérale. Les faisceaux dits "lateral benders" intégrés dans le modèle étant très latéraux, ils ne correspondent pas exactement à la portion des muscles obliques pour laquelle l'activité a été enregistrée. Il faut rappeler que la disposition des électrodes a été faite de manière à obtenir un bon enregistrement, limiter l'encombrement et respecter les suggestions de la littérature et du physiothérapeute. Il n'a pas été possible de mesurer l'activité des muscles quadratus lumborum et psoas à l'aide d'électrodes de surface car ils sont trop profonds (Levin, 1998).

Toutefois, étant donné leur anatomie et l'amplitude des changements de longueurs qui leur ont été imposés, ces muscles sont certainement impliqués dans la tâche d'inflexion latérale (Andersson et coll., 1996). Ce problème de l'existence d'un plus grand nombre de faisceaux musculaires dans le modèle que le nombre de sites non-invasifs pour l'acquisition de l'EMG a d'ailleurs été rapporté par plusieurs auteurs dont McGill (1994). Ce dernier a cependant récemment proposé une nouvelle méthode pour mesurer l'activité de ces muscles grâce à un choix d'emplacement particulier des électrodes de surface (McGill et coll., 1996).

Il est difficile, étant donné l'approche quasi-statique, de faire une évaluation précise et plus détaillée de l'activité et de la force musculaires, qui sont des propriétés dynamiques. Cette analyse ne peut être faite qu'en considérant la posture. La comparaison avec les données expérimentales n'est valable que sur la base de l'activité tonique des muscles (ou de posture, par opposition à l'activité phasique). Il serait possible d'obtenir d'ANSYS l'amplitude des forces dans les éléments-muscles à la fin de chacun des pas de la simulation itérative. Cependant, il ne serait pas pertinent de comparer ces forces aux instants correspondants dans les patrons d'EMG car il serait difficile de juger si les bouffées d'activité observées seraient attribuables à l'activité tonique uniquement et non pas phasique. Cette prudence s'impose bien qu'il ait été demandé aux sujets de bouger lentement.

D'autre part, les forces qui sont introduites dans le modèle par les changements de longueurs seuils imposés ne se traduisent pas uniquement en déplacement du modèle d'une configuration à une autre. En effet, de l'énergie est utilisée en déformation dans les éléments principalement au voisinage des noeuds d'attache des muscles et dans les éléments contacts. Les travaux réalisés en étude préliminaire (annexe 1) avec le modèle λ ne présentent pas ce problème puisqu'il s'agit de modèles biomécaniques composés uniquement de corps rigides. Ces remarques sont directement reliées au réalisme du modèle par éléments finis qui représente les déformations dans les structures anatomiques. Cependant, les pertes de force musculaire lors de la déformation des éléments sont généralement compensées par l'action de la gravité pour que le mouvement global simulé se rapproche du mouvement expérimental. Les résultats obtenus des simulations avec les modèles se comparent qualitativement aux patrons obtenus expérimentalement. La faisabilité de l'approche de simulation par l'introduction de commandes centrales cohérentes afin de simuler l'inflexion latérale est ainsi démontrée pour les deux sujets présentés.

Chapitre 5 - Discussion générale

Le présent chapitre se veut une discussion générale des travaux de modélisation et de simulations effectués dans le cadre de ce projet de maîtrise. Elle s'articulera autour de trois aspects principaux qui divisent les trois sections du chapitre. D'abord, une critique concernant les éléments de la méthode de modélisation de même que les approches de contrôle moteur et d'éléments finis utilisées sont présentées. Puis, les aspects de validation de l'approche et la plausibilité des résultats sont discutés. Finalement, l'impact des résultats et les perspectives qu'ils permettent d'envisager sont abordés.

5.1 Critique de l'approche de modélisation

L'approche de modélisation combinant le modèle λ à une analyse par éléments finis est originale du fait que peu de modèles du tronc intègrent à la fois une représentation structurale détaillée et des aspects de contrôle neural permettant d'adresser le problème de la redondance musculaire à partir de principes physiologiques. Il s'agit d'une idée récente, encore très peu exploitée (Sanguineti et coll., 1997).

5.1.1 Modélisation biomécanique

Dans le modèle développé, les muscles représentés sont ceux qui ont une importance biomécanique reconnue dans l'exécution de mouvements ou le maintien de postures physiologiques avec ou sans chargement externe (Takashima et coll., 1979; Schultz et coll., 1982a; Cholewicki et coll., 1995; Stokes et Gardner-Morse, 1995). D'autres muscles ont été négligés car le modèle n'incluait pas certaines structures nécessaires à leurs sites d'attache ou parce qu'ils avaient une action biomécanique négligeable. Or, ces omissions ne représentent pas une limitation pour les simulations en inflexion latérale (Chevrel, 1994; Panjabi et coll., 1989). En effet, les choix sont effectués en fonction de l'application visée. Ainsi, par exemple, pour analyser les mécanismes de contraintes sur les vertèbres ou des effets plus locaux, les muscles spinalis et rotatores deviendraient plus importants à considérer (Burwell, 1998). De plus, la représentation de la pression intraabdominale à l'intérieur du modèle serait pertinente pour des simulations telles les levées de charges (Gracovetski, 1988;

Gracovetski, 1998; Lavaste et coll., 1992; Lavaste, 1998) mais son effet est peu marqué en flexion ou en inflexion latérale (McNeill et coll., 1980).

Par ailleurs, deux types d'approximations ont été effectuées en ce qui concerne les lignes d'action des muscles dans le modèle. D'une part, les noeuds d'attache des faisceaux choisis étaient ceux qui représentaient au mieux les sites d'attache anatomiques identifiés par différents chercheurs parmi les noeuds disponibles dans le modèle. Bien que la position des noeuds dans le modèle soit personnalisée à la géométrie des sujets, le choix des noeuds d'attache ne l'est pas. Or, il est possible que les noeuds du modèle ne correspondent pas suffisamment précisément aux emplacements rapportés. Particulièrement, le maillage de la cage thoracique et celui du bassin étant limités (Gauvin, 1996), il y aurait lieu de vérifier si la création de nouveaux noeuds améliorerait la précision du modèle notamment pour les longissimus et les iliocostalis qui comportent des faisceaux réunis aux mêmes points d'attache étalés sur les crêtes iliaques. D'autre part, les faisceaux ont été modélisés comme suivant une trajectoire rectiligne entre leurs points d'origine et d'insertion. L'approximation que les points d'attache sont reliés en ligne droite est employée par de nombreux auteurs pour un gain en simplicité. D'ailleurs, les multifidus, les iliocostalis et les longissimus ont une orientation pratiquement linéaire (Bogduk et coll., 1992). Par ailleurs, Dumas et coll. (1991) ont observé que les muscles sont généralement bien représentés par des lignes d'action droites excepté pour les quadratus lumborum et les obliques externes pour lesquels une trajectoire curviligne est plus appropriée. Les deux types d'approximations effectuées concernant les lignes d'action des muscles pourraient avoir un impact sur les résultats de simulation car si elles ne sont pas orientées correctement, des composantes de forces dans des directions non désirées peuvent intervenir et augmenter les écarts entre les simulations et les déplacements expérimentaux.

La détermination des sections des faisceaux a été faite par l'examen des données présentées dans la littérature. Les sections des muscles doivent être bien ajustées car elles contrôlent l'amplitude des forces musculaires. Un manque de cohérence entre elles pourrait introduire des effets non désirés comme une sous-production ou une sur-production de force dans un ou plusieurs muscles qui entraînerait des erreurs systématiques sur la position des vertèbres en simulation. Dans les simulations effectuées en inflexion latérale dans ce projet, de tels problèmes n'ont toutefois pas été constatés et les conclusions de l'étude de sensibilité

effectuée sur les modules de Young peuvent être étendues pour connaître l'influence des sections dans ces simulations (la section est proportionnelle au module de Young pour le link10).

Les forces gravitationnelles introduites par les données de masse de Liu et coll. (1971) permettent de simuler la tâche motrice en découplant l'action des forces musculaires de la contribution des forces externes pour l'atteinte de la position finale. Par ailleurs, les masses des bras, des épaules, du cou et de la tête n'ont pas été déterminées par Liu et coll. et n'ont pas été intégrées au modèle. Il est également à noter que ces données ont été obtenues sur un seul cadavre. De plus, le protocole utilisé par Liu et coll. pour l'obtention des données introduit une variété d'imprécisions qui peuvent entraîner d'une part, une sous-estimation des masses des segments (d'ailleurs, la masse du tronc totale est de 23,2 kg chez Liu contre 27,6 kg chez Takashima et coll., 1979) et d'autre part, des excentricités latérales des centres de masse qui seraient inappropriées (Takashima et coll. ne rapportent que des excentricités antéro-postérieures).

La géométrie initiale du modèle a été acquise par la prise de radiographies du sujet soumis aux forces gravitationnelles. Le modèle reconstruit en position verticale tient donc compte de la géométrie déformée à cause de ces forces mais n'inclut pas les contraintes occasionnées dans les tissus. Ces contraintes ne pourraient être calculées que si la géométrie corporelle était connue en état d'apesanteur. Dans les simulations effectuées, l'ajout des masses permet de tenir compte du fait qu'en inflexion latérale, la gravité crée un couple qui implique des contraintes plus importantes qu'en position debout verticale. De plus, dans les simulations d'inflexion latérale où l'hypothèse est faite qu'une partie du mouvement est entraînée par le poids du corps, la position d'équilibre finale doit être instaurée en tenant compte de ces forces gravitationnelles.

Les simulations d'inflexion latérale nécessitent une analyse en grands déplacements et l'utilisation d'éléments supportant les grandes déformations, ce qui est possible avec le logiciel par éléments finis ANSYS. Bien qu'ANSYS intègre un module permettant d'effectuer des analyses dynamiques transitoires, une formulation quasi-statique du modèle a été jugée suffisante dans le cadre de cette étude de praticabilité et permettait un contrôle plus facile sur la mise au point des simulations, notamment concernant la détermination des données

d'entrée. Ainsi, les accélérations et les propriétés inertielles ont été ignorées. Cette approximation est considérée valide dans la mesure où la comparaison des résultats se fait avec des données recueillies lors de performances à vitesse lente et contrôlée (accélération négligeable) comme ce fut le cas pour les expérimentations. Schultz et Andersson (1981) soutiennent que les activités physiques peuvent souvent être analysées à l'intérieur de l'approximation quasi-statique pour autant que les forces et moments inertiels soient petits comparés aux forces et moments nécessaires à l'équilibre statique. Cependant, l'approximation quasi-statique ne permet de considérer que les longueurs seuils λ statiques et non pas les seuils dynamiques $\lambda^* = \lambda - \mu dx/dt$ définis par le modèle λ (Feldman, 1986). En effet, les fuseaux neuromusculaires étant sensibles à la vitesse de modification de la longueur des muscles, ils stimulent de manière réflexe leur recrutement et donc abaissent les seuils. Ceci implique que les seuils de recrutement introduits sont surestimés par rapport aux seuils réels car le terme $\mu dx/dt$ est négligé.

Les forces actives générées par les muscles ont été intégrées dans le modèle alors que les forces passives dues à l'élasticité des fibres et des tendons ont été considérées suffisamment faibles par rapport aux forces actives pour être négligées. Cette simplification s'appuie sur des données de Feldman (Feldman et Levin, 1995; Feldman, 1998) pour l'articulation du coude où une rigidité passive de moins de 1 MPa par rapport à une rigidité active d'environ 20 MPa a été rapportée. Cette approximation est considérée acceptable par Dietrich et coll. (1990) en analyse statique ou quasi-statique. Cependant, en dynamique et pour l'étude de la stabilité, il devient important de considérer les composantes passives puisqu'elles jouent un rôle dans l'élasticité totale et l'amortissement du système. Dietrich et coll. (1990) suggèrent par ailleurs que les forces actives des muscles ne peuvent être ignorées que pour déterminer les forces externes dans la colonne vertébrale durant les hautes accélérations agissant sur le corps humain (collision automobile, éjection d'un pilote d'avion), c'est-à-dire lors de conditions extrêmes qui n'arrivent pas dans les activités normales humaines. Par ailleurs, les forces passives associées aux ligaments (postérieurs, antérieurs, capsulaires, etc.) sont tenues en compte dans le modèle par la présence d'un certain nombre d'éléments ressorts.

Il est difficile de déterminer de manière expérimentale la rigidité active des muscles du tronc par des expériences en décharge telles qu'effectuées par Feldman (1966) pour le coude. Les muscles du tronc travaillent beaucoup en synergie et il est difficile d'en isoler un. Par

ailleurs, des essais préliminaires, qui n'ont pas été rapportés, ont montré que le fait d'utiliser un module de 10 MPa pour les tests avec activation volontaire des muscles, réduit de beaucoup l'amplitude de l'inflexion simulée. Le choix de fixer les modules de Young à 100 MPa a résulté d'un compromis entre la capacité de génération de force qu'offre le muscle en simulation volontaire et les bénéfices venant de leur souplesse en inflexion imposée. À cet égard, l'étude de sensibilité a montré qu'un petit nombre de modules a une influence significative sur la position des vertèbres en inflexion latérale. Ceci implique qu'il serait possible de compléter l'étude de manière à déterminer les valeurs optimales pour ces modules (en contextes imposé et volontaire) par comparaison à des données expérimentales appropriées et attribuer des valeurs arbitraires (dans l'intervalle étudié) à ceux qui ont peu d'impact sur le modèle.

L'élément bilinéaire choisi pour représenter les muscles a une courbe force-élongation à pente unique dans sa portion active et a donc une raideur constante. Or, il a été plusieurs fois démontré que la rigidité du muscle augmente linéairement avec son activation (Feldman, 1986; Hill, 1950). Cette approximation a une conséquence sur la gradation de la force qui devrait augmenter en fonction de l'activation du muscle de même que sur la modulation de la co-contraction. En effet, lorsqu'un faisceau est activé, il contribue à la rigidité du système avec toute sa rigidité. Alors qu'en réalité, si les courbes force-élongation étaient non-linéaires, une modulation graduelle de la rigidité totale serait possible selon le degré d'activation de chacun des faisceaux.

D'autres éléments ou combinaisons d'éléments ont été explorés (en collaboration avec Sylvain Couillard, étudiant en projet de fin d'études en génie mécanique à l'École Polytechnique) afin d'améliorer la modélisation non-linéaire des faisceaux musculaires. Cependant plusieurs problèmes ont été rencontrés. Par exemple, le ressort multi-linéaire (combin39) ne possède pas d'ISTRN et ses propriétés réelles ne peuvent être modifiées en cours d'analyse ce qui rend la modification des seuils de recrutement difficile voire impossible. L'intégration d'un élément barre (en tension et en compression) (link8) défini avec une courbe de comportement contrainte-déformation multi-linéaire a également été explorée. Cet élément possède une propriété d'ISTRN mais des problèmes ont été rencontrés lors de la modification des seuils de recrutement. De plus, l'utilisation de plusieurs éléments link10 de rigidités différentes, mis en parallèle afin de constituer une

courbe de comportement force-allongement multi-linéaire a été testée. L'approximation multi-linéaire peut être raffinée afin de se rapprocher de la forme exponentielle de la caractéristique invariante (IC) des muscles telle que rapportée par Feldman et Levin (1995). La méthode est fonctionnelle pour un degré de liberté mais deviendrait lourde pour un très grand nombre de faisceaux comme dans le présent modèle. Finalement, la programmation d'un nouvel élément dans ANSYS, qui répondrait à la relation exponentielle définie par Feldman pour la modélisation des muscles avec les changements dans les λ spécifiés de manière indépendante, serait une solution à explorer mais qui représente un travail laborieux et qui demande une expertise particulière (Vidori, 1998). Ainsi, pour résumer, malgré les approximations et limites qui découlent de son utilisation, l'élément link10 tel qu'intégré dans le présent modèle demeure actuellement la solution envisagée la plus simple et la plus fonctionnelle permettant l'atteinte des objectifs du projet.

5.1.2 Intégration des concepts de contrôle moteur

Le fait que l'élément link10 ait une propriété qui permette d'agir sur la longueur au repos met en évidence la caractéristique de seuil de recrutement des faisceaux musculaires. Les changements de longueurs seuils dans les muscles sont basés sur des changements dans la configuration spatiale du corps (Loeb et Levine, 1990; Feldman et Levin, 1995). Dans les études préliminaires (annexe 1), ils étaient reliés à l'état des degrés de liberté, et ils sont généralisés à la géométrie corporelle dans le modèle détaillé. L'utilisation du principe de correspondance biomécanique est un pas vers la solution du problème de la redondance musculaire. En effet, cette méthode permet par l'intermédiaire des ISTRN de spécifier quels sont les faisceaux pour lesquels l'action est sollicitée pour la réalisation de la tâche motrice et de distinguer les muscles agonistes des antagonistes. De plus, à la fin de la simulation, à l'équilibre de la posture finale, la comparaison des longueurs réelles des faisceaux avec les longueurs seuils spécifiées précise l'état actif ou non de chacun des faisceaux musculaires et permet de calculer l'activation ou la force dans chacun.

Les changements dans les seuils de recrutement des faisceaux se font par incréments réguliers, par fraction du changement total de longueur à effectuer. Cette façon de modifier les seuils est en continuité avec les principes de modification des commandes R. En effet, il a été démontré que le patron de commande pour le déplacement du point d'équilibre est

linéaire dans les mouvements vers une cible (St-Onge et coll., 1993; St-Onge et coll., 1997; Feldman et Levin, 1995). Cependant, dans les simulations, la modification des seuils ne se fait pas de manière graduelle dans le temps, monotonique et continue parce que les algorithmes de solution utilisés par ANSYS demandent l'atteinte de l'équilibre à chaque pas de simulation. En conséquence, la position du modèle ne varie pas de manière continue mais par incrément et la trajectoire expérimentale ne peut être reproduite en fonction du temps. Ainsi, l'activité musculaire ou la force ne peut être calculée qu'après chaque pas de chargement et dans le cas de l'équilibre final, elle renseigne sur l'action des muscles stabilisateurs. Bien que les patrons de modification de la commande R ou du point d'équilibre suggérés soient en accord avec les données expérimentales (Feldman et coll., 1998b), des publications récentes de Latash et Gottlieb (1992), Gottlieb (1995, 1998) et Gomi et Kawato (1996) remettent en question certains aspects du modèle λ notamment concernant la définition et l'organisation des patrons de contrôle. Ce projet ne vise toutefois pas à vérifier le fondement de l'approche λ . Son utilisation dans le présent projet repose sur l'hypothèse de sa capacité à représenter l'action du système neuro-moteur.

Selon Dietrich et coll. (1990), une des grandes difficultés lors du développement d'un modèle musculaire est précisément la définition d'un critère indiquant comment le contrôle des muscles par le système nerveux s'organise. Différentes approches d'intégration du contrôle moteur dans les modèles ont été présentées au chapitre 2 proposant chacune des façons de représenter les commandes neurales. Le déplacement du point d'équilibre, qui est le principe de base du modèle λ , s'inspire des règles de la physique (Galilée; Bernstein; Prigogine) et propose une approche originale et validée expérimentalement permettant d'exploiter le lien entre les commandes centrales ou variables neurophysiologiques et la géométrie corporelle soit les variables spatiales (Feldman, 1986). L'approche retenue pour le présent projet possède cet avantage de s'appuyer sur une nécessité physique de la production de mouvement alors que d'autres approches utilisent différentes hypothèses pour résoudre la redondance pour lesquelles il y a peu d'évidence physiologique.

Par exemple, les modèles par optimisation reposent sur l'hypothèse qu'il existe un parallèle entre le procédé par lequel l'algorithme parvient à la solution et le procédé utilisé par le système neuro-moteur. Il n'y a pas d'évidence physiologique claire que le SNC optimise ses actions, particulièrement pour les tâches quotidiennes ou répétitives (Hogan et Winters,

1990). Le modèle λ ne fait aucune hypothèse sur la performance du SNC. De plus, les algorithmes d'optimisation traditionnels rendent mal certains phénomènes physiologiques comme la coactivation de muscles antagonistes ou de muscles synergistes ainsi que la variabilité intra et inter sujets au niveau des patrons de recrutement musculaire (Herzog et Leonard, 1991; McGill, 1992). Puisque ces phénomènes physiologiques découlent du choix des commandes introduites, on peut supposer que les principes à l'origine du postulat des commandes sont inappropriés. De plus, dans l'approche λ , les patrons de modification des commandes centrales sont spécifiées au début du mouvement ce qui libère le système de contrôle qui peut alors intégrer l'information périphérique afin de réagir s'il y a des changements dans les conditions ou dans les buts ou si une correction est nécessaire. Ceci n'est pas réalisé dans les modèles par optimisation (Winters, 1995).

Dans le modèle λ , les variables de contrôle ont des significations physiologiques qui demeurent les mêmes dans toutes les conditions d'application du modèle. Par contre, les modèles par réseaux de neurones artificiels demandent un apprentissage. Ceci implique qu'un modèle est développé pour une application particulière et qu'une banque de données est nécessaire à la mise au point de chaque application. Cependant, le modèle λ et sa formulation intégrée dans le présent projet, partagent avec les réseaux de neurones artificiels une lacune quant à la représentation directe du comportement des neurones et des interactions entre eux.

Par ailleurs, les modèles basés sur l'activité EMG préservent la variabilité biologique. Ils calculent les forces à partir de l'EMG et d'un grand nombre de paramètres physiologiques (relations force-longueur et force-vitesse, forces passives, ...). Cependant, ces modèles remplacent l'identification de commandes ou de variables de contrôle en utilisant l'EMG comme variable d'entrée dans le modèle. Dans le modèle λ , l'EMG n'est pas une variable de contrôle puisqu'en plus d'être modulée par les commandes centrales, elle dépend des conditions externes. Il s'agit d'une manifestation de la tendance du système à rétablir l'équilibre et donc une propriété émergente du système. De plus, des résultats expérimentaux (Feldman et Levin, 1995) ont montré que le niveau d'activité peut être le même pour deux positions différentes, ce qui indique que ce n'est pas la variable première qui permet au SNC de choisir entre deux positions. Une autre version de l'hypothèse du point d'équilibre, le modèle α (Bizzi et coll., 1982; McIntyre et Bizzi, 1993) propose

également que le signal de contrôle soit le niveau d'activité des motoneurones α . Or, en plus des considérations mentionnées ci-haut, il faut rappeler que Bizzi a formulé ces principes sur la base d'expérimentations sur des animaux désafférentés. C'est donc dire qu'il néglige le retour d'afférence, que le système n'est pas intact et que la dimension des réflexes, très importante dans le modèle λ , est absente dans cette formulation.

5.1.3 Représentation du comportement musculaire

Trois façons de considérer l'action des muscles ont été envisagées dans les simulations. Premièrement, dans les simulations d'inflexion imposée, certains muscles ont subi un étirement qui dépend de leurs propriétés mécaniques alors que d'autres ont été relâchés en conséquence des déplacements imposés. Ce comportement est approprié pour représenter les tests cliniques d'inflexion latérale assistés par le chirurgien. Puis, les muscles ont été considérés comme des générateurs de forces : leurs changements de longueurs imposés ont permis d'introduire des forces dans le système. Cette approche ne présente aucun réalisme au niveau physiologique, cependant elle est utile pour tester des paramètres du modèle, avec l'activation volontaire des muscles, sans recourir à des données expérimentales. La troisième façon de représenter les muscles a été de s'intéresser à leurs propriétés de recrutement et à la modification de leur longueur seuil pour la génération de mouvements physiologiques. Dans ce cas, la génération des forces se fait davantage en respectant le comportement du système neuro-musculaire.

Dans l'approche de modélisation développée dans le présent projet, le fait de représenter le muscle à l'aide d'un élément dans le modèle (comme suggéré par Dietrich et coll, 1990), présente deux avantages importants devant l'utilisation de forces (telle que faite par Takashima et coll. (1979) et Stokes et Gardner-Morse, (1995)). Premièrement, l'utilisation d'un élément uniaxial entre les noeuds d'attache implique que la force est toujours dirigée selon la direction des fibres musculaires. Cette force selon l'axe longitudinal (x) de l'élément tend toujours à rapprocher les noeuds d'attache l'un de l'autre, quelle que soit la position du modèle pendant la simulation. À l'opposé, dans ANSYS, une force définie à un noeud donné ne se réoriente pas pendant la simulation. Ainsi, même si le modèle se déplace sous l'action de cette force, celle-ci continue à tirer le modèle selon son orientation initiale. Deuxièmement, il faut remarquer que lorsqu'un élément est introduit dans le modèle, son

comportement est influencé par la présence des éléments voisins. Les changements de longueurs imposés par la propriété d'ISTRN > 0 , pour chaque faisceau activé, ont pour effet d'introduire de l'énergie dans le système. Cette énergie est reprise par les divers éléments du modèle ce qui conduit à un nouvel état d'équilibre. Ainsi, il est possible que cet état d'équilibre survienne à une position qui ne permette pas à l'élément-muscle de regagner sa longueur L_0 prescrite. Ceci se résume par le fait que, en plus de suivre la commande donnée, le comportement du muscle s'ajuste selon les conditions internes du système et les forces externes appliquées. Cette particularité du modèle reflète l'action du système proprioceptif (Winters, 1995). À l'opposé, une force appliquée sur un noeud agit isolément et donc quelles que soient les conditions du modèle, la force est appliquée à sa pleine valeur.

5.1.4 Approche par éléments finis

Les modèles par éléments finis sont particulièrement utiles pour étudier des systèmes complexes et permettre l'étude des contraintes dans les différentes structures. Ce type d'informations échappe aux analyses expérimentales et peut être fort utile à la compréhension tant des comportements sains que des mécanismes pathologiques. Le problème de la détermination de la distribution des contraintes entre les structures est un intérêt commun aux chirurgiens et aux ingénieurs afin de séparer les causes mécaniques des causes biologiques et autres responsables du mal fonctionnement du système (Goel et coll., 1978).

Le modèle S3D3 constitue un compromis entre les modèles globaux et les modèles locaux. Il est suffisamment détaillé pour permettre l'insertion des muscles, l'étude des effets de modifications de paramètres mécaniques et géométriques sur le comportement du modèle et la détermination des contraintes dans différentes structures sans exagérer les temps de calcul comme il serait le cas si un modèle local était généré pour tout le tronc (Aubin et coll., 1995).

Avec ce type de modèle s'opposent cependant le réalisme du comportement mécanique des tissus déformables et l'utilité des analyses de contraintes à l'intérêt de décrire la cinématique sous la variation des commandes ainsi que la dynamique de l'EMG. Celui de ces deux aspects qui doit être privilégié dépend de l'application visée. Pour des applications dont les

objectifs concernent l'analyse du mouvement ou la détermination des patrons d'activité musculaire durant une tâche, d'autres types d'analyses seraient plus indiqués. Par exemple, dans les études préliminaires présentées à l'annexe 1, les équations différentielles de la dynamique lagrangienne étaient programmées dans MATLAB. Cette méthode peut devenir rapidement fastidieuse pour un plus grand nombre de degrés de liberté. Par ailleurs, des logiciels de dynamique comme ADAMS (MECHANICAL DYNAMICS inc.) permettent de mener ce type d'analyses. Les logiciels utilisant l'approche multi-corps sont toutefois moins adaptés pour représenter les corps déformables et traiter les non-linéarités des propriétés mécaniques. Un modèle de la colonne vertébrale destiné à la simulation du geste chirurgical pour la correction de la scoliose a déjà été développé à l'aide du logiciel ADAMS (Poulin et coll., 1998). Cependant, ce modèle ne comporte pas actuellement les éléments postérieurs des vertèbres, la cage thoracique et le bassin, ce qui ne permet pas l'intégration immédiate de la modélisation géométrique des muscles développée dans le présent projet. Une fois ces éléments ajoutés, l'intégration du modèle λ pourrait s'y faire en ajoutant directement les équations exponentielles pour les forces soit en terme d'angle articulaire ou de distance entre les points d'attache des muscles par rapport aux seuils de recrutement spécifiés.

5.2 Évaluation du modèle

Il existe une grande difficulté à évaluer complètement et avec assurance le modèle biomécanique développé. Mais deux aspects principaux peuvent être abordés dans leur évaluation. D'abord, la précision de la modélisation dépend directement de la qualité des variables d'entrées : géométrie, propriétés mécaniques et géométriques, charges externes, conditions frontières. Pour le modèle S3D3, une personnalisation de la géométrie est effectuée à partir des radiographies. Par ailleurs, les propriétés mécaniques n'intègrent pas les caractéristiques de rigidité intrinsèques des sujets. Une personnalisation des propriétés mécaniques permettrait d'obtenir une représentation mécanique plus juste notamment dans les simulations avec des sujets scoliotiques car il est connu que chez ces sujets, les caractéristiques mécaniques des tissus peuvent différer de celles des sujets normaux (Stokes et Gardner-Morse, 1992). La dispersion des sources de données (Lavaste et coll., 1992) a été limitée en utilisant pour les données de masse, uniquement celles de Liu et pour les sections, principalement celles de Bogduk complétées par l'étude de Stokes et Gardner-Morse. De plus, dans toutes les simulations effectuées avec le modèle, les conditions aux

limites consistaient en la fixation des translations et des rotations aux noeuds des sommets des crêtes iliaques. Ceci implique que les points d'attache sur le bassin de la majorité des muscles étaient maintenus en place et que le mouvement provenait de la colonne vertébrale. Ceci est conforme au fait que les mouvements du bassin ont été restreints à l'aide d'un dispositif lors des expérimentations. Cependant des mouvements de quelques millimètres en Z ont été enregistrés aux marqueurs des crêtes iliaques pour les sujets fr3 et sdt. Cette légère inclinaison du bassin, qui n'est pas reproduite dans le modèle, pourrait avoir un impact sur la position des vertèbres. Dans les tests d'inflexion latérale imposée, les déplacements sont en plus appliqués aux six points numérisés à T1 et L5 afin de reproduire les rotations de ces vertèbres.

Le deuxième aspect de validation concerne l'évaluation du comportement du modèle. Les simulations d'inflexion latérale effectuées, avec et sans les muscles permettent d'évaluer la capacité du modèle à représenter les caractéristiques posturales et les mobilités intervertébrales des sujets sains et scoliotiques. Les tests effectués afin de qualifier la stabilité du modèle ont démontré l'importance des éléments des facettes articulaires lors des tests d'inflexion latérale volontaires et il a été confirmé que les muscles permettent de stabiliser le tronc sous l'application de son poids. Ces considérations sont importantes à tenir en compte pour l'utilisation éventuelle du modèle.

Finalement, le fait d'ajouter les muscles au modèle permet un autre type d'évaluation in-vivo, qui ouvre une grande variété de possibilités, soit l'étude de la posture et de l'activité EMG (Lavaste et coll., 1992). Le modèle par éléments finis incluant les muscles développé dans ce projet permet la simulation de tests d'inflexion latérale volontaire, offrant une correspondance satisfaisante avec les données expérimentales. D'abord, les patrons d'ISTRN (séparation en valeurs positives et négatives) reflètent bien la division des faisceaux musculaires en groupes d'actifs et d'inactifs selon leur anatomie fonctionnelle et les patrons de recrutement connus de la littérature. De même, la distribution des forces dans les faisceaux à l'équilibre met en évidence la fonction des muscles agonistes et stabilisateurs et les patrons identifiés sont qualitativement en accord avec les données EMG.

Dans l'approximation statique, il faut considérer l'activité posturale ou dite tonique des muscles pour fins de comparaison avec les forces musculaires obtenues de l'analyse par

éléments finis. Par conséquent, bien qu'il ait été demandé aux sujets d'effectuer les mouvements lentement, cette comparaison n'a été effectuée qu'en état d'équilibre final plutôt qu'à différents temps durant le mouvement afin de ne pas confondre avec l'activité phasique présente dans les signaux (Feldman, 1998). La comparaison avec les données EMG demeure très globale car les patrons d'activité musculaire réels sont beaucoup plus complexes qu'une classification en agonistes/antagonistes étant donné leur caractère dynamique. Par exemple, l'interaction intermusculaire, les périodes de co-activation ou d'activation réciproque ne sont pas prises en compte dans la formulation actuelle du modèle.

Ces études sont de premières évaluations de la cohérence du comportement des éléments-muscles ajoutés au modèle S3D3 mais une validation complète du modèle reste à faire. Les tests nécessitent d'être poursuivis afin d'investiguer notamment si une différence de géométrie a un impact sur les résultats. De plus, pour l'étude expérimentale, les deux sujets présentés illustrent des stratégies de recrutement légèrement différentes. Il serait essentiel de poursuivre l'étude sur un plus grand nombre de sujets afin de caractériser davantage les patrons observés et évaluer leur reproductibilité. Ainsi, les études futures devraient donc inclure un plus grand nombre de sujets, sains et scoliotiques, afin d'évaluer la méthode de façon plus extensive et étudier la variabilité inter-sujets.

La validation expérimentale représente toutefois une difficulté conceptuelle importante. Le modèle doit être confronté à une série de tests qui impliquent un protocole expérimental réalisable et le design de simulations faisables en fonction des possibilités du modèle et couvrant une bonne partie de son champ d'application. Le protocole expérimental développé dans le présent projet avait pour but de fournir les données cinématiques et électromyographiques nécessaires à l'évaluation de la capacité du modèle à simuler des tâches physiologiques. Bien que de grandes précautions aient été prises lors de la réalisation du protocole, de nombreuses sources d'incertitudes expérimentales ont été rapportées et ont un effet sur la précision des résultats obtenus et sur l'adéquation des résultats de simulation avec les données. Premièrement, il y a les erreurs associées au positionnement des marqueurs cinématiques sur les repères anatomiques choisis. La différence de position entre les marqueurs cutanés et les extrémités postérieures des apophyses épineuses est évaluée à environ 1 cm en direction antéro-postérieure X (Moore, 1992). De plus, étant donné l'épaisseur verticale des apophyses épineuses lombaires (2 cm), le choix de l'endroit où le

marqueur est positionné sur l'os par rapport à la position du noeud dans le modèle peut influencer significativement la précision de leur mise en correspondance (jusqu'à 1 cm environ). C'est d'ailleurs dans cette direction que les écarts entre les simulations et les données sont les plus grands. Aussi, des erreurs d'identification des repères anatomiques sont possibles. Les grands écarts observés pour la vertèbre L2 pour les deux sujets pourrait s'expliquer directement par une confusion de son apophyse épineuse avec celle de L1 ou L3. D'autres erreurs sont introduites par le mouvement relatif des marqueurs cutanés par rapport aux structures osseuses (Sicard et Gagnon, 1991). Il est supposé qu'ils suivent les segments osseux mais la couche de tissu sous-cutané peut être responsable de glissement. Il est difficile de chiffrer ces erreurs sans faire une étude approfondie (Fortin, 1996). De plus cette erreur peut varier d'un niveau vertébral à l'autre (Sicard et Gagnon, 1992). Une autre source d'erreur réside dans l'algorithme DLT (section 2.4.1) utilisé pour la reconstruction 3D des points radiographiques ainsi que dans l'approche de modélisation géométrique qui permet le calcul des positions initiales des noeuds. Aubin et coll. (1997) rapportent une erreur moyenne d'extrapolation de $4,9 \pm 3,8$ mm pour l'apophyse épineuse. Il y a finalement les erreurs intrinsèques associées à l'utilisation du système OPTOTRAK, qui, de l'ordre de 0,1 mm, sont bien inférieures aux autres erreurs mentionnées.

Ces erreurs expérimentales entraînent des difficultés pour la mise en correspondance des repères entre le système OPTOTRAK et le système de coordonnées global du modèle par éléments finis. La méthode utilisée fournit habituellement de très bons résultats si les points de contrôle sont en nombre suffisant et obtenus avec une bonne précision mais dans cette étude, elle est influencée par les incertitudes présentées ci-haut et introduit des erreurs jusqu'à 1 cm sur certains marqueurs. Enfin, la configuration de référence finale choisie est la première trouvée pour laquelle le critère d'arrêt de la recherche (marge d'erreur acceptée) a été rencontré. Il est possible qu'elle ne corresponde pas au choix offrant la meilleure adéquation et qu'un ajustement plus fin aurait pu être possible.

Quant aux signaux EMG bruts, ils sont contaminés par du bruit de sources multiples, ce qui demande un traitement adéquat pour en retirer l'information utile. La méthode employée dans le présent projet est suffisante pour mettre en évidence les patrons d'EMG et rencontrer les objectifs posés. L'emplacement des électrodes a été inspiré des travaux de la littérature et des recommandations d'un physiothérapeute. Le système utilisé pour l'acquisition de

L'EMG permettait une cartographie de l'activité du tronc par l'utilisation de 20 paires d'électrodes. Cependant, une limite réside dans le fait de ne pas avoir positionné les électrodes pour les muscles obliques assez latéralement.

Toutes les incertitudes constatées expriment la difficulté d'obtenir des données précises pour la validation des modèles biomécaniques. Cependant, les mouvements principaux étant d'amplitude importante (environ 15 cm) l'influence de ces incertitudes est limitée. Ainsi, leur présence n'affecte pas les conclusions de l'étude en regard des objectifs de simulation formulés. De façon globale, l'adéquation des résultats obtenus est suffisante pour montrer la faisabilité de l'approche consistant à introduire, dans un modèle par éléments finis du tronc, des commandes de recrutement musculaire basées sur les changements de configuration géométrique du système mesurés expérimentalement.

5.3 Perspectives de modélisation et de simulation

Pour certaines applications, comme il est suggéré à l'annexe 1, les modèles simplifiés à corps rigides peuvent montrer leur utilité alors que dans d'autres cas, une géométrie détaillée et le respect des caractéristiques mécaniques des structures biologiques sont mieux adaptés. Il y aurait lieu également d'aborder le développement d'approches hybrides. Par exemple, les forces dans les groupes musculaires globaux pourraient être évaluées à l'aide d'un modèle simplifié puis utilisées en entrée dans le modèle détaillé et distribuées dans les différents faisceaux afin d'analyser leur impact sur les différentes structures. Aussi, dans le cas où les patrons expérimentaux peuvent être décrits en termes de quelques degrés de liberté, des éléments rigides pourraient être définis afin de simplifier le modèle réduisant ainsi les temps de calcul.

Le modèle développé, grâce au détail de sa géométrie musculaire et au fait qu'il intègre des faisceaux répartis autour du tronc et représentant différentes couches musculaires, permettrait d'étudier d'autres types de mises en charge du tronc et d'autres tâches motrices comme l'extension, la flexion (vers l'avant) et la torsion. À cet égard, le protocole expérimental contenait un test de flexion (vers l'avant) qui pourrait être utilisé pour l'évaluation des simulations. Des données sont également disponibles pour deux autres sujets que ceux pour lesquels l'analyse complète a été présentée dans ce mémoire et les

mouvements d'inflexion latérale vers la droite de même que de retour de la position infléchie vers la verticale pourraient être étudiés afin d'explorer différentes stratégies de recrutement musculaire.

L'introduction directe de co-contraction n'a pas été nécessaire pour stabiliser la posture finale dans les tests d'inflexion latérale volontaire pour les deux sujets à l'étude; l'activation réflexe des muscles antagonistes a été suffisante pour stabiliser le modèle. Par ailleurs, l'action de diminuer bilatéralement les seuils λ finals de 10% chez le sujet fr3, dans un test supplémentaire, a permis d'introduire la cocontraction de muscles antagonistes et de maintenir le modèle en position verticale avec un grand nombre de muscles actifs. Ce surplus de force par rapport à ce qui est requis pour l'équilibre pourrait être utilisé dans certains types de simulations. Par exemple, dans les simulations de traitement par corsets, il faut tenir compte des efforts de redressement du patient ("righting reflex") (Dubouset, 1995; Ogilvie, 1994). Des études récentes menées avec le modèle S3D3 ont montré que le choix des conditions aux limites à T1 a une influence importante dans les simulations de correction par corsets (Aubin, 1995; Describes, 1995; Gignac, 1998) et qu'il est difficile de modéliser ce comportement de redressement en fixant différents degrés de libertés à T1. Il y aurait donc un intérêt à remplacer les conditions aux limites imposées à T1 par un recrutement approprié des muscles en co-contraction qui résulterait en l'imposition de contraintes plus naturelles ou physiologiques. Haderspeck et Schultz (1981) ont d'ailleurs observé que le redressement de T1 dans le plan sagittal se contrôlait par le longissimus ou le rectus abdominis alors que le redressement dans le plan latéral se contrôlait par la contraction unilatérale du psoas ou des iliocostalis ou encore de l'oblique interne de l'abdomen. Dans un contexte d'instrumentation chirurgicale du rachis scoliothique, Stokes et coll., (1999) mentionnent que le maintien de la posture des zones non-instrumentées se fait en utilisant correctement les muscles alors que ceci a été approximé par des conditions aux limites dans les simulations.

Les tests d'inflexion latérale pourraient être utilisés afin d'aider à la personnalisation des propriétés mécaniques du modèle. Il est connu que la flexibilité des segments chez les sujets sains dépend des niveaux vertébraux : les niveaux cervical puis lombaire sont plus souples que les niveaux thoraciques (Kapandji, 1972). D'autre part, chez les sujets scoliothiques, la mobilité est plus grande au niveau apical (vertèbre sommet de la courbure ou apex), réduite

au niveau sus-apical et quasi-normale au niveau sous-apical (Perdriolle, 1976). L'exploitation de ces faits en parallèle à l'investigation du rôle des éléments-muscles dans la rigidité intersegmentaire permettrait le développement d'une méthode (d'abord empirique, comme dans Le Borgne et coll., 1998) d'ajustement des propriétés mécaniques en fonction de résultats expérimentaux.

Certains muscles agissent spécifiquement sur l'ouverture des courbures de la colonne vertébrale comme les obliques internes et les érecteurs du rachis sur la courbe lombaire et les intercostaux et érecteurs du rachis sur la courbe thoracique (Haderspeck et Schultz, 1981). Ces informations pourraient être utilisées afin d'améliorer l'adéquation des résultats de simulations en agissant localement sur certains faisceaux. Ceci n'a pas été fait dans le cadre de ce projet car l'objectif était davantage d'exploiter les patrons globaux de recrutement obtenus des changements de configuration spatiale du système. Il serait d'ailleurs utile d'étudier les relations mathématiques entre les longueurs seuils trouvées pour un nombre significatif de simulations en inflexion latérale afin d'aller vers la spécification de commandes de façon plus simple et plus générale.

La démarche proposée pour la simulation de mouvements sous le contrôle de commandes centrales implique la tenue de deux simulations (inflexion imposée puis volontaire); ce qui alourdit le procédé. La méthode par essais et erreurs employée pour la recherche de la configuration de référence finale menant à la position finale simulée suffisamment près de la configuration finale réelle demande en effet de l'intuition et peut résulter en un nombre d'essais considérable. Il serait avantageux d'introduire un algorithme d'optimisation pour faciliter la recherche.

Une fois les patrons de recrutement normaux bien maîtrisés, il serait possible d'utiliser ce modèle afin d'aborder certains dysfonctionnements du système neuro-musculo-squelettique par l'introduction de commandes inappropriées dans les muscles. Goel et coll. (1993) rapportent d'ailleurs la difficulté des modèles actuellement disponibles à modéliser ces déficits. Kong et coll. (1996) ont simulé le dysfonctionnement de certains muscles en affectant la force qu'il peuvent générer. Cette idée pourrait être reprise dans le modèle développé dans ce projet en spécifiant des longueurs seuils différentes des patrons normaux. Ceci devrait se faire conjointement à l'intégration d'une modélisation de la croissance et du

remodelage osseux (Villemure, 1998). Le fait d'introduire des incohérences dans les patrons de recrutement a pour effet de créer des asymétries musculaires et donc d'appliquer des forces anormales sur les vertèbres et les disques. Cette proposition a été intégrée dans les études préliminaires sur le coude et le tronc (annexe 1) pour tester des conditions d'instabilité (Beauséjour et coll., 1998) et pourrait être généralisée au modèle détaillé.

De telles asymétries seraient impliquées dans certaines pathologies du tronc dont les déformations scoliotiques. Certains auteurs dont Burwell (1994; 1996) ont proposé que des anomalies dans le contrôle des muscles pourraient être à l'origine des pathomécanismes. D'ailleurs, Haderspeck et Schultz (1981) ont montré que les forces musculaires seraient suffisantes pour induire des changements dans les courbes rachidiennes telles qu'observées chez les patients scoliotiques. D'ailleurs des asymétries dans l'activité ou la morphologie de certains muscles ont été rapportées chez des patients scoliotiques (Travell et Simons, 1992; Reuber et coll., 1983). Il n'a pas été déterminé si ces observations sont primaires à la déformation ou découlent de sa présence. Mais, que l'implication des muscles dans l'histoire de la scoliose soit primaire ou secondaire, il apparaît important de tenir compte de leur interaction biomécanique avec les vertèbres et les disques, de leur rôle dans l'équilibre rachidien et la posture ainsi que dans l'altération de la croissance et du remodelage osseux. Le développement d'un modèle destiné à investiguer les mécanismes de déformation rachidiens devrait donc comporter une modélisation des muscles et du contrôle moteur.

Chapitre 6. - Conclusions et recommandations

Ce projet avait pour objectif global de développer une approche de modélisation des muscles du tronc combinant un modèle de contrôle moteur à un modèle biomécanique par éléments finis du tronc humain et d'évaluer son comportement en simulations. Pour ce faire, une modélisation géométrique des principaux muscles du tronc de même qu'une représentation de leurs propriétés mécaniques et de leur comportement physiologique en fonction de commandes du SNC ont été élaborées. Puis, une évaluation du modèle par des études de sensibilité et la comparaison des résultats de simulations d'inflexion latérale à des données expérimentales obtenues de radiographies et d'analyses du mouvement a été effectuée.

Globalement, la méthodologie développée est appropriée à la simulation de tâches d'inflexion latérale imposée et volontaire. L'étude de sensibilité a permis de déterminer l'impact des propriétés mécaniques des éléments muscles sur le modèle (en particulier pour le psoas et l'oblique interne) de même que le rôle des facettes articulaires sur la stabilité du modèle. De plus, il a été trouvé que le modèle est instable sous l'application du poids du corps lorsque les muscles sont retirés de la modélisation, il l'est également en inflexion latérale lorsque certains faisceaux reconnus comme stabilisateurs sont supprimés.

L'évaluation in-vivo a démontré la faisabilité d'utiliser le modèle avec muscles pour simuler des tests cliniques d'inflexion latérale et l'adéquation est améliorée entre les simulations et les reconstructions si les muscles sont considérés. L'hypothèse de génération de mouvement par la modification de la configuration corporelle et le principe de correspondance biomécanique ont été adaptés et intégrés dans un contexte d'éléments finis. La possibilité d'introduire des commandes centrales qui sont conformes à ce qui est connu de l'anatomie fonctionnelle des muscles a été démontrée. Les patrons de force à l'équilibre sont globalement en accord avec les tracés électromyographiques et les résultats connus de la littérature.

La méthode développée est originale et constitue un pas vers la solution du problème de redondance musculaire puisque les longueurs seuils de recrutement de chaque faisceau

musculaire sont déterminées et par conséquent, leur état actif ou inactif est connu. La solution proposée au problème de redondance est basée sur un principe fondamental de la production de mouvement dans les systèmes physiques soit la modification de l'état d'équilibre. Aucune hypothèse sur le fonctionnement optimal du système n'est faite pas plus que l'utilisation, comme paramètres de contrôle, de quantités dépendant de l'environnement.

Parce que la méthode des éléments finis permet l'analyse des contraintes internes et des déformations dans les différentes structures, elle est adaptée à l'étude détaillée de la biomécanique des déformations rachidiennes et des traitements par orthèses mais dans sa formulation quasi-statique actuelle, elle ne permet pas de simuler la trajectoire du mouvement en fonction du temps ou les bouffées EMG phasiques. Ceci implique que les suites à donner au développement du modèle dépendent des objectifs poursuivis et de l'application désirée du modèle. La nécessité de développer une approche dynamique, à l'intérieur du logiciel ANSYS ou à l'aide d'un autre logiciel comme ADAMS, devrait être évaluée. L'impact de ce choix sur les paramètres de contrôle, les données d'entrée de même que la stabilité du modèle et la possibilité d'élargir son champ d'application devraient ainsi être étudiés. Les raffinements de cette méthode devraient se poursuivre en examinant la sensibilité du modèle à d'autres paramètres (choix des sites d'attache, lignes d'action des faisceaux, masses des segments). Une représentation plus juste des faisceaux musculaires pourrait être obtenue par la numérisation des sites d'attache, y compris ceux des muscles omis dans la présente modélisation, sur des clichés tomographiques d'un sujet de référence.

Le modèle avec muscles permet le recours à de nouveaux tests de validation soit par l'analyse de la posture et de l'EMG. Cependant, un plus grand nombre de sujets devraient être intégrés à l'étude afin d'investiguer de manière plus extensive la méthode et explorer la variabilité des stratégies de recrutement musculaire. La qualité des données expérimentales est primordiale afin de conduire des évaluations plus précises des possibilités et limites du modèle. En particulier, la correspondance entre les positions des marqueurs et les noeuds du modèle par éléments finis devrait être améliorée.

Les tests d'inflexion latérale ont une importance clinique parce qu'ils renseignent sur la flexibilité des courbures rachidiennes et ils peuvent servir au développement d'une méthode de personnalisation des propriétés mécaniques. Toutefois, la modélisation introduite n'est

pas limitée à la simulation d'inflexion latérale; la géométrie 3D, du modèle structural lui-même et des sites d'attache musculaire, permet d'étudier d'autres mises en charge du tronc ou tâches motrices. De plus, la méthode pourrait être utilisée pour étudier la compression des muscles sur la colonne vertébrale et leur effet sur la modification des courbures physiologiques et scoliotiques. Elle pourrait avoir son utilité pour l'introduction des conditions aux limites problématiques dans les simulations de traitement par corsets grâce à la possibilité de stabilisation amenée par la co-contraction musculaire. Cette approche de modélisation intégrant les muscles du tronc pourrait de plus, à moyen terme, être utilisée dans un modèle intégrant le remodelage osseux et la croissance, pour simuler les conséquences de déficits dans les commandes centrales et leur impact sur la biomécanique du tronc afin d'investiguer les mécanismes sous-jacents aux dysfonctionnements rachidiens.

L'approche hybride de modélisation développée dans ce projet de maîtrise est originale et prometteuse. Elle combine des modèles complémentaires et propose une solution nouvelle (Sanguineti et coll., 1997) à une des limites les plus significatives des modèles actuels par éléments finis du tronc, qui est, selon Goel et coll., (1993), le fait de ne pas considérer les muscles et les forces musculaires. Le présent projet constituait une étude de faisabilité confirmant la pertinence et la cohérence de l'approche. La poursuite de cette modélisation devrait conduire ultimement au développement d'un outil scientifique et clinique visant l'amélioration de la compréhension des mécanismes intervenant dans le maintien de la posture et la production de mouvements physiologiques ainsi que l'analyse de l'implication du système neuro-musculaire dans les déséquilibres rachidiens.

Bibliographie

ADAMOVICH, S.V., BURLACHKOVA, N.I. et FELDMAN, A.G. (1984), Wave nature of the central process of formation of the trajectories of change in the joint angle in man. *Biophysics*, vol. 29, p. 130-134.

AHMED, A.M., DUNCAN, N.A. et BURKE, D.L. (1990), The effect of facet geometry on the axial torque-rotation response of lumbar motion segments. *Spine*, vol. 15, p. 391-401.

AN, K.N., HUI, F.C., MORREY, B.F., LINSCHIED, R.L. et CHAO, E.Y. (1981), Muscles across the elbow joint : A biomechanical analysis. *J. Biomechanics*, vol., 14, no.10, p.659-669.

ANDERSSON, E.A., ODDSSON, L.I.E., GRUNDSTROM, H., NILSSON et THORSTENSSON, A. (1996), EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clinical Biomechanics*, vol., 11, no. 7, p. 392-400.

ANDRÉ, B. et DANSEREAU, J. (1991), Effect of a third radiograph on the three-dimensional reconstruction accuracy of the human spine. *International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement*, Montréal, Canada, pp.94-95.

ANDRIACCHI, T.P., SCHULTZ, A.B., BELYTSCHKO, T.B. et DEWALD, R.L. (1976), Milwaukee brace correction of idiopathic scoliosis, A biomechanical analysis and a retrospective study. *J. Bone Joint Surgery*, 58-A, p.806-815.

ANDRIACCHI, T.P., SCHULTZ, A.B., BELYTSCHKO, T.B. et GALANTE, J.O. (1974), A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage. *J. Biomechanics*, vol.7, p. 487.

ARCHAMBAULT, P. (1998), *Communications personnelles*.

ARONSSON, D.D, STOKES, I.A.F., RONCHETTI, P.J. et RICHARDS, B.S. (1996), Surgical correction of vertebral axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis : Prediction by lateral bending films. *Journal Spinal Disorders*, vol.9, no.3, p. 214-219.

ASATRYAN, D. et FELDMAN, A.G. (1965), Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture : 1. Mechanographic analysis of the work of the limb on execution of a postural task. *Biophysics*, vol. 10, p. 925-935.

ASMUSSEN, (1960), The weight carrying function of the human spine. *Acta Orthop. Scand.*, vol. 29, p. 276-290.

AUBIN, C.É. (1997), Principes de modélisation biomécanique. Document de cours, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada.

AUBIN C.-É., DANSEREAU J., PARENT F., LABELLE H. et DE GUISE J.A. (1997), Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Medical Biological Engineering Computing*, vol. 35, p. 611-618.

AUBIN, C.É. (1995), Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, 463 p.

AUBIN, C.É., DESCRIMES, J.-L., DANSEREAU, J., SKALLI, W., LAVASTE, F. et LABELLE, H. (1995), Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques. *Annales de Chirurgie*, vol.49, no.8, p.749-761.

AUBIN, C.É., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (1993), Simulation biomécanique de l'effet du corset de Boston sur un modèle de la colonne vertébrale et du thorax scoliotiques. *Annales de Chirurgie*, vol.47, no.9, p. 881-887.

AUBIN, C.É., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (1992), Incorporation of costo-vertebral joints modelisation into a personalized finite element model of the scoliotic spine:

Application for simulation of Boston brace correction. International Symposium on 3-D scoliotic Deformities, p.400-407.

BASMAJIAN, J.V. (1978), *Muscles Alive, their functions revealed by electromyography*. 4e édition, Williams & Wilkins, Baltimore, USA, 495 p.

BASMAJIAN, J.V. (1977), *Motor learning and control : a working hypothesis*. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 58, no.1, p. 38-41.

BEAUCHAMP, A., DANSEREAU, J., DE GUISE, J. et LABELLE, H. (1992), *Computer assisted digitization system for scoliotic spinal radiographs*. International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, École Polytechnique de Montréal et Gustav Fisher Verlag, Canada, p.18-25.

BEAUSÉJOUR, M., AUBIN, C.-É., MITNITSKI, A.B. et FELDMAN, A.G. (1999), *Biomechanical modeling of the control of trunk muscles*. Research into Spinal Deformities 2, Ed. I.A.F. Stokes, I.O.S. Press, p. 150-153.

BEAUSÉJOUR, M., AUBIN, C.-É., MITNITSKI, A.B., YAHIA, L'H. ET FELDMAN, A.G. (1998), *Simulation de différentes stratégies de contrôle du mouvement de levée de charge à l'aide d'un modèle de la colonne vertébrale*. Congrès des étudiants de la Faculté de Médecine, Université de Montréal, Montréal, Canada.

BELYTCHKO, T.B., KUKAK, R.F., SCHULTZ, A.B. et GALANTE, J.O. (1974), *Finite element stress analysis of an intervertebral disk*. J. Biomechanics, vol. 7, p. 277-285.

BELYTCHKO, T.B., ANDRIACCHI, T.P., SCHULTZ, A.B. et GALANTE, J.O. (1973), *Analog studies of forces in the human spine : Computational techniques*. J. Biomechanics, vol.6, p. 361-372.

BERKINBLIT, M.B., FELDMAN, A.G. et FUKSON, O.I. (1986), *Adaptability of innate motor patterns and motor control mechanisms*. Behavioral Brain Science, vol. 9, p. 585-638.

BERNSTEIN, N.A. (1967), The coordination and regulation of movements. Pergamon.

BIZZI, E., ACCORNERO, N., CHAPPLE, W. et HOGAN, N. (1982), Arm trajectory formation in monkeys. *Experimental Brain Research*, vol. 46, p. 139-143.

BOGDUK, N. (1998), Communications personnelles.

BOGDUK, N., MACINTOSH, J.E. et PERCY, M.J. (1992), A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. *Spine*, vol.17, p.897-913.

BOUDREAULT, F. (1994), Comportement mécanique des unités fonctionnelles : T3-T4, T7-T8 et T12-L1 saines et lésées du rachis humain. Mémoire de maîtrise es sciences appliquées de l'École Polytechnique de Montréal.

BURWELL, G.R. (1998), Communications personnelles.

BURWELL, G.R. (1996), Asymmetry of the neuromuscular system leads to asymmetrical skeletal growth and development. Meeting of The International Research Society of Spinal Deformities, Sweden.

BURWELL, G.R. (1994), The aetiology and pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *European Spinal Resonances*, June No 4, p. 3-6.

CARLSÖÖ, S. (1961), The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. p. 193-211.

CHEVREL, P. (1994), *Le tronc, Anatomie clinique*, Springer-Verlag, Paris, France, 622 p.

CHOLEWICHI, J. et MCGILL, S.M. (1996), Mechanical stability of the *in vivo* lumbar spine : implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*, vol.11, no.1, p. 1-15.

CHOLEWICKI, J., MCGILL, S.M. ET NORMAN R.W. (1995), Comparison of muscle forces and joint load from an optimisation and EMG assisted lumbar spine model : towards development of a hybrid approach. *J. Biomechanics*, vol.28, no.3, p. 321-331.

CHOLEWICKI, J. et MCGILL, S.M. (1994), EMG assisted optimisation : a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *J. Biomechanics*, vol.27, no.10, p. 1287-1289.

CLÉMENT, B. (1995), Planification et analyse d'expérimentation. Document de cours, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada.

CRISCO, J.J et PANJABI, M.M. (1991), The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine - A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine*, vol.16, no. 7, p. 793-799.

CROUCH, J.E. (1972), *Functional human anatomy*. 2nd edition, Lea et Febiger, Philadelphie, USA.

COUILLARD, S. (1998), Modélisation non linéaire du muscle, Projet de fin d'études, Département de génie mécanique. École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada, 51 p.

DALSTRA, M. et HUISKES, R. (1995), Load transfer across the pelvic bone. *J. Biomechanics*, vol.28, no.6, p. 715-724.

DANSEREAU, J., AUBIN, C.-É., ANDRÉ, B. STENNE, É., LAPORTE, P. et BOUDREAULT, F. (1993) Revue de la littérature et simulations. Modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale. Document de travail, Département de génie mécanique et Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal, 129 p.

DANSEREAU, J., LABELLE, H. et AUBIN, C.É. (1993), 3-D personalized parametric modelling of reconstructed scoliotic spines. *Proc. of the IVth International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*. Montlignon, France, p.1.6-1.9

DANSEREAU, J., BEAUCHAMP, A., DE GUISE, J. et LABELLE, H. (1990), Three-dimensional reconstruction of the spine and rib cage from stereoradiographic and imaging techniques. Proc. of the CSME Mechanical Engineering Forum, Toronto, Canada, 3-9 juin, p.61-64.

DANSEREAU, J. et STOKES, I.A.F. (1988), Measurements of the Three-Dimensional Shape of the Rib Cage. *J. Biomechanics*, vol.21, p.893-901.

DE GUISE, J. et MARTEL, Y. (1988), 3-D biomedical modelling: Merging image processing and computer aided design. IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 10th Annual International Conference, New Orleans, USA, p.426-427.

DELLEMAN, N.J., DROST, M.R. et HUSON, A. (1992), Value of biomechanical macromodels as suitable tools for the prevention of work-related low back problems. *Clinical Biomechanics*, vol.7, no.3, p. 138-148.

DELORME, S. (1996), Étude de modélisation par krigeage géométrique tridimensionnel des vertèbres saines et scoliotiques. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada.

DELSYS Company (1998), http://www.delsys.com/emg_articles/EMG.shtml#char : Notions générales sur l'EMG.

DESCRIMES, J.-L. (1995) Modélisation par éléments finis du rachis thoracique et lombaire pour l'étude des déformations scoliotiques. Thèse de Ph.D., École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, 166 p.

DESCRIMES, J.L., AUBIN, C.E., SKALLI, W., ZELLER, R., DANSEREAU, J. et LAVASTE, F. (1995), Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique : Aspects mécaniques. 2nd International Symposium on 3-D Analysis of Scoliotic Deformities, Technology and Informatics, vol. 15, p. 107-112.

DIETRICH, M., KEDSIOR, K. et ZAGRAJEK, T. (1990), Modeling of muscle action and stability of the human spine. dans *Multiple Muscles system : Biomechanics and Movement Organization*, Winters, J.M. et Woo, S.L-Y, Springer-Verlag, pp. 451-460.

DIETRICH, M., KEDSIOR, K. et ZAGRAJEK, T. (1989), Model of the human spine system. *Proceedings of the XII Int. Congr. of Biomech.*, Univ.of California, Los Angeles, p.381.

DUBOUSSET, J. (1995), Rachis - scolioses; aspects cliniques et abord biomécanique. *Rachis*, vol. 7, p. 121-122.

DUMAS, G.A., POULIN, M.J., ROY, B., GAGNON, M. et JOVANOVIC, M. (1991), Orientation and moment arms of some trunk muscles. vol.6, no.3, p. 293-303.

DUMAS, G.A., POULIN, M.J., ROY, B., GAGNON, M. et JOVANOVIC, M. (1988), A three dimensional digitization method to measure trunk muscle lines of action. *Spine*, vol. 13, p.532-541.

EYCLESHYMER, A.C. et SCHOEMAKER, D.M. (1911), *A cross-section anatomy*. Appleton-Century Crofts, New York, USA.

FARAHPOUR, N., ALLARD, P., LABELLE, H., RIVARD, C.H. et DUHAIME, M. (1995), Coupling mechanisms in the scoliotic spine. *Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities*, ed. D'Amico et al., IOS Press, p. 119-121.

FELDMAN, A.G. (1998), *Communications personnelles*.

FELDMAN, A.G., LEVIN, M.F., MITNITSKI, A.M. et ARCHAMBAULT, P., (1998a), Multi-muscle control in human movements. *J. Electromyography and Kinesiology*, vol. 8, p. 383-390.

FELDMAN, A.G., OSTRY, D.J., LEVIN, M.F., GRIBBLE, P.L. et MITNITSKI, A.B. (1998b), Recent tests of the equilibrium-point hypothesis (λ model). *Motor Control*, vol.2, p. 189-205.

FELDMAN, A.G. et LEVIN, M.F. (1995), The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behavioral and Brain Sciences*, vol. 18, p. 723-806.

FELDMAN, A.G. et LEVIN, M. (1993), Control variables and related concepts in motor control. *Concepts in Neuroscience*, vol., 4, p. 25-51.

FELDMAN, A.G., ADAMOVICH, S.V., OSTRY, D.J. et FLANAGAN, J.R. (1990), The origin of electromyograms – Explanations based on the equilibrium point hypothesis. Dans *Multiple Muscle Systems : Biomechanics and Movement Organization*, Winters, J.M. et Woo, S.L-Y, Springer-Verlag.

FELDMAN, A.G. (1986), Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control. *J. Motor Behavior*, vol. 18, no.1, p. 17-54.

FELDMAN, A.G. (1980), Superposition of motor programs : 1. Rhythmic forearm movements in man. *Neuroscience*, vol. 5, p. 81-90.

FELDMAN, A.G. ET ORLOVSKI, G.N. (1972), The influence of different descending systems on the tonic stretch reflex in the cat. *Experimental Neurology*, vol. 37, p. 481-494.

FIEGENBAUM, S. (1998), Recherche de l'importance du paramètre mécanique "module d'Young" lors de simulations en bending latéral pour des modèles actif et passif. Projet de fin d'études, Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada, 54 p.

FLANAGAN, J.R., OSTRY, D.J. et FELDMAN, A.G. (1993), Control of trajectory modifications in target-directed reaching. *Journal of Motor Behavior* vol. 25, no 3 pp. 140-152.

FLASH, T. (1987), The control of hand equilibrium trajectories in multi-joint arm movement. *Biological Cybernetic*, vol. 57, p. 257-274.

FLOYD, W.F. et SILVER, P.H.S. (1951), Function of erector spinae in flexion of the trunk. *Lancet*, vol. 1, p.133-134.

FORTIN, M. (1996), Cinématique et activation des muscles du tronc lors de flexions/extensions. Mémoire de maîtrise, Université de Montréal, Montréal, Canada, 120 p.

GARDNER-MORSE, M., STOKES, I.A.F. et LAIBLÉ, J.P. (1995), Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *J. Orthopaedic Research*, vol.13, no.5, p.802-808.

GAUVIN, C. (1996), Reconstruction et modélisation tridimensionnelles personnalisées du bassin humain. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, 217 p.

GENDRON, P. (1987), Comparaison du comportement de la colonne vertébrale saine et scoliotique lors de tests d'inflexion latérale. Projet de fin d'études, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada, 37 p.

GIGNAC, D. (1998), Optimisation du traitement de la scoliose par corsets. Mémoire de maîtrise en Génie mécanique, École Polytechnique de Montréal, 153 p.

GODAUX, E. (1989), Électromyographie, siméiologie et physiopathologie. Masson, Paris, France, 319 p.

GOEL, V.K., KONG, W., HAN, J.S., WEINSTEIN, J.N. et GILBERTSON, L.G. (1993), A combined finite element and optimisation investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine*, vol. 18, no. 11, p. 1531-1541.

GOEL, V.K., VALLIAPPAN, S. et SVENSSON, N.L. (1978), Stresses in the normal pelvis. *Comput. Biol. Med.*, vol.8, p.91-104.

GOLDMAN, J.M., LEHR, R.P., MILLAR, A.B. et SILVER, J.R. (1987), An electromyographic study of the abdominal muscles during postural and respiratory manoeuvres. *J. Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 50, no.7, p. 866-869.

GOMI, H. et KAWATO, M. (1996), Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multi-joint movement. *Science*, vol. 272, p. 117-120.

GOTTLIEB, G.L. (1998), Rejecting the equilibrium-point hypothesis. *Motor Control*, vol. 2, p. 10-12.

GOTTLIEB, G.L. (1995), Shifting frame of reference but the same old point of view. *Behavioral Brain Science*, vol. 18, p. 758.

GRACOVETSKI, S. (1998), *Communications personnelles*.

GRACOVETSKI, S. (1988), *The Spinal Engine*. Springer-Verlag, New York, USA.

GUZIK, D.C., KELLER, T.S., SZPALSKI, M., PARK, J.H. et SPENGLER, D.M. (1996), A biomechanical model of the lumbar spine during upright isometric flexion, extension, and lateral bending. vol.21, no.4, p.427-433.

HADERSPECK, K. et SCHULTZ, A.B. (1981), Progression of idiopathic scoliosis. An analysis of muscle actions and body weight influences. *Spine*, vol., 6, p. 447-455.

HAINAUT, K. (1971), *Introduction à la biomécanique*. Presses Universitaires de Bruxelles, Belgique, 247 p.

HAN, J.S., AHN, J.Y., GOEL, V.K., TAKEUCHI, R. et MCGOWAN, D. (1992), CT-based geometric data of human spine musculature. Part 1. Japanese patients with chronic low back pain, *J. Spinal Disorders*, vol.5, no.4, p.448-458.

HENNEMAN, E., SOLMJEN, G. et CARPENTER, D.O. (1965), Excitability and inhibibility of motoneurons of different sizes. *J. Neurophysiology*, vol. 28, p.599-620.

HERZOG, W. et LEONARD, T.R. (1991), Validation of optimization models that estimate the forces exerted by synergistic muscles. *J. Biomechanics*, vol. 24 Suppl., p. 31-39.

HESTERS, C. (1998), Recueil de données électromyographiques et traitement des signaux en vue de la validation d'un modèle par éléments finis du tronc humain. Projet de fin d'études, Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada, 59 p.

HILL, A.V. (1950), The series elastic component of muscle. *Proceeding of the Roy. Soc.*, B141, p.104-117.

HOGAN, N. et WINTERS, J.M. (1990), Principles underlying movement organization : upper limb. dans *Multiple Muscles System : Biomechanics and Movement Organization*, Winters, J.M. et Woo, S.L-Y, Springer-Verlag, pp. 182-185.

HOGAN, N., BIZZI, E., MUSSA-VALDI, F.A. et FLASH, T. (1987), Controlling multijoint motor behavior. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol.15, p.153-190.

HUXLEY, A.F. (1971), The structural basis of muscular contraction. *Proceedings of the Royal Society of London*, vol. 178, no. 51, p. 131-149.

KANDEL, E.R. (1991), *Principles of Neural Science*. J.H. Schwartz T.M. Elsevier Science Publishing inc., 3e édition, New York, USA, 1485 p.

KAPANDJI, I.A. (1972), *Physiologie articulaire. Fascicule III : tronc et rachis*, Maloine S.A. éditeur, Paris, France, 255 p.

KATLAB, A. (1989), Analysis of human torso motion with muscle actuators. *Annals Biomedical Engineering*, vol. 17, p. 75-91.

KEE, D. et CHUNG, M.K. (1996), Comparison of prediction models for the compression force on the lumbosacral disc. *Ergonomics*, vol.39, no.12, p.1419-1429.

KIEFER, A., SHIRAZI-ADL, A. et PARNIANPOUR, M. (1998) Synergy of the human spine in neutral postures. *European Spine J.* (sous presse).

KONG, W.Z., GOEL, V.K., GILBERTSON, L.G. et WEINSTEIN, J.N. (1996), Effects of muscle dysfunction on lumbar spine mechanics. A finite element study based on a two motion segments model. *Spine*, vol. 19, p. 2197-2206.

LAROUSSE (1994), *Le petit Larousse illustré*, Larousse, Paris, France, 1777 p.

LATASH, M.L. et GOTTLIEB, G.L. (1992), Virtual trajectories of single-joint movements performed under two basic strategies. *Neuroscience*. vol. 47, p. 357-365.

LAVASTE, F. (1998), *Communications personnelles*.

LAVASTE, F., SKALLI, W., ROBIN, S., ROY-CAMILLE, R. et MAZEL, C. (1992), Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *J. Biomechanics*, vol.25, no.10, p.1153-1164.

LAVASTE F. (1990), *Contribution à l'étude du comportement biomécanique du rachis lombaire*. Thèse de doctorat d'état ès sciences physiques, Université de Paris VI.

LAVENDER, S.A., TSUANG, Y.H., ANDERSSON, G.B.J., HAFEZI, A. et SHIN, C.C. (1992), Trunk muscle cocontraction : the effect of moment direction and moment magnitude. *J. Orthopaedic. Research.*, vol.10, p.691-700.

LE BORGNE, P., SKALLI, W., DUBOUSSET, J., DANSEREAU, J., ZELLER, R. et LAVASTE, F. (1999), Finite element model of the scoliotic spine : Mechanical personalization. *Research into Spinal Deformities 2*, éd. I.A.F. Stokes, I.O.S. Press, p. 130-133

LE CORRE, F. et RAGEOT, E. (1991), *Atlas de mobilisations et manipulations vertébrales*. Masson, Paris, France, 121 p.

LEVIN, M. (1998), Communications personnelles.

LEVIN, M., FELDMAN, A.G., MILNER, T.E. et LAMARRE, Y. (1992), Reciprocal and coactivation commands for fast wrist movements. *Experimental Brain Research*, vol. 89, p. 669-677.

LIEBER, R.L. (1992), *Skeletal Muscle Structure and Function : Implications for Rehabilitation and Sports Medicine*. Williams and Wilkins, Baltimore, USA, pp.33-48.

LIU, Y.K., LABORDE, M.J et VAN BUSKIRK, W.C. (1971), Inertial properties of a segmented cadaver trunk : their implications in acceleration injuries. *Aerospace Medicine*, vol. 42, no.6, p. 650-657.

LOEB, G.E. (1995), Control implication of musculoskeletal mechanics. *Conférence EMBC 95*, Montréal, vol.17, p. 6.2.2.1.

LOEB, G.E. et LEVINE (1990), Linking musculoskeletal mechanics to sensorimotor neurophysiology. dans *Multiple Muscle Systems : Biomechanics and Movement Organization*, Winters, J.M. et Woo, S.L-Y, Springer-Verlag, p. 165-181.

MACINTOSH, J.E. et BOGDUK, N. (1991), The attachments of the lumbar erector spinae. *Spine*, vol.16, no.7, p.783-793.

MACINTOSH, J.E. et BOGDUK, N. (1987), The morphology of the lumbar erector spinae. *Spine*, vol.12, no.7, p.658-668.

MARZAN, G.T. (1976), *Rational Design for Close-Range Photogrammetry*. Thèse de Ph.D., Département de Génie Civil, Université de l'Illinois, Urbana-Champaign, USA

MCGILL, S.M. (1992), A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *J. Biomechanics*, vol.25, no.4, pp. 395-414.

MCGILL, S.M. (1991), Kinetic potential of the lumbar trunk musculature about three orthogonal orthopaedic axes in extreme postures. *Spine*, vol.16, no.7, p. 809-815.

MCGILL, S.M., PATT, N. et NORMAN, R.W. (1988), Measurement of the trunk musculature of active males using CT scan radiography : Implications for force and moment generating capacity about the L4/L5 joint. *J. Biomechanics*, vol. 21, p. 329-341.

MCGILL, S.M. et NORMAN, R.W. (1986), Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine*, vol.11, no.7, p. 666-678.

MCINTYRE, J. et BIZZI, E. (1993), Servo models for the biological control of movement. *J. Motor Behavior*, vol. 25, p. 193-202.

MCNEIL, T., WARWICK, D., ANDERSSON, G. et SCHULTZ, A. (1980), Trunk strengths in attempted flexion, extension, and lateral bending in healthy subjects and patients with low-back disorders. *Spine*, vol.5, no.6, p.529-538.

MIRKA, G.A. et MARRAS, W.S. (1993), A stochastic model of the trunk muscle coactivation during trunk bending. *Spine*, vol. 18, no. 11, p. 1396-1409.

MITNITSKI, A.B., YAHIA, L.H., NEWMAN, N.M, GRACOVETSKY, S.A. et FELDMAN, A.G. (1998), Coordination between the lumbar spine lordosis and trunk angle during weight lifting. *Clinical Biomechanics*, vol. 13, p.121-127.

MITNITSKI, A.B., YAHIA, L.H. et FELDMAN, A.G. (1996), A two-joint model of the spine based on the equilibrium-point hypothesis. *Proceedings, Ninth Biennial Conference, Canadian Society for Biomechanics*, pp.112-113.

MOORE, K.L. (1992), *Clinically Oriented Anatomy*. 3e édition, Williams &Wilkins, Baltimore, USA, 917 p.

NUSSBAUM, M.A., MARTIN, B.J. et CHAFFIN, D.B.(1997), A neural network model for stimulation of torso muscle coordination. *J. Biomechanics*, vol.30, no.3, pp. 251-259.

NUSSBAUM, M.A. et CHAFFIN, D.B. (1996), Evaluation of artificial neural network modelling to predict torso muscle activity. *Ergonomics*, vol. 39, no.12, p. 1430-1444.

NUSSBAUM, M.A., CHAFFIN, D.B et MARTIN, B.J. (1995), A backpropagation neural network model of lumbar muscle recruitment during moderate static exertions. *J. Biomechanics*, vol.28, pp.1015-1024.

OGILVIE, J. (1994), Spinal orthotics. An overview. *The Pediatric Spine : Principles and Practice*, S.L. Weinstein Editor, Raven Press, Ltd., New York, USA, 1787-1793.

OLIVER, J. et MIDDLEDITCH, A., (1991), *Functional Anatomy of the Spine*. Butterworth-Heinemann, Oxford, Great Britain, 328 p.

PANJABI, M., ABUMI, K., DURANCEAU, J. et OXLAND, T. (1989), Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model. *Spine*, vol.14, no.2, p. 194-199.

PERDRIOLLE, R. (1976), *La scoliose, son étude tridimensionnelle*. Édition Maloine, Paris, France.

PIGEON, P. (1995), Les stratégies de contrôle utilisées face aux redondances articulaire et musculaire dans les mouvements vers une cible. Rapport de synthèse, École Polytechnique de Montréal, 36 p.

PORTIER, L., THIBAUT, A., SKALLI, W., SANTIN, J.J., ZELLER, R. et LAVASTE, F. (1993), Approche d'une modélisation globale, tridimensionnelle par éléments finis, de la colonne vertébrale pour l'étude de la scoliose. *Rachis*, vol.5, no.5, p. 227-232.

POULIN, F., AUBIN, C.-É., STOKES, I.A.F., GARDNER-MORSE, M. et LABELLE, H. (1998), Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis sciotique à l'aide de mécanismes flexibles: étude de faisabilité. *Annales de chirurgie*, vol.52, no.8, p.761-767.

REID, J.G. et COSTIGAN, P.A. (1985), Geometry of adult rectus abdominis and erector spinae muscles. *J. Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, vol.6, no.5, p.278-280.

ROBERTS, S.B. ET CHEN, P.H. (1972) Global Geometric Characteristics of Typical Human Ribs. *J. Biomechanics*, vol.5, p.191-201.

ROSSE, C. et GADDUM-ROSSE, P. (1997), *Hollinshead's Textbook of Anatomy*. Fifth Edition, Lippincott-Raven, Philadelphia, USA, 902 p.

ROUVIÈRE, H. et DELMAS, A. (1991), *Anatomie humaine; descriptive, topographique et fonctionnelle*, Tome II : tronc. treizième édition révisée et augmentée, Masson, Paris, France, 686 p.

RUBER, M., SCHULTZ, A.B., MCNEILL, T et SPENCER, D. (1983), Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. *Spine*, vol. 8, p. 447-465.

SANGUINETI, V., LABOISSIÈRE, R. et PAYAN, Y. (1997) A control model of human tongue movements in speech. *Biological Cybernetics*, vol.77, p.11-22.

SCHULTZ, A.B., HADERSPECK, K., WARWICK, D. et PORTILLO, D. (1983), Role of lumbar trunk muscles in isometric performance of mechanically complex standing tasks. *J. Orthopaedic Research*, vol.1, no.1, p. 77-91.

SCHULTZ, A.B., ANDERSSON, A.B.J., HADERSPECK, K., ÖRTENGREN, R., NORDIN, M. et BJÖRK, R. (1982a), Analysis and measurement of lumbar trunk loads in tasks involving bends and twists. *J. Biomechanics*, vol.15, no.9, p. 669-675.

SCHULTZ, A.B., ANDERSSON, A.B.J., ÖRTENGREN, R., BJÖRK, R. et NORDIN, M. (1982b), Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures. *Spine*, vol.7, no.4, p.390-397.

SCHULTZ, A.B. et ANDERSSON, G.B. (1981), Analysis of loads on the lumbar spine. *Spine*, vol. 6, no.1, p. 76-82.

SCHULTZ, A.B., BELYTSCHKO, T.B., ANDRIACCHI, T.P. et GALANTE, J.O. (1973), Analog studies of forces in the human spine : mechanical properties and motion segment behavior. *J Biomechanics*, vol 6 : 373-383

SEIREG, A. et ARVIKAR, R. (1989), Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sports. Hemisphere Publishing Corporation, USA, 818 p.

SHIRAZI-ADL, A. (1994), Non-linear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion - Mechanics of facet articulation. *J. Biomechanics*, vol. 27, p. 289-299.

SHIRAZI-ADL, A., AHMED, A.M. et SHRIVASTAVA, S.C. (1986), A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J. Biomechanics*, vol. 19, p. 331-350.

SNYDER-MACKLER, L. et ROBINSON, A.J. (1989), *Clinical Electrophysiology, Electrotherapy and Electrophysiologic Testing*. Williams & Wilkins, Baltimore, USA, 303 p.

STOKES, I.A.F., GARDNER-MORSE, M., AUBIN, C.-É., POULIN, F. et LABELLE, H. (1999), Biomechanical Simulations for Planning of Scoliosis Surgery. *Research into Spinal Deformities 2*, Ed. I.A.F. Stokes, I.O.S. Press, p. 343-346.

STOKES, I.A.F. et GARDNER-MORSE, M. (1998a), Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *J. Biomechanics*, sous presse.

STOKES, I.A.F. et GARDNER-MORSE, M. (1998b), Quantitative anatomy of the abdominal musculature. *Conference Proceedings of the International Society for the Study of the Lumbar Spine*, Bruxelles.

STOKES, I.A.F., GARDNER-MORSE, M. et CRISCO, J.J. (1997), Muscle activation strategies used to stabilize the elbow joint challenged by an inverted pendulum loading, *J. Biomechanics*, soumis.

STOKES, I.A.F. et coll. (1997), Communications personnelles

STOKES, I.A.F, CHABAUD, M. et ARMAND, J.L. (1995), Analysis of symmetry of lumbar muscular forces consequent to lateral spinal curvature. Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities, M.D'Amico et al., Eds., IOS Press, p.123-126.

STOKES, I.A.F. et GARDNER-MORSE, M. (1995), Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness. J. Biomechanics, vol.28, p.173-186

STOKES, I.A.F. et GARDNER-MORSE, M. (1992), Three-dimensional simulations of surgical correction of idiopathic scoliosis. Prodeedings of the international symposium on 3D scoliotic deformities, Éditions de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, p. 89-95.

STOKES, I.A.F. et LAIBLE, J.P. (1990), Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth. J. Biomechanics, vol.23, no.6, p 589-595.

STOKES, I.A.F., BIGALOW, L. et MORELAND, M. (1986), Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. Spine, vol. 11, p. 213-218.

ST-ONGE, N., ADAMOVICH, S.V. et FELDMAN, A.G. (1997), Control processes underlying elbow flexion movements may be independent of kinematic and electromyographic patterns : Experimental study and modelling. Neuroscience, vol. 79, no.1: p. 295-316.

ST-ONGE, N., QI, H. et FELDMAN, A.G. (1993), The patterns of control signal underlying elbow joint movements in humans. Neuroscience Letters, vol. 164, p. 171-174.

TAKASHIMA, S.T., SINGH, S.P., HADERSPECK, K.A. et SCHULTZ, A.B. (1979), A model for semi-quantitative studies of muscle actions. J. Biomechanics, vol.12, p.929-939.

TRACY, M.F., GIBSON, M.J., SZYPRYT, E.P., RUTHERFORD, A et CORLETT, E.N. (1989), The geometry of the muscles of the lumbar spine determined by magnetic resonance imaging. *Spine*, vol.14, no.2, p.186-193.

TRAVELL, J.G. et SIMONS, D.G. (1992), *Myofacial Pain and Dysfunction, The Trigger Point Manual, The Lower Extremities*. Williams & Wilkins, Baltimore, USA, 607 p.

TRAVELL, J.G. et SIMONS, D.G. (1983), *Myofacial Pain and Dysfunction, The Trigger Point Manual, The Upper Extremities*. Williams & Wilkins, Baltimore, USA, 713 p.

VAN DIEEN, J.H. (1996), Asymmetry of erector spinae muscle activity in twisted posture and consistency of muscle activation patterns across subjects. *Spine*, vol. 21, no. 22, p. 2651-2661.

VIDORI, P. (1998), *MECHANICAL DYNAMICS*, Communications personnelles.

VILLEMURE, I. (1998), *Modélisation biomécanique du processus de croissance et remodelage du rachis chez l'adolescent scoliotique*. Rapport de synthèse, Université de Montréal, Montréal, Canada, 125 p.

WHITE, A.A. et PANJABI, M.M. (1990), *Clinical Biomechanics of the Spine*. Second Edition, Lippincott Company, Philadelphia, USA, 722 p.

WINTERS, J.M. (1995), Concepts in neuromuscular modeling. dans *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*, Allard, P., Stokes, I.A.F et Blanche, J.P., *Human Kinematics*, p., 257-292.

ZAJAK, F.E et WINTERS, J.M. (1990), Modeling musculoskeletal movement systems : joint and body segmental dynamics, musculoskeletal actuation, and neuromuscular control. dans *Multiple Muscles System : Biomechanics and Movement Organization*, Winters, J.M. et Woo, S.L-Y, Springer-Verlag, p. 121-148.

Annexe 1

Étude préliminaires :

Modèle du coude en flexion/extension

Modèle à deux degrés de liberté du tronc en extension

Annexe 1 - Études préliminaires

Avant d'aborder le développement de la modélisation complète et détaillée du tronc présentée dans ce mémoire, la démarche méthodologique du projet de maîtrise avait d'abord comporté l'élaboration de deux modélisations simplifiées incluant un nombre réduit de degrés de liberté. Ces modèles sont présentés dans cette annexe : en première partie, un modèle du coude (à un degré de liberté), puis deuxièmement, un modèle du tronc (à deux degrés de liberté).

A1.1 Modèle du coude en flexion/extension

Le premier niveau de modélisation provient de la proposition de Gardner-Morse et coll. (1995) de représenter globalement la colonne vertébrale par une chaîne de pendules inversés. Ainsi, avant d'adresser le comportement du rachis, cette première partie présente le développement d'un modèle représentant le coude humain dans son mouvement de flexion/extension chargé comme un pendule inversé. Cette étude a pour objectifs de voir de quelle façon les principes du modèle λ intégrés dans un modèle biomécanique simplifié, à un seul degré de liberté, permettent d'explorer les stratégies de recrutement musculaire. Des données cinématiques et EMG ont été gracieusement fournies par Dr I.A.F. Stokes de l'Université du Vermont. Elles ont été utilisées afin de simuler et comparer les stratégies de recrutement pour la stabilisation de l'articulation du coude sous chargement externe.

A1.1.1 Géométrie du modèle et équations du mouvement

Le modèle développé contient deux segments rigides, le bras et l'avant-bras. Le bras est maintenu fixe et l'avant-bras, orienté vers le haut, est mobile dans un plan vertical. La longueur de l'avant-bras est personnalisée selon le sujet et le moment d'inertie (I) est fixé à $0,1 \text{ kg/m}^2$ (Flanagan et coll., 1993). Trois muscles sont inclus : deux fléchisseurs, le biceps et le brachioradialis, et un extenseur, le triceps. Les valeurs des bras de levier sont de 2,5 cm pour le biceps et le triceps et de 3 cm pour le brachioradialis (An et coll., 1981).

L'équation des moments a été utilisée pour mettre en relation l'accélération angulaire aux moments musculaires et gravitationnel :

$$I \times d^2\theta/dt^2 = P_g - M_f + M_e$$

où θ , est l'angle articulaire, P_g , le moment créé par la charge externe, M_f , le moment des fléchisseurs, M_e , le moment de l'extenseur, I , le moment d'inertie et t , le temps.

Les moments musculaires pour les fléchisseurs et l'extenseur ont été calculés à partir, d'une part, des commandes centrales R , C et μ postulées servant à calculer l'angle articulaire seuil en fonction du temps et, d'autre part, de la valeur de l'angle articulaire simulé en fonction du temps (section 2.4.3.5) : Les commandes ont été modulées pour simuler les stratégies de recrutement spécifiques présentes dans les tracés expérimentaux.

A1.1.2 Données expérimentales

Les données expérimentales ont été obtenues sur 15 sujets sains à l'Université du Vermont (Stokes et coll., 1997). Pour ces expériences, le coude du sujet était placé en flexion à environ 90° dans un appareil qui maintenait le bras fixe (figure A1.1). Le mouvement du poignet était restreint par un gant rigide et des tiges métalliques. Une charge était appliquée verticalement (parallèlement à l'avant-bras) et augmentée graduellement durant l'expérience pour atteindre une valeur maximale d'environ 300 N en 25 à 30 secondes (figure A1.2). Il a été demandé au sujet de résister à cette charge externe pour conserver sa position initiale (à 90°). Un capteur de position a été fixé au poignet afin d'enregistrer ses coordonnées horizontales. Celles-ci ont ensuite été converties en angle articulaire pour les simulations. L'activité EMG a été enregistrée à l'aide d'électrodes de surface pour le biceps, le brachioradialis et le triceps et les valeurs de l'EMG-RMS (racine des carrés moyens) calculées.

L'analyse de ces données expérimentales effectuée par Dr I.A.F. Stokes a permis de dégager trois stratégies employées par les sujets dans l'exécution de la tâche demandée. D'abord, certains sujets ont adopté une position en légère extension ($\theta > 90^\circ$) pour résister à la charge alors que d'autres se sont positionnés en légère flexion ($\theta < 90^\circ$) et d'autres encore, ont maintenu leur position initiale près de 90° en oscillant légèrement autour de cette position. Pour les simulations cependant, seules les stratégies d'extension et de flexion ont été considérées, la troisième étant, au point de vue des commandes, un cas particulier de flexion et/ou d'extension réduites. Un essai typique illustrant les stratégies de flexion et d'extension

a été choisi afin de conduire les simulations. Les déplacements angulaires de moins d'un demi degré ont été ignorés étant donné l'ordre de grandeur des erreurs expérimentales.

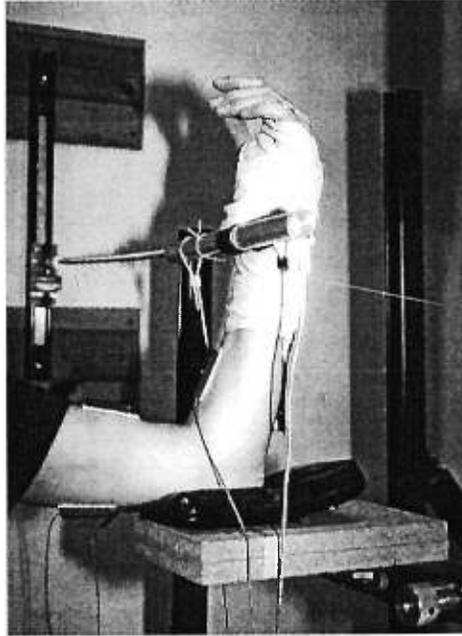


Figure A1.1. Montage expérimental pour l'application d'une charge verticale sur l'avant-bras. (Gracieuseté de Stokes, 1997).

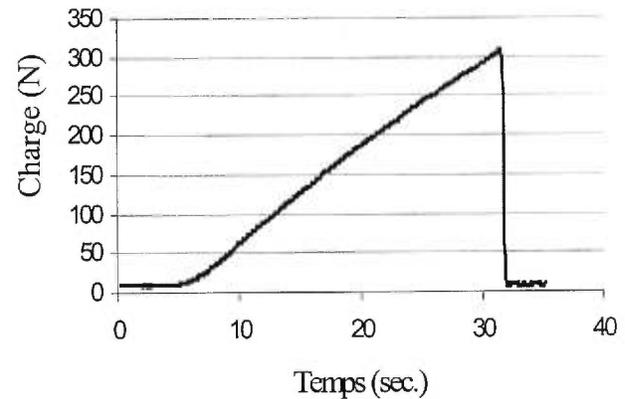


Figure A1.2. Modification de la charge externe (N) en fonction du temps de l'expérience.

A1.1.3 Introduction des commandes centrales et résultats de simulations

Les mouvements globaux, entre la position initiale et la position finale, étaient d'amplitude réduite, soit inférieures à 2° . Par contre, des fluctuations dans la position de l'avant-bras ont été observées en réaction à la charge externe. Bien que ces variations de position soient réduites, elles ont tout de même été considérées comme résultant de la modification de l'état d'équilibre du système. Ainsi, dès qu'il y avait désaccord entre la réponse du modèle et le tracé expérimental, une modification de la commande R a été introduite. De cette façon, pour la stratégie d'extension, huit taux de changement différents de la commande R ont été effectués pour modifier l'état d'équilibre du système. La commande C a été introduite vers la moitié du mouvement et augmentée linéairement jusqu'à la fin. Pour la stratégie de flexion, neuf changements de pente de la commande R ont été spécifiés. La commande C a été introduite seulement près de la fin du mouvement et ce, avec une grande amplitude afin de contrer l'effet d'entraînement de la charge. Dans les deux cas, le paramètre

d'amortissement réflexe μ a été fixé à 0,1 seconde, ce qui correspond au rapport des sensibilités dynamique versus statique pour les fuseaux neuromusculaires (Flanagan et coll., 1993).

Les figures A1.3 et A1.5 montrent l'angle articulaire en fonction du temps obtenu des simulations en comparaison avec les données expérimentales, pour deux sujets typiques utilisant respectivement une stratégie d'extension et de flexion. Aux figures A1.4 et A1.6, l'activité EMG est présentée en fonction du temps pour le modèle et l'expérimentation, pour les mêmes sujets. Les résultats sont présentés entre le moment correspondant à l'ajout de la charge et celui de son retrait.

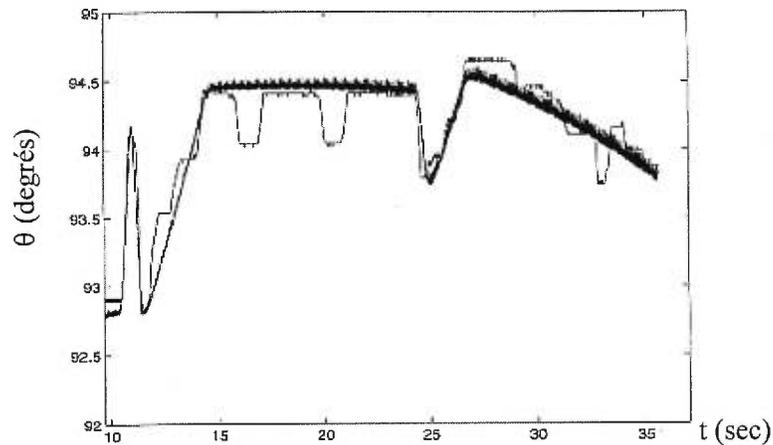


Figure A1.3. Angle articulaire θ en fonction du temps, présenté entre l'ajout et le retrait de la charge, pour la stratégie d'extension $\theta > 90^\circ$. Le tracé simulé est en gras, le tracé expérimental présente des fluctuations.

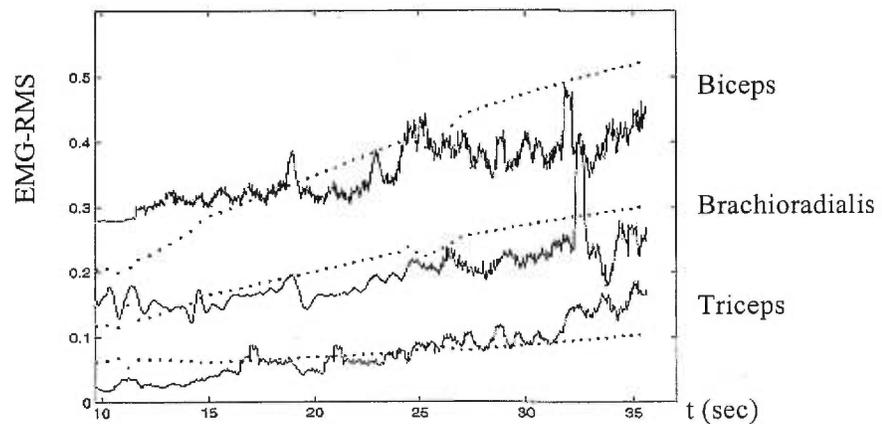


Figure A1.4. Valeur RMS de l'EMG dans les muscles de l'articulation du coude pour la stratégie d'extension (trait continu). La simulation correspond au tracé en pointillé.

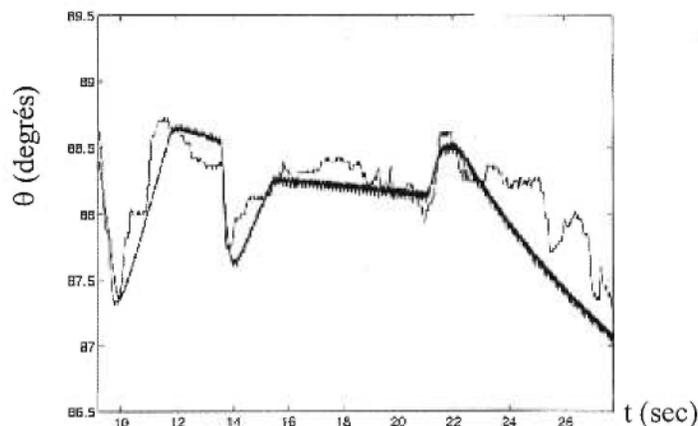


Figure A1.5. Angle articulaire θ en fonction du temps, présenté entre l'ajout et le retrait de la charge, pour la stratégie de flexion $\theta < 90^\circ$. Le tracé simulé est en gras, le tracé expérimental présente des fluctuations.

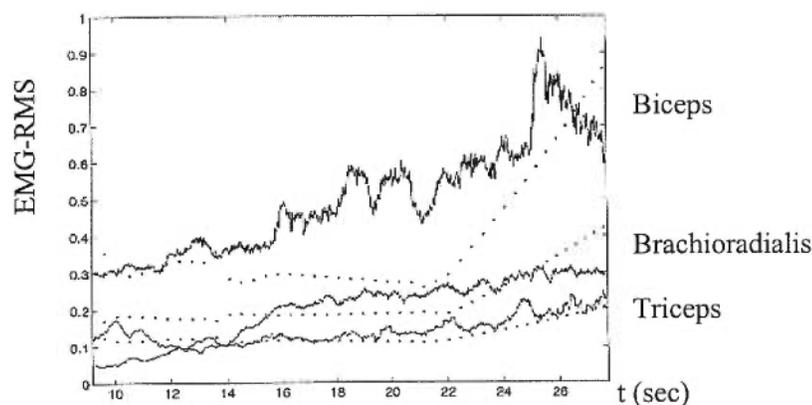


Figure A1.6. Valeur RMS de l'EMG dans les muscles de l'articulation du coude pour la stratégie d'extension (trait continu). La simulation correspond au tracé en pointillé.

Les résultats de la simulation sont relativement près des données expérimentales cinématiques (écarts inférieurs à $0,5^\circ$, et d'environ $0,2^\circ$ aux points sommets des tracés). Les fluctuations dans les tracés au début de l'expérience peuvent représenter une période d'adaptation du sujet à la charge. En ce qui concerne l'activité musculaire, une comparaison globale des patrons montre la tendance des muscles à augmenter leur activité pendant la tâche avec l'application de la charge et son effet accentué étant donné l'éloignement de la position verticale. Ceci est cohérent avec une augmentation de la commande de co-contraction permettant de stabiliser l'articulation. En effet, les muscles antagonistes sont actifs, soit les fléchisseurs pour la stratégie d'extension et le triceps pour la flexion. Par

ailleurs, pour la stratégie de flexion, une introduction de la co-contraction de manière plus graduelle, sur une plus longue période aurait permis une meilleure adéquation.

A1.1.4 Signification des résultats

De cette étude il ressort que pour résister à la charge externe, le sujet doit ajuster l'activation de ses muscles par la modification appropriée des commandes du SNC; sans quoi, l'articulation perd sa stabilité. L'augmentation de l'activité EMG témoigne de cette adaptation du sujet pour lutter contre la force déstabilisante. Cet exemple a permis de vérifier qu'il est possible d'utiliser le modèle λ afin de représenter la dynamique d'un tel système. En effet, la commande R peut être variée de manière à modifier la position d'équilibre de l'avant-bras pour le mouvoir, même pour effectuer des changements de position fréquents et de courte durée. L'importance déterminante de la co-contraction dans le maintien de la stabilité du coude a été mise en évidence de même que le choix d'une valeur adéquate de μ afin de permettre l'atteinte d'une position finale stable sans oscillations.

A1.2 Modèle à deux degrés de liberté du tronc en extension

La seconde étude préliminaire concerne le mouvement d'extension de la colonne vertébrale. Il a été démontré expérimentalement que le mouvement du tronc pendant la phase d'extension en levée de charge pouvait se décrire de manière globale par la coordination entre deux degrés de liberté, soit l'angle d'inclinaison du tronc et l'angle de flexion/extension lombaire, associé à la lordose (Mitnitski et coll., 1998). Les paramètres décrivant ce patron de coordination ne varient pas de manière significative en fonction des sujets ou des charges étudiés (Mitnitski et coll., 1998). Ce patron de coordination a également été reproduit grâce à un modèle basé sur le modèle λ et développé par Mitnitski et coll. (1996) (section 2.4.3.7). Dans la présente étude, une série de simulations complémentaires a été effectuée afin de faire ressortir les caractéristiques de cette coordination en fonction des commandes introduites et de simuler l'activité musculaire conséquente (voir annexe 5. Beauséjour et coll., 1999).

A1.2.1 Géométrie et équations du mouvement

La géométrie du modèle est celle présentée à la section 2.4.3.7 (figure 2.23). Le modèle comporte trois segments rigides représentant la structure du tronc, des ligaments postérieurs et antérieurs ainsi que trois paires de muscles fléchisseurs et extenseurs dont l'une est biarticulaire. Le fait d'ajouter un second degré de liberté permet d'étudier le recrutement de muscles qui traversent plus d'une articulation. La formulation lagrangienne des équations de la dynamique a été utilisée pour décrire le système (section 2.4.3.7). Les moments musculaires sont décrits comme des fonctions de la différence entre les angles seuils (qui dépendent des commandes R , C et μ) et les angles simulés (section 2.4.3.5).

A1.2.2 Données expérimentales

Des données cinématiques présentant les patrons de coordination en levée de charge de même que l'enveloppe du signal EMG des multifidus au niveau L5 ont été acquises expérimentalement pour évaluer le modèle. Ces données proviennent des expériences de Dr N.A. Newman de l'Hôtel-Dieu de Montréal (Mitnitski et coll., 1998) pour deux charges différentes (11 et 45 kg). Or, puisque seulement l'activité des multifidus avait été enregistrée, d'autres données se sont avérées nécessaires pour compléter l'étude. Ainsi, dans le cadre d'un autre protocole expérimental (présenté en annexe 4) impliquant des sujets sains, une série de mouvements de levée de charge ont été enregistrés. Les conditions expérimentales utilisées par Newman ont été reprises mais l'activité musculaire a été enregistrée en neuf muscles différents : multifidus au niveau L5, iliocostalis et longissimus aux niveaux L3 et L1, rectus abdominis, obliques, gluteus et quadriceps femoris, pour les côtés gauche et droit (voir section 3.4.4). Ainsi, il était demandé au sujet de lever des charges (0; 4,5 et 9 kg) du sol jusqu'à mi-cuisse en gardant les bras tendus et les genoux légèrement fléchis.

A1.2.3 Choix des commandes centrales et discussion des résultats de simulations

Étant donné l'amplitude du mouvement considéré, les fluctuations locales ont été ignorées. Les commandes R ont été choisies linéaires afin de déplacer l'état d'équilibre de la position initiale à la position finale. Ces commandes sont les mêmes quelle que soit la charge à lever

puisqu'il s'agit toujours du même mouvement demandé au sujet. Par ailleurs, la commande de co-contraction C a été introduite de façon modérée aux deux articulations mais est augmentée à des valeurs supérieures lorsque la charge à lever est supérieure. La commande μ a été maintenue constante à une valeur plus élevée (0,2 sec) que dans le modèle du coude, son action stabilisante étant plus nécessaire dans le présent système. La figure A1.7 illustre le choix des commandes pour les deux degrés de liberté.

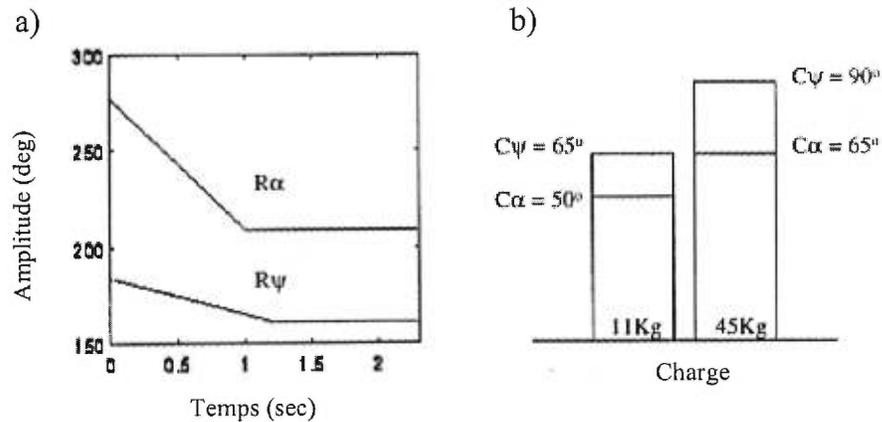


Figure A1.7. Commandes centrales décrivant le mouvement d'extension du tronc. En a), les commandes R et en b) les commandes C pour les deux degrés de liberté (α et ψ).

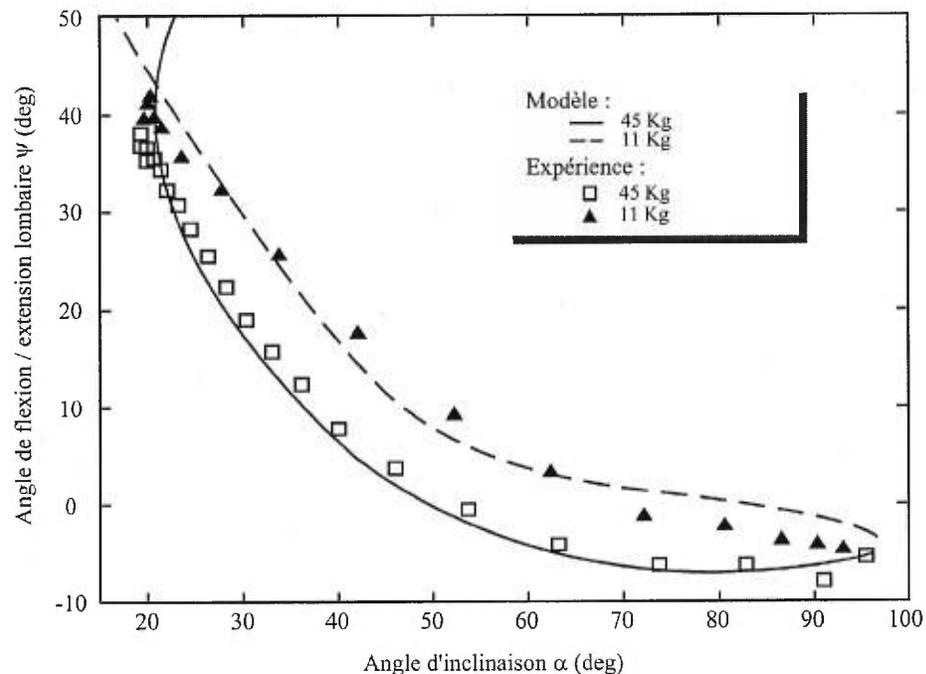


Figure A1.8. Patrons de coordination entre les deux degrés de liberté du modèle. Les tracés expérimentaux et de simulation sont présentés pour les deux charges différentes.

La figure A1.8 présente les courbes de coordination pour les deux charges différentes en comparaison avec les données de Newman pour un sujet typique. Le modèle permet donc de représenter adéquatement la coordination entre les deux degrés de liberté. La forme globale de l'activité musculaire calculée du modèle (pour l'extenseur responsable de l'ouverture de l'angle d'inclinaison du tronc) est ensuite comparée à l'enveloppe du signal EMG des multifidus à la figure A1.9. Le tracé obtenu met en évidence des caractéristiques connues de la participation des muscles à l'extension du dos (Floyd et Silver, 1951). D'abord, il y a une grande diminution de l'activité en position initiale fléchie qui peut être associée au phénomène de flexion-relaxation, puis, l'activité maximale est obtenue en une position intermédiaire entre la position initiale et la position finale.

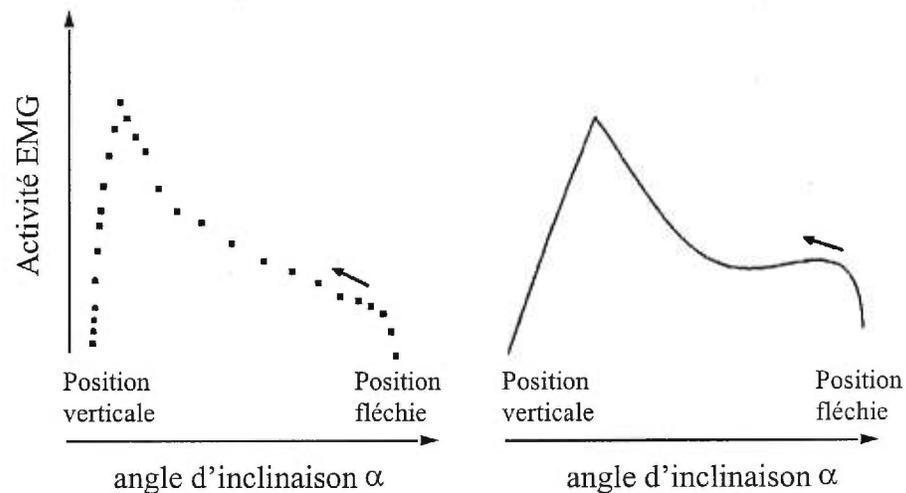


Figure A1.9. Activité EMG dans les extenseurs multifidus. En pointillé, les données expérimentales (gauche) et en continu, les résultats de simulation (droite), présentés en fonction de l'angle d'inclinaison α . La flèche indique la direction du mouvement.

D'autre part, les données électromyographiques obtenues du protocole expérimental de la présente étude pour neuf paires de muscles sont présentées aux figures A1.10 et A1.11. Les tracés sont présentés après traitement (filtrage, rectification, seuillage en amplitude, normalisation, voir section 3.4.5.2). Ces tracés montrent que les muscles extenseurs (multifidus, iliocostalis et longissimus) présentent un minimum d'activité en position fléchie, ce qui est en accord avec le principe de flexion-relaxation et que l'ensemble des muscles présente une activité très faible en position debout stabilisée.

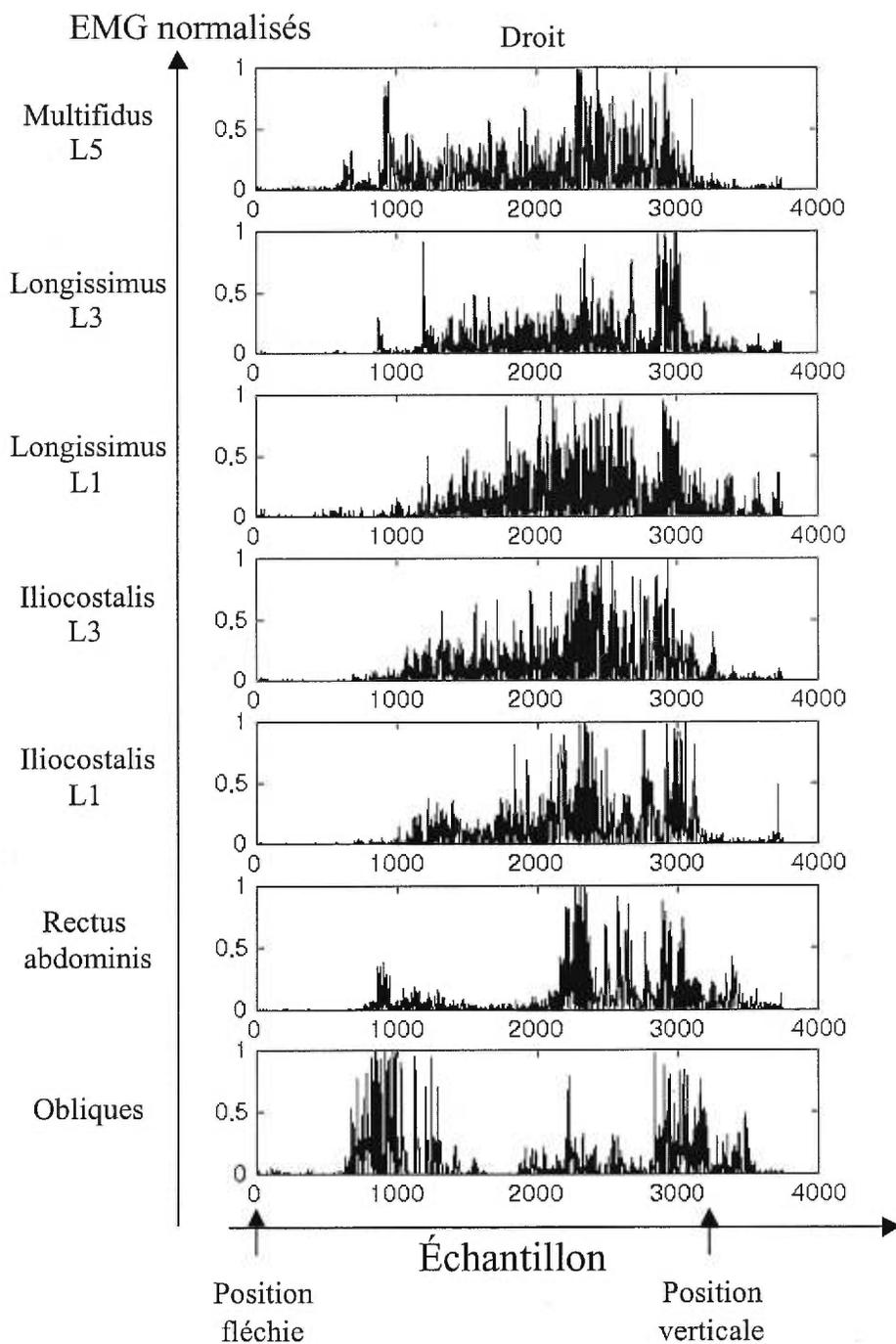


Figure A1.10. Tracés EMG normalisés pour sept muscles du tronc enregistrés pendant la phase d'extension de la levée de charge (muscles de droite). L'activité de nombreux muscles agonistes et antagonistes en fin de mouvement met en évidence le recours à la co-contraction. L'activité obtenue pour les multifidus est globalement semblable au tracé obtenu de l'expérience de Newman.

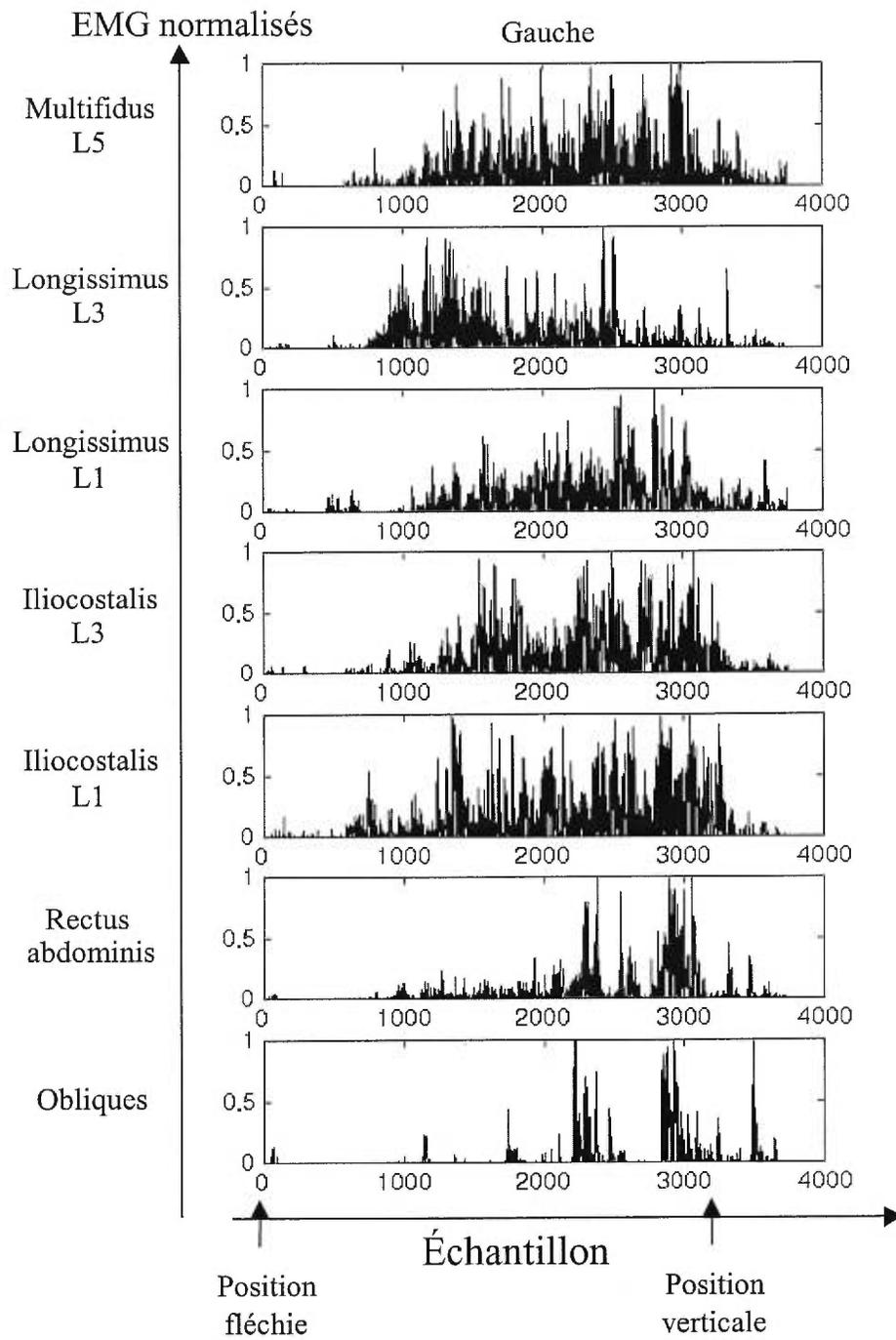


Figure A1.11. Tracés EMG normalisés pour sept muscles du tronc enregistrés pendant la phase d'extension de la levée de charge (muscles de gauche).

D'autre part, les muscles de la paroi de l'abdomen (rectus abdominis et obliques) sont fortement actifs en fin de mouvement et cette activité coïncide dans de nombreux muscles. Ainsi, les muscles extenseurs étant responsables de relever le tronc de sa position fléchie, démarrent le mouvement et sont actifs une grande partie de la tâche alors que la contraction des muscles abdominaux assure la stabilisation à l'approche de la position finale verticale. Il a également été observé que ce phénomène était d'autant plus marqué que la charge était élevée. Ceci appuie l'hypothèse du recours à la co-contraction, pour augmenter la rigidité du système et sa capacité à supporter des charges croissantes.

A1.3 Conclusions des études préliminaires

Ces travaux préliminaires ont mis en évidence la faisabilité d'utiliser le modèle λ afin de simuler le contrôle du tronc modélisé par une succession de pendules inversés. La possibilité de modifier les commandes centrales afin de reproduire les patrons cinématiques de manière adéquate a été montrée. Ainsi, les commandes R permettent de déplacer le point d'équilibre, que ce soit de manière graduelle et globale ou par modifications rapides et brèves, afin d'effectuer un mouvement. D'autre part, la commande C est utilisée afin d'augmenter la rigidité par le recrutement de muscles antagonistes assurant ainsi au système une certaine stabilité. La formulation du modèle λ permet, par comparaison de l'état actuel du système avec les commandes spécifiées de mettre en évidence l'état actif ou inactif des muscles du système. Cette fonction d'activation peut être utilisée pour représenter globalement les patrons d'activité EMG mesurés.

Annexe 2

Description des points d'origine et d'insertion des muscles du tronc
intégrés dans la modélisation

Faisceau (numéro de l'élément)	Noeud d'origine	Point anatomique d'origine	Noeud d'insertion	Point anatomique d'insertion	Section (mm ²)
Multifidus					
1 (4000)	18 632	Dos du sacrum	17 020	Apophyse épineuse	90
2 (4001)	18 108	-	16 020	-	186
3 (4002)	17 100	Apophyse transverse	15 020	-	211
4 (4003)	16 100	-	14 020	-	177
5 (4004)	15 100	-	13 020	-	178
6 (4005)	14 100	-	12 020	-	160
7 (4006)	13 100	-	11 020	-	160
8 (4007)	12 100	-	10 020	-	160
9 (4008)	11 100	-	9020	-	160
10 (4009)	10 100	-	8020	-	160
11 (4010)	9100	-	7020	-	160
12 (4011)	8100	-	6020	-	160
13 (4012)	7100	-	5020	-	160
14 (4013)	6100	-	4020	-	160
15 (4014)	5100	-	3020	-	160
16 (4015)	4100	-	2020	-	160
17 (4016)	3100	-	1020	-	160

Les éléments des faisceaux multifidus du côté gauche sont obtenus par symétrie et portent les numéros 4017 à 4033

Iliocostalis								
1 (4034)	19 822		Crête iliaque	12 734		Angle post. de la côte	147	
2 (4035)	19 822		-	11 734		-	123	
3 (4036)	19 822		-	10 733		-	100	
4 (4037)	19 823		-	9733		-	50	
5 (4038)	19 823		-	8733		-	34	
6 (4039)	19 823		-	7733		-	39	
7 (4040)	19 824		-	6733		-	31	
8 (4041)	19 824		-	5733		-	23	
9 (4042)	19 824		-	4733		-	20	
10 (4043)	12 734		Angle post. de la côte	6733		-	45	
11 (4044)	11 734		-	5733		-	45	
12 (4045)	10 733		-	4733		-	45	
13 (4046)	9733		-	3733		-	45	
14 (4047)	8733		-	2733		-	45	
15 (4048)	7733		-	1733		-	45	
16 (4142)	19 824		Crête iliaque	16 100		Apophyse transverse	189	

17 (4143)	19 823	-	15 100	-	182
18 (4144)	19 822	-	14 100	-	154
19 (4145)	19 822	-	13 100	-	108
Les éléments des faisceaux iliocostalis du côté gauche sont obtenus par symétrie et portent les numéros 4049 à 4063 et 4146 à 4149					
Longissimus					
1 (4064)	19 825	Crête iliaque	12 100	Apophyse transverse	69
2 (4065)	19 825	-	11 100	-	83,5
3 (4066)	18 632	Sacrum	10 100	-	80
4 (4067)	18 040	-	9100	-	73
5 (4068)	18 030	-	8100	-	62,5
6 (4069)	18 020	-	7100	-	39
7 (4070)	17 020	Apophyse épineuse	6100	-	32
8 (4071)	16 020	-	5100	-	44
9 (4072)	16 020	-	4100	-	45
10 (4073)	15 020	-	3100	-	56
11 (4074)	14 020	-	2100	-	57
12 (4075)	13 020	-	1100	-	29
13 (4076)	19 825	Crête iliaque	12 732	Côte (tubér. - angle)	69
14 (4077)	19 825	-	11 732	-	83,5
15 (4078)	18 632	Sacrum	10 732	-	80

16 (4079)	18 040	-	9732	-	73
17 (4080)	18 030	-	8732	-	62,5
18 (4081)	18 020	-	7732	-	39
19 (4082)	17 020	Apophyse épineuse	6732	-	32
20 (4150)	18 100	-	21 002	Vert. (péd.- a. trans.)	116
21 (4151)	19 822	Crête iliaque	21 003	-	110
22 (4152)	19 823	-	21 004	-	103
23 (4153)	19 824	-	21 005	-	91
24 (4154)	19 824	-	21 006	-	79

Les éléments faisceaux longissimus du côté gauche sont obtenus par symétrie et portent les numéros 4084 à 4102 et 4155 à 4159

Rectus abdominis					
1 (4104)	19 770	Symphyse pubienne	7095	Appendice xyphoïde	42 228,75/long.
2 (4105)	19 770	-	7695	Cartilage costal	42 228,75/long.
3 (4106)	19 770	-	6681	-	42 228,75/long.
4 (4107)	19 770	-	5680	-	42 228,75/long.

Les éléments faisceaux rectus abdominis du côté gauche sont obtenus par symétrie et portent les numéros 4108 à 4111

Grand oblique					
1 (4112)	12 738	Angle ant. de la côte	19 820	Crête iliaque	68 777,33/long.
2 (4113)	11 738	-	19 819	-	68 777,33/long.

3 (4114)	10 737	-	19 818	-	68 777,33/long.
----------	--------	---	--------	---	-----------------

Les éléments faisceaux de l'oblique externe gauche sont obtenus par symétrie et portent les numéros 4115 à 4117

Petit oblique					
1 (4118)	19 820	Crête iliaque	12 740	Cartilage costal	41 236,33/long.
2 (4119)	19 819	-	11 740	-	41 236,33/long.
3 (4120)	19 818	-	10 780	-	41 236,33/long.

Les éléments faisceaux de l'oblique interne gauche sont obtenus par symétrie et portent les numéros 4121 à 4123

Quadratus lumborum					
1 (4124)	19 822	Crête iliaque	16 100	Apophyse transverse	70
2 (4125)	19 822	-	15 100	-	75
3 (4126)	19 821	-	14 100	-	80
4 (4127)	19 821	-	13 100	-	88
5 (4128)	19 820	-	12 734	Côte	128
6 (4129)	12 734	Côte	16 100	Apophyse transverse	80
7 (4130)	12 734	-	15 100	-	80
8 (4131)	12 734	-	14 100	-	80
9 (4132)	12 734	-	13 100	-	80

Les éléments faisceaux du quadratus lumborum gauche sont obtenus par symétrie et portent les numéros 4133 à 4141

Psoas						
1 (4160)	17 107		Base des pédicules	21 000	Bassin	182.5
2 (4161)	16 107		-	21 000	-	311
3 (4162)	15 107		-	21 000	-	334
4 (4163)	14 107		-	21 000	-	295
5 (4164)	13 107		-	21 000	-	251.7

Les éléments faisceaux du psoas gauche sont obtenus par symétrie et portent les numéros 4165 à 4169

Tableau A2.I. Description des données géométriques utilisées dans la modélisation. La première colonne renseigne sur les numéros d'éléments affectés à chaque faisceau, les deuxième et troisième colonnes présentent les sites d'origine, les quatrième et cinquième, les sites d'insertion et la sixième, les sections transverses des éléments-faisceaux. Le symbole - signifie que le point anatomique est le même que le dernier mentionné et l'abréviation long. désigne la longueur du muscle.

Annexe 3

Explications complémentaires concernant le fonctionnement
de la propriété de déformation initiale ISTRN.

La figure A3.1 permet d'illustrer de quelle façon la courbe force-élongation de l'élément link 10 est modifiée par le choix d'une valeur positive ou négative à la propriété d'ISTRN. Le problème présenté est le calcul de la force dans l'élément résultant de l'application de déplacements à un des noeuds à l'extrémité de l'élément (l'autre noeud étant maintenu fixe).

L'élément utilisé a un module de Young de 100 MPa, une section de 100 mm², une longueur de 100 mm et est utilisé avec a) une ISTRN= 0 (longueur actuelle = longueur au repos), b) une ISTRN= -0,04 (longueur actuelle < longueur au repos), puis c) une ISTRN= 0,04 (longueur actuelle > longueur au repos).

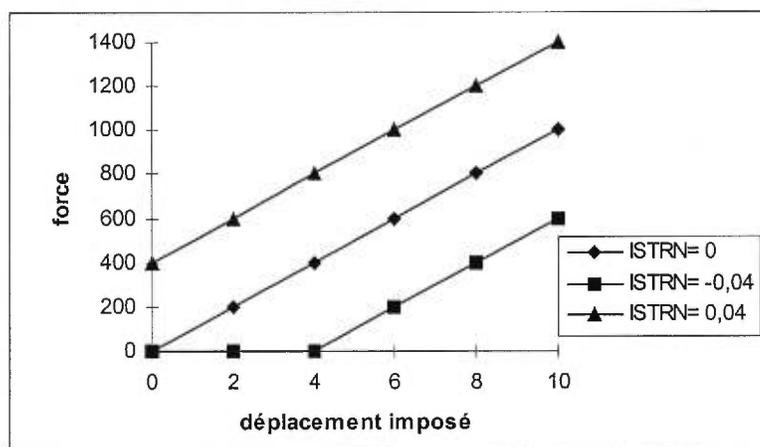


Figure A3.1. Effet du changement de la propriété ISTRN sur la force de l'élément.

Cet exemple permet de voir clairement que la courbe force-élongation n'est pas modifiée dans sa forme mais effectue seulement une translation sur l'axe des abscisses selon que le déplacement imposé est suffisant ou non pour dépasser la longueur seuil de génération de force spécifiée par l'ISTRN.

Annexe 4

Description du protocole expérimental,
formulaire de consentement des sujets volontaires
et attestation du comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal.

INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche
(n'impliquant ni prise de médicaments ou autres substances, ni analyses de laboratoire)

Je, _____ né le _____

consens, par la présente, à participer au projet de recherche intitulé:

MODÉLISATION ET ACTIVITÉ MUSCULAIRE DU TRONC

Je reconnais avoir été informé de façon satisfaisante sur la nature de ma participation au projet qui est brièvement décrit ci-dessous et dont les responsables sont: Pierre A. Mathieu, Ph.D. (343-6369), Carl-Éric Aubin, Ph.D, (340-4711, #4437), Anatol Feldman, Ph. D. (340-2078, # 2033).

On cherche à étudier chez des sujets normaux les déplacements du tronc et les patrons d'activation de certains de ces muscles lors de mouvements simples. Les déplacements de divers segments du tronc sont détectés grâce à des diodes émettrices alors que l'activité des muscles est captée à l'aide d'électrodes de surface. Les données recueillies serviront à deux projets de recherche: l'un portant sur la modélisation de différentes positions du tronc et l'autre sur la problématique des maux de dos.

Spécifiquement, les tâches à accomplir sont les suivantes:

- 1- 7 levées de charge de 0 kg avec 30 secondes de repos entre chaque essai.
- 2- 7 levées de charge de 4.5 kg avec 30 s de repos entre chaque essai.
- 3- 7 levées de charge de 9 kg avec 30 s de repos entre chaque essai.
- 4- 7 inflexions latérales de 30° du côté gauche avec arrêt à 20° et 1 minute de repos entre essai.
- 5- 7 inflexions latérales de 30° du côté droit avec arrêt à 20° et 1 min de repos entre essai.

- 6- Flexions de 30° vers l'avant avec arrêt à 20° (5 groupes de 7 s avec 1 min de repos entre chaque groupe).
- 7- 5 flexions/extensions en continue au rythme choisi par le sujet (5 groupes avec 1 min de repos entre chacun).
- 8- 5 flexions/extensions en continue à une période de 3 s (5 groupes avec 1 min de repos entre chacun).
- 9- 5 flexions/extensions en continue à une période de 2.25 s (5 groupes avec 1 min de repos entre chacun).
- 10- 5 flexions/extensions en continue à une période de 1.5 s (5 groupes avec 1 min de repos entre chacun).
- 11- Flexions/extensions en continue à une période de 1.5 s et ce pendant 90 s (3 groupes avec 3 min de repos entre chacun).
- 12- Sur le ventre, contraction isométrique des muscles du dos pour maintenir la colonne en position horizontale jusqu'à fatigue (2 groupes avec 5 min de repos entre les deux).

Pour les tâches à cadence fixe, un signal auditif est fourni au sujet lui indiquant quand il doit se trouver à la verticale ou penché. Avant chaque tâche, le sujet peut effectuer quelques mouvements pour se familiariser avec le test. Lors des flexions/extensions en continu, les bras sont pendants, les pieds espacés d'une largeur de bassin, et on ne doit pas plier les genoux..

Avant la tâche #1 et après la tâche #12, alors que le sujet est immobile et se détend, une acquisition d'une durée de 2.5 s du signal EMG sera effectuée pour établir le niveau de bruit aux niveau des électrodes.

La séance durera environ trois heures. Un physiothérapeute aidera à la détermination des positions des vertèbres du sujet. Un court questionnaire concernant le sujet sera rempli. Pour certains sujets de deux à trois radiographies numériques à faible dose de la colonne vertébrale seront prises pour l'obtention de données anatomiques servant à la construction d'un modèle par éléments finis. Ces procédures n'impliquent pas de risque pour la santé. Cependant, il y a possibilité d'un certain inconfort lors de la dernière tâche laquelle vise à induire la fatigue musculaire. Selon sa condition physique, il est possible de ressentir le lendemain, un endolorissement de certains muscles.

Une somme de 50 dollars est allouée pour les participants 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.

Il est aussi entendu que je peux me retirer en tout temps du projet en avisant le responsable.

MODÉLISATION ET ACTIVITÉ MUSCULAIRE DU TRONC**CONSENTEMENT**

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. 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.

signature du sujet

signature d'un témoin

signature du responsable du projet

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL / ÉCOLE POLYTECHNIQUE

MODÉLISATION ET ÉTUDE DE L'ACTIVITÉ MUSCULAIRE DU TRONC
(responsables: Prof. Mathieu, Aubin, Feldman)

Résumé de la situation:

Il s'agit d'un projet pilote portant sur l'acquisition de données cinématiques et de signaux électromyographiques (EMG) auprès d'une douzaine de jeunes étudiants du campus de l'Université de Montréal.

Les données recueillies vont servir à poursuivre deux projets de recherche. Dans un cas, on travaille à modéliser le mouvement du tronc lors de certains déplacements simples. Le but ici est d'utiliser un modèle par éléments finis pour représenter le tronc dans l'espace et ce pour différentes positions. Pour valider le modèle, on va se servir des signaux EMG et des déplacements enregistrés. Le modèle valide va ensuite être appliqué à l'étude de la déformation de la colonne par la scoliose.

Le second projet porte sur la cartographie du signal EMG où on étudie particulièrement, l'activité musculaire du dos. Un premier projet (ayant eu l'approbation du comité d'éthique de la Faculté de médecine de l'UdeM) a déjà été complété. Essentiellement, il s'agit ici d'une poursuite de ce premier projet. À partir de plusieurs électrodes placées sur le dos, le ventre et les jambes, on va étudier les principales caractéristiques des patrons d'activation des signaux obtenus lors de flexions/extensions continues. Ces enregistrements se feront chez des personnes ne souffrant pas de maux de dos. À l'occasion d'un futur projet, ces mêmes mesures seront faites chez des sujets atteints de maux de dos. Notre objectif porte sur la détection du mal de dos et de son suivi consécutivement à divers traitements.

Les deux projets sont subventionnés par le CRSNG et dans chaque cas, il s'agit d'une extension des travaux réalisés dans le passé. Deux étudiantes au niveau de la maîtrise à l'Institut de génie biomédical travaillent à la présente phase des projets. L'une d'elles est dirigée par les profs. Aubin et Feldman et l'autre par P. A. Mathieu.



INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL

Centre hospitalier de réadaptation affilié à l'Université de Montréal

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente le comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé :

"Modélisation et étude de l'activité musculaire du tronc".

présenté par : Prof. Mathieu, Aubin Feldman

Le comité composé de :

M. Jacques R. Nolet, directeur général
 Mme Lisette Gagnon, directrice int. des soins infirmiers
 Dr Bernard Leduc, physiatre
 Mme Marie-Hélène Chartrand, psychologue
 Mme Mindy Levin, chercheure
 M. Régis Blais, chercheur adjoint, Faculté de médecine

a jugé cette recherche acceptable sur le plan de l'éthique.



Ronald Riopel
 Président du comité d'éthique

Date 98/05/02

RR / fl

Annexe 5

Article complémentaire :

Biomechanical Modeling of the Control of Trunk Muscles

BEAUSÉJOUR, M., AUBIN, C.-É., MITNITSKI, A.B. et FELDMAN, A.G.

Research into Spinal Deformities

IOS Press, 1999.

Biomechanical Modeling of the Control of Trunk Muscles

M. BEAUSÉJOUR^{1,3}, C.-É. AUBIN^{2,3}, A.B. MITNITSKI^{2,4}, A.G. FELDMAN^{1,4}

1- Université de Montréal / 2-École Polytechnique de Montréal

CP 6079, Succ. Centre-ville, Montréal H3C 3A7, Canada

3- Hôpital Sainte-Justine, 3175 Côte Ste-Catherine, Montréal, H3T 1C5, Canada

4- Institut de Réadaptation de Montréal, 6300 Darlington ave, Montréal, H3S 2Y4, Canada

Abstract. This paper presents 2 models postulating specific control mechanisms for trunk movement production. The first model represents the trunk as an inverted pendulum with two degrees of freedom (trunk inclination and flexion/extension in sagittal plane) controlled by 6 mono- and bi-articular muscles. Dynamic equations for trunk extension included gravitational, passive elastic and muscle forces. The equilibrium point hypothesis (λ model) was used to simulate the control processes underlying the movement based on 3 control parameters (reciprocal and co-activation commands, and a damping factor). This model was able to simulate the empirical relationship between trunk inclination and flexion/extension as well as EMG patterns during load lifting. The second model is characterized by a more geometrically elaborated representation of the spine, rib cage and pelvis and uses a finite elements approach. It includes 160 muscle fascicles represented by non-linear springs with threshold lengths modified according to the λ model to produce the muscle recruitment patterns for specific motor tasks. This model, personalized to the shape of two subjects (one scoliotic and one healthy), was used to simulate a lateral bending test. Preliminary results showed the coherent behavior of the multiple muscle structure. Introduction and objectives

Many authors suggest that spinal deformities arise from dysfunction in the neuro control of trunk muscles. According to this hypothesis, the pathogenesis involves central deficits [1] that may result in asymmetrical commands to the muscles eliciting asymmetrical loads on the skeleton. This causes progressive wedging of the disks and vertebrae and initiates spinal deformities [2]. To investigate these mechanisms, it is necessary to evaluate the distribution of loads in trunk tissues. However, direct *in vivo* measurement of forces at the level of muscles and passive tissues is complicated. This problem may be overcome by combining experimental studies and biomechanical modeling of the trunk.

The specific objective of this study is to develop a biomechanical modeling approach based on possible mechanisms of multiple muscle coordination employed by the nervous system (CNS) to provide desired configurations of the spine. Two models are described, which differ in terms of the representation of the system's geometry and number of components included.

Methods

2.1 Biomechanical models

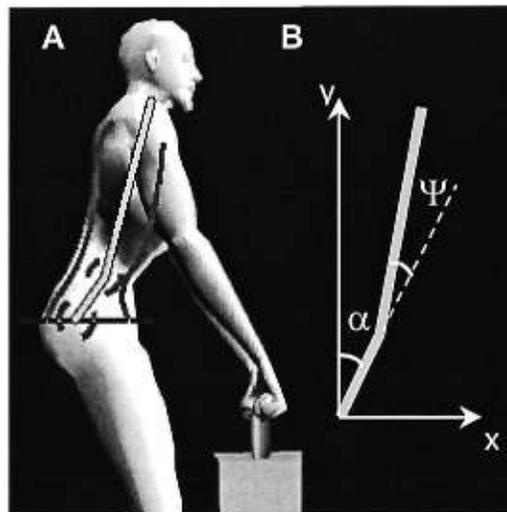


Fig.2. Geometry of the two-joint model (A) and definition of angles α and Ψ (B).

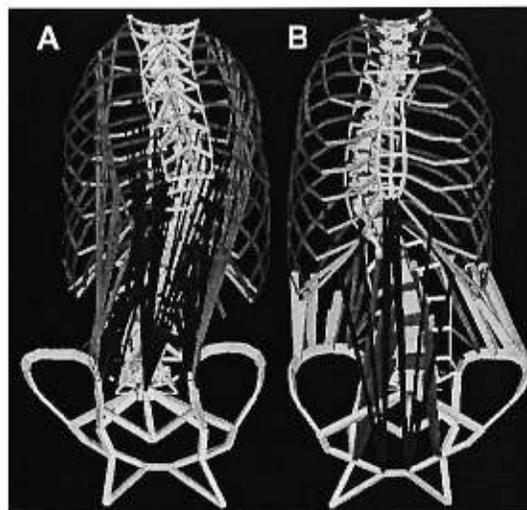


Fig.1. Geometry of the detailed model with dorsal (A- PA view) and abdominal muscle fascicles (B- AP view).

In the first model, the system's geometry is simplified. The trunk is represented by two rigid segments, with the most caudal point at the lumbo-sacral joint. Three pairs of mono- and bi-articular muscles and ligaments are included to represent the *global* behavior of the whole muscular and ligamentous systems. Two angles in the sagittal plane define the position of the model in space : α , trunk inclination and Ψ , flexion/extension (Fig.1).

In the second model, the trunk geometry is represented in more detail. It is personalized to the geometry of the subjects (a scoliotic patient and a healthy subject) using a 3D reconstruction method with x-rays and geometric modeling [3]. The biomechanical behavior of the spine, pelvis, rib cage, intervertebral disks, cartilage and ligaments is obtained using a finite elements approach [3]. In the present study, 8 muscles are introduced (multifidus, thoracic and lumbar iliocostalis and longissimus, rectus abdominis, external and internal obliques, quadratus lumborum and psoas). They are represented by 160 fascicles that join the attachment points in straight lines (Fig.2). Data for muscle geometry and physiological cross-sectional areas were kindly provided by Stokes and Gardner-Morse [5].

2.2 Control processes

The equilibrium point (EP) hypothesis, or λ model, [6,7] is used to simulate the control processes generating trunk movements. This model takes into account the dynamic interactions between the control level, proprioceptive systems, muscles and external loads. The control level, via descending inputs to motoneurons, specifies a threshold muscle length (λ) at which the muscle is recruited to produce an active force. The amplitude of the muscle force depends on the difference between the threshold and the current muscle length. The experimentally obtained relationship between muscle force and length, (invariant characteristic, IC), is exponential. The point on the IC where the muscle force balances the external load is called the EP. By changing the λ , and thus shifting the IC, the CNS can voluntarily modify the equilibrium state of the system resulting in EMG activity and motion to a new EP.

2.3 Simulations

In the first model, control processes intervene at the level of joints. Two control variables (R and C) define the recruitment threshold angles for all flexors and all extensors of each joint [6]. The reciprocal (R) command specifies an EP of the system so that a change in the

R command by the neural control level shifts the system's EP resulting in motion. The co-activation (C) command specifies an angular range in which flexors and extensors are simultaneously active. In dynamics, the dependency of the threshold angle on velocity is controlled by an additional variable, μ , influencing the system's damping. These three commands were the inputs to the dynamic model to compute muscle torques as a function of the difference between the threshold and the current angles, using appropriate moment arms. Lagrangian equations of motion including the muscle, passive elastic and gravitational forces were numerically integrated with Matlab software (The MathWorks Inc.) to obtain EMG patterns and position as a function of time for each degree of freedom. Simulation results were compared to experimental coordination patterns of load lifting in sagittal plane for two different loads (11 and 45 Kg) [8].

Concerning the finite elements model, the control structure is based on a formulation of the λ model generalized to multi-muscle and multi-degree of freedom systems [7]. It is supposed that, in absence of the C command, threshold angles R_1, R_2, \dots, R_n , are specified for all degrees of freedom of the body. This set of threshold angles is associated with a particular referent body configuration at which each muscle reaches its threshold length λ . Movement is produced by changing the initial (i) to a final (f) referent body configuration resulting in a change in the threshold lengths for all muscles. To represent this behavior, each fascicle was modeled by a bilinear tension-only link element with an initial strain defined as $(\lambda_i - \lambda_f) / \lambda_i$, specified by the control system to produce movement. Gravity was included using data on the position of the center of mass and the distribution of body weight according to vertebral levels [9]. For "quasi-static" movements, the equations of the model were solved using ANSYS software (ANSYS Inc.), by iterative steps to consider progressive shifts in the λ s. This model was used to simulate lateral bending, a test used by orthopedists to characterize the flexibility of scoliotic curves.

Results

The first model reproduced the coordination between the angle of trunk inclination and the angle of flexion/extension during the extension phase of the load lifting (Fig.3A). The R commands were modified linearly to control each degree of freedom thus imposing model movement from the initial flexed to the final upright position. The C commands remained constant during the simulation but increased for the 45 Kg load to give more stiffness to the system and prevent buckling. The μ command also contributed to the stabilization of the

final posture by preventing oscillations. Fig.3B presents EMG patterns of the multifidus showing known features about implications of extensor muscles in load lifting : maximum activity at an intermediary position between initial and final positions, and relaxation of extensors in the flexed position when the load is supported by the passive tissues [10].

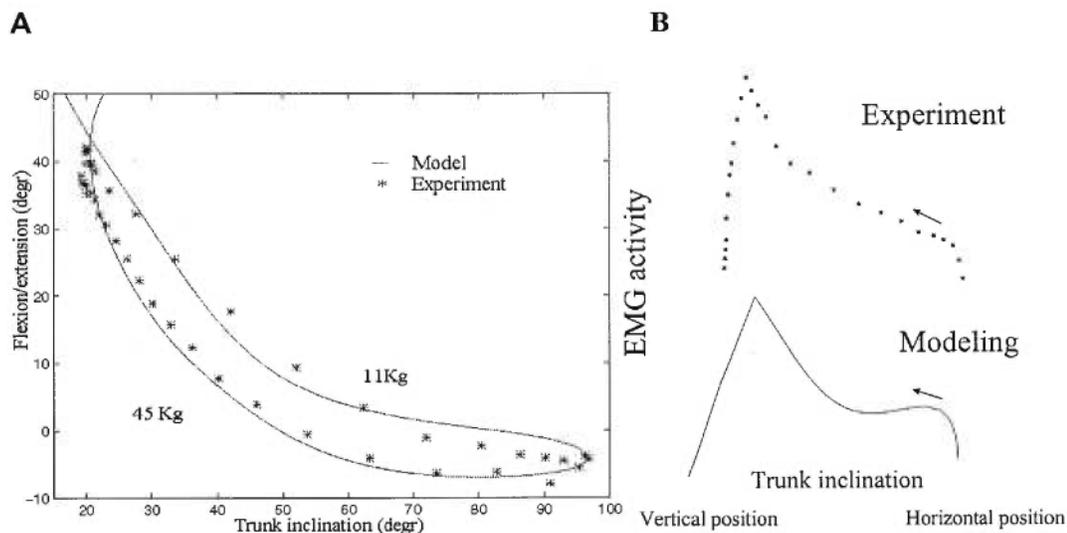


Fig.3. Coordination patterns (A) and EMG activity (B). Arrows indicate movement direction.

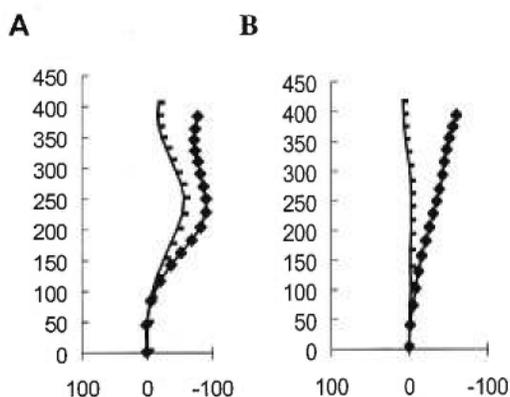


Fig.4. Spinal curve in upright (-) and flexed (♦) positions; scoliotic (A) and healthy (B) subjects

For the second model, Fig.4 shows the spinal curves, in the frontal plane, obtained from lateral bending elicited by appropriate changes in the central commands for a scoliotic (thoracic Cobb of 46°) and a healthy subject. Activity was mainly obtained in the ipsilateral external and internal obliques in accordance with known functional anatomy, previously modeled changes in length and reported EMG data for these muscles [11].

Conclusions

This study shows the feasibility of using the λ model in the description of trunk behavior. The first model, although simplified, can simulate, using a few command parameters, complex kinematics and EMG patterns. The second model integrates a personalized geometrical representation, a structural finite elements analysis and a physiologically plausible scheme to explore different muscle recruitment principles. Experimental tests (kinematics and EMG data) are currently underway to continue refinement and evaluation of the model. Further development of this approach may provide a simulation tool to study the role of central commands in the pathogenesis of scoliotic deformities.

Acknowledgments. This research is funded by FCAR (Québec) and NSERC (Canada).

References

- [1] G.R. Burwell, *European Spinal Resonances* 4:3-6, 1994.
- [2] I.A.F. Stokes, *Research into Spinal Deformities 1*, IOS Press 37:67-71, 1997.
- [3] C.É. Aubin et al., *Annales de Chirurgie* 49:749-761, 1995.
- [4] N. Bogduk et al., *Spine* 17:897-913, 1992.
- [5] I.A.F. Stokes and M. Gardner-Morse, *Journal of Biomechanics*, (in press), 1998.
- [6] A.G. Feldman, *Journal of Motor Behavior* 18:17-54, 1986.
- [7] A.G. Feldman and M.F. Levin, *Behavioral and Brain Sciences* 18:723-806, 1995.
- [8] A.B. Mitnitski et al., *Clinical Biomechanics* 13:121-127, 1998.
- [9] Y.K. Liu et al., *Aerospace Medecine* 42:650-657, 1971.
- [10] S. Gracovetsky et al., *Spine* 15:1333-1339, 1990.
- [11] A. Katlab, *Annals of Biomedical Engineering* 17 :75-91, 1989.