



Titre: Activité EMG, cinématique et forces au sol lors de flexions-extensions du rachis à différentes vitesses
Title:

Auteur: Marielle Trottier
Author:

Date: 2007

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Trottier, M. (2007). Activité EMG, cinématique et forces au sol lors de flexions-extensions du rachis à différentes vitesses [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/8027/>
Citation:

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/8027/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Aboulfazl Shirazi-Adl, & Pierre André Mathieu
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ACTIVITÉ EMG, CINÉMATIQUE ET FORCES AU SOL LORS DE
FLEXIONS-EXTENSIONS DU RACHIS À DIFFÉRENTES VITESSES

MARIELLE TROTTIER

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

JUIN 2007



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-35702-6

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-35702-6

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ACTIVITÉ EMG, CINÉMATIQUE ET FORCES AU SOL LORS DE
FLEXIONS-EXTENSIONS DU RACHIS À DIFFÉRENTES VITESSES

présenté par : TROTTIER Marielle

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., président

M. SHIRAZI-ADL Aboufazl, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. MATHIEU Pierre A., D.Sc.A., membre et codirecteur de recherche

M. LARIVIERE Christian, Ph.D., membre

RÉSUMÉ

Au Canada, la forme d'incapacité la plus répandue chez les adultes en âge de travailler vient de problèmes reliés à la douleur de manière générale. Ces limitations entravent la productivité mais surtout la qualité de vie des travailleurs affectés. Dans le cas de lombalgies, leur diagnostique est souvent complexe ou inconnu ce qui les rend difficiles à traiter. Les sujets asymptomatiques peuvent être différenciés des patients lombalgiques par certains patrons d'activité musculaire tels le phénomène de flexion-relaxation (PFR). Cependant, les facteurs le modulant sont méconnus. Par conséquent, l'objectif de notre étude est de mesurer la cinématique du tronc/pelvis, le recrutement musculaire ainsi que les forces de réaction au sol lors de manœuvres non contraintes de flexion-extension à différentes vitesses. La vitesse d'exécution de tâches dans le plan sagittal est suggérée comme facteur associé aux désordres musculaires du rachis. En outre, l'effet d'une manipulation nommée facilitation neuro-proprioceptive (FNP), visant un gain de flexibilité de la région lombaire, a été étudiée sur ces résultats.

Des enregistrements ont donc été réalisés chez 14 jeunes sujets sains de sexe masculin lors de tâches de flexion-extension du rachis selon trois vitesses différentes d'exécution représentant des périodes distinctes (6 s, 3 s et minimale d'environ 1 réalisées dans un ordre aléatoire). Lors de ces tâches, on a enregistré simultanément l'activité électrique de cinq paires de muscles superficiels du dos et de l'abdomen, les angles de rotation du tronc et du pelvis ainsi que les forces de réaction au sol. Pour la normalisation des activités musculaires, des contractions maximales volontaires (CMV) ont également été mesurées. Des ANOVA à une voie avec un $\alpha = 0,05$ ont été exécutées suivies de tests de Tukey à posteriori en utilisant un niveau de signification $p < 0,05$.

L'activité abdominale démontre de grandes variations individuelles. L'activité maximale des dorsaux se produit cependant à des angles relatifs au tronc

significativement supérieurs de manière statistique en phase de flexion qu'en phase d'extension. Lors de ces sommets d'activité, la contribution lombaire prime sur celle du pelvis dans la rotation du rachis. Le PFR s'observe principalement au niveau lombaire dans le cas de vitesses lente et moyenne, en présentant une chute très significative de l'activité musculaire d'environ 84%. Le retour de l'activité musculaire suite au PFR, en phase d'extension, se fait à des angles inférieurs (plus près de la station verticale) qu'au moment du début du silence enregistré lors de la phase de flexion.

L'inertie de la partie supérieure du corps est augmentée à vitesse maximale, atteignant 1,4 fois la valeur à vitesses lente et moyenne lors d'une tâche de flexion-extension. En conséquence, on a observé une hausse significative de la mobilité du tronc de même que de l'amplitude maximale moyenne des signaux d'EMG chez l'IC ($p < 0,002$ entre les vitesses lente et maximale $p < 0,008$ entre les vitesses moyenne et maximale). L'activité du RA a augmenté de manière plus significative entre les vitesses lente/moyenne et maximale ($p < 0,002$) que celle de l'OE ($p < 0,005$). L'activité maximale des muscles du dos lors des phases de flexion et d'extension tend à se produire à des angles supérieurs à vitesse moyenne en comparaison de la vitesse lente (sans que ce soit significatif). Le début du silence du PFR se produit à des angles de rotation du pelvis inférieurs en augmentant la vitesse pour l'IC ($p < 0,04$). En phase d'extension, le silence du PFR se termine à des angles inférieurs au niveau du pelvis en haussant la vitesse (IC : $p < 0,05$ et ER : $p < 0,03$).

En augmentant la vitesse, l'angle relatif au pelvis pour lequel le PFR débute (en phase de flexion chez les muscles lombaires) et se termine (en phase d'extension chez les muscles thoraciques et lombaires) tend à diminuer; résultant en une plus grande amplitude de mouvement présentant le PFR. Une modification du rythme lombo-pelvien se produirait en fonction de la vitesse, principalement en raison de la dynamique du pelvis. Pour ce qui est de la manipulation FNP, elle n'offre aucun effet significatif pour les variables à l'étude.

À la lumière de ces résultats, il s'avère que la vitesse de mouvement influence les paramètres musculaires, cinématiques et cinétiques du mouvement du rachis lors d'une tâche non contrainte de flexion-extension. Une exécution très rapide de ce type de tâche ne serait donc pas souhaitable, inhibant certains patrons musculaires protecteurs au niveau de la musculature dorsale. Une vitesse de lente à moyenne, tout en étant représentative de la dynamique naturelle du rachis, est donc à prioriser lors de l'exécution de tâches de flexion-extension du rachis.

Dans de futures études, différentes cohortes de sujets (lombalgiques, de sexe féminin ou présentant des morphologies extrêmes comme des personnes maigres ou obèses) peuvent être recrutées pour étudier l'effet de différents paramètres tels la fatigue ou les périodes de repos sur ces résultats. De plus, les angles aux genoux ainsi que des charges externes (de différents poids et placées à différentes hauteurs) peuvent être considérés afin de modéliser des tâches plus représentatives de celles retrouvées en entreprises ou lors des activités de la vie courante.

Mots clés : Biomécanique, électromyographie; cinématique; plate-forme de forces; rachis; phénomène de flexion-relaxation

ABSTRACT

In Canada, the most widespread form of disability in adult population of working-age is associated with pain in general. Such problems impede productivity and deteriorate quality of life in affected population. For low back disorders, diagnosis is often complex or unknown; making treatment procedure difficult. Asymptomatic individuals can be identified from those with low back pain using patterns of muscular activity during the flexion-relaxation phenomenon (FRP). However, factors modulating FRP need yet to be clarified. Therefore, the objective of this study is set to measure trunk/pelvic kinematics, muscular recruitment, and ground reaction forces in unconstrained flexion-extension tasks at different speeds. Speed of movement in the sagittal plane has been suggested to be associated with back musculoskeletal disorders. Moreover, the effect of a manipulation called neuro-proprioceptive facilitation (FNP), which aims to gain lumbar flexibility, on results is investigated.

Measurements were carried out on fourteen healthy young male subjects performing free flexion-extension tasks at three different velocities with distinct time periods (6 sec, 3 sec and minimal at approximately 1 sec carried out randomly). During these tasks, the electromyography activity of five pairs of superficial back and abdominal muscles, trunk and pelvis rotations, and ground reaction forces were simultaneously measured. For the sake of normalization of muscular activities, maximum voluntary contractions (MVC) were also measured. One way ANOVAs with $\alpha=0.05$ were performed followed by Tukey's post hoc multiple comparisons with $p<0.05$ as significance level.

Abdominal activities showed a very different pattern among subjects. Maximum activity of dorsal muscles, however, occurred at significant larger angles according to statistics during flexion phase when compared with the extension phase. At the time maximum activity of dorsal muscles happened, contribution of the lumbar spine to generate trunk rotation was larger than that of the pelvis. The FRP was mainly observed in muscles at the lumbar level for the case of moderate and slow velocities; presenting a very significant drop of the back muscular activities by about 84%. Trunk angle in which muscles were re-activated following the FRP was smaller (closer to the upright posture) than the angle in which silence initially begins during the flexion phase.

The upper body inertia increased at maximum speed, reaching 1.4 times of the value for slow and moderate speeds during a flexion-extension task. Accordingly, a significant increase in trunk mobility and mean maximum EMG signals of IC ($p < 0.002$ between slow and maximum speeds $p < 0.008$ between the moderate and maximum speeds) was observed. Activity of RA increased more significantly between slow/moderate and maximum speeds ($p < 0.002$) than that of EO ($p < 0.005$). Peak activity of back muscles in flexion and extension phases were likely to happen at relatively smaller trunk angle in moderate velocity when compared to the slow one (no statistical significance). As for the IC, FRP happened at smaller pelvis rotation for the tasks performed with moderate velocity compared to those performed at slow velocity ($p < 0.04$). In extension phase, the FRP silence ended at smaller pelvis angle for faster movement (IC: $p < 0.05$ and ER: $p < 0.03$).

As the velocity of movement increased, the pelvis angle at which FRP silence started (for lumbar muscles during flexion phase) and finished (for thoracic and lumbar muscles for extension phase) tended to diminish; resulting in larger range of motion with FRP. A modification of the lumbar-pelvic rhythm would occur according to the speed, mainly because of the pelvis dynamic. The FNP manipulation did not cause any significant effect on the measured variables.

In the light of these findings, it appears that the speed of movement influences the trunk muscular activities, kinematics and kinetics of the spine during free flexion-extension tasks. A very fast execution of this type of task would not be, thus, suitable since certain protective dorsal muscular behaviors are inhibited. A slow to moderate speed, while being representative of trunk natural dynamics, is recommended during trunk flexion-extension tasks.

In future studies, different groups of subjects (symptomatic, females or having extreme morphologies like thin or obese persons) can be recruited to study the effect of different parameters such as gender, anthropometric dimensions, fatigue and resting periods on results. Moreover, knee angle as well as external loads (at different magnitudes and elevations) can be considered in order to model tasks that are more representative of those preformed at workplace or in daily life activities.

Key words: Biomechanics, electromyography; kinematics; forces platform; trunk; flexion-relaxation phenomenon

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ.....	iv
ABSTRACT	vii
LISTE DES TABLEAUX.....	xiv
LISTE DES ABRÉVIATIONS	xvi
LISTE DES ANNEXES.....	xvii
REMERCIEMENTS	xviii
CHAPITRE 1 – INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 – REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
2.1 INTRODUCTION.....	5
2.2 ANATOMIE FONCTIONNELLE DU RACHIS ET DU BASSIN.....	5
2.2.1 Le système passif	6
2.2.2 Le système actif	11
2.2.3 Repères de référence du rachis	15
2.2.4 Mouvements du rachis	16
2.3 PHÉNOMÈNE DE FLEXION/RELAXATION (PFR)	18
2.4 ÉTUDES CINÉTIQUES ET CINÉMATIQUES DU RACHIS.....	25
2.4.1 Dynamique du mouvement.....	25
2.4.2 Variation selon la vitesse	26
2.4.3 Forces de réaction au sol.....	30
2.5 FACILITATION NEURO-PROPRIOCEPTIVE (FNP)	31
2.6 RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE.....	34
CHAPITRE 3 – MATÉRIEL ET MÉTHODES	37

3.1 PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL	37
3.1.1 Sélection et préparation des sujets.....	37
3.1.2 Procédures	39
3.1.2 Équipement.....	40
3.1.3 Tâches effectuées	43
3.2 TRAITEMENT ET ANALYSE DES SIGNAUX	45
3.2.1 Données cinématiques	45
3.2.2 Données EMG	46
3.2.3 Données de forces de réaction au sol	49
3.2.4 Analyses statistiques.....	50
CHAPITRE 4 – RÉSULTATS	51
4.1 CINÉMATIQUE	51
4.2 SIGNAL D'EMG	57
4.3 FORCES DE RÉACTION AU SOL	65
4.4 RELATIONS ENTRE LES VARIABLES D'INTÉRÊT	67
4.4.1 Angles relatifs aux maxima d'EMG	67
4.4.2 PFR	70
4.4.3 Occurrence des maxima de F_z	73
CHAPITRE 5 – DISCUSSION	76
5.1 RETOUR SUR L'OBJECTIF	76
5.2 INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS	76
5.3 LIMITES DE L'ÉTUDE	88
CHAPITRE 6 – CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS	91
RÉFÉRENCES	94

LISTE DES FIGURES

Fig. 2.1 : Composition osseuse de la colonne vertébrale et emplacement des courbures .	6
Fig. 2.2 : Vue supérieure de la vertèbre L12	7
Fig. 2.3 : Composition osseuse et ligamentaire du bassin	10
Fig. 2.4 : Muscles érecteurs du rachis.....	12
Fig. 2.5 : Muscles de la paroi abdominale	13
Fig. 2.6 : Éléments contractiles de la fibre musculaire.....	15
Fig. 2.7 : Plan de référence et système d'axes	16
Fig. 3.1 : Positionnement des électrodes d'EMG a) à l'avant et b) à l'arrière du sujet...	40
Fig. 3.2 : Positionnement des diodes du système Optotrak	41
Fig. 4.1 : Exemple d'un mouvement de flexion-extension réalisé par le sujet #5 selon la vitesse d'exécution a) lente, b) moyenne et c) maximale. On note que la rotation de la partie lombaire est plus importante que celle du pelvis.	52
Fig. 4.2 : Exemple d'un mouvement de flexion-extension à vitesse : a) lente, b) moyenne et c) maximale. Contrairement aux résultats de la figure précédente, la rotation de la partie pelvienne est plus importante que celle de la partie lombaire. Données du sujet #6.	53
Fig. 4.3: Signaux EMG en fonction de la vitesse d'exécution a) lente, b) moyenne et c) maximale. Signaux captés chez le sujet # 7.	59

Fig. 4.4: Hausse des signaux d'EMG des muscles dorsaux à vitesse d'exécution lente a) à partir des signaux réguliers et b) suite à la FNP pour le sujet #12	62
Fig. 4.5: Tracés de F_z en fonction de la vitesse d'exécution a) lente, b) moyenne et c) maximale chez le sujets # 14.....	66
Fig. 4.6: Interaction de la cinématique et de F_z pour la vitesse d'exécution rapide pour le sujet #14	73
Fig. 4.7: Interaction de la cinématique, de F_z et de l'accélération du tronc pour la vitesse d'exécution rapide pour le sujet #6	74

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1 : Caractéristiques des sujets sains	38
Tableau 4.1 : Tronc : moyenne des angles maximaux de rotation obtenus selon la vitesse pour chaque sujet (ET : écart-type)	54
Tableau 4.2: Pelvis : moyenne des angles maximaux de rotation obtenus selon la vitesse pour chaque sujet (ET : écart-type)	55
Tableau 4.3: Partie lombaire: moyenne des angles maximaux de rotation obtenus selon la vitesse pour chaque sujet (ET : écart-type)	56
Tableau 4.4 : Flexibilité des sujets et scores associés selon le test « sit and reach » (ET : écart-type)	57
Tableau 4.5 : Activité maximale des muscles du dos de tous les sujets (exprimée en % de leur maximum) en fonction de la vitesse de flexion-extension ($\bar{x}$: moyenne, ET : écart-type)	60
Tableau 4.6 : Activité maximale des muscles de l'abdomen de tous les sujets (exprimée en % de leur maximum) en fonction de la vitesse de flexion-extension ($\bar{x}$: moyenne, ET : écart-type)	60
Tableau 4.7 : Ratio moyen des maxima d'EMG flexion/extension pour tous les sujets	61
Tableau 4.8 : Ratios EMG moyens selon le muscle pour tous les sujets, à vitesse lente ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type, RFE : Ratio Flexion/Extension, RFR : Ratio Flexion/Relaxation)	64
Tableau 4.9 : Ratios EMG moyens selon le muscle pour tous les sujets, à vitesse moyenne ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type, RFE : Ratio Flexion/extension, RFR : Ratio Flexion/Relaxation)	64

Tableau 4.10 : F_z (valeur maximale et étendue) et excursion du CP en fonction de la vitesse d'exécution pour tous les sujets (ET : écart-type).....	66
Tableau 4.11 : Angles relatifs aux maxima d'EMG lors de la bouffée en flexion selon les segments, à vitesse lente ($\bar{x}$: moyenne, ET : écart-type).....	67
Tableau 4.12 : Angles relatifs aux maxima d'EMG lors de la bouffée en flexion selon les segments, à vitesse moyenne ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type).....	67
Tableau 4.13 : Angles relatifs aux maxima d'EMG lors de la bouffée en extension selon les segments, à vitesse lente ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type)	68
Tableau 4.14 : Angles relatifs aux maxima d'EMG lors de la bouffée en extension selon les segments, à vitesse moyenne ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type)	69
Tableau 4.15 : Angles relatifs lors du début du silence selon les segments, à vitesse lente ($\bar{x}$: moyenne, ET : écart-type).....	70
Tableau 4.16 : Angles relatifs lors du début du silence selon les segments, à vitesse moyenne ($\bar{x}$: moyenne, ET : écart-type).....	71
Tableau 4.17 : Angles relatifs lors de la fin du silence selon les segments, à vitesse lente ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type).....	72
Tableau 4.18 : Angles relatifs lors de la fin du silence , à vitesse moyenne ($\bar{x}$: moyenne, ET : déviation standard)	72
Tableau 4.19 : Valeurs maximales de flexion du rachis par segment, chez des sujets sains, lors de mouvements de flexion antérieure	77
Tableau 4.20 : Valeurs d'angles relatifs, d'étendue de valeurs et d'amplitude de mouvement (%) pour l'occurrence du silence du PFR selon la littérature	87

LISTE DES ABRÉVIATIONS

Abréviations françaises :

CMV : Contraction maximale volontaire

DC : Densité corporelle

ECG : Électrocardiographie

EMG : Électromyographie

ER : Muscle érecteurs du rachis (masse commune)

ET : Écart-type

FNP : Facilitation neuro-proprioceptive

IC : Muscle iliocostalis

LG : Muscle longissimus

N.D. : Non disponible

OE : Muscle oblique externe

PFR : Phénomène de flexion/relaxation

RA : Muscle droit de l'abdomen

RFE : Ratio de Flexion/Extension

RFR : Ratio de Flexion/Relaxation

S : Somme des 4 plis adipeux

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1: FORMULAIRE DE CONSENTEMENT ET APPROBATION DU COMITÉ D'ÉTHIQUE DE L'HÔPITAL SAINTE-JUSTINE ET DE L'ÉCOLE POLYTECHNIQUE 103

ANNEXE 2: CINÉMATIQUE ET EMG EN FONCTION DU TEMPS À VITESSES D'EXÉCUTION A) LENTE, B) MOYENNE ET C) MAXIMALE CHEZ TOUS LES SUJETS.....111

ANNEXE 3: VALEURS DÉTAILLÉES DES ACTIVITÉS MUSCULAIRES MAXIMALES NORMALISÉES POUR LES MUSCLES DORSAUX ET ABDOMINAUX CHEZ TOUS LES SUJETS.....140

ANNEXE 4: VALEURS DÉTAILLÉES DES ACTIVITÉS MUSCULAIRES NORMALISÉES LORS DES BOUFFÉES EN FLEXION ET EN EXTENSION CHEZ TOUS LES SUJETS.....144

ANNEXE 5: VALEURS DÉTAILLÉES DES ANGLES RELATIFS AUX MOMENTS CRITIQUES (MAXIMUM DE LA BOUFFÉE EN FLEXION, DÉBUT DU SILENCE, FIN DU SILENCE ET MAXIMUM DE LA BOUFFÉE EN EXTENSION) POUR CHAQUE SEGMENT ET CHEZ TOUS LES SUJETS.....147

REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier mes directeurs de recherche, le Dr Aboulfazl SHIRAZI-ADL, professeur de l'École Polytechnique de Montréal et le Dr Pierre A. MATHIEU, professeur à l'Université de Montréal, pour leur disponibilité, leur rigueur et leur dévouement remarquables. Sans leurs recommandations éclairées, leur support tant au niveau matériel que personnel et leur confiance, la réalisation de cette maîtrise aurait été infiniment plus difficile. J'aimerais aussi souligner la contribution de monsieur Paul Allard, pour m'avoir permis d'utiliser ses installations au Laboratoire d'étude sur le mouvement et ses judicieux avis. En outre, j'exprime ma reconnaissance au Dr. Carl-Éric AUBIN pour m'avoir permis d'utiliser son équipement de capture de mouvements *Optotrak*. Je tiens aussi à souligner l'apport l'Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du Travail qui a partiellement financé cette étude pendant 16 mois.

Ma gratitude s'exprime aussi envers monsieur Christian LARIVIERE, professeur associé à l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, pour sa présence sur le jury. Je tiens à remercier monsieur L'hocine YAHIA, professeur en génie mécanique et membre de l'Institut de génie biomédical, qui a bien voulu présider cette thèse. Un merci spécial à mes collègues Navid ARJMAND et Babak BAZRGARI pour leur soutien inestimable et leur présence joviale lors de la réalisation des expériences. Merci aussi à David FILION et Jean-François THOUIN pour m'avoir défriché et raccourci le chemin. Merci également à tous mes collègues et amis de la section de mécanique appliquée avec qui j'ai partagé de longues heures dans un climat agréable.

Merci particulièrement à Luis BUELNA, pour l'entraide, le support moral et d'avoir égayé ma maîtrise de sa lumière. Je tiens absolument à remercier ma famille pour avoir cru en moi et pour la bonté de leurs gestes quotidiens.

CHAPITRE 1 – INTRODUCTION

La dorsalgie, ou mal de dos, peut se manifester à divers niveaux de la colonne vertébrale et être accompagnée d'une gamme de symptômes: douleur, tension, raideur, faiblesse dans les muscles ou les membres et parfois des sensations de picotement ou de brûlure. Selon Statistique Canada (2006), la dorsalgie se présente aussi souvent chez l'homme que chez la femme dans la population en général et souvent chez les travailleurs. Les contraintes engendrées par les charges externes (incluant la gravité) et les muscles sont principalement à l'origine de cette douleur et son siège est le plus souvent situé au bas du dos, dans la partie lombaire. Cette région supporte une importante fraction du poids du corps et est sujette à de fortes contraintes mécaniques. Cependant, les dorsalgies peuvent découler de traumatismes ou de pathologies sous-jacentes; ce qui complexifie le portrait de cette pathologie (Statistique Canada, Groupe d'analyse et de mesure de la santé, 2006). La cause exacte de la douleur est inconnue chez 85 à 90% des personnes dorsalgiques (Hicks et al., 2002).

Les désordres de la colonne vertébrale occupent la première place pour les causes d'incapacité chez la population de moins de 45 ans (Ashton-Miller et Schultz, 1997). Au Canada, quatre adultes sur cinq seront victimes d'un épisode de dorsalgie au cours de leur vie (McPhillips-Tangum et al., 1998), particulièrement dans la tranche d'âges de 30 à 50 ans (NIOSH, 1977). Les limitations reliées à cette condition touchent plusieurs sphères: le travail, les loisirs, la vie familiale ainsi que certaines activités de la vie quotidienne et représentent des enjeux économiques très importants. En 1998, les dorsalgies représentaient 28% des lésions professionnelles chez les travailleurs, en engendrant 33,4% des coûts d'indemnité de remplacement de revenus (CSST, 1998). Cette tendance se maintient puisqu'en 2003 un grand nombre de demandes de retrait du travail, soit 25 % de celles-ci, était toujours relié aux blessures au dos (CTFPHC, 2003). En 2004, la CSST a versé près de 1,56 milliard de dollars en compensation de lésions

professionnelles pour 135 000 travailleurs québécois (CSST, 2005). Santé Canada a quantifié l'aspect économique relié à l'invalidité en 1998 au pays, ce qui représentait 159,4 milliards de dollars, dont 16,4 milliards pour les affections musculosquelettiques. La presque totalité de ces coûts sont de nature indirecte et reliés à la perte de productivité et aux incapacités associées à ces lésions (Statistique Canada, Division des statistiques sur la santé, 2000).

Que ce soit en prévalence (près de 80%) ou au niveau des coûts (15%), ce sont les douleurs au niveau lombaire (les lombalgies) qui sont les plus prépondérantes des dorsalgies (Webster et Snook, 1994). Pourtant, leur étiologie est imprécise malgré que certaines hypothèses se répètent dans la littérature concernant les facteurs de risque associés de même que leur rôle pour causer ou précipiter leur mécanisme de développement. Le travail monotone, la perception des charges comme étant lourdes, le travail sous pression, le niveau de responsabilité faible à l'intérieur de l'emploi et le manque de support social semblent être fortement associés dans la genèse de ce mécanisme et des facteurs précipitants (Bongers et al., 1993).

Les études épidémiologiques ont dénombré six facteurs principaux reliés à l'emploi pour expliquer les symptômes des lombalgies : (1) le travail physique exigeant, (2) les postures statiques, (3) les flexions et torsions fréquentes, (4) les tâches de levage et les traumatismes soudains, (5) le travail répétitif et (6) l'exposition aux vibrations (Frymoyer et al., 1983). Une étude à grande échelle a révélé que les tâches de levage et de flexion antérieure sont à l'origine de 33% des lombalgies reliées au milieu de travail (Damkot et al., 1984). Les tâches de flexion avant, au même titre que les tâches de levage, les positions précaires et le travail manuel intense sont fortement associées aux désordres musculosquelettiques lombaires (Burdorf et Sorock, 1997; Ferguson et Marras, 1997; Frank et al., 1996; NIOSH, 1977). Les travailleurs manuels sont donc fortement à risque de développer des douleurs au dos. D'ailleurs 63% des demandes de compensation reliées aux lombalgies seraient liées au travail manuel (Bigos et al., 1986).

Les impacts sociaux et économiques de cette pathologie sont évidents, mais le niveau de connaissance à son sujet demande encore à être élargi et approfondi. De multiples recherches ont été effectuées dans le but de préciser les diagnostics de dorsalgies et les mécanismes les entourant. Les patrons d'activation des muscles entourant la colonne lombaire semblent en cause (Hodges et Moseley, 2003; Panjabi, 2003). L'approche basée sur la captation des signaux électriques émis par les muscles, l'électromyographie (EMG), a souvent été utilisée afin de quantifier ces phénomènes. Plus récemment, d'autres techniques permettant d'analyser la cinématique de certaines parties du rachis et des structures avoisinantes ont été utilisées afin de préciser de manière quantitative les mouvements du corps. D'autres approches permettent aussi de valider le portrait établi par les techniques précédentes en considérant les composantes des forces externes, comme l'utilisation d'une plate-forme de forces qui mesure les forces de réaction au sol (Chen et al., 1998; Saha et al., 2007).

Nous nous sommes intéressés aux phénomènes musculaires se produisant au niveau des muscles du rachis ainsi qu'à la dynamique du rachis et du pelvis, lors de tâches de flexion et d'extension du rachis sans mise en charge. On a voulu tester l'hypothèse que la vitesse de mobilisation, lors de ces tâches effectuées dans une position standardisée, modifie les patrons d'activité musculaire au niveau des muscles du dos et de l'abdomen de même que la dynamique du rachis et du pelvis que ce soit séparément ou entre eux. La détermination des implications musculaires et des changements posturaux selon la vitesse d'exécution vise à étayer les recherches préalables sur la biomécanique du dos.

Dans le chapitre suivant, nous présenterons une revue de la littérature, qui consigne les informations pertinentes à la compréhension des concepts abordés dans notre travail. De plus, les hypothèses sous-jacentes à notre étude seront abordées et explicitées afin de poser les assises de notre protocole et des analyses effectuées sur les différents types de données recueillies.

Le troisième chapitre traitera donc de la méthodologie employée lors du protocole expérimental et du traitement des données qui considéreront les deux facteurs à l'étude : la vitesse d'exécution de la tâche et la manipulation FNP de manière secondaire. La vitesse est un des paramètres de la tâche pouvant être considéré comme un facteur précipitant de douleurs au dos. La FNP représente une modulation de la flexibilité de la partie lombaire en vue de valider l'effet d'un gain d'amplitude de mouvement sur la dynamique du rachis ainsi que sur la réponse musculaire associée.

Le chapitre quatre présentera les résultats expérimentaux obtenus qui seront traités selon chaque système (EMG, cinématique, plate-forme de forces) puis en interrelation. Une emphase sera mise sur le phénomène de flexion/relaxation (PFR), phénomène musculaire fréquemment cité dans la littérature en association avec les dorsalgies. Une discussion suivra afin de soumettre une interprétation des résultats et de soulever les causes d'erreur à l'intérieur de l'étude. Pour terminer cet ouvrage, une conclusion et certaines recommandations feront ressortir les points marquants de cette étude tout en soumettant certaines avenues de recherche prometteuses pour de futures investigations.

CHAPITRE 2 – REVUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 INTRODUCTION

Ce chapitre comporte des sections distinctes permettant d'exposer la problématique à l'étude dans son ensemble. En premier lieu, les concepts anatomiques et biomécaniques reliés à la mobilisation du rachis et du pelvis sont présentés. On traite ensuite des patrons d'activation musculaire, particulièrement du PFR, en abordant l'effet de la vitesse sur ceux-ci en regard de la littérature. À la suite, une section porte sur les profils distincts des sujets sains et des patients lombalgiques en ce qui a trait à l'activité musculaire. En outre, on discute brièvement des analyses cinétiques (portant sur les forces externes) qui sont des variables explicatives rarement combinées aux techniques d'analyses cinématique et d'EMG pour ce genre de tâche. Finalement, des études sur le rachis selon le paramètre de la vitesse d'exécution lors de tâches de flexion et d'extension seront résumées. Les connaissances regroupées dans ce chapitre serviront à préciser les objectifs de ce travail et mettre en perspective l'importance des données à recueillir.

2.2 ANATOMIE FONCTIONNELLE DU RACHIS ET DU BASSIN

(Marieb, 1999; Netter, 1999)

Les études biomécaniques présentent habituellement la colonne vertébrale selon deux systèmes distincts : un système « passif » qui regroupe les vertèbres, ligaments et disques intervertébraux et un système « actif » qui comprend l'ensemble des muscles qui influent sur la mobilité de la colonne vertébrale. Les muscles servent d'agents actifs par leur action motrice de manière concentrique ou leur fonction de freinage de manière excentrique ou en co-contraction. Le système passif sera d'abord examiné puis suivra le système actif dans la section suivante.

2.2.1 Le système passif

La **colonne vertébrale**, ou rachis, est la principale structure de support du squelette humain grâce à une conformation souple et ondulée. En vue latérale, elle présente quatre courbures : cervicale, thoracique, lombaire et sacrée (Fig. 2.1).

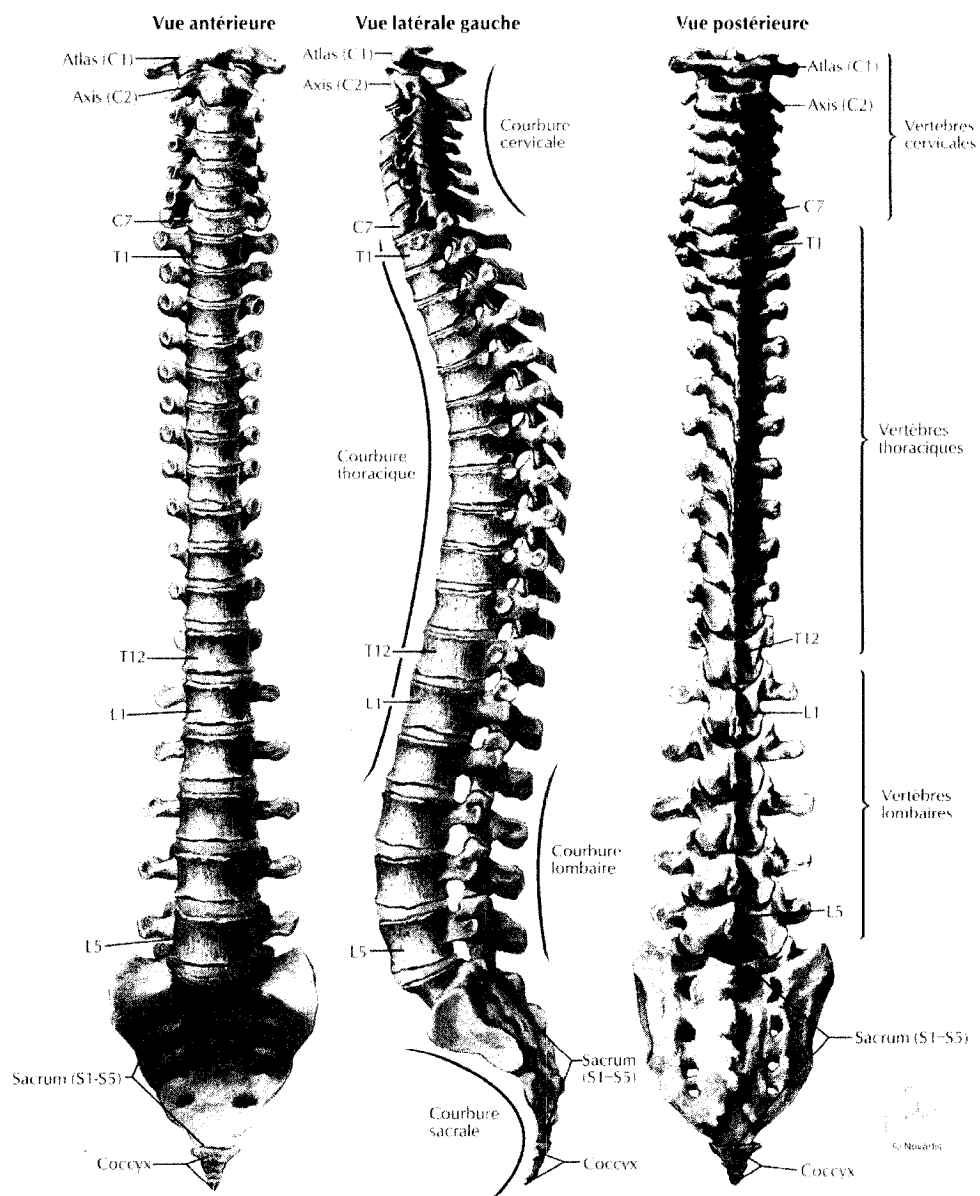


Fig. 2.1 : Composition osseuse de la colonne vertébrale et emplacement des courbures
(tirée de Netter, 1999, p.142)

L'importance mécanique de ces courbures physiologiques est majeure : elles procurent stabilité, flexibilité et capacité d'absorption des chocs à la colonne (White et Panjabi, 1990). Elle est généralement composée de 24 vertèbres distinctes (Fig. 2.2) : sept vertèbres cervicales à partir du crâne, douze vertèbres thoraciques dans la partie supérieure et médiane du rachis et cinq vertèbres lombaires formant le bas du dos. Cinq vertèbres sacrales soudées entre elles s'ajoutent en partie distale. Cette dernière partie se nomme sacrum et relie la colonne vertébrale à la ceinture pelvienne ainsi qu'au coccyx. La colonne vertébrale se termine au niveau du bassin, zone où elle transmet le poids du corps aux membres inférieurs. La colonne a un rôle moteur : elle permet la réalisation de mouvements physiologiques par la sommation des déplacements de ses composantes. Elle permet aussi l'attachement des côtes entourant la cavité abdominale et elle assure un rôle de protection majeur : elle soutient et protège la moelle épinière. Cette dernière distribue à chaque étage vertébral des racines nerveuses motrices et sensibles par des orifices appelés trous de conjugaison.

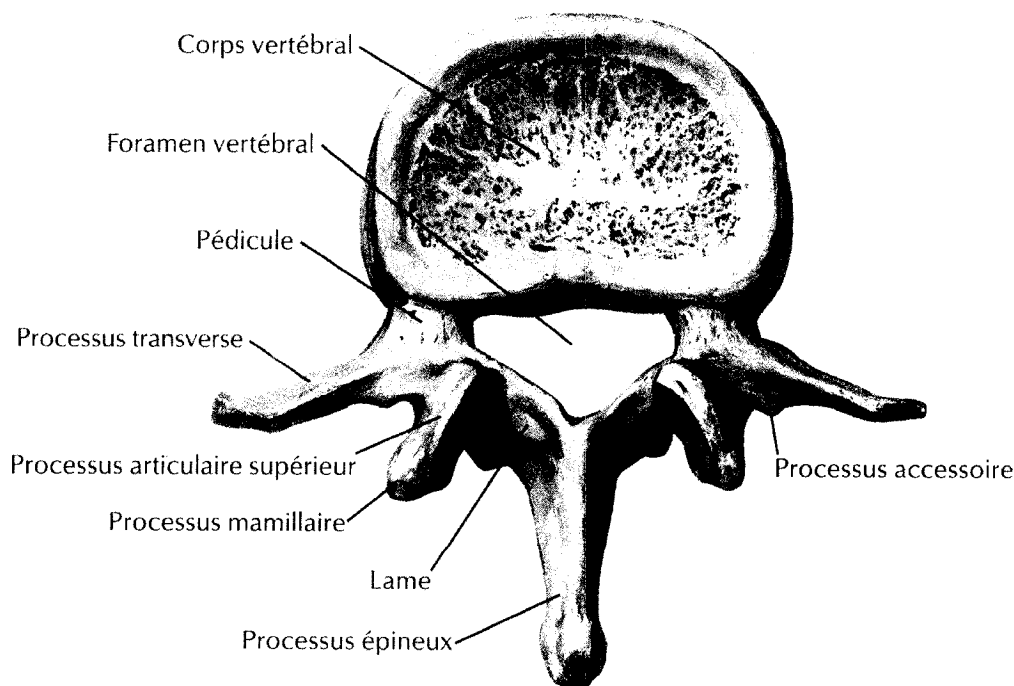


Fig. 2.2 : Vue supérieure de la vertèbre L12 (tirée de Netter, 1999, p.144)

Les **vertèbres** comprennent toutes un corps en partie antérieure, un arc en partie postérieure et des surfaces de contact ou articulaire. Le corps sert principalement à supporter les charges et l'arc à limiter les amplitudes de mouvement de manière dynamique. Les arches comprennent des pédicules qui se prolongent, selon le niveau de la vertèbre, vers des lames vertébrales et diverses apophyses. Les apophyses transverses et épineuses servent de bras de levier aux muscles qui s'y attachent alors que les apophyses articulaires servent de butées osseuses et d'articulation entre les vertèbres (Chevrel, 1994).

Les vertèbres mobiles sont reliées entre elles aux niveaux des corps vertébraux par un **disque intervertébral** de tissu conjonctif. Ces disques possèdent un centre gélatineux appelé noyau pulpeux et un pourtour résistant nommé anneau fibreux. Cette structure permet de supporter et de distribuer les charges tout en restreignant les mouvements excessifs (Nordin et Frankel, 1989). Ces vertèbres mobiles forment plusieurs articulations permettant le soutien et la mobilité du crâne, la flexion du cou et du dos selon la partie dans laquelle elles se situent.

Partie cervicale (C1 à C7)

Les vertèbres cervicales se rencontrent près de la tête et forment une courbure cervicale (convexe postérieure) plus ou moins importante. La première vertèbre se nomme atlas, en référence à la mythologie gréco-romaine, puisqu'elle supporte directement le poids du crâne. La seconde vertèbre porte le nom d'axis puisqu'elle intervient dans la rotation de la tête en permettant la rotation de l'atlas autour de sa dent proéminente. Les cinq vertèbres suivantes sont nommées par leur numéro selon leur localisation à partir de la tête. Toutes ces vertèbres possèdent des apophyses transverses trouées et une tubérosité en antérieur. La partie cervicale est très mobile et permet un ajustement postural lors de tâches dynamiques.

Partie thoracique (T1 à T12)

Les vertèbres thoraciques, ou dorsales, se retrouvent au milieu de la colonne vertébrale et forment la courbure thoracique (convexe antérieure). La plupart de celles-ci possèdent des facettes costales ainsi que des apophyses transverses. Les vertèbres lombaires se retrouvent en dessous des vertèbres thoraciques et présentent des corps vertébraux beaucoup plus gros que les précédentes. Cette anatomie résulte de la sommation des éléments en empilement : le poids de la tête mais aussi celui des vertèbres supérieures doit être supporté. Dans la majorité des études biomécaniques, cette partie est considérée comme un élément rigide, joignant les parties cervicale et lombaire, dont la vertèbre T12 est la charnière (Bergmark, 1989).

Partie lombaire (L1 à L5)

Les vertèbres lombaires se situent au bas de la colonne vertébrale et forment la courbure lombaire (convexe postérieure). Leurs facettes articulaires sont comprises dans une surface cylindrique centrée sur l'arrière de la vertèbre favorisant la flexion, l'extension et la flexion latérale du rachis. Elles ne présentent pas de facettes au niveau du corps de leur vertèbre, ni d'apophyse transverse comme les vertèbres thoraciques. Leur apophyse épineuse, de forme rectangulaire, pointe vers l'arrière. Leur corps est beaucoup plus massif que toutes les vertèbres précédentes : la partie lombaire, de part sa localisation, supporte le plus de charges de compression.

Partie distale

Les vertèbres suivantes, les sacrales et les coccygiennes, forment des structures rigides et moins bien définies. Leurs surfaces ne sont pas uniformes : des foramens y sont présents ainsi que plusieurs crêtes et tubérosités. Elles permettent de fixer les os du bassin et de supporter l'ensemble du poids de la colonne depuis sa surface articulaire lombo-sacrale très étendue. Le coccyx, vestige de la queue de nos ancêtres primates très lointains, suit cette partie et se compose d'au moins quatre vertèbres semi-mobiles. De nos jours, son rôle se limite à protéger une section du tube digestif.

De nombreux **ligaments** s'ajoutent à cette conformation afin de renforcer les articulations entre les corps vertébraux et les éléments postérieurs. On dénombre principalement les ligaments longitudinal antérieur, longitudinal postérieur, jaunes, interépineux et supra-épineux qui agissent à titre de ressort. Le **bassin** (Fig. 2.3), ou ceinture pelvienne, est formé du sacrum et de deux os coxaux (os iliaques) unis entre eux par les articulations sacro-iliaques en postérieur et la symphyse pubienne en antérieur. Le sacrum possède une forme de pyramide rectangulaire pointant vers le bas et provient de la réunion des vertèbres sacrées. Les os iliaques comprennent trois parties : l'ilion, l'ischion et le pubis. Cette structure sert de jonction entre la colonne et le membre inférieur, elle est donc soumise à des charges et des contraintes imposantes. Un réseau ligamentaire développé l'entoure afin de maintenir la cohésion. L'articulation lombo-sacrée, présente un profil mécanique particulier : d'importantes charges y sont transmises malgré une mobilité accrue pour des mouvements de flexion-extension engendrant une zone fragile du rachis (Moore, 1992).

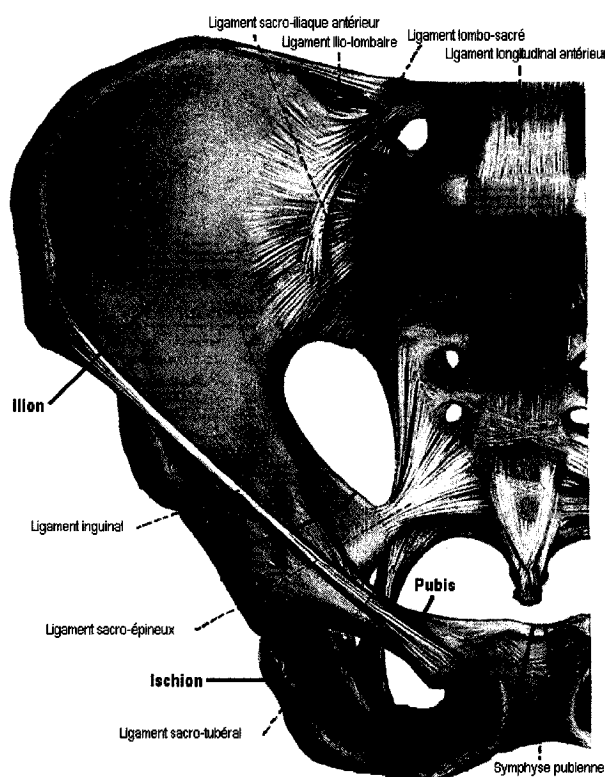


Fig. 2.3 : Composition osseuse et ligamentaire du bassin
(adaptée de www.wikimedia.org, site consulté le 20 août 2006)

2.2.2 Le système actif

Un grand nombre de muscles disposés selon des couches superposées supporte et mobilise le rachis. Ils démontrent deux caractéristiques afin d'accomplir ces rôles (Bergmark, 1989), par leur action active ou passive. Le système global comprend les muscles superficiels attachés à la cage thoracique qui génèrent d'importants moments de force afin de stabiliser et de déplacer le rachis sans influencer ses segments (vertèbres) individuellement. Le système local englobe les muscles profonds liés aux vertèbres lombaires permettant un contrôle local de la stabilité ou des mouvements vertébraux.

Les muscles érecteurs du rachis

Les érecteurs du rachis (Fig. 2.4) regroupent trois muscles (longissimus, iliocostalis et épineux) sous une masse commune dont l'action principale est l'extension du rachis mais qui permet aussi la flexion latérale et la rotation. Ils se retrouvent dans la couche intermédiaire des muscles profonds du dos. Le multifide est parfois associé à ce groupe de par son rôle (Romanes, 1972), mais il ne sera pas considéré dans cette étude.

Le **longissimus**, ou long dorsal, est le muscle le plus long et le plus épais du corps (Romanes, 1972) qui se retrouve le plus interne de la masse commune des érecteurs du rachis. Il origine d'une aponévrose sur le sacrum, des apophyses transverses des vertèbres thoraciques et des vertèbres C4 à T5. Il s'insère au niveau des côtes 3 à 12, des apophyses transverses de C2 à C6 et de l'apophyse mastoïde, dans la partie postérieure de l'os temporal.

L'**iliocostalis**, ilio-costal ou sacro-lombaire (Rouvière, 1967), possède de nombreux faisceaux musculaires qui ont pour origine la crête iliaque, le sacrum et les neuf dernières côtes. Ceux-ci s'insèrent à l'angle costal des 12 côtes et sur le processus transverse des vertèbres C3 à C6. On peut considérer trois parties de ce muscle le plus externe des érecteurs du rachis : lombaire, thoracique et cervicale.

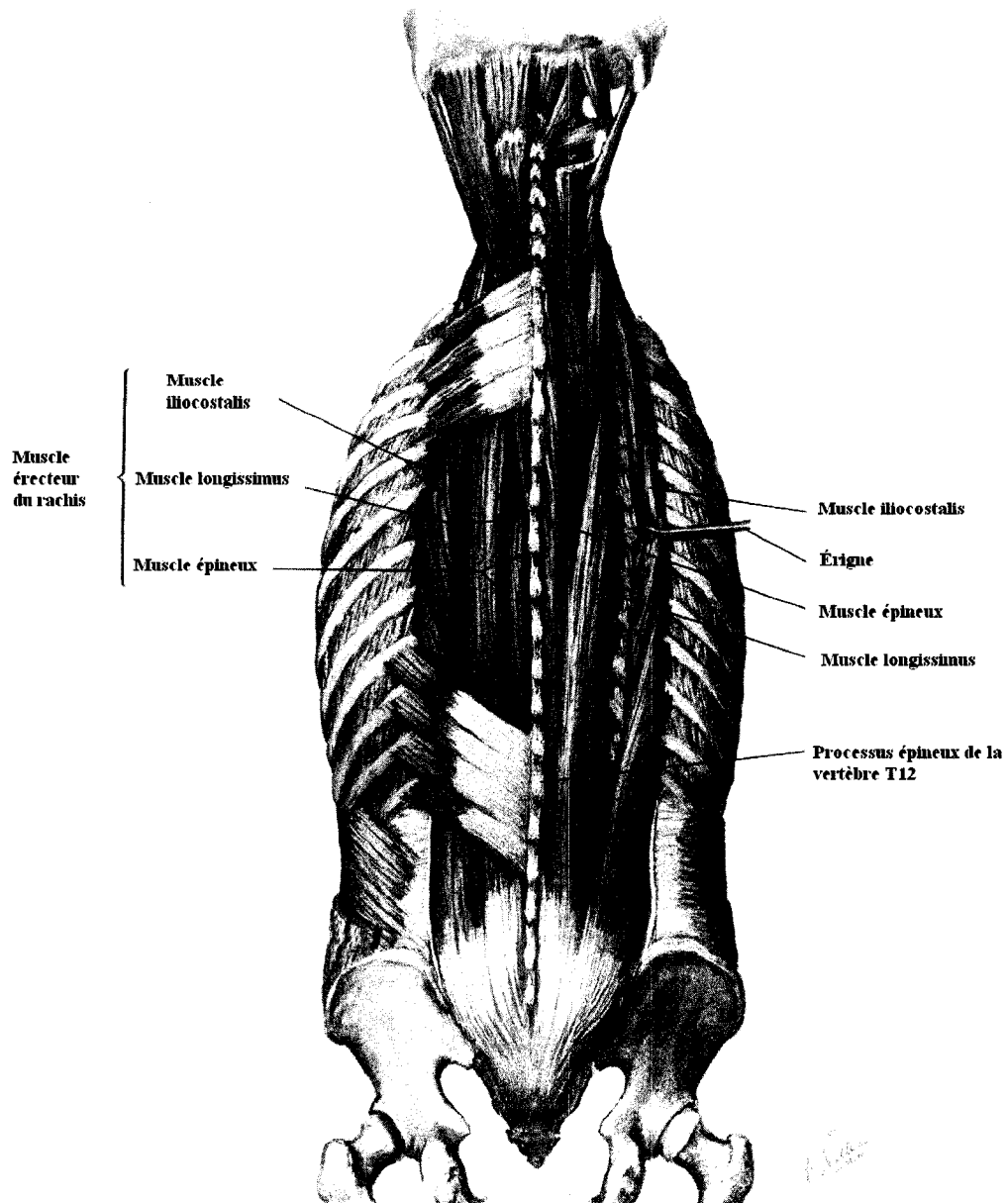


Fig. 2.4 : Muscles érecteurs du rachis (tirée de Netter, 1999, p.161)

L'**épineux**, muscle le plus médial des érecteurs du rachis, origine des processus transverses et épineux des vertèbres et s'insère sur les processus épineux des vertèbres thoraciques supérieures et cervicales. Ici, seulement les muscles iliocostalis et long dorsal sont à l'étude et ce dernier ne sera pas mentionné. L'action de ces muscles du rachis est contrebalancée par leurs antagonistes : les muscles abdominaux.

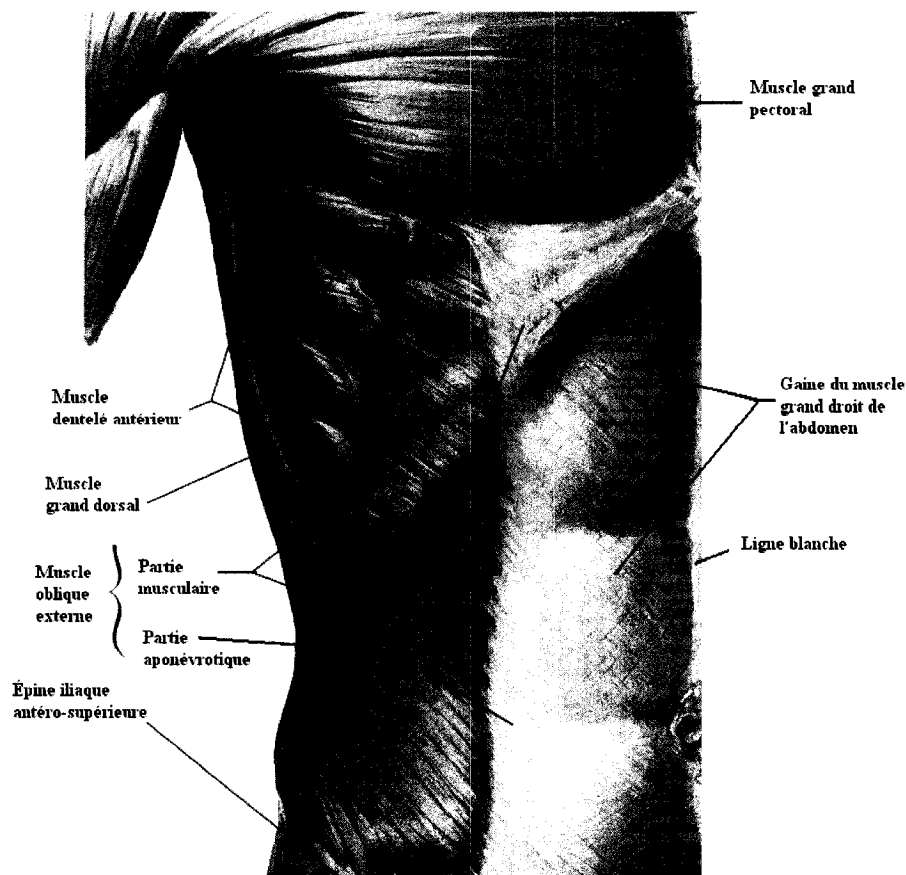


Fig. 2.5 : Muscles de la paroi abdominale (tirée de Netter, 1999, p.232)

Les abdominaux

Les abdominaux (Fig. 2.5) permettent de générer des mouvements de flexion avant, de flexion latérale et de rotation. Ils possèdent une fonction respiratoire (puisque le diaphragme s'y attache) et de contention des organes du système digestif. En outre, ils seraient associés à une augmentation de la pression intra abdominale et de la tension du fascia thoraco-lombaire lors de leur contraction (Sullivan, M. S., 1989). L'**oblique externe** couvre le devant et le côté de l'abdomen et s'attache sur les sept dernières côtes et sur la crête iliaque. Les fibres des muscles droit et gauche se rejoignent en une aponévrose en médial, la ligne blanche. La contraction simultanée des obliques externes de chaque côté entraîne la flexion du rachis. Lors d'une contraction unilatérale, c'est plutôt un mouvement de flexion ipsilatérale ou de rotation axiale qui est engendré.

Le **grand droit de l'abdomen**, muscle élancé qui s'étend verticalement sur l'aponévrose des trois autres muscles abdominaux (oblique transverse, oblique interne et oblique externe), se retrouve dans la couche musculaire la plus superficielle. Il origine du bas du pubis et s'insère sur les côtes 5, 6 et 7. Ses côtés droit et gauche sont séparés par la ligne blanche de l'abdomen. Ses fibres parallèles sont entrecoupées par des intersections tendineuses et celles-ci peuvent être visibles lors de la contraction chez certains sujets. Il engendre la flexion du rachis de manière directe et permet de stabiliser le bassin lors de certains mouvements comme ceux de la marche.

Contraction du muscle squelettique

L'unité motrice (Fig. 2.6) est l'unité fonctionnelle de base de la contraction musculaire. Elle comprend un neurone moteur (ou motoneurone) et les fibres musculaires qu'elle innerve. Les fibres musculaires de 10 à 80 μm de diamètre s'étendent sur toute la longueur du muscle et chaque fibre est habituellement innervée par une seule terminaison nerveuse au niveau de la plaque motrice en son centre.

Les fibres sont composées de myofibrilles, comprenant environ 1500 filaments de myosine et 3000 filaments d'actine. Les interactions de ces composantes permettent la contraction musculaire grâce à une cascade d'événements. Un potentiel d'action est généré et se propage le long d'un nerf moteur jusqu'à sa terminaison sur la fibre musculaire. Des canaux s'ouvrent suite à la libération d'un neurotransmetteur (l'acétylcholine) et des échanges ioniques se produisent. L'entrée massive de sodium à l'intérieur de la fibre musculaire initie une dépolarisation provoquant l'apparition de deux potentiels d'action qui se propagent chacun vers une des extrémités de la fibre musculaire ce qui cause une contraction. Le potentiel électrique généré par cette cascade qui survient simultanément dans plusieurs fibres musculaires peut être enregistré en surface et constitue le signal d'EMG. L'EMG se définit comme l'étude de l'activité du muscle par l'analyse du signal électrique qu'il produit (Basmajian et al., 1985). Cette technique sera à la base de notre étude.

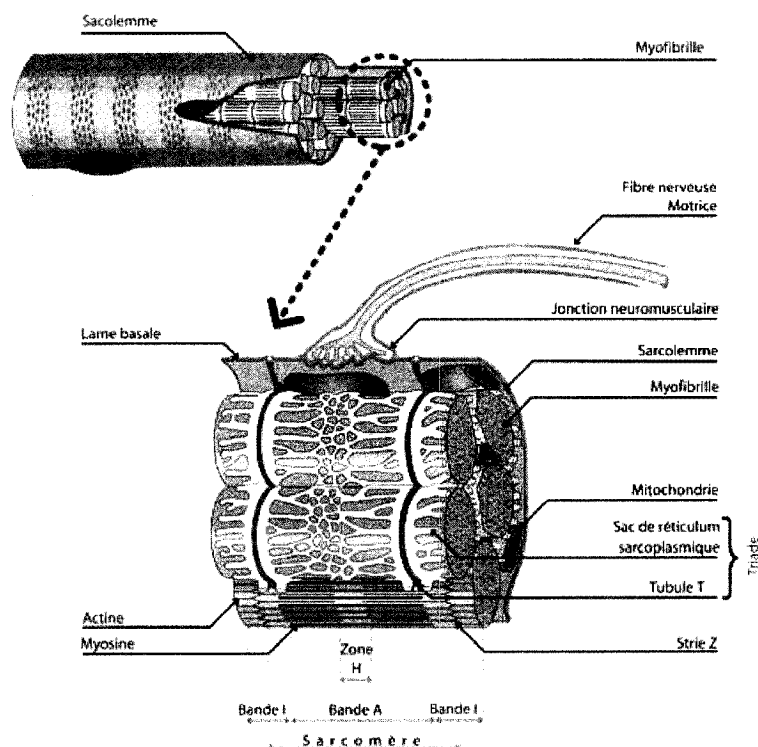


Fig. 2.6 : Éléments contractiles de la fibre musculaire
(tirée de www.afm-france.org, site consulté le 25 août 2006)

2.2.3 Repères de référence du rachis

Trois plans de référence (Fig. 2.7) sont utilisés pour décrire les mouvements dans l'espace: le sagittal, le frontal (coronal) et l'horizontal (transversal) (Dubousset, 1994). Le plan sagittal est le plan de symétrie du corps. Le plan frontal sépare l'avant de l'arrière tandis que le plan transversal sépare le haut du bas du corps. Ces trois plans sont perpendiculaires entre eux.

Les mouvements de flexion et d'extension du rachis s'exécutent parallèlement au plan sagittal. Les mouvements de rotation axiale du rachis sont contenus dans le plan horizontal. De plus, nous utiliserons un repère global utilisant les axes X, Y et Z : X l'axe antéro-postérieur, Y l'axe latéral orienté gauche droite et Z l'axe vertical ascendant selon la ligne de gravité.

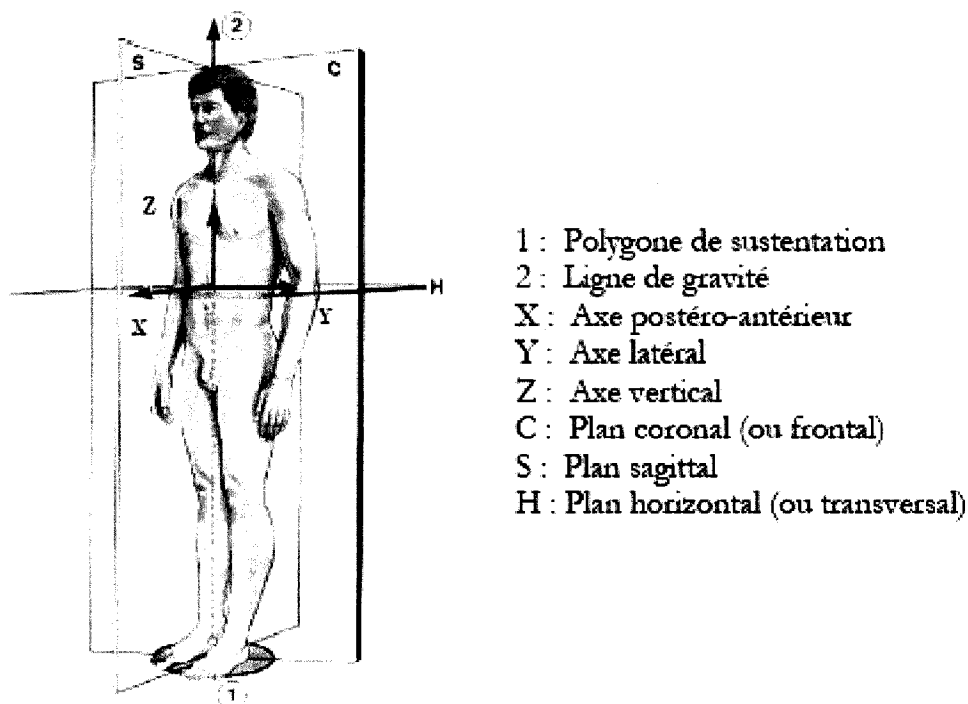


Fig. 2.7 : Plan de référence et système d'axes (tirée de Dubousset, 1994)

2.2.4 Mouvements du rachis

Plusieurs mouvements sont possibles au niveau du rachis : la flexion, l'extension, la rotation axiale et la flexion latérale (ou inclinaison latérale). La mobilité de la colonne vertébrale dépend de plusieurs facteurs : l'épaisseur et l'élasticité des disques vertébraux, la position et la direction des facettes articulaires ainsi que les limitations relatives aux ligaments reliés au rachis. De plus, plusieurs facteurs peuvent influencer significativement la mobilité du rachis : l'âge, la condition physique générale, les activités physiques antérieures ou inhabituelles et même le moment de la journée. En outre, Kipper et Parker (1984) ainsi que Nelson et al. (1995) ont rapporté d'importantes variations dans la dynamique du rachis ainsi que du bassin lors de tâches de flexion entre différents essais. Il faut donc considérer cette redondance dans la dynamique des structures lors de l'analyse des résultats mais un certain patron standard ressort tout de même chez des sujets normaux.

Flexion et extension du rachis (Gupta, 2001)

La flexion se caractérise par un mouvement global postéro antérieur du rachis en opposition à l'extension qui est un mouvement antéropostérieur. La flexion combine les mouvements des vertèbres ainsi que de la flexion du bassin et origine du moment généré par le poids du haut du corps. Selon un modèle biomécanique simplifié, le rachis peut être considéré comme une tige souple fixée à une balle en rotation. La rotation vers l'avant de la balle engendre une flexion de la hanche combinée à une flexion vertébrale représentée par la déformation de la tige. Pour toute position statique du rachis en flexion, cette position est maintenue en équilibre par le moment du poids du haut du corps résisté par les structures passives et les tensions des muscles.

Plusieurs études se sont intéressées à la réponse musculaire des muscles du dos lors de mouvements du rachis dans le plan sagittal avec ou sans charge (Anderson et al., 1977; Ekholm et al., 1982; Ertekin et Ertekin, 1981; Floyd et Silver, 1951, 1955; Morris, 1962; Nachemson, 1966; Ortengren et al., 1981; Pauly, 1966). La contraction excentrique de certains muscles permet de contrôler la flexion du rachis : les érecteurs du rachis pour la flexion vertébrale et les extenseurs de la hanche ainsi que l'ischio-jambier pour la flexion du bassin. L'épineux initie le mouvement et stabilise le rachis tandis que le longissimus et l'iliocostalis agissent ensuite (Pauly, 1966). Anderson et al. (1977), décrivent quantitativement l'effet de la flexion sur le signal d'EMG : la progression de la flexion (de 10° vers 50°), de même que la hausse de la charge imposée, engendrerait une augmentation du signal d'EMG.

Lors de l'extension du rachis, à partir de sa position de flexion maximale, ce sont les muscles extenseurs de la hanche et l'ischio-jambier qui entraînent le mouvement principalement. L'extension du pelvis, pour sa part, est provoquée en partie par le retour élastique des ligaments vertébraux étirés. Kippers et Parker (1992), ont utilisé l'EMG pour démontrer la chronologie des événements lors d'une tâche de levage : l'extension lombaire précède l'activation des muscles érecteurs du rachis. L'extension de la région

vertébrale se réaliserait donc par les structures passives étirées en combinaison de l'action active des muscles. En outre, une augmentation de la flexion lombaire durant la phase initiale de la tâche de levage permettrait ce retour élastique des structures passives, ce qui faciliterait le retour du rachis en position verticale et retarderait encore plus l'activation des muscles du rachis lors du retour de l'activité myoélectrique.

Selon Morris (1962), les muscles érecteurs du rachis respectent une hiérarchie concernant leur niveau d'activation durant la flexion et l'extension de la colonne : l'épineux, le longissimus et l'iliocostalis en ordre décroissant. Selon Pauly (1966), les attaches de ces muscles expliqueraient ce phénomène : les insertions épineuses de l'épineux présentent un avantage mécanique sur les insertions au niveau des apophyses transverses pour le longissimus et au niveau des côtes pour l'iliocostalis. En bref, l'épineux est plus sollicité en extension en raison de son avantage mécanique et permet une extension plus marquée. Certains patrons musculaires s'avèrent très informatifs dans la hiérarchie d'activation musculaire et sur l'état clinique du rachis des sujets.

2.3 PHÉNOMÈNE DE FLEXION/RELAXATION (PFR)

Lors de la flexion du rachis à partir de la station debout, un silence myoélectrique soudain des muscles superficiels du dos se produit à partir d'un certain angle de rotation et ce jusqu'à sa flexion complète (Sarti et al., 2001). Ce phénomène a été décrit chez les sujets sains comme le PFR des muscles superficiels dès 1951 par Floyd et Silver malgré qu'il ait été observé auparavant (Allen, 1948). Il s'agit d'un patron d'activation des muscles du rachis lors de mouvements de flexion et d'extension dans le plan sagittal. En flexion, les muscles lombaires se contractent initialement puis se relaxent ultimement à ce qui apparaît comme un point distinct de l'amplitude maximale de mouvement. L'amplitude de mouvement du rachis et ce phénomène sont donc anatomiquement corrélés puisqu'une amplitude est nécessaire pour son apparition (Neblett et al., 2003).

De nombreux mécanismes physiologiques ont été suggérés afin d'expliquer le PFR. Allen proposa en 1948 le concept d'une position de flexion complète nommée SP1 (« silent position 1 ») : aux environs du 2/3 de la flexion maximale du rachis au moment où l'activité EMG cesse brusquement. À ce point SP1 relatif aux angles du rachis ou aux segments le composant, une flexion supplémentaire de type forcé serait additionnée pour atteindre la flexion avant maximale (Gupta, 2001). Selon d'autres auteurs, une impulsion afférente serait transmise des récepteurs à l'étirement de certains ligaments, comme le ligament jaune, vers les érecteurs du rachis afin de générer un réflexe d'inhibition (Floyd et Silver, 1955; Kippers et Parker, 1984; Schultz et al., 1985). Les théories de la réaction à l'étirement (Portnoy, 1956) et du rôle de limitation de la flexion des érecteurs du rachis (Taylor, 1980) ont aussi été exposées. De plus, la position à laquelle le silence myoélectrique se produit pourrait représenter un équilibre passif entre le moment de force dû à la gravité opposé au moment de force d'extension et à l'appui généré par les tissus non contractiles postérieurs (ligaments postérieurs, disques intervertébraux et/ou fascia) (Gupta, 2001) et ce seulement en station debout (Olson et al., 2005). Pour toute position du rachis, après avoir atteint cet équilibre, un arrêt de l'activité des muscles érecteurs du rachis est nécessaire pour maintenir cet équilibre. Dans ce cadre, l'activité des érecteurs du rachis joue donc le rôle principal pour balancer les forces passives et entraîner des mouvements contrôlés en flexion en travaillant de manière excentrique. Si ce rôle est bien rempli, ils pourront permettre l'occurrence du PFR.

Certaines études ont proposé que la cessation de l'activité des muscles érecteurs du rachis se présente en flexion complète (Morris, 1962; Pauly, 1966) contrairement à d'autres dans lesquelles ce silence a plutôt été observé préalablement (Farfan, 1975; Kippers et Parker, 1984; Okada, 1970; Portnoy, 1956; Schultz et al., 1985; Wolf, 1979). Les recherches récentes suggèrent que ce phénomène survient considérablement avant la flexion complète du rachis, mais seulement après la réalisation complète de la rotation intervertébrale (Gupta, 2001). Son apparition a été décrite surtout en fonction du niveau de flexion du rachis : entre 45-90° selon Okada (1970) ou entre 80-93° selon d'autres

auteurs (Taylor, 1980). De plus, la répétition des flexions entraînerait le PFR à se produire de plus en plus près de la flexion maximale possible, possiblement en raison d'un effet combiné de la fatigue et de l'inhibition de mécanismes protecteurs. (Dickey et al., 2003). Solomonow et al. (2003) ont considéré la valeur moyenne de la flexion du rachis selon le sexe : 46° (chez les hommes) et de 50° (chez les femmes) seraient nécessaires pour l'apparition du PFR. D'autres études ont considéré le niveau de flexion des vertèbres et du bassin concernant l'occurrence du silence myoélectrique : il se produirait respectivement aux environs de 57% (Gupta, 2001) et 84-89% (Gupta, 2001; Kippers et Parker, 1984).

Il semblerait que ce soit le niveau de flexion vertébrale qui est le dénominateur commun de toutes les théories de la genèse du PFR et la mesure la plus fiable pour déterminer les moments d'apparition et de cessation. Cette conclusion vient étayer l'hypothèse proposant que les récepteurs de la colonne vertébrale ou des structures reliées soient impliqués pour réguler l'activité des érecteurs du rachis. En bref, ce serait la flexion vertébrale, composante de la flexion du rachis avec la flexion du bassin et ce en considérant la sommation des mouvements des vertèbres lombaires surtout, qui serait le principal déclencheur du PFR.

Par contre, cette composante ne semble pas unique puisque la flexion du bassin peut entraîner des modifications dans la flexion vertébrale. Suite à la flexion, lors du retour en position initiale en effectuant une extension du rachis, un retour de l'activité électrique des muscles superficiels se produit à un angle donné. Puisque l'initiation de l'extension du rachis se fait par un processus passif, le retour du signal EMG des érecteurs du rachis superficiels est retardé après le début de l'extension, à une position relative du rachis correspondant à la réapparition brusque de l'activité EMG (SP2 ou « silent position 2 ») (Gupta, 2001) ou (MR) point de reprise myoélectrique (Sarti et al., 2001).

En outre, le silence myoélectrique du PFR serait modulé de manière secondaire par différents facteurs (Gupta, 2001): la lordose lombaire, la laxité articulaire, la force et la longueur relative des muscles, la coordination des mouvements du rachis et du bassin, l'importance de la charge appliquée à l'avant (Gupta, 2001; Kippers et Parker, 1984; Schultz et al., 1985), le rythme d'application de la charge (Sarti et al., 2001), le statut clinique du patient (Shirado et al., 1995), la vélocité du mouvement (Gupta, 2001) et la fatigue (Dickey et al., 2003). Le PFR peut être devancé en modifiant la posture : Gupta (2001) a démontré que le silence du PFR se produit précocement si le mouvement du pelvis est limité lors de l'exécution de la flexion; la contribution vertébrale se produisant ainsi précocement dans le mouvement.

Au niveau de l'activité musculaire, Pauly (1966) rapporte une inactivation du longissimus et de l'iliocostalis lors de la flexion complète du rachis. Par contre, certains auteurs ont pu remarquer une hausse de leur activité dans cette position, probablement en raison d'un état de flexion forcée maintenue (Gupta, 2001; Kippers et Parker, 1984). Pour ce qui est des muscles de la paroi abdominale, l'activité du droit de l'abdomen et de l'oblique externe a été rapportée respectivement comme considérable et modérée durant la station debout (Floyd et Silver, 1951, 1955; Snijders et al., 1995). Par la suite, le signal d'EMG des muscles de cette zone est plutôt discret ou absent durant la période de silence électrique des muscles superficiels du dos (Gupta, 2001). Par contre, des pics d'activité ont été notés par certains auteurs près de la position de flexion complète et d'extension complète (Cresswell, 1993; Hemborg et al., 1985). En extension, il s'agit probablement un mécanisme de freinage des mouvements du rachis à ces positions de la part des antagonistes ou d'un spasme en vue de maintenir la stabilité posturale. Ces pics peuvent aussi être associés avec des mécanismes de pression intra abdominale, des modulations actives des courbures naturelles du rachis, d'une activité musculaire forcée limitée par les structures passives, de co-contraction ou à d'artéfacts de mouvement de la peau.

Steventon et Ng (1995) ont étudié le PFR en terme de vitesse de flexion du rachis chez 21 femmes saines (de 20-25 ans): à des vitesses lente, rapide et naturelle. Ils ont utilisé un système rudimentaire afin de démontrer une association entre la vitesse de mouvement et le contrôle moteur des érecteurs du rachis. Deux caméras enregistreraient la réalisation de la tâche ainsi que le signal d'EMG sur l'écran d'un oscilloscope. L'angle vertébral a été mesuré à l'écran lors de moments critiques sur le signal d'EMG (comme le début du silence électrique). Le silence électrique se produirait aux environs de 80° de flexion vertébrale pour chaque vitesse : il y aurait indépendance entre l'occurrence du PFR et la vitesse d'exécution. Par contre, la méthodologie imprécise ne permet pas d'établir une conclusion certaine mais plutôt une absence de démonstration fiable.

Pour ce qui est de déterminer les moments exacts du début et de la fin du silence myoélectrique, s'il se produit, des méthodologies différentes sont présentées dans la littérature. Plusieurs auteurs ont considéré la notion de silence électrique (ou quasi-silence) de manière qualitative (Andersson et al., 1996; Donish et Basmajian, 1972; Floyd et Silver, 1951, 1955; Kippers et Parker, 1984; Morris, 1962; Portnoy, 1956; Sihvonen et al., 1988; Steventon et Ng, 1995; Tani et Masuda, 1985). Paquet et al. (1994) ont tenté de créer un ratio de l'activité d'EMG en flexion complète et à la mi-flexion : si ce ratio est sous la valeur de 1, le PFR a été atteint mais aucune indication du moment de début et de fin du silence n'est fournie. Haig et al. (1993) ont suggéré que le PFR était atteint lorsque le niveau électrique était inférieur en flexion complète à celui obtenu lors de la station debout. Mathieu et Fortin (2000) ont plutôt considéré comme seuil pour le PFR un pourcentage d'activité musculaire de 10% de l'activité musculaire atteint durant la phase d'extension du rachis. Callaghan et al. (2002) ont choisi un pourcentage aussi comme limite: 1% de différence pour le signal d'EMG lors d'un état de repos relatif en station debout immobile. Cette limite est semblable à celle utilisée par Dickey et al. (2003) qui ont en plus ramené les signaux d'EMG minimaux à la ligne de base. Olson et al. (2005) ont opté, quant à eux, pour un autre type de pourcentage pour déterminer le seuil d'atteinte du PFR: 5% de la valeur maximale de l'enveloppe linéaire

d'EMG. Ces différences peuvent expliquer les variations dans les résultats obtenus entre les études et expliquer certains résultats discordants entre des sujets sains ou en comparaison avec des sujets lombalgiques.

Sujets sains vs sujets lombalgiques

Les sujets lombalgiques chroniques présentent souvent des patrons d'activation musculaire anormaux en raison de leur coordination neuromusculaire déficiente lors de mouvements du rachis et du bassin (Shirado et al., 1995). De plus, ils ont tendance à bouger plus lentement que les sujets contrôles lorsque la vitesse est laissée libre (Marras et Wongsam, 1986; McIntyre et al., 1991) et à éviter certaines postures instables.

Le mouvement de flexion vers l'avant impose des contraintes importantes sur les structures passives postérieures de la colonne et les placent dans des situations à haut risque de lésion (Colloca et Hinrichs, 2005). Dans ce cadre, cette persistance de l'activité musculaire des érecteurs du rachis chez les sujets lombalgiques semble procurer une stabilité protectrice pour ces structures de la colonne (Kaigle et al., 1995).

Les pathologies à la source de la douleur peuvent aussi expliquer une activité musculaire maintenue de part les positions antalgiques adoptées (Paquet et al., 1994) : une réduction ou une augmentation forcée de courbures naturelles de la colonne impliquant la contraction de muscles spinaux par exemple. De plus, les sujets lombalgiques seraient limités dans leur amplitude de mouvement en flexion (McGill et Kippers, 1994) et ce peut-être à cause de l'évitement de postures extrêmes (Vlaeyen et Linton, 2000). L'activation des muscles spinaux superficiels en flexion complète pourrait donc être une tentative du corps pour stabiliser des tissus lésés ou faibles et les protéger de blessures supplémentaires selon Colloca et Hinrichs (Colloca et Hinrichs, 2005).

Les sujets lombalgiques chroniques présentent souvent des activités musculaires relatives plus élevées que les sujets sains durant des flexions antérieures ainsi qu'une incapacité à atteindre le PFR (Ahern et al., 1988; Triano et Schultz, 1987) en raison d'un rythme lombo-pelvien anormal (Colloca et Hinrichs, 2005). Leurs activités musculaires semblent aussi plus soutenues : Kaigle et al. (1998) ont rapporté des diminutions de la racine quadratique moyenne du signal d'EMG («Root-mean-square») significativement moins importantes lors de la flexion complète du rachis chez eux (13% chez les sujets lombalgiques chroniques en comparaison de 78% chez les sujets contrôles). Shirado et al. (1995) ont trouvé que le PFR permet de discriminer les sujets sains et lombalgiques en considérant le signal d'EMG rectifié en position neutre et en flexion complète.

Récemment, Neblett et al. (2003) ont démontré que le PFR pouvait être modulé par l'entraînement et que l'absence de PFR chez les sujets lombalgiques chroniques pouvait être corrigée de manière significative en même temps que le statut clinique. Ils ont effectué une recherche sur (1) la mobilité du rachis en relation avec le signal d'EMG chez des sujets asymptomatiques et (2) sur le PFR selon l'inclinaison lombaire en fonction de l'amplitude de mouvement maximale chez des sujets avec des désordres vertébraux liés à l'emploi. Dans la partie 1, ils ont démontré que la majeure partie de la variation entre l'angle à lequel le PFR se produit et l'amplitude maximale de flexion du rachis se retrouve dans la composante du pelvis. Dans la partie 2, ils ont établi que les sujets symptomatiques peuvent atteindre le PFR suite à l'entraînement (30% versus 94% des sujets suite à la réadaptation) et que celui-ci est associé à une amélioration majeure dans l'amplitude de mouvement du rachis. C'est la première étude à soumettre une démonstration systématique que l'absence de PFR liée à une lombalgie chronique peut être corrigée par un traitement, l'entraînement physique ici. Ceci confirme l'hypothèse de Sivhonen (1988), bâtie à l'aide d'observations, mais va à l'encontre des conclusions de Mannion et al. (2001), établies à l'aide d'un protocole d'entraînement différent. D'autres études ont été réalisées sur différents aspects de la mobilité du rachis et sur leurs mécanismes associés et seront présentées ci-après.

2.4 ÉTUDES CINÉTIQUES ET CINÉMATIQUES DU RACHIS

2.4.1 Dynamique du mouvement

La dynamique du pelvis et du rachis a été quantifiée dans plusieurs études. Esola et al. (1996) ont trouvé une moyenne de 111° de flexion total du rachis, comprenant des composantes moyennes de $41,6^{\circ}$ et $69,4^{\circ}$ pour la partie lombaire et le pelvis lors de tâches de flexion avant selon des vitesses auto sélectionnées. Ces valeurs se rapprochent des valeurs moyennes rapportées dans la littérature de $23,9^{\circ}$ à 60° pour la mobilité lombaire et de 26° à 66° pour la rotation pelvienne (Esola et al., 1996). En dynamique, d'autres processus quantifiables sont aussi notables.

Rythme lombo-pelvien

Durant les mouvements sagittaux du rachis, les contributions relatives des vertèbres et du pelvis se modifient et ce différemment selon les paramètres de la tâche : c'est le rythme lombo-pelvien (Cailliet, 1981; McLain et Pickar, 1998; Sicard et Gagnon, 1993; Sihvonen et al., 1991). Certains auteurs ont trouvé un patron séquentiel lors de la phase de flexion ou d'extension. En phase de flexion, la contribution lombaire préférentielle lors de l'initiation s'amoinirait au profit de la contribution pelvienne en fin de mouvement (Esola et al., 1996; Farfan, 1975; Kippers et Parker, 1984; Leskinen et al., 1987; Nelson et al., 1995; Nordin, 2001; Paquet et al., 1994; Porter et Wilkinson, 1997; Potvin et al., 1991). En phase d'extension, le processus inverse se produirait (Davis et al., 1965; Esola et al., 1996; Farfan, 1975; Floyd et Silver, 1955; Kippers et Parker, 1984; Leskinen et al., 1987; McClure et al., 1997; Nelson et al., 1995; Paquet et al., 1994; Potvin et al., 1991; Sihvonen, 1997). Certains auteurs ont cependant noté des contributions simultanées de la partie lombaire et du pelvis en flexion (Nelson et al., 1995) ou durant les deux phases (Gracovetsky et al., 1995). Cette dynamique combinée préviendrait des blessures de la région lombaire en réduisant le degré de flexion de cette zone fragile du rachis. Certaines variations intra-individuelles peuvent se présenter dans

le rythme lombo-pelvien (Leskinen et al., 1987; McGregor et al., 1995; Nelson et al., 1995) et seraient peut-être à la source de ces patrons contrastants.

La majorité des études démontre que l'extension du rachis serait initiée par l'action du pelvis. Il a été proposé que ce patron permettait de retarder l'extension lombaire afin d'y réduire les moments des bras de levier des charges externes, réduisant les charges imposées sur les muscles érecteurs du rachis (Farfan, 1975; Kumar, 1974). Lors de l'extension suivant la période du PFR, le bassin serait mis en mouvement en l'absence de l'activation des érecteurs du rachis puisqu'un équilibre stationnaire serait présent entre la charge et le moment en flexion au niveau du rachis (Nelson et al., 1995). Par contre, une flexion lombaire initiale a été remarquée lors de certaines études (Gracovetsky et al., 1995) et serait reliée à l'activation préalable des muscles de la hanche avant ceux des érecteurs du rachis (Fisher et Houtz, 1986; Kippers et Parker, 1992). Pour produire une antéversion du bassin depuis sa position anatomique, les fléchisseurs de la hanche doivent être contractés de même que les érecteurs du rachis. En opposition, pour produire une rétroversion du bassin, les muscles de la paroi abdominale et le muscle ischio-jambier doivent être sollicités.

2.4.2 Variation selon la vitesse

Plusieurs études ont été réalisées concernant divers aspects des mouvements du rachis selon différents paramètres. La vitesse d'exécution de tâches dans le plan sagittal est un paramètre qui doit être considéré avec intérêt selon la littérature disponible à ce sujet. Ce facteur peut influencer la charge sur la colonne vertébrale (Dolan et al., 1994), et s'il est conjugué à d'autres facteurs comme la co-activation musculaire cette charge tend à augmenter (Marras et Mirka, 1993). Une multitude de changements dans l'activité musculaire et la cinématique du rachis et du pelvis a aussi été analysée et quelques articles pertinents de la littérature sont présentés ci-après.

Nelson et al. (1995) se sont concentrés sur l'étude du rythme lombo-pelvien chez 30 femmes en santé âgées entre 19 et 35 ans lors de flexion-extensions du rachis avec les genoux maintenus en extension. Un poids de 9,5 Kg pouvait être ajouté lors de la flexion et de l'extension. Un système électromagnétique de mesure du mouvement (3Space Tracker System) a été utilisé pour enregistrer les déplacements du pelvis et de la région lombaire. Ils ont démontré un patron plus simultané entre le pelvis et la région lombaire durant la flexion du rachis mais plus séquentiel durant la phase d'extension. Contrairement aux conclusions de Steventon et Ng (1995), l'augmentation de la vitesse de mouvement influencerait significativement le temps relatif de mouvement de la partie lombaire : à la hausse lors de la flexion et à la baisse durant l'extension. Ce résultat est en accord avec la théorie de Shirado et al. (1995) qui stipule que l'accélération dans la tâche de flexion-extension influence la cinématique du rachis lors d'évaluations fonctionnelles. De plus, lors des tâches rapides, l'apparition du silence électrique se présenterait à un angle relatif de flexion du rachis plus important en comparaison aux tâches lentes : les muscles érecteurs du rachis travailleraient donc relativement plus longtemps lors de la phase de flexion dans le cas des mouvements plus rapides.

Mathieu et Aubin (1999) ont dirigé leur recherche sur les mouvements naturels du rachis en enregistrant le signal d'EMG des muscles des érecteurs du rachis : 10 paires d'électrodes de surface ont été disposées à 3 niveaux sur le dos. Dix sujets sains ont réalisé des flexion-extensions du rachis sans charge ni appareil limitant le mouvement selon différentes périodes (libre, 3, 2,25 et 1,5 s) en respectant des pauses de 1 min entre chaque essai. Les résultats de cette étude ont davantage été dirigés vers l'analyse du niveau de fatigue en raison de la longueur des cycles (90 s) mais montrent une stabilité dans les paramètres de la cinématique du rachis et du signal d'EMG en variant la vitesse de mouvement.

Mathieu et Fortin (2000) ont réalisé une étude similaire à la précédente en ce qui concerne le nombre de sujets, les périodes, les pauses et le nombre d'électrodes. Par

contre, les cycles étaient d'une durée de 12 s. Le PFR a été observé dans plus de la moitié des cas aux environs des mêmes angles selon les différentes vitesses d'exécution. La cinématique du rachis ainsi que plusieurs variables EMG se sont avérées statistiquement indépendantes de la vitesse, malgré une occurrence prépondérante du PFR lors de flexions plus lentes.

Granata et al. (2000) ont enregistré la dynamique du rachis et du pelvis chez 18 sujets sains lors de tâches sagittales de levage iso cinétiques de poids (0,1 et 10 Kg) selon différentes vitesses (15°, 30° et 60°/s). La dynamique des vertèbres et du pelvis a été enregistrée à l'aide de marqueurs électromagnétiques (Ascension Technology) collés sur la peau au niveau de différentes structures osseuses. Selon les résultats, le rythme lombo-pelvien semble influencé (peu mais systématiquement) par les changements de vitesse de même que par l'ajout de charge (de manière plus significative). Pour ce qui est de l'effet de la vitesse, la contribution du pelvis serait plus importante en début du mouvement de levage et celle lombaire près de la position debout terminale. Ces résultats se rapprochent très fidèlement de ceux de Porter et Wilkinson (1997) en ce qui a trait au rythme lombo-pelvien. Ils s'approchent de ceux de Esola et al. (1996) aux niveaux des conclusions, mais les modifications du rythme lombo-pelvien observées diffèrent pour des angles de flexion du rachis situés entre 30° et 90°. Des implications relatives du pelvis accrues sont présentées dans les résultats de ces derniers.

Davis et Marras (2000) ont publié une étude comparative concernant l'influence des mouvements du rachis sur sa force et sur ses chargements internes. La conclusion majeure à propos de la vitesse d'exécution est qu'elle réduirait la capacité de générer de la force au niveau rachis : la co-activation augmentée hausserait la force musculaire requise, la pression intra abdominale et la charge sur la colonne. Dans le détail, 14 études ont démontré que les mouvements dynamiques du rachis diminuent de 10 à 30% la force de cette région versus les efforts statiques. En général, la force musculaire des agonistes et des antagonistes augmente de 10 à 40%, avec des hausses d'activité

d'antagonistes jusqu'à 450%. Par contre, une baisse de l'activité des agonistes a été remarquée pour des extensions très rapides (90°/s) (Marras et al., 1987). La charge tridimensionnelle sur la colonne en compression est aussi augmentée, de 10 à 50% : il s'agit d'un effet en chaîne puisque des moments plus importants entraînent une sollicitation musculaire accrue qui aurait à son tour un effet compressif sur la colonne. Les hommes sont plus sujets à ces effets, eux qui ont la capacité de bouger 40% plus rapidement.

Sarti et al. (2001) ont recruté 22 volontaires en bonne condition physique s'entraînant en endurance ainsi qu'en force sur une base régulière. Des tâches de flexion-extension du rachis en variant la vitesse et la charge ont été réalisées. Le déplacement de la colonne lombaire ainsi que le signal d'EMG des érecteurs du rachis ont été enregistrés simultanément. Les moments critiques (début et fin du silence électrique du PFR) ont été associés au degré de flexion vertébrale ainsi qu'au pourcentage des déplacements maximaux. La hausse de la vitesse du mouvement entraînerait une augmentation significative du temps relatif de flexion lombaire au détriment de la contribution pelvienne. Le phénomène inverse se produirait lors de l'extension. Ils ont aussi démontré que le PFR est dépendant de la vitesse d'exécution : l'apparition du silence électrique lors de la flexion par rapport à l'amplitude maximale est retardé avec l'augmentation de la vitesse (avec ou sans ajout de charge externe). Ces résultats s'apparentent à ceux de Nelson et al. (1995) et de Mathieu et Fortin (2000) mais vont à l'encontre de ceux de Steventon et Ng (1995).

McGorry et al. (2001) ont porté leur étude sur les patrons d'activation des érecteurs du rachis ainsi que du muscle ischio-jambier selon la posture et la vitesse de mouvement lors de flexion-extensions. Six sujets ont été recrutés pour participer à un protocole d'entraînement et à des sessions d'expérience bihebdomadaires. Leurs résultats démontrent une dépendance entre la séquence d'activation musculaire et la posture ainsi que le sens du mouvement (antérieur ou postérieur). De plus, le PFR

semble dominer au niveau de la région lombaire et se présenter de manière moins constante au niveau thoracique haut (vertèbre T9). De plus, le retour de l'activité myoélectrique typique du PFR progresserait en s'éloignant de la partie caudale lors de la phase d'extension. Le PFR serait consistant à travers les sessions d'entraînement, mais non présent chez l'ensemble des sujets, et serait indépendant de la vitesse d'exécution si l'on considère des temps de relaxation normalisés par rapport aux longueurs des cycles de mouvement.

Ces recherches nous servent de référence pour notre étude mais celle-ci à la particularité de combiner aussi l'étude de la cinétique du mouvement. Plusieurs études ont été faites à l'aide de plates-formes de force mais aucune ne semble combiner l'analyse musculaire et cinématique du rachis ainsi que du pelvis à notre connaissance.

2.4.3 Forces de réaction au sol

La stabilité posturale dynamique peut être définie comme l'habilité à maintenir l'équilibre lors d'une transition d'un état dynamique vers un état statique (Goldie et al., 1989). La stabilité posturale dynamique comme celle statique sont le résultat d'une coordination complexe du système central, des voies visuelle, vestibulaire et somatosensorielle de même que de l'ajustement aux réponses efférentes (Palmieri et al., 2003). Dans cette optique, plusieurs mesures ont été recueillies et calculées depuis une plate-forme de force afin de servir de variables explicatives: les forces en x, y et z ainsi que la surface de soutien du corps, calculée à l'aide des valeurs d'excursion du centre de pression (CP) en x et y. Des étendues et des valeurs maximales ont été considérées pour ces valeurs. Ces données visaient une sélection judicieuse des essais : une hausse marquée de l'excursion du CP démontrant une instabilité des sujets lors de la réalisation d'un essai. Ensuite, elles permettaient de quantifier l'effet de l'inertie de la partie supérieure du corps et de valider son influence marquée en augmentant la vitesse d'exécution de la tâche.

Certaines techniques de manipulation du rachis permettent de moduler sa flexibilité chez certains sujets (Bandy et al., 1997; Lucas et Koslow, 1984; Sady et al., 1982; Spernoga et al., 2001; Wallin et al., 1985). La facilitation neuro-proprioceptive est l'une de ces techniques et pourrait servir à valider l'impact d'une augmentation de flexibilité des structures du rachis et avoisinantes.

2.5 FACILITATION NEURO-PROPRIOCEPTIVE (FNP)

La flexibilité est la capacité d'une structure de se déformer sous l'action d'une charge; selon la biomécanique du rachis, il s'agirait de la sommation des déplacements entre de ses structures mobiles articulées entre elles sous l'application du poids des structures supérieures ou d'une charge externe. Elle est considérée comme une composante majeure des performances physique et sportive ainsi que de la prévention des blessures et des douleurs dans le cas du rachis. Le test de flexion du tronc (« sit and reach ») permet de mesurer la flexibilité du rachis dans le plan sagittal en considérant les composantes de flexibilité des muscles ichios-jambiers et lombaires. Ce test est recommandé par la Société canadienne de physiologie de l'exercice dans le Guide canadien pour l'évaluation de la condition physique (SCPE, 2004). La flexibilité est cependant modulable, par certaines techniques de manipulation entre autre, de manière temporaire ou permanente.

La FNP origine de techniques de réadaptation utilisées depuis une cinquantaine d'années. Il s'agit d'une combinaison de mouvements de sens opposés permettant de stimuler le système neuromusculaire afin d'inhiber des mécanismes de protection limitant le mouvement dans le but de générer des amplitudes maximales. Le « contracté-relâché » ou « stabilisation rythmique » est une variante dans laquelle le sujet génère une contraction et décide de son intensité (souvent maximale). Un partenaire ne fait qu'équilibrer la résistance afin d'éviter les mouvements dans l'articulation. Suite à une brève période de repos, le partenaire accompagne le gain d'amplitude du sujet dans le

sens opposé de la contraction (ce qui amène les muscles antagonistes à leur longueur maximale possible). Des répétitions de ces cycles, généralement entre 2 et 6 reprises, permettent des gains en amplitude cumulés.

La FNP est reconnue pour améliorer la flexibilité de certaines régions du corps (Bandy et al., 1997; Lucas et Koslow, 1984; Sady et al., 1982; Wallin et al., 1985). Magnusson et al. (1996) suggère que cette technique permet ce gain en altérant la perception à l'étirement mais plusieurs autres proposent plutôt une inhibition des motoneurones alpha suite à une stimulation des organes tendineux de Golgi (Etnyre et Abraham, 1986; Guissard et Duchateau, 2004; Jami, 1992; Knott et Voss, 1968; Tanigawa, 1972) et une réduction de la rigidité passive de l'unité musculo-tendineuse (Guissard et Duchateau, 2004). Une augmentation de la compliance musculaire en résulterait, et ce sans stimulation du réflexe à l'étirement, pour permettre un gain en amplitude (Etnyre et Abraham, 1986). Ce rationnel nous laisse entendre que des effets devraient être retrouvés au niveau des variables dépendantes : le silence typique du PFR devrait être allongé autant en flexion (angles réduits) qu'en extension (angles augmentés). De plus, le rythme lombo-pelvien devrait être modifié puisque cette manipulation vise particulièrement la partie lombaire et les extenseurs de la hanche sans considération de leurs antagonistes. Une contribution relative augmentée de la partie lombaire durant la phase de flexion est à prévoir mais aucun effet marqué ne devrait se produire en extension (contributions accrues de la partie lombaire et des extenseurs de la hanche générant un ratio similaire).

Plusieurs études ont démontré que la technique de FNP entraîne un gain plus important que certaines techniques passive, statique ou balistique (Etnyre et Abraham, 1986; Funk et al., 2003; Hardy et Jones, 1986; Osternig et al., 1990; Sady et al., 1982; Wallin et al., 1985). Taniagawa (1972) a observé une augmentation significative de la flexibilité des ischio-jambiers suite à un protocole de FNP en comparaison à un groupe contrôle. Certaines autres études ont par contre rapporté des résultats similaires en ce qui

a trait à l'amélioration de la flexibilité avec ces techniques (Hardy et Jones, 1986; Sullivan, M.K. et al., 1992; Worrell et al., 1994).

Les paramètres de la FNP favorisant le plus d'avantages en terme de gain de flexibilité ont été quantifié comme des contractions d'une durée de 3 à 10 s, le choix de 6 s étant préférable (Cornelius et Rauschuber, 1987; Schmitt et al., 1999). L'effet à long terme des techniques d'étirement est peu documenté, mais une session comprenant 4 étirements statiques d'une durée de 30 s entraîne une augmentation de la flexibilité des muscles ischio-jambiers pour une durée de 3 min après la fin du protocole (DePino et al., 2000). Pour ce qui est de la technique de FNP, Spornoga et al. (2001) ont obtenu une augmentation de la flexibilité pour ces muscles durant 6 min suite à un protocole de 5 contractions de 7 s avec des pauses de 5 s. Ces résultats démontrent qu'une session unique de FNP ne génère pas de changements permanents des propriétés du muscle mais plutôt des modifications temporaires dans la région élastique du muscle.

Nos analyses sont effectuées durant les délais où le gain en flexibilité devrait se présenter, i.e. dans un contexte s'apparentant à une flexibilisation accrue de la région lombaire. Ces changements temporaires suite à la réalisation unique de cette technique pourraient devenir un gain réel suite à des réalisations répétées ou représenter l'effet d'une manipulation visant des effets à long terme sur la flexibilité. Une amplitude de mouvement augmentée du rachis, peut ainsi être mis en relation avec certains phénomènes musculaires se présentant aux niveaux des muscles dorsaux ainsi que la dynamique du rachis et du pelvis

2.6 RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE

Dans le cas d'une lombalgie, l'origine de la douleur est souvent inconnue et peut provenir de lésions de plusieurs structures (muscles, ligaments, cartilages, disques, nerfs, os). Les examens traditionnels (examen clinique ou neurologique, techniques d'imagerie et chirurgie exploratoire) ainsi que des questionnaires sont disponibles pour tenter d'établir un diagnostic. Avec la complexité du réseau musculaire autour du rachis, le diagnostic précis des lombalgies est souvent ardu mais la connaissance des causes des lombalgies est primordiale pour l'établissement de mesures adéquates. Plusieurs techniques diagnostiques ont été proposées dans les dernières années mais ce sont avérées peu convaincantes pour l'utilisation clinique : la thermographie basée sur le rayonnement thermique (Leclaire et al., 1996; Newman et al., 1984), les vibrations mécaniques (Takalo-Kippola et al., 1995), la dynamométrie triaxiale mesurant la force musculaire (Leclaire et al., 1996) et la spinoscopie qui quantifie les mouvements vertébraux (Leclaire et al., 1996).

Il est démontré qu'en intégrant les principes ergonomiques et de sécurité au travail reliés aux maux de dos, des formations pour les employés peuvent réduire significativement les facteurs de risques de blessures de la région lombo-sacrée dans le cas d'efforts élevés et répétitifs (Parnianpour et al., 1987). Dans un contexte de recherche, la comparaison des données obtenues chez des sujets sains à celles recueillies chez des patients pourrait permettre de mettre en lumière les mécanismes et la physiopathologie associés à une affection du rachis comme la lombalgie. La progression de divers traitements pourrait aussi être validée comparativement à un standard et les modalités de ceux-ci pourraient ainsi être ajustées dans le temps de manière optimale.

Nous avons donc décidé à l'intérieur de nos travaux d'établir un portrait global du rachis en combinant trois types d'analyses (EMG, cinématique et plate-forme de forces) synchronisé pour déterminer les relations entre les variables d'intérêt. La FNP a

été réalisée en fin d'expérience afin d'apporter un aspect plus clinique à cette étude et de quantifier ses effets physiologiques sans interférer avec l'étude principale sur la vitesse.

Les objectifs spécifiques de cette étude consistent à :

- 1- Développer un protocole expérimental et procéder aux acquisitions sur un groupe de sujets sains. L'enregistrement continu et simultané sur trois systèmes complémentaires (appareillage d'EMG, système de capture du mouvement et plate-forme de forces) lors de tâches de flexion-extension du rachis selon trois vitesses d'exécution sera réalisé selon ce protocole expérimental.
- 2- Étudier l'effet de la vitesse d'exécution à 3 niveaux (lente, moyenne et maximale) sur les paramètres d'intérêts pour les trois types de données et sur la chronologie des événements. Il s'agit d'évaluer en conjonction les changements dans la mobilité du rachis et de ses segments, le rythme lombo-pelvien, les patrons musculaires, l'influence sur le PFR et les forces de réaction au sol.

En considérant l'anatomie, la biomécanique et la littérature traitant du rachis et des structures avoisinantes nous avons posé les hypothèses suivantes : **(1)** la vitesse de mouvement lors de tâches de flexion-extension du rachis influence la cinématique du rachis ainsi que la sollicitation musculaire (Davis et Marras, 2000; Granata et al., 2000; McGorry et al., 2001; Nelson et al., 1995; Sarti et al., 2001) et **(2)** la technique de facilitation neuro-proprioceptive (FNP) module ces changements en augmentant la flexibilité des structures du rachis (Etnyre et Abraham, 1986; Funk et al., 2003; Hardy et Jones, 1986; Osternig et al., 1990; Sady et al., 1982; Wallin et al., 1985).

La vitesse d'exécution de la tâche rapide semble être associée, selon la littérature, à la genèse et à l'établissement d'un contexte propice aux troubles musculosquelettique du dos. De plus, les vitesses choisies se retrouvent dans un éventail

physiologiquement représentatif des tâches pouvant être réalisées en entreprise ou dans la vie courante et sont similaires à celles utilisées dans les recherches préalables.

La technique d'étirement assistée nommée FNP entraînerait possiblement, quant à elle, certains mécanismes liés au gain de la flexibilité du tronc qui permettrait de limiter les mécanismes de protection de ses structures (donc de réduire l'activation musculaire nécessaire pour les contrebalancer). Cet effet se retrouverait principalement près de l'amplitude extrême atteinte (i.e. en flexion complète).

CHAPITRE 3 – MATÉRIEL ET MÉTHODES

3.1 PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

3.1.1 Sélection et préparation des sujets

Tous les sujets ($n=14$, $n=15$ à l'origine mais les données d'un sujet étaient corrompues) ont été recrutés dans la population universitaire (étudiants et employés) par mode d'affichage. En raison de la complexité des protocoles expérimentaux et de l'ampleur des analyses, nous avons considéré que des hommes sains formant un groupe relativement homogène ($\text{âge}=26 \pm 2$ ans, $\text{taille}=1,80 \pm 0,07$ m, $\text{poids} = 75,3 \pm 10,2$ Kg, $\text{pourcentage de gras} = 15,5 \pm 3,4\%$). Ces sujets ne devaient pas avoir présenté de douleurs au dos ou de pathologie du système musculosquelettique dans la dernière année et être âgés de plus de 18 ans. D'une durée moyenne de 3 h, les expériences ont été réalisées principalement vers 13h. Le protocole a été clairement expliqué à chaque sujet qui a pu poser toutes les questions nécessaires à sa compréhension. Un formulaire de consentement a été signé par chaque sujet en présence d'un témoin. Le projet s'est déroulé dans le Laboratoire de l'étude du mouvement de l'hôpital Ste-Justine. Le projet a obtenu l'approbation des comités d'éthique de l'hôpital Ste-Justine et de l'École Polytechnique (voir Annexe 1).

Un repérage des structures anatomiques a été réalisé par l'auteur du mémoire (kinésiologue) en début d'expérience selon des techniques reconnues par des physiologistes. Les données anthropométriques, personnelles et expérimentales ont du même coup été consignées pour tous les sujets (âge , taille , poids , $\text{Indice de Masse Corporelle (IMC)}$, $\text{pourcentage de gras}$, $\text{ratio taille/hanche (RTH)}$, $\text{flexibilité du rachis}$ selon le « sit and reach » avant et après la FNP, latéralité , $\text{niveau d'activité physique}$ et $\text{température de la pièce}$). Toutes ces valeurs ont été consignées accessibles seulement aux responsables de l'étude. Seules les valeurs utilisées sont présentées au Tableau 3.1.

Tableau 3.1 : Caractéristiques des sujets sains

Sujet	Âge (ans)	Taille (m)	Poids (Kg)	% gras
# 1	23	1,81	74,0	11,9
# 2	25	1,69	62,0	16,2
# 3	25	1,99	97,0	20,0
# 4	25	1,78	69,5	13,5
# 5	27	1,79	65,5	12,7
# 6	27	1,81	74,0	13,5
# 7	25	1,79	82,0	16,5
# 8	26	1,80	80,0	9,1
# 9	25	1,75	68,5	15,9
# 10	27	1,78	79,5	22,3
# 11	20	1,82	69,5	16,5
# 12	27	1,80	74,5	15,5
# 13	26	1,77	93,0	19,0
# 14	29	1,86	65,0	14,9
Moyenne	26	1,80	75,3	15,5
ET	2	0,07	10,2	3,4

Le pourcentage de gras (% gras) provient de la somme des 4 plis en mm (bicipital, tricipital, sous-scapulaire, supra iliaque) mesurée à l'aide d'un adipomètre. Un seul opérateur entraîné a réalisé ces mesures effectuées à 3 reprises à chaque site (en considérant la valeur médiane) selon un protocole standardisé (Manitoba, 2004). La somme de ces valeurs (S) est introduite dans une équation prédictive qui, en fonction de l'âge et du sexe, permet d'estimer la densité corporelle (DC) : $DC = 1,1631 - 0,0632 (\log S)$ qui permet ensuite le calcul du pourcentage de gras.

Pour le test de flexion du tronc dans le plan sagittal (« sit and reach »), les sujets étaient assis au sol, les jambes étendues et les talons déposés au sol. Ils devaient glisser leurs doigts sur le dessus d'une règle (à l'horizontal à la hauteur des orteils en faisant coïncider le 0 avec la base du gros orteil) à 3 reprises dans un mouvement fluide, avant et après la manipulation de FNP. Des mesures de flexibilité ont donc été recueillies au début puis vers la moitié de la réalisation de l'expérience.

Une préparation des sujets préalable à l'acquisition des signaux a été réalisée. Avec des électrodes de surface, une préparation de la peau est nécessaire afin d'améliorer le rapport signal/bruit. On a réalisé un rasage puis une légère abrasion de la peau avec un gel abrasif conçu à cet effet. Un lavage à l'alcool isopropylique a ensuite été fait afin d'éliminer toutes les particules ou graisses pouvant se retrouver en surface. Les électrodes ont ensuite été disposées sur la peau selon le protocole apparaissant à la section suivante alors que le sujet devait maintenir une position de flexion du rachis à environ 45° assis: position correspondant à la mi amplitude de mouvement. Ceci permet de limiter les artéfacts de mouvement enregistrés par les électrodes durant l'expérience.

Des techniques d'échauffement statiques (flexions avant et latérale du rachis, extension des bras, des jambes et du dos) puis dynamiques (circonvolutions des bras et des jambes, rotation du bassin et 3 redressements assis lents) ont été réalisées afin de préparer les sujets à l'effort. Une explication des tâches de même qu'une démonstration a été réalisée afin de préparer mentalement les sujets et à diminuer leur niveau de stress.

3.1.2 Procédures

Une chronologie exacte des événements a été conservée entre chacune des expériences : 1- préparation du laboratoire et calibration de la plate-forme de force, 2- signature des documents d'éthique, 3- recueil des informations personnelles et anthropométriques, 4- marquage des repères anatomiques, 5- rasage des surfaces sous les électrodes et lavage approprié de la peau, 6- placement et fixation des électrodes et diodes, 7- démonstration des tâches et pratiques, 8- échauffement statique puis dynamique, 9- test de flexibilité, 10- tâches CMV pour les abdominaux, 11- réalisation des tâches (3 vitesses alternées x 5 essais), 12- tâches CMV pour les muscles dorsaux, 13- manipulation FNP, 14- 2^e test de flexibilité, 15- 2^e réalisation des tâches suite à cette manipulation, 16- conversion des fichiers et réalisation du fichier de calibration de l'Optotrak, 17- enregistrement des données sur un disque externe de manière codée.

3.1.2 Équipement

Électrodes EMG

L'activité électrique de surface est enregistrée en mode différentiel grâce à 11 paires d'électrodes Ag/AgCl jetables (*NuTab*TM, modèle A3011). Les signaux étaient amplifiés (gain de 2000) et filtrés par un filtre passe-bande (3-1000 Hz) intégré à un système *Grass*TM (15RX series) à 24 canaux. La numérisation s'est effectuée à 2 kHz par une carte d'acquisition (modèle PCI 6033E, *National Instrument*TM, Austin, TX) contrôlée par une interface *Labview*TM.

Avec une distance centre à centre de 25 mm, les électrodes ont été placées de chaque côté de la colonne parallèlement aux fibres musculaires (Fig. 3.1). Les 5 muscles à l'étude sont :

- **Érecteurs du rachis** : 3 cm de la ligne médiane, au niveau de la vertèbre T9;
- **Longissimus** : 3 cm de la ligne médiane, au niveau de la vertèbre L1;
- **Iliocostalis** : 6 cm de la ligne médiane, au niveau de la vertèbre L1;
- **Oblique externe** : 10 cm de la ligne médiane, au niveau du nombril, à 45°;
- **Droit de l'abdomen** : 3 cm de la ligne médiane, au niveau du nombril.

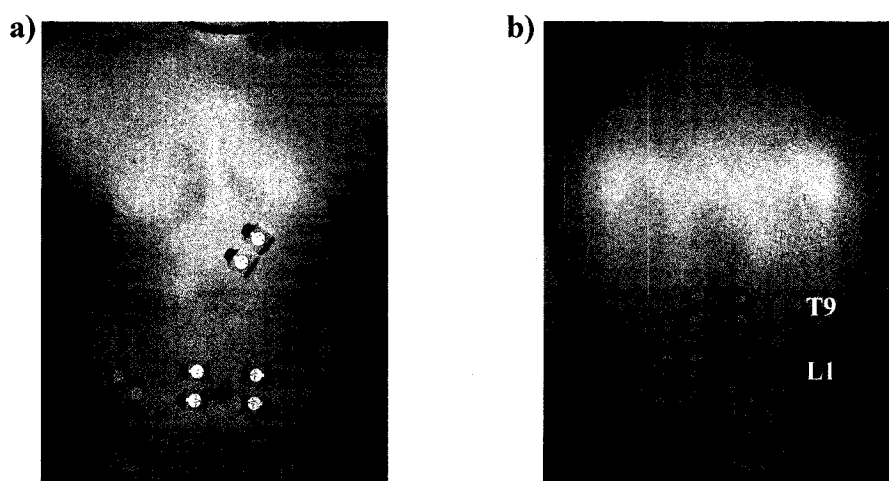


Fig. 3.1 : Positionnement des électrodes d'EMG a) à l'avant et b) à l'arrière du sujet

Une paire d'électrodes supplémentaire permettant de capter le signal cardiaque (ECG) pouvant contaminer certains signaux musculaires a été utilisée : elle a été placée selon un angle constant de 45° et environ au niveau du 5^e espace intercostal. Une électrode de mise à la terre a aussi été placée au niveau du coude, partie électriquement neutre. Pour minimiser les artéfacts de mouvement, les électrodes et leurs fils étaient bien fixés à la peau. Les électrodes étaient autocollantes dont elles se maintenaient d'elle-même mais leurs fils étant longs et encombrants étaient fixés à l'aide de ruban adhésifs extensibles 3MTM.

Marqueurs cinématiques

Un système tridimensionnel d'analyse du mouvement *Optotrak*TM (modèle 3020, Northern Digital inc., Waterloo, Ontario) a servi à l'acquisition de la cinématique du rachis et du pelvis des sujets. Ce système comprend 3 caméras en position fixe, une unité de contrôle, une unité d'acquisition de données (*ODAUII*) et des diodes émettrices de lumière infrarouge de 5 mm de diamètre. Une carte d'acquisition intégrée à un ordinateur permettait de sélectionner la fréquence d'acquisition (100 Hz) de ces signaux. Le logiciel COLLECT servait à visualiser les données en temps réel sous forme de coordonnées x, y et z et permettait de gérer les paramètres d'acquisition. À la fin de chaque expérience, avec un objet calibré, un fichier de calibration était obtenu afin de pouvoir connaître les positions exactes des marqueurs dans l'espace. À la Fig. 3.2 on illustre l'emplacement des diodes qui ont été utilisées.

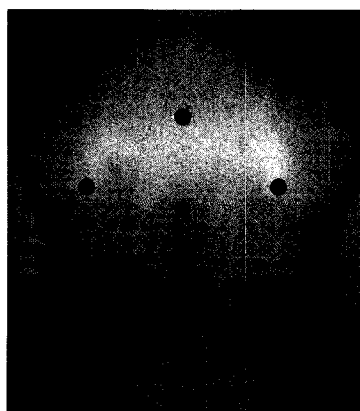


Fig. 3.2 : Positionnement des diodes du système Optotrak

Les marqueurs Optotrak étaient maintenus en place par des collants double face et par des rubans adhésifs extensibles 3MTM à la base de leurs fils d'alimentation. L'ensemble de ces fils ont été soigneusement disposés afin d'éviter qu'ils ne viennent obstruer les marqueurs tout en ne restreignant pas l'amplitude des mouvements des sujets. Les marqueurs ont été placés sur les processus épineux des vertèbres et à la surface de certaines structures osseuses repérables au toucher : les 12 structures choisies étaient:

- **Marqueur 1** 5^e vertèbre thoracique (T5)
- **Marqueur 2** 10^e vertèbre thoracique (T10)
- **Marqueur 3** 12^e vertèbre thoracique (T12)
- **Marqueur 4** 1^{ère} vertèbre lombaire (L1)
- **Marqueur 5** 3^e vertèbre lombaire (L3)
- **Marqueur 6** 5^e vertèbre lombaire (L5)
- **Marqueur 7** 1^{ère} vertèbre sacrale (S1)
- **Marqueur 8** Scapula gauche (pointe inférieure)
- **Marqueur 9** Scapula droite (pointe inférieure)
- **Marqueur 10** Épine iliaque postéro supérieure gauche
- **Marqueur 11** Épine iliaque postéro supérieure droite
- **Marqueur 12** Crête iliaque gauche

Plate-forme de force

Les forces générées par les sujets dans les différents axes, les centres de pression et les moments générés ont été captés et enregistrés à une fréquence de 100 Hz par une plate-forme de force (modèle OR6-5, AMTI, Newton, MA). Un gabarit de bois était placé sur le dessus de la plate-forme pour servir de guide pour les sujets. Par la suite, une calibration de la plate-forme a été effectuée au début de chaque expérience. La position des pieds était ainsi standardisée selon la méthode proposée par McIlroy et Maki (1997) : les talons étaient espacés de 25 cm et la ligne médiane du pied pointait vers

l'extérieur avec un angle de 15° . De plus, afin de permettre une attention plus soutenue et de réaliser les tâches appropriées sans être distrait, des écrans opaques ont été utilisés afin d'isoler le sujet à l'intérieur même du laboratoire. Les signaux EMG, du système Optotrak et ceux de la plate-forme de force ont été enregistrées simultanément et de façon synchrone grâce à l'ODAUII compris dans le système *Optotrak*TM.

3.1.3 Tâches effectuées

Un mouvement de flexion-extension continu du rachis est effectué à trois vitesses différentes en absence de charge externe. Le sujet est placé sur la plate-forme de force et tourne le dos aux caméras positionnées à 3 m de distance et à une hauteur de 2,5 m (limitée par le plafond); la température ambiante dans la pièce était de $22,4 \pm 1,5^\circ$. La vitesse des flexions est contrôlée à l'aide d'un métronome électronique ajusté à 1 Hz. Cet appareil indique les moments précis durant lesquels le sujet devait maintenir une position droite, fléchir le rachis, maintenir une position de flexion complète ou redresser le rachis.

Des directives sont données avant et pendant le déroulement des tâches afin de standardiser la position des sujets et la réalisation des tâches. On a demandé aux sujets de toujours fléchir leur rachis au maximum, sans fléchir les genoux ni décoller les talons du sol, tout en gardant les bras ballants de chaque côté du corps (dans le sens de gravité) tout au long du mouvement. Le regard doit être posé sur un point fixe devant le sujet durant la tâche, mais il était possible de regarder légèrement au sol lors des essais à vitesse maximale, près de la flexion complète, surtout pour les sujets très flexibles qui auraient pu accrocher au passage la plate-forme de force au sol. Un espace vide devant la plate-forme permet de fléchir au-delà du niveau du sol lorsque la flexibilité du rachis de certains sujets le permettait. La position des pieds est conservée constante grâce au gabarit placé sur la plate-forme de force.

Chaque tâche, effectuée selon les 3 périodes différentes de flexion, est répétée à 5 reprises de manière régulière et à 2 reprises suite aux FNP (toujours effectuées à la fin du protocole). Ces vitesses étaient représentatives de celles utilisées dans la littérature et démontrant un éventail assez représentatif des vitesses pouvant être sélectionnées de manière naturelle pour ce genre de tâche. Une pause minimale de 30 s est respectée entre chacun des essais. L'ordre des vitesses d'exécution des tâches a été choisie de manière aléatoire : l'alternance des vitesses (lente, moyenne et maximale) pour les tâches, avant et après la manipulation de FNP, diffère d'une expérience à une autre. Par contre, la séquence de la tâche à accomplir se présente comme suit :

1. Maintien de la position initiale debout (3 s)
2. Flexion antérieure de manière constante (période de 6 s, 3 s ou minimale)
3. Maintien de la flexion complète (3 s, 1 s ou temps minimal pour se stabiliser)
4. Extension du rachis de manière constante (même période qu'en 2)
5. Maintien de la position debout (3 s)

Des contractions maximales volontaires (CMV) pour chacun des muscles à l'étude sont réalisées à l'aide de contractions statiques soigneusement choisies afin de les solliciter pratiquement à leur maximum. Ces tâches d'une durée de 5 s sont réalisées sur une table basse en positions fixes sur le dos (pour les abdominaux) ou sur le ventre (pour les dorsaux). Pour ce qui est des muscles abdominaux, ils sont sollicités alors que le tronc est fléchi à environ 30° et retenu en place par quelqu'un; le même genre de mesure est effectué alors que le tronc était placé en diagonal (vers le genou du même côté que le muscle oblique externe considéré). Pendant ces contractions, les genoux sont fléchis à 140° et les pieds sont maintenus immobiles par une autre personne. À la fin de l'expérience, pour quantifier les CMV des muscles dorsaux, le sujet réalise une extension du rachis résistée par une personne aux environs de 5°. Les bras sont pliés et placés derrière la nuque pendant que les pieds sont maintenus fixes par une personne. Les CMV ont été répétées au minimum 2 fois pour chaque sujet.

Les pinces alligator reliées aux électrodes du côté opposé aux enregistrements (i.e. les dorsaux durant l'enregistrement des abdominaux et vice versa) sont retirées pour ne pas blesser les sujets appuyés sur cette section du corps. En outre, les pinces ou les fils les reliant auraient pu être endommagés par la pression du corps au sol ou la traction des fils. Il est ainsi plus prudent de retirer momentanément les pinces reliées aux électrodes temporairement non utilisées mais en gardant ces dernières en place pour s'assurer qu'elles demeurent exactement au même endroit.

3.2 TRAITEMENT ET ANALYSE DES SIGNAUX

3.2.1 Données cinématiques

Suite à une transformation des données cinématiques par le fichier de calibration propre à chaque sujet, on a vérifié si des données étaient manquantes en raison d'une obstruction de certains marqueurs. Si oui, une extrapolation en terme de points consécutifs était réalisée à l'aide d'un algorithme codé sous *Labview*TM: des tracés continus sont ainsi générés. Le pourcentage des données manquantes était toujours faible (moins de 0,5%) et celles-ci se présentaient principalement durant la flexion complète chez les sujets très flexibles.

Les données ont été transférées dans un logiciel de calcul (Excel) afin de déterminer la rotation de différents segments corporels. Les données provenant des marqueurs #8 et #9 permettaient de valider la distance mesurée entre les omoplates des sujets et de détecter un rapport de taille différent de l'unité. De plus, un plan passant par les marqueurs #10, #11 et #12 a été utilisé pour représenter la position du pelvis. L'angle de rotation (entre 0° et le maximum de flexion) a été déterminé pour chaque essai. La flexion totale du tronc a ensuite été calculée en considérant T12 et les marqueurs placés à T5, T7 et T10 : notre choix s'est porté sur le segment T10/T12 en considérant leurs tracés qui étaient plus constants et représentatifs d'un mouvement normal.

Ensuite, la rotation de la partie lombaire a été déduite en considérant que la flexion totale du tronc comprend les composantes de flexion lombaire et de rotation pelvienne ($T=L+P$). L'angle de flexion lombaire représente donc la soustraction instantanée de l'angle de rotation du pelvis à celui de la flexion totale du tronc. Les angles maximum, minimum et l'entendu de ceux-ci ont été calculés pour les trois zones du rachis (rachis en entier, partie lombaire et pelvis), avant et après la manipulation FNP. Pour chaque segment, les résultats ont été considérés en fonction d'angles et sous formes normalisées par rapport aux amplitudes maximales afin de minimiser l'effet causé par la flexibilité des sujets. De plus, les angles relatifs à différents moments importants dans le signal EMG ont été compilés (début et fin du PFR de même que les pics d'activité musculaire en flexion et en extension).

3.2.2 Données EMG

Les données d'EMG ont été analysées dans le domaine temporel seulement (amplitude de l'EMG). Pour chaque sujet, les signaux de chaque paire d'électrodes ont été filtrés pour éliminer l'interférence provenant de l'alimentation électrique (60 Hz et ses harmoniques) ainsi que l'activité cardiaque (complexes QRS) et les artéfacts de mouvement de la peau. Par la suite, l'enveloppe temporelle des signaux EMG a été utilisée pour déterminer l'intensité du signal en fonction du temps. À l'intérieur de cette étape une normalisation était effectuée pour les signaux musculaires relativement aux valeurs obtenues lors des CMV pour chaque paire de muscles indépendamment. Cette normalisation permet de quantifier d'une manière relative l'activité électrique des muscles (Knutson et al., 1994) et de faciliter l'interprétation biomécanique de l'EMG.

Les traitements préliminaires (rectification, filtrage, quantification) sont réalisés à l'aide de *Matlab*TM. Le filtrage du 60 Hz jusqu'à sa 4^e harmonique a été accompli par :

1. Transposition du signal (transformée de Fourier) dans le domaine fréquentiel;

2. Localisation du pic du 60 Hz et des harmoniques;
3. Élimination de ces pics;
4. Transposition du signal dans le domaine temporel.

Une fois les données numérisées converties en mV à l'aide d'un facteur de conversion, les complexes QRS ont ensuite été retirés. Pour ce faire, un algorithme de Bluthner et certaines applications intégrées au « wavelets toolbox » de Matlab ont été utilisés ainsi qu'une discrimination des zones de faibles et fortes activités EMG pour éviter de retirer du signal utile :

1. Détermination du référentiel d'EMG de repos mesuré dans les 3 s du début;
2. Filtrage du signal (Butterworth, 5^e ordre, passe-haut à 10 Hz);
3. Détection des zones de faible EMG qui seront traitées uniquement;
4. Application de transformées par ondelettes (3 ou 15 types d'ondelette);
5. Utilisation du signal filtré le plus fidèle à la déviation standard du référentiel;
6. Filtrage du signal reconstruit (Butterworth, 5^e ordre, passe-haut à 15 Hz).

Un filtrage du signal a été réalisé afin de réduire les données dans une plage d'amplitudes caractéristiques du signal d'EMG du muscle squelettique (Butterworth, 8^e ordre, passe-bande 20-500 Hz). Des enveloppes temporelles ont par la suite été réalisées à partir de ces signaux afin de lisser le signal (Butterworth, 2^e ordre, passe-bas à 1 Hz) tels Cholewichki et al. (1997) et Olson et al. (2004; 2005). Des points de remplacement (« padding points ») ont été utilisés sur les premières 1000 ms de chaque signal EMG pour compenser l'effet de bout des filtres: la moyenne du signal dans les 100 ms suivantes (station debout initiale) a été utilisée à cette fin. Selon la vitesse d'exécution des mouvements, des incréments différents ont été considérés pour chaque type de données (fenêtres de 80 données pour les fichiers de 8 s, de 130 données pour 13 s et de 210 données pour 21 s) afin de créer des fenêtres de temps comparables pour chaque type de données.

Une analyse visuelle de tous les essais a été réalisée afin de vérifier que le signal d'EMG n'était pas contaminé par des artefacts non détectés par les traitements précédents. Par la suite, on a effectué des calculs de moyennes sous Excel. Cette étape était réalisée uniquement si les signaux acquis de chaque côté de la colonne étaient jugés représentatifs de ce qui était attendu, ce qui était la situation la plus fréquente. Si par contre, des données étaient manquantes ou que le niveau de bruit était visiblement excessif à un moment donné, seule la valeur du côté opposé était considérée. Pour chaque paire de muscles étudiée, l'amplitude la plus grande qui a pu être captée a été considérée comme étant le 100% CMV.

À partir de ces données moyennées, l'occurrence du PFR a été déterminée pour chaque essai. Durant les 2 phases de la tâche, celle en flexion et celle en extension, des bouffées d'EMG distinctes pour les muscles dorsaux se présentent chez la majorité des sujets lors des essais aux vitesses lente et moyenne. On associe le premier sommet au moment de début du PFR (le cas échéant) : c'est à partir de ce point que l'activité musculaire diminue au point d'arriver à une relaxation musculaire suffisante pour l'atteinte un seuil du PFR. Quant au deuxième sommet, il indique à quel niveau de rotation des segments le recrutement musculaire (pour les muscles superficiels) est le plus intense.

L'analyse s'effectuait à partir de l'enveloppe temporelle du signal EMG qui est de plus en plus utilisée (Callaghan et Dunk, 2002; Dickey et al., 2003; Lariviere et Gagnon, 1999; Olson et al., 2005) car elle suit fidèlement le tracé des valeurs de la moyenne quadratique du signal (RMS ou « Root mean square ») obtenue en considérant l'énergie contenue dans le signal mais en permettant un meilleur lissage. Lorsque des valeurs maximales ponctuelles sont considérées, les enveloppes temporelles permettent de localiser facilement les valeurs maximales et de déterminer exactement leur occurrence. De plus, il devient plus évident de faire correspondre l'occurrence de ces valeurs avec celle des autres variables mesurées.

Pour que le PFR soit considéré comme atteint, le niveau EMG devait être compris dans le 1% d'écart autour de la valeur d'EMG mesurée en repos (Callaghan et Dunk, 2002). Une application *Visual Basic* employée sous Excel permettait de détecter objectivement et précisément l'atteinte des seuils et leurs moments d'occurrence. Nous avons consigné, pour les deux derniers essais de chaque type de tâche (réguliers et FNP), les moments d'occurrence de début et de fin de ces silences. Ainsi, les valeurs maximales de l'activité de chaque muscle, le temps de silence myoélectrique (seulement si le PFR a été atteint selon le seuil) et les ratios d'activation pour différentes plages de 0,5 s sélectionnées sur l'enveloppe temporelle normalisée (lors de la station debout initiale et terminale ainsi qu'en flexion complète) ont été obtenus. Le Ratio de Flexion/Relaxation (RFR) et le Ratio d'Extension/Relaxation représentent les valeurs maximales obtenues lors des phases flexion et d'extension comparées à la valeur minimale obtenue durant la phase de relaxation pour chaque essai. Nous pouvons ainsi apprécier d'un coup l'importance de l'activation musculaire des muscles lombaires pour chacune des phases et classer les sujets selon les ratios obtenus. Des valeurs dites typiques des sujets sains pourraient ainsi être énoncées en permettant une différenciation entre ceux-ci et des sujets lombalgiques.

3.2.3 Données de forces de réaction au sol

Sur l'ordinateur relié à la plate-forme de force, un logiciel (*LMaq* version 19) permettait d'obtenir plusieurs variables d'intérêt (valeurs en x et en y du CP, les valeurs en x, y et z des forces et des moments de force). Différentes valeurs ont été recueillies : maximum, minimum et étendue. Les déplacements médio latéral (CP_x) et antéropostérieur (CP_y) correspondant à la trajectoire suivie par le CP (un reflet de son oscillation de même que de la demande neuromusculaire pour maintenir l'équilibre) (Gregoric et al., 1981) ont aussi été récoltées. La surface de soutien (« sway area ») est une région fictive formée par les déplacements du CP du corps en fonction du temps : c'est l'excursion de celui-ci durant chaque essai. Une surface elliptique en cm^2 est

mesurée en considérant les déplacements en x et y du CP (les rayons de l'ellipse étant la moitié de ces valeurs). Les valeurs de F_z (maximum et étendue) et du CP (aire de la surface de soutien) ont été considérées pour les analyses, et ce avant et après la manipulation FNP.

3.2.4 Analyses statistiques

Les valeurs moyennes et les déviations standard des divers indices présentés précédemment ont été évaluées. Les deux derniers essais de chaque type de tâche, à vitesses lente, moyenne et maximale (avant et après la FNP); donc 4 essais par vitesse ont été considérés. Si des données étaient manquantes ou étaient visiblement incohérentes, l'essai était éliminé et remplacé par le précédent dans le cas des essais réguliers ou un seul essai était conservé dans le cas des essais post FNP.

Des analyses de variance (ANOVA à une voie simple sans considérer l'effet des mesures répétées), avec un $\alpha=0,05$, ont été effectuées sur les différentes mesures traitées en deux groupes distincts (régulières et post FNP). Un test était considéré significatif lorsque $p<0,05$ était obtenu et très significatif lorsque $p<0,01$. Les variables dépendantes comprennent des angles (en degrés), des valeurs d'EMG (en % CMV), des ratios d'activation musculaire, des forces en z (en N) et des aires de surface de soutien (en cm^2). Les variables indépendantes choisies étaient la vitesse d'exécution (lente, moyenne et maximale), avant et après la manipulation de FNP. Des comparaisons post hoc (test de Tukey avec un $\alpha=0,05$) ont été effectuées sur les valeurs compilées pour les 3 différentes vitesses d'exécution en vue de déterminer quelles valeurs étaient significativement différentes entre elles, pour les 2 groupes de données. Lors de certaines comparaisons de valeurs dans des contextes semblables (vitesse et muscle identiques), l'ANOVA à une voie simple est aussi utilisée.

CHAPITRE 4 – RÉSULTATS

4.1 CINÉMATIQUE

Dynamique du rachis

Dans un premier temps, nous avons analysé les rotations effectuées par le tronc, le pelvis et la partie lombaire du rachis, ainsi que de leurs interactions, lors de mouvements de flexion-extension réalisés selon les trois vitesses (lente, moyenne et rapide). Pour l'ensemble des sujets, la flexion débute par une contribution simultanée du pelvis et de la partie lombaire puis, vers la fin de la flexion, le pelvis vient compléter la rotation du rachis. En ce qui concerne l'extension, le pelvis initie le mouvement suite à quoi la partie lombaire s'ajoute graduellement. Leur action combinée permet de gagner les derniers degrés d'extension menant au retour à la verticale.

À l'intérieur de ces 2 phases, le comportement de nos sujets se divise en 2 groupes : alors que 6 sujets (S#1-5-7-8-9-14) utilisent plus amplement la partie lombaire (Fig. 4.1), on remarque que les 8 autres (S#2-3-4-6-10-11-12-13) se servent plus du pelvis (Fig. 4.2) pour atteindre la flexion maximale.

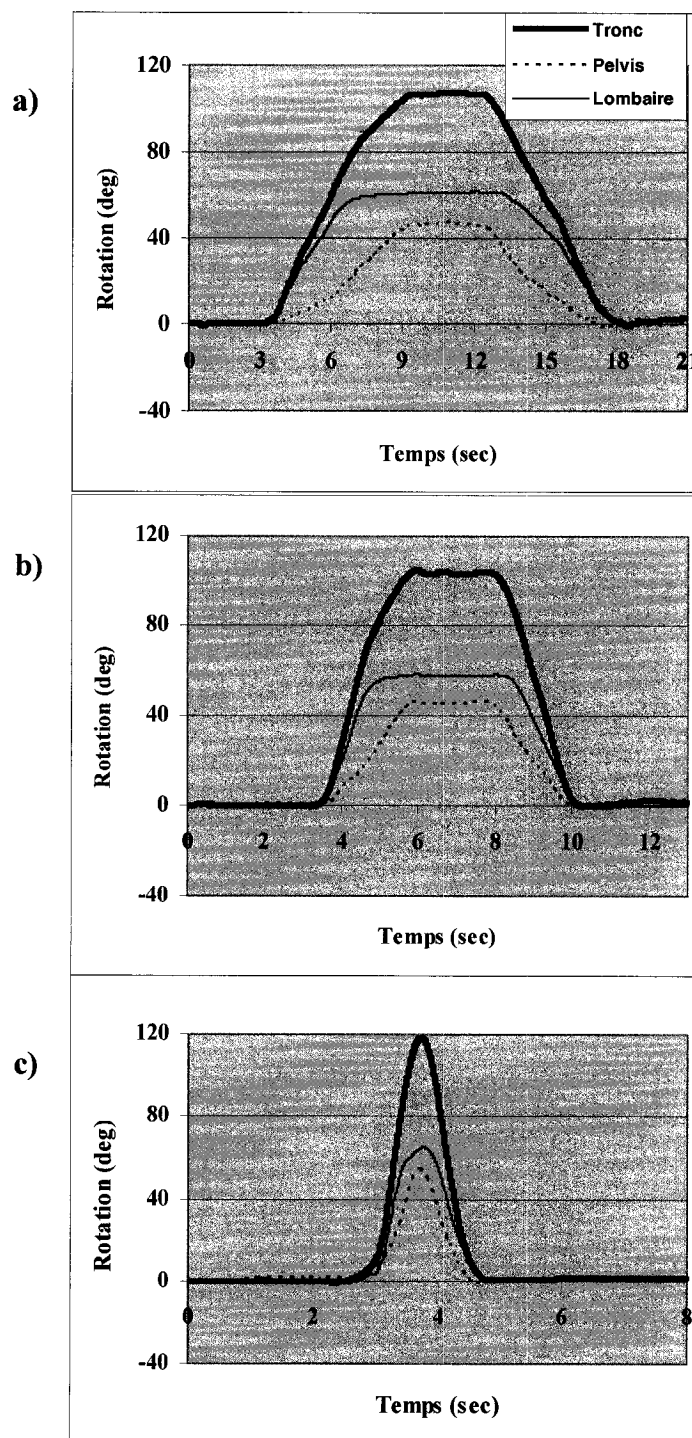


Fig. 4.1 : Exemple d'un mouvement de flexion-extension réalisé par le sujet #5 selon la vitesse d'exécution **a)** lente, **b)** moyenne et **c)** maximale. On note que la rotation de la partie lombaire est plus importante que celle du pelvis.

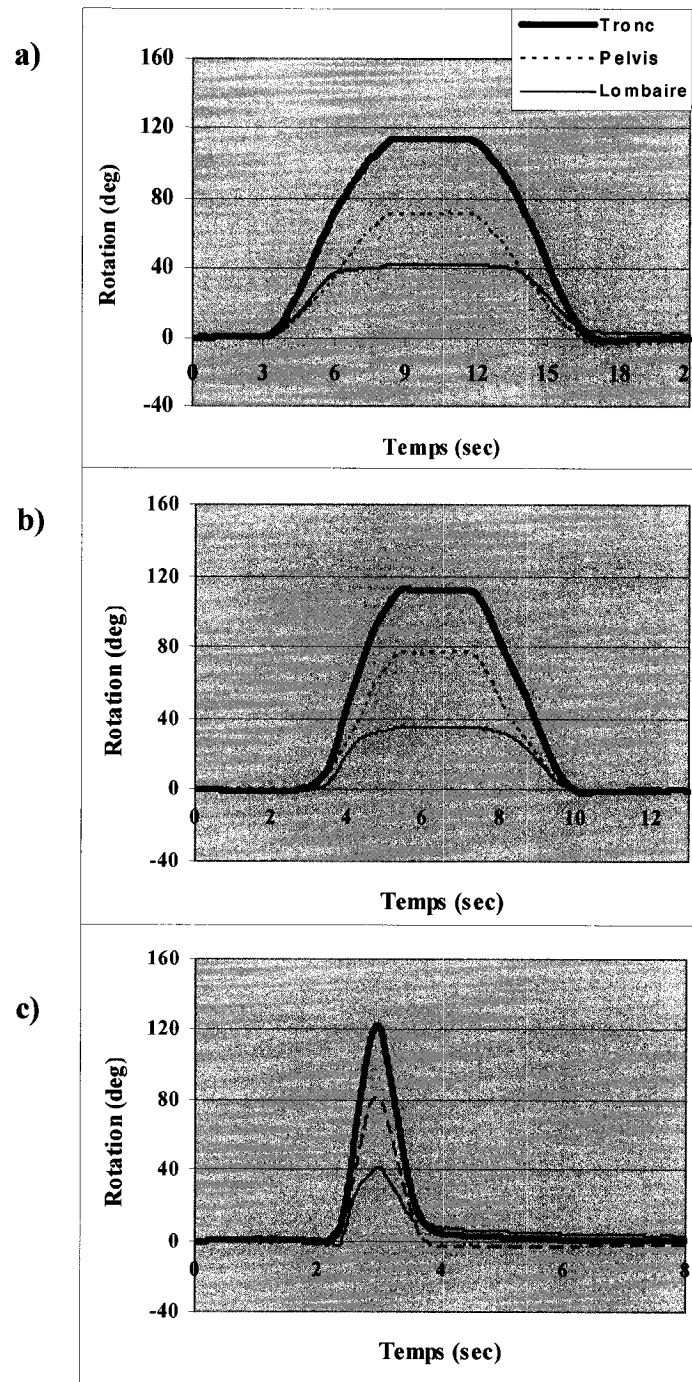


Fig. 4.2 : Exemple d'un mouvement de flexion-extension à vitesse : **a)** lente, **b)** moyenne et **c)** maximale. Contrairement aux résultats de la figure précédente, la rotation de la partie pelvienne est plus importante que celle de la partie lombaire. Données du sujet #6.

Angles maximaux

Comme on peut le voir au Tableau 4.1, la rotation est d'autant plus importante que la vitesse du mouvement est grande. Des différences statistiquement significatives se présentent entre la vitesse lente et maximale et entre la vitesse moyenne et maximale. Suite à une intervention de FNP, il y a une hausse moyenne de 8%, 7% et 2% pour les angles de rotation aux vitesses lente, moyenne et maximale respectivement mais cette augmentation de la flexibilité du tronc n'est pas significative.

Tableau 4.1 : Tronc : moyenne des angles maximaux de rotation obtenus selon la vitesse pour chaque sujet (ET : écart-type)

Sujet	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier (deg)	FNP (deg)	Régulier (deg)	FNP (deg)	Régulier (deg)	FNP (deg)
# 1	137,0	143,6	134,3	150,4	142,5	148,4
# 2	109,6	105,9	109,1	117,1	113,8	115,0
# 3	124,1	134,1	121,0	144,8	129,1	121,1
# 4	120,6	128,1	118,9	130,5	124,9	127,9
# 5	102,1	103,8	107,2	104,6	118,1	117,1
# 6	115,0	113,5	112,4	116,1	119,9	120,9
# 7	105,3	107,8	109,7	110,1	121,1	121,9
# 8	114,6	118,7	115,2	118,0	120,1	135,8
# 9	117,7	120,3	110,9	115,8	121,3	122,2
# 10	111,6	119,7	114,3	117,1	116,3	122,6
# 11	125,9	130,6	128,1	132,7	134,1	137,5
# 12	115,2	120,3	115,0	118,6	122,3	125,6
# 13	113,7	117,3	117,7	112,8	128,7	126,2
# 14	111,0	120,3	110,9	118,3	127,0	129,7
Moyenne	115,9	120,3	116,1	121,9	124,2	126,6
ET	8,9	11,1	7,6	13,0	7,6	8,9

Comme pour le tronc, la rotation du pelvis (Tableau 4.2) augmente avec la vitesse d'exécution mais les changements ne sont pas significatifs et la FNP a peu d'effet sur ces rotations.

Tableau 4.2: Pelvis : moyenne des angles maximaux de rotation obtenus selon la vitesse pour chaque sujet (ET : écart-type)

Sujet	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier (deg)	FNP (deg)	Régulier (deg)	FNP (deg)	Régulier (deg)	FNP (deg)
# 1	54,8	62,7	55,1	59,0	64,9	61,8
# 2	53,6	54,9	57,7	63,1	61,8	60,7
# 3	68,7	65,7	68,0	65,3	71,7	50,4
# 4	70,2	81,4	68,0	84,8	72,6	80,8
# 5	43,3	44,7	47,5	45,0	53,5	50,7
# 6	72,7	74,6	73,2	75,5	74,7	74,8
# 7	43,0	41,5	49,2	41,9	50,0	59,8
# 8	44,8	48,5	46,1	47,0	51,1	56,5
# 9	58,1	55,7	51,8	54,1	71,1	69,8
# 10	49,6	67,5	55,6	61,9	59,2	69,7
# 11	72,6	76,3	74,8	77,0	74,7	74,8
# 12	67,8	72,3	68,5	70,7	72,9	73,2
# 13	56,3	59,6	61,5	56,8	67,9	68,9
# 14	48,4	55,7	51,8	54,1	59,8	61,0
Moyenne	57,4	61,5	59,2	61,2	64,7	65,2
ET	11,1	12,1	9,7	12,7	8,9	9,3

Pour ce qui est de la partie lombaire (Tableau 4.3), les angles de rotation ne semblent pas être très affectés par la vitesse d'exécution de la tâche. Les valeurs avant et après FNP, quant à elles, sont aussi très semblables. Chez plusieurs sujets, l'accroissement de la vitesse de flexion-extension entraîne une plus grande rotation du tronc, qui implique autant le pelvis que la partie lombaire.

Tableau 4.3: Partie lombaire: moyenne des angles maximaux de rotation obtenus selon la vitesse pour chaque sujet (ET : écart-type)

Sujet	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier (deg)	FNP (deg)	Régulier (deg)	FNP (deg)	Régulier (deg)	FNP (deg)
# 1	83,0	82,0	79,4	92,5	78,0	87,7
# 2	56,9	52,0	52,3	54,8	52,4	54,5
# 3	57,1	68,3	53,5	82,4	58,7	74,3
# 4	51,2	48,3	51,1	46,6	52,4	47,2
# 5	59,1	59,4	60,1	59,9	65,1	66,7
# 6	42,4	39,0	39,7	41,3	45,6	46,3
# 7	63,0	66,5	60,9	68,4	71,4	68,0
# 8	69,9	70,2	69,3	71,2	69,1	77,1
# 9	59,7	65,7	60,7	63,6	61,5	64,9
# 10	62,9	53,5	59,4	56,0	57,9	53,0
# 11	54,3	55,2	54,2	55,7	59,5	62,9
# 12	47,7	48,1	46,6	48,0	49,6	52,4
# 13	58,2	58,7	56,7	56,5	61,8	57,6
# 14	64,7	65,7	60,7	63,7	67,6	69,0
Moyenne	59,3	59,5	57,5	61,5	60,7	63,0
ET	9,8	11,1	9,6	13,9	9,0	11,9

Avec la FNP, on vise à améliorer la flexibilité du pelvis et de la partie lombaire du dos et que ces effets cumulés se répercutent au niveau du tronc. Toutefois, aucun effet n'a été mesuré par le traitement au niveau des trois segments malgré que les distances atteintes lors du test « sit and reach » pour mesurer la flexion du tronc soient systématiquement plus élevées (Tableau 4.4).

Tableau 4.4 : Flexibilité des sujets et scores associés selon le test « sit and reach » (ET : écart-type)

Sujet	Distance (cm)	Score	Signification	Distance (cm)	Score	Signification
	Régulier			Après manipulation FNP		
1	15,0	30,0	Exceptionnel	19,0	34,0	Exceptionnel
2	0,0	15,0	Bon	3,0	18,0	Excellent
3	13,0	28,0	Exceptionnel	16,0	31,0	Exceptionnel
4	-1,0	14,0	Bon	6,5	21,5	Excellent
5	-12,0	3,0	Moyen	-4,0	11,0	Bon
6	3,5	18,5	Excellent	12,5	27,5	Exceptionnel
7	2,5	17,5	Excellent	8,5	23,5	Excellent
8	-1,0	14,0	Bon	7,5	22,5	Excellent
9	8,0	23,0	Excellent	9,0	24,0	Excellent
10	5,5	20,5	Excellent	8,5	23,5	Excellent
11	-7,5	7,5	Bon	-3,0	12,0	Bon
12	0,0	15,0	Bon	8,5	23,5	Excellent
13	7,0	22,0	Excellent	8,0	23,0	Excellent
14	-12,0	3,0	Moyen	-6,0	9,0	Bon
Moyenne	1,5	16,5		6,7	21,7	
ET	8,2	8,2		7,2	7,2	

Comme l'amplitude de mouvement n'est pas à elle seule un indicateur fiable de l'état fonctionnel du rachis de même qu'un bon indicateur diagnostique du mal de dos (Klein et al., 1991), d'autres mesures, comme les analyses d'EMG et des forces au sol, ont aussi été considérées dans notre étude.

4.2 SIGNAL D'EMG

Au niveau des muscles du dos (iliocostalis (IC), longissimus (LG) et érecteurs du rachis (ER)), tous les sujets présentent des tracés similaires. Comme nous n'avons pas noté de différence significative entre les canaux du côté gauche vs ceux du côté droit, ces données ont fait l'objet d'une moyenne.

Les différents patrons dans le signal d'EMG, selon la vitesse d'exécution de la tâche, se présentent avec certaines variations mais la Fig. 4.3 présente le patron prépondérant (voir Annexe 2 pour plus de tracés). Pour la clarté des graphiques, les signaux des muscles abdominaux sont présentés en valeurs négatives, démontrant par la même occasion la co-contraction dorsaux/abdominaux (principalement à la vitesse maximale).

On a trouvé que l'amplitude maximale moyenne de l'ensemble des signaux d'EMG des muscles dorsaux augmente avec la vitesse du mouvement (Tableau 4.5 et Annexe 3 pour les valeurs détaillées). Lorsque l'on considère les essais en 2 groupes avant et après la FNP, la différence est uniquement significative pour le muscle IC entre les vitesses lente et maximale ($p < 0,002$) et entre les vitesses moyenne et maximale ($p < 0,008$).

Par contre, si on observe les valeurs maximales d'EMG atteintes pour chaque vitesse, sans considérer la réalisation ou non de la FNP, ce sont l'ensemble des muscles dorsaux qui démontrent une hausse significative de leur activité en fonction de la vitesse, principalement entre la vitesse lente et maximale (IC : $p < 0,0003$, LG et ER : $p < 0,04$). Le muscle IC montre aussi un écart significatif entre la vitesse moyenne et maximale ($p < 0,002$) : ce muscle semble plus affecté que les deux autres par l'augmentation de la vitesse. Quant à la FNP, elle n'entraîne aucun effet appréciable sur l'activité pour ces trois muscles dorsaux.

À vitesse lente et moyenne, les muscles abdominaux de tous les sujets ont démontré une bouffée d'activité pendant au moins un essai durant la flexion; lors de l'extension, il y a aussi des bouffées d'activité chez plus de la moitié ($n=9$). À vitesse maximale, on a observé une bouffée unique centrée au moment de la flexion complète ou un peu avant. Un exemple de ceci est présenté à la Fig.4.3.

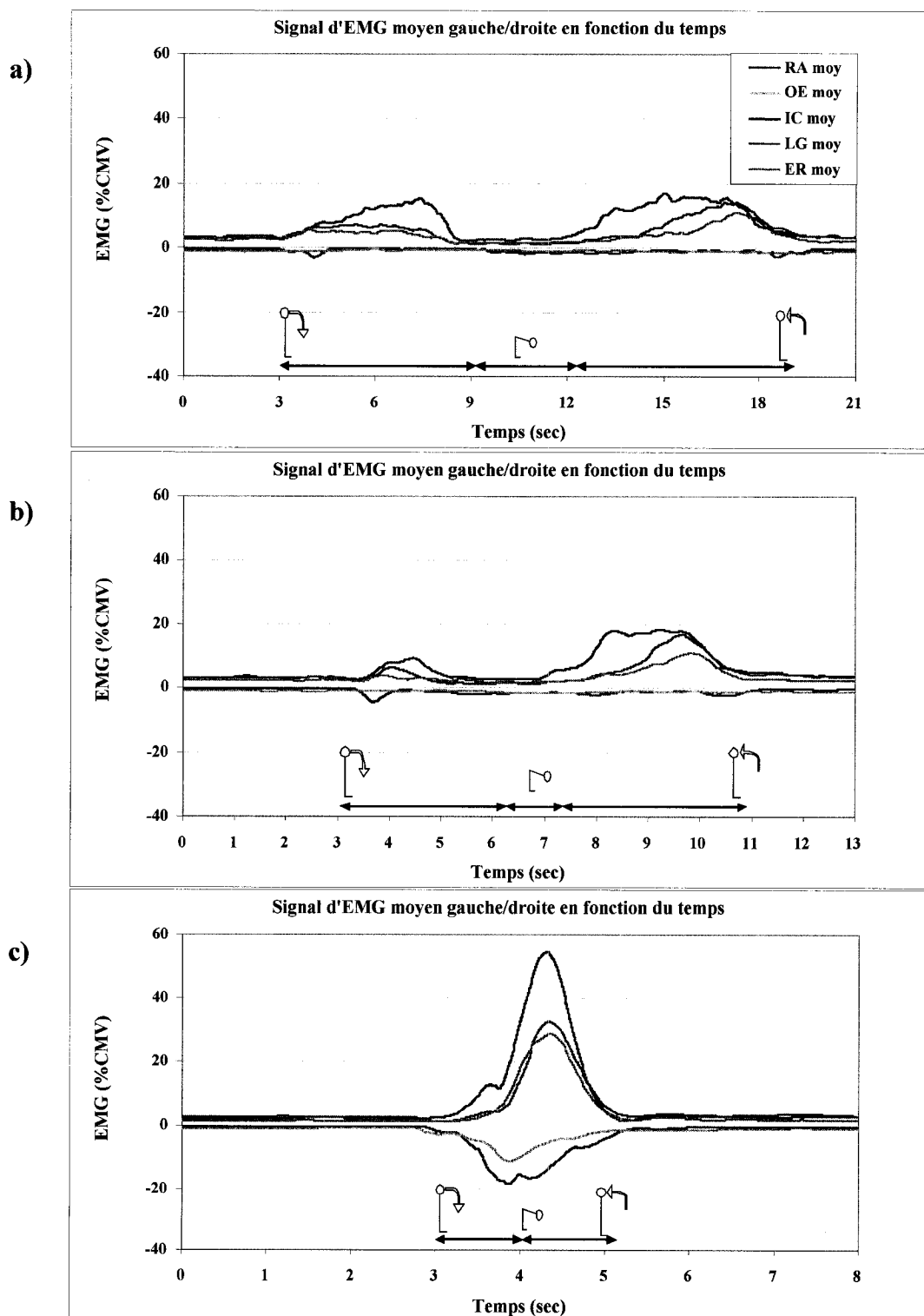


Fig. 4.3: Signaux EMG en fonction de la vitesse d'exécution a) lente, b) moyenne et c) maximale. Signaux captés chez le sujet # 7.

Tableau 4.5 : Activité maximale des muscles du dos de tous les sujets (exprimée en % de leur maximum) en fonction de la vitesse de flexion-extension ($\bar{x}$: moyenne, ET : écart-type)

Muscle	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)
IC ($\bar{x} \pm ET$)	15,3 $\pm$ 5,4	15,7 $\pm$ 4,0	17,9 $\pm$ 6,6	18,4 $\pm$ 5,8	29,0 $\pm$ 13,5	28,7 $\pm$ 11,3
LG ($\bar{x} \pm ET$)	17,7 $\pm$ 6,1	18,7 $\pm$ 5,4	19,0 $\pm$ 6,6	21,2 $\pm$ 6,2	21,7 $\pm$ 8,5	25,4 $\pm$ 8,0
ER ($\bar{x} \pm ET$)	12,8 $\pm$ 6,4	13,0 $\pm$ 5,4	14,2 $\pm$ 8,0	16,3 $\pm$ 8,5	20,6 $\pm$ 11,2	20,6 $\pm$ 8,5

Si on considère le niveau EMG maximum atteint pendant ces bouffées de signaux d'EMG (considérés de manière normalisée relativement au 100% CMV), on note (Tableau 4.6 et Annexe 3 pour les valeurs détaillées) que c'est à la vitesse maximale que l'activité EMG est la plus élevée chez les abdominaux : l'effet de la vitesse est d'ailleurs significatif pour le muscle RA et le muscle OE. La demande musculaire semble équivalente pour les muscles abdominaux à vitesses lente et moyenne lors d'une tâche de flexion-extension. La hausse de sollicitation musculaire se présente de manière plus significative entre les vitesses plus modérées (lente et moyenne) et celle maximale chez le RA ($p < 0,002$) que chez l'OE ($p < 0,005$).

Tableau 4.6 : Activité maximale des muscles de l'abdomen de tous les sujets (exprimée en % de leur maximum) en fonction de la vitesse de flexion-extension ($\bar{x}$: moyenne, ET : écart-type)

Muscle	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)
RA ($\bar{x} \pm ET$)	7,1 $\pm$ 5,2	10,0 $\pm$ 7,7	7,1 $\pm$ 4,0	9,4 $\pm$ 6,1	27,2 $\pm$ 23,8	18,6 $\pm$ 13,9
OE ($\bar{x} \pm ET$)	10,6 $\pm$ 9,0	14,8 $\pm$ 12,9	10,5 $\pm$ 8,5	15,2 $\pm$ 13,5	27,3 $\pm$ 18,9	22,4 $\pm$ 12,9

C'est seulement lorsque la tâche est réalisée à vitesse maximale qu'un effet est observable chez les muscles fléchisseurs du tronc. De plus, il semblerait qu'après la manipulation FNP, qu'ils soient plus actifs aux vitesses lente et moyenne alors qu'à la vitesse maximale, l'effet inverse se produit (sans que ce soit de manière significative).

On remarque, à vitesses lente et moyenne (Fig. 4.3 a et b), que l'amplitude de la première bouffée est moindre que celle de la deuxième, ce qui va dans le sens de la littérature. Dans le détail, nous obtenons des valeurs qui démontrent de manière plus consistante cet écart au niveau lombaire (IC et LG) qu'au niveau thoracique (ER) : IC ($p < 0,002$) et LG ($p < 0,00001$) à vitesse lente de même que IC ($p < 0,0002$) et LG ($p < 0,00001$) et ER ($p < 0,04$) à vitesse moyenne.

Les ratios de ces maxima sont présentés au Tableau 4.7 (voir Annexe 4 pour les données complètes). Globalement, on observe que l'EMG moyen des muscles dorsaux en flexion n'est que le 2/3 de la valeur trouvée en extension comme prévue dans la littérature, i.e. une demande musculaire accrue pour les muscles superficiels du dos en phase concentrique comparativement à la phase excentrique.

Tableau 4.7 : Ratio moyen des maxima d'EMG flexion/extension pour tous les sujets

Muscle	Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (%)	FNP (%)	Régulier (%)	FNP (%)
IC	58	52	60	79
LG	68	76	72	68
ER	69	73	61	53
Moyenne	65	67	64	67

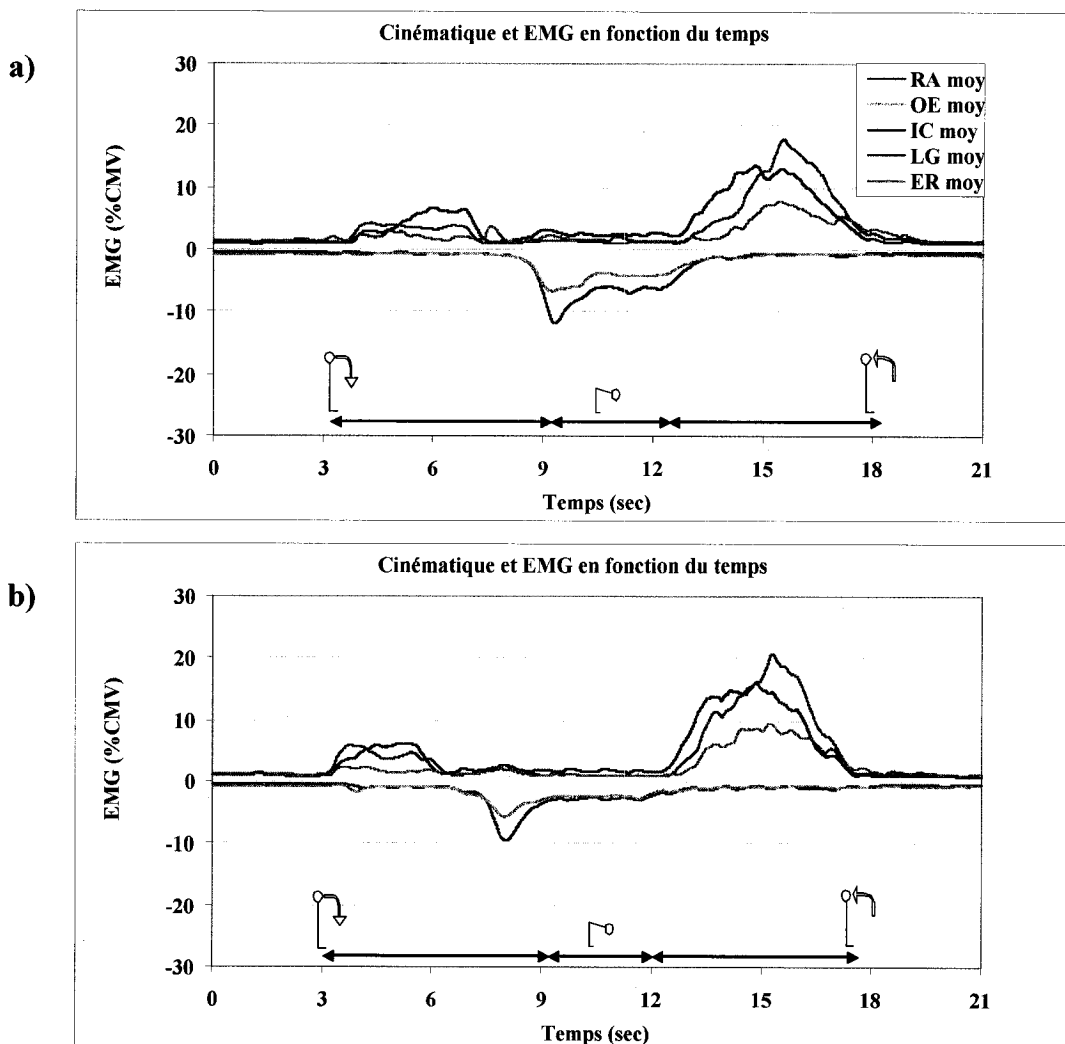


Fig. 4.4: Hausse des signaux d'EMG des muscles dorsaux à vitesse d'exécution lente **a)** à partir des signaux réguliers et **b)** suite à la FNP pour le sujet #12

Chez quelques sujets, la FNP engendre une augmentation de la moyenne du signal EMG normalisé au niveau de la deuxième bouffée, principalement pour les muscles localisés au niveau lombaire (IC et LG), sans que ce phénomène ne soit généralisé ni significatif (Fig.4.4 et Annexe 4).

Seuls les muscles du dos sont considérés pour cette analyse en raison de l'absence de bouffées distinctes chez les abdominaux. Chez les muscles dorsaux, lorsqu'on analyse les maxima des bouffées d'EMG en flexion et en extension, on trouve que la vitesse ne modifie pas beaucoup leurs caractéristiques. Par contre, au niveau de la deuxième bouffée, on voit une tendance à la hausse du signal d'EMG en fonction de la vitesse. La FNP n'offre pas d'effet appréciable de manière significative.

En outre, ces bouffées font partie intégrante du PFR et celui-ci nous informe aussi sur les effets des paramètres de la vitesse et de la FNP sur les patrons d'EMG lors de flexion-extensions du rachis.

Analyse des variables du PFR

Avec le signal d'EMG, on peut estimer l'occurrence du PFR, en détectant l'occurrence d'un minimum d'activité et en relevant l'angle relatif des segments du rachis à ce moment. Comme on peut l'observer à la Fig. 4.3, le PFR est visible aux vitesses lente et moyenne pour tous les muscles du dos. Le phénomène est par contre absent à la vitesse rapide. Ces résultats ont été trouvés pour la majorité des sujets: lors de quelques essais, 5 sujets ont démontré une bouffée d'activité lors de la flexion et une autre lors de l'extension. Par contre, leur niveau EMG en flexion complète n'atteignait pas le seuil attribué à un PFR proprement dit. En présence d'un PFR clair (atteinte du seuil et patron de 2 bouffées distinctes), nous avons identifié la valeur minimale de l'EMG sur une fenêtre de 0,5 s durant la période de flexion complète.

À l'intérieur de chaque essai, les niveaux moyens d'EMG ont été comparés selon que les sujets étaient en phases de flexion, de flexion complète ou d'extension. Ces valeurs (exprimées en ratios relatifs au 100% CMV) sont présentées aux Tableaux 4.8 et 4.9.

Tableau 4.8 : Ratios EMG moyens selon le muscle pour tous les sujets, à vitesse lente ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type, RFE : Ratio Flexion/Extension, RFR : Ratio Flexion/Relaxation)

Muscle	RFE		RFR	
	Régulier	FNP	Régulier	FNP
IC ($\bar{x} \pm ET$)	0,59 $\pm$ 0,15	0,53 $\pm$ 0,12	6,34 $\pm$ 2,70	5,06 $\pm$ 1,99
LG ($\bar{x} \pm ET$)	0,50 $\pm$ 0,21	0,48 $\pm$ 0,21	8,34 $\pm$ 2,95	7,67 $\pm$ 3,10
ER ($\bar{x} \pm ET$)	0,73 $\pm$ 0,20	0,77 $\pm$ 0,32	7,97 $\pm$ 4,25	7,22 $\pm$ 4,51

Tableau 4.9 : Ratios EMG moyens selon le muscle pour tous les sujets, à vitesse moyenne ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type, RFE : Ratio Flexion/extension, RFR : Ratio Flexion/Relaxation)

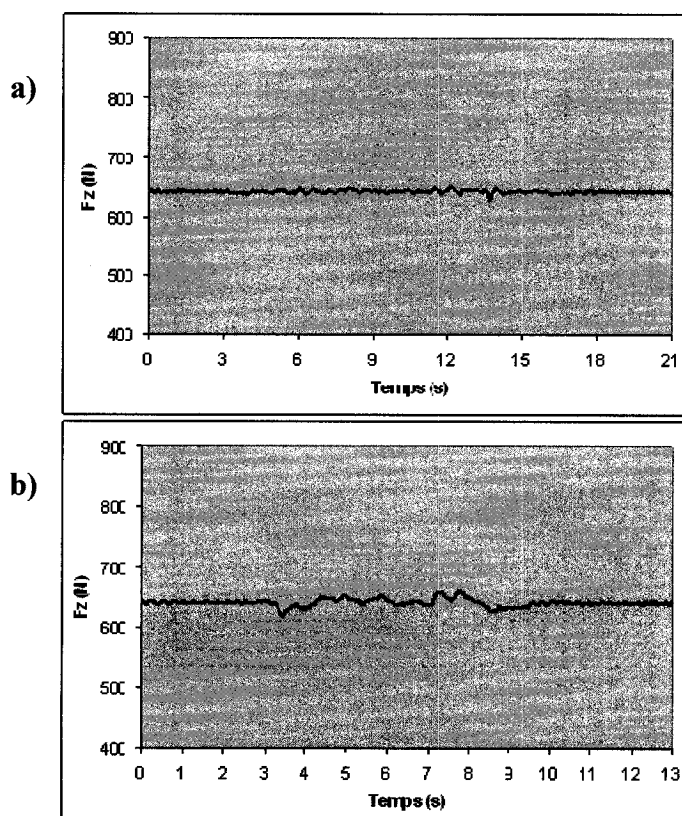
Muscle	RFE		RFR	
	Régulier	FNP	Régulier	FNP
IC ($\bar{x} \pm ET$)	0,55 $\pm$ 0,33	0,64 $\pm$ 0,26	4,76 $\pm$ 2,94	6,05 $\pm$ 3,36
LG ($\bar{x} \pm ET$)	0,42 $\pm$ 0,19	0,43 $\pm$ 0,15	7,04 $\pm$ 3,39	7,26 $\pm$ 2,75
ER ($\bar{x} \pm ET$)	0,66 $\pm$ 0,27	0,62 $\pm$ 0,20	5,72 $\pm$ 2,86	6,83 $\pm$ 3,72

Pour les essais réguliers, on observe que ce ratio est plus faible pour les muscles localisés au niveau lombaire (IC et LG) qu'au niveau thoracique (ER) mais cette tendance n'est pas statistiquement significative. La FNP, quant à elle, n'offre aucune modulation de ce ratio.

Pour ce qui est du RFR, on observe une réduction importante de la sollicitation des muscles dorsaux durant la flexion complète vs la phase de flexion. Lors du silence du PFR, l'activité des dorsaux est drastiquement abaissée par rapport à la phase précédente: en moyenne, l'activité est environ 84% plus faible lors de phase de relaxation que lors de la flexion. Cette réduction est constante pour tous les essais ($p < 0,00001$), que ce soit pour les essais de type régulier ou FNP. De plus, l'augmentation de vitesse fait diminuer non significativement ce ratio. La FNP n'engendre aucun changement notable à ce niveau.

4.3 FORCES DE RÉACTION AU SOL

Ces forces sont un indice supplémentaire de la cinématique du rachis. Il pourrait sembler redondant de considérer les valeurs cinématiques avec celles-ci mais elles permettent de préciser la chronologie des événements et de quantifier la force d'inertie reliée au mouvement. Cette inertie provient surtout de la partie supérieure du rachis et se répercute au niveau du sol par une force verticale (axe z, Fig. 2.7). Certaines variables, comme l'excursion du CP, ont permis de choisir entre les essais en déterminant objectivement si un essai avait été exécuté de manière instable; i.e. lorsque la valeur de cette zone s'écartait trop des autres chez un même sujet (pour un même type de tâche). Les tracés des valeurs de forces selon z sont très semblables et constants pour l'ensemble des sujets : pour les vitesses modérées, une multitude de faibles oscillations se succèdent tandis qu'à vitesse maximale un portrait global avec des inflexions très caractéristiques s'observe (Fig. 4.5).



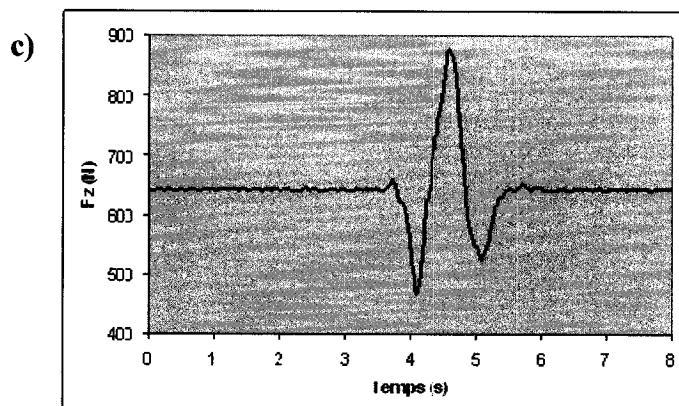


Fig. 4.5: Tracés de F_z en fonction de la vitesse d'exécution a) lente, b) moyenne et c) maximale chez le sujets # 14.

Tout comme les valeurs cinématiques, les valeurs de F_z maximales démontrent des tendances marquées par rapport à la vitesse maximale. Ces valeurs de F_z ont été normalisées par rapport au poids des sujets pour permettre des comparaisons et sont présentées sous cette forme dans le Tableau 4.10. On note, qu'à vitesses lente et moyenne, ces valeurs se rapprochent de l'unité : i.e. de la valeur du poids des sujets sans effet notable d'inertie de manière statistique. Toutefois, des valeurs autour de 1,4 à vitesse maximale impliquent que l'inertie devient importante pour cette condition; une activité musculaire soutenue devient donc nécessaire pour s'opposer à l'état de mouvement qui est engendré. L'excursion du CP, quant à lui, suit les mêmes tendances. La FNP n'a aucun effet significatif sur les forces au sol.

Tableau 4.10 : F_z (valeur maximale et étendue) et excursion du CP en fonction de la vitesse d'exécution pour tous les sujets (ET : écart-type)

	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier	FNP	Régulier	FNP	Régulier	FNP
F_z max (% poids)	1,03	1,03	1,07	1,05	1,40	1,39
± ET	± 0,01	± 0,01	± 0,08	± 0,01	± 0,16	± 0,14
Étendue F_z (N)	27,7	31,5	53,7	59,4	519,7	544,9
± ET	± 9,4	± 13,6	± 13,1	± 15,0	± 226,9	± 195,8
Excursion du CP	18,8	21,0	17,1	20,2	33,6	37,4
(cm ²) ± ET	± 6,4	± 8,5	± 5,1	± 6,1	± 12,0	± 16,5

4.4 RELATIONS ENTRE LES VARIABLES D'INTÉRÊT

4.4.1 Angles relatifs aux maxima d'EMG

Pour chaque muscle étudié, les angles de rotation correspondant à l'occurrence de ces sommets ont été obtenus lors de chaque essai, qu'il y ait eu ou non PFR. (Tableaux 4.11 et 4.12). Les données se rapportant aux muscles dorsaux (IC, LG et ER) sont disponibles à l'Annexe 5.

Tableau 4.11 : Angles relatifs aux maxima d'EMG lors de la **bouffée en flexion** selon les segments, à vitesse lente ($\bar{x}$: moyenne, ET : écart-type)

Segment du rachis	Muscle	Angles (deg)		Amplitude maximale (%)	
		Régulier	FNP	Régulier	FNP
Tronc ($\bar{x} \pm ET$)	IC	64,2 $\pm$ 12,9	64,9 $\pm$ 18,2	52 $\pm$ 11	50 $\pm$ 14
	LG	46,0 $\pm$ 20,0	51,9 $\pm$ 25,9	37 $\pm$ 17	40 $\pm$ 19
	ER	74,1 $\pm$ 23,0	75,1 $\pm$ 28,9	59 $\pm$ 17	57 $\pm$ 21
Pelvis ($\bar{x} \pm ET$)	IC	22,5 $\pm$ 9,7	23,5 $\pm$ 15,1	34 $\pm$ 12	34 $\pm$ 12
	LG	16,8 $\pm$ 12,2	18,0 $\pm$ 15,0	24 $\pm$ 17	26 $\pm$ 21
	ER	31,8 $\pm$ 18,1	33,8 $\pm$ 21,2	46 $\pm$ 23	48 $\pm$ 28
Partie lombaire ($\bar{x} \pm ET$)	IC	41,7 $\pm$ 10,6	41,3 $\pm$ 11,0	67 $\pm$ 14	63 $\pm$ 13
	LG	31,0 $\pm$ 12,3	33,9 $\pm$ 15,9	49 $\pm$ 19	51 $\pm$ 22
	ER	43,9 $\pm$ 12,2	45,1 $\pm$ 14,8	70 $\pm$ 18	68 $\pm$ 19

Tableau 4.12 : Angles relatifs aux maxima d'EMG lors de la **bouffée en flexion** selon les segments, à vitesse moyenne ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type)

Segment du rachis	Muscle	Angles (deg)		Amplitude maximale (%)	
		Régulier	FNP	Régulier	FNP
Tronc ($\bar{x} \pm ET$)	IC	69,8 $\pm$ 22,3	74,3 $\pm$ 27,9	56 $\pm$ 18	57 $\pm$ 21
	LG	57,6 $\pm$ 21,6	55,0 $\pm$ 25,6	46 $\pm$ 17	42 $\pm$ 20
	ER	68,8 $\pm$ 25,1	66,9 $\pm$ 30,2	55 $\pm$ 19	51 $\pm$ 22
Pelvis ($\bar{x} \pm ET$)	IC	27,2 $\pm$ 16,3	29,3 $\pm$ 17,9	40 $\pm$ 21	42 $\pm$ 24
	LG	21,1 $\pm$ 13,2	19,9 $\pm$ 11,6	31 $\pm$ 18	29 $\pm$ 17
	ER	27,3 $\pm$ 12,7	29,2 $\pm$ 16,6	40 $\pm$ 18	42 $\pm$ 23
Partie lombaire ($\bar{x} \pm ET$)	IC	42,6 $\pm$ 12,6	45,0 $\pm$ 16,1	68 $\pm$ 19	69 $\pm$ 22
	LG	35,4 $\pm$ 13,6	35,7 $\pm$ 17,6	56 $\pm$ 20	53 $\pm$ 22
	ER	41,3 $\pm$ 16,3	40,1 $\pm$ 18,5	65 $\pm$ 23	60 $\pm$ 25

De manière globale, on note des valeurs supérieures pour la partie lombaire en comparaison du pelvis. On peut aussi constater, à vitesse lente, que le maximum d'activité du muscle ER se produit à un niveau de flexion augmenté : i.e. de manière retardée sur les muscles lombaires (IC et LG). L'activité musculaire pour la partie lombaire devance donc celle de la partie thoracique. À vitesse moyenne, cet effet n'est pas présent; on observe plutôt que le sommet d'activité du muscle LG, en termes d'angles relatifs, se produit plus rapidement que celui des deux autres muscles. Suite à la FNP, on observe certaines augmentations de rotation des segments, mais lorsque celles-ci sont relativisées (en pourcentage d'amplitude maximale) les écarts sont minimisés.

En bref, la première bouffée n'est pas influencée de manière statistique par les facteurs de la vitesse ou de la FNP. Pour ce qui est des résultats lors de la phase d'extension, ils sont montrés aux Tableaux 4.13 et 4.14. Des valeurs supérieures pour le segment lombaire vs le pelvis s'y rencontrent. De plus, on voit que le maximum d'activité aux niveaux du tronc et du pelvis se produit à des angles inférieurs en extension vs en flexion.

Tableau 4.13 : Angles relatifs aux maxima d'EMG lors de la **bouffée en extension** selon les segments, à vitesse lente ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type)

Segment du rachis	Muscle	Angles (deg)		Amplitude maximale (%)	
		Régulier	FNP	Régulier	FNP
Tronc ($\bar{x} \pm ET$)	IC	48,6 $\pm$ 14,7	44,7 $\pm$ 16,0	39 $\pm$ 12	34 $\pm$ 13
	LG	33,6 $\pm$ 9,1	36,5 $\pm$ 4,8	27 $\pm$ 8	28 $\pm$ 3
	ER	31,9 $\pm$ 13,4	32,5 $\pm$ 11,1	26 $\pm$ 11	25 $\pm$ 9
Pelvis ($\bar{x} \pm ET$)	IC	10,3 $\pm$ 11,0	13,1 $\pm$ 13,7	15 $\pm$ 17	19 $\pm$ 21
	LG	4,2 $\pm$ 8,6	7,0 $\pm$ 7,8	6 $\pm$ 14	10 $\pm$ 12
	ER	5,5 $\pm$ 9,2	8,8 $\pm$ 9,2	8 $\pm$ 14	12 $\pm$ 11
Partie lombaire ($\bar{x} \pm ET$)	IC	38,0 $\pm$ 9,1	35,0 $\pm$ 11,9	61 $\pm$ 13	53 $\pm$ 14
	LG	29,4 $\pm$ 7,2	29,4 $\pm$ 7,8	47 $\pm$ 10	45 $\pm$ 10
	ER	26,3 $\pm$ 6,1	25,0 $\pm$ 6,7	44 $\pm$ 14	39 $\pm$ 10

Tableau 4.14 : Angles relatifs aux maxima d'EMG lors de la **bouffée en extension** selon les segments, à vitesse moyenne ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type)

Segment du rachis	Muscle	Angles (deg)		Amplitude maximale (%)	
		Régulier	FNP	Régulier	FNP
Tronc ($\bar{x} \pm ET$)	IC	60,5 $\pm$ 30,0	61,5 $\pm$ 30,5	48 $\pm$ 22	51 $\pm$ 23
	LG	45,0 $\pm$ 33,8	50,4 $\pm$ 34,2	36 $\pm$ 26	39 $\pm$ 26
	ER	50,0 $\pm$ 32,4	55,0 $\pm$ 35,8	40 $\pm$ 24	42 $\pm$ 27
Pelvis ($\bar{x} \pm ET$)	IC	22,2 $\pm$ 20,9	23,0 $\pm$ 23,2	35 $\pm$ 28	33 $\pm$ 31
	LG	14,4 $\pm$ 23,1	15,9 $\pm$ 24,0	20 $\pm$ 30	27 $\pm$ 33
	ER	17,3 $\pm$ 21,9	19,2 $\pm$ 24,9	24 $\pm$ 30	27 $\pm$ 33
Partie lombaire ($\bar{x} \pm ET$)	IC	39,3 $\pm$ 12,2	43,0 $\pm$ 12,4	62 $\pm$ 19	66 $\pm$ 17
	LG	30,5 $\pm$ 12,6	34,5 $\pm$ 11,9	49 $\pm$ 20	53 $\pm$ 19
	ER	32,7 $\pm$ 13,2	35,9 $\pm$ 12,6	53 $\pm$ 21	56 $\pm$ 21

Lorsqu'on analyse les angles relatifs d'occurrence des bouffées en extension, aucune relation significative n'est observée (voir Annexe 5). Par contre, il est possible de tirer quelques observations pertinentes. On note une élévation générale des angles pour les trois segments en fonction de la vitesse. Lors de la phase d'extension, l'activité maximale EMG semble se produire à des amplitudes de rotation plus importantes au niveau du tronc avec la hausse de la vitesse et le pelvis semble à l'origine de cet écart.

Lorsque l'on compare les valeurs d'angles relatifs aux bouffées d'activité musculaire durant les 2 phases, on trouve presque systématiquement une réduction des valeurs en extension comparativement à celles en flexion. La sollicitation musculaire des muscles dorsaux se produirait donc, en général, alors que les sujets sont moins fléchis vers l'avant en phase d'extension comparativement à la phase de flexion. Cet effet se présente uniquement à la vitesse la plus lente aux niveaux des trois segments, de manière plus consistante au niveau du tronc. Pour ce qui est du pelvis, cet effet n'est significatif que par rapport aux muscles IC et ER. Pour ce qui est de la partie lombaire, seul le muscle ER démontre le même phénomène. En bref, si le mouvement est effectué de manière assez lente, le recrutement des muscles dorsaux se produit à des amplitudes de flexion moindre en extension vs en flexion, et ce pour tous les segments du rachis. L'occurrence de cette sollicitation devient littéralement différente de celle en flexion, particulièrement pour le muscle ER mesuré au niveau thoracique.

Pour ce qui est des essais suite à la FNP, les mêmes tendances sont présentes : on constate des angles relatifs diminués en extension vs ceux en flexion. Aucun effet statistiquement significatif n'a pu être associé à cette manipulation en ce qui concerne la comparaison des sommets des bouffées durant les phases de flexion et d'extension.

4.4.2 PFR

Quelque fois, le PFR se présentait chez un sujet sans que ce soit pour l'ensemble des muscles dorsaux : l'occurrence du phénomène était confirmée aussitôt qu'un muscle le présentait de manière claire suite à un examen des signaux : un portrait avec deux bouffées distinctes devait s'associer à l'atteinte du seuil.

Les angles relatifs obtenus aux moments d'occurrence du début et de la fin des silences typiques du PFR sont fournis dans les tableaux 4.15 à 4.18. Les écart-types pour ces essais sont beaucoup moins variables que ceux des sommets lors des bouffées en flexion et en extension présentées aux Tableaux 4.11 à 4.14. Il s'agit ici d'angles relatifs de rotation des segments à un instant précis de l'atteinte d'un seuil pour la relaxation musculaire et non par rapport au sommet d'une courbe d'un signal comme auparavant.

Tableau 4.15 : Angles relatifs lors du **début du silence** selon les segments, à vitesse lente ($\bar{x}$: moyenne, ET : écart-type)

Segment du rachis	Muscle	Angles (deg)		Amplitude maximale (%)	
		Régulier	FNP	Régulier	FNP
Tronc ($\bar{x} \pm ET$)	IC	99,7 $\pm$ 15,2	101,7 $\pm$ 13,2	80 $\pm$ 11	79 $\pm$ 9
	LG	92,6 $\pm$ 18,8	92,7 $\pm$ 22,4	74 $\pm$ 13	71 $\pm$ 14
	ER	103,1 $\pm$ 16,5	107,1 $\pm$ 20,6	82 $\pm$ 11	82 $\pm$ 13
Pelvis ($\bar{x} \pm ET$)	IC	42,4 $\pm$ 12,9	47,1 $\pm$ 12,7	64 $\pm$ 16	68 $\pm$ 15
	LG	38,7 $\pm$ 13,4	42,4 $\pm$ 15,9	57 $\pm$ 17	61 $\pm$ 21
	ER	49,0 $\pm$ 14,0	54,7 $\pm$ 13,3	72 $\pm$ 16	79 $\pm$ 14
Partie lombaire ($\bar{x} \pm ET$)	IC	57,3 $\pm$ 10,1	54,6 $\pm$ 10,3	91 $\pm$ 5	85 $\pm$ 8
	LG	55,6 $\pm$ 11,2	53,1 $\pm$ 11,1	89 $\pm$ 7	81 $\pm$ 9
	ER	56,5 $\pm$ 11,7	56,2 $\pm$ 11,4	90 $\pm$ 6	86 $\pm$ 7

Tous les angles répertoriés pour le début du silence sont inférieurs aux valeurs maximales d'amplitude de rotation des segments (au maximum 90% pour l'ensemble et 85% pour le tronc); le silence du PFR se produit donc avant la complétion du mouvement de flexion.

Tableau 4.16 : Angles relatifs lors du **début du silence** selon les segments, à vitesse moyenne ($\bar{X}$: moyenne, ET : écart-type)

Segment du rachis	Muscle	Angles (deg)		Amplitude maximale (%)	
		Régulier	FNP	Régulier	FNP
Tronc ($\bar{X} \pm ET$)	IC	97,5 $\pm$ 24,4	110,8 $\pm$ 21,5	78 $\pm$ 19	85 $\pm$ 13
	LG	87,7 $\pm$ 30,1	94,2 $\pm$ 34,3	70 $\pm$ 23	72 $\pm$ 24
	ER	93,4 $\pm$ 26,0	102,0 $\pm$ 28,1	76 $\pm$ 21	79 $\pm$ 21
Pelvis ($\bar{X} \pm ET$)	IC	52,2 $\pm$ 10,9	57,6 $\pm$ 14,0	79 $\pm$ 9	82 $\pm$ 12
	LG	42,7 $\pm$ 17,3	45,9 $\pm$ 17,1	63 $\pm$ 23	67 $\pm$ 22
	ER	50,6 $\pm$ 12,1	55,6 $\pm$ 11,7	75 $\pm$ 13	80 $\pm$ 12
Partie lombaire ($\bar{X} \pm ET$)	IC	54,0 $\pm$ 12,8	59,5 $\pm$ 15,0	85 $\pm$ 12	90 $\pm$ 4
	LG	52,9 $\pm$ 12,8	56,0 $\pm$ 19,0	84 $\pm$ 11	84 $\pm$ 18
	ER	52,6 $\pm$ 8,1	56,8 $\pm$ 11,0	87 $\pm$ 6	89 $\pm$ 4

On note des angles similaires pour les vitesses lente et moyenne, malgré certaines variations qui sont atténuées sous l'effet de la normalisation. Par contre, lorsqu'on considère chaque muscle séparément, on remarque chez le muscle IC que le silence est retardé dans le mouvement. Il se produit à des angles de rotation du pelvis inférieurs en augmentant la vitesse ($p < 0,04$). Cette relation propose que la dynamique lombo-pelvienne est modifiée puisque le silence se produit lorsque le pelvis est plus en antéversion alors que le tronc présente des angles constants. La FNP, pour sa part, n'affecte pas ses valeurs. Les valeurs pour les angles relatifs au retour du signal d'EMG, chez les muscles dorsaux, suite au silence sont présentées aux Tableaux 4.17 et 4.18.

Tableau 4.17 : Angles relatifs lors de la **fin du silence** selon les segments, à vitesse lente ($\bar{x}$: moyenne, ET: écart-type)

Segment du rachis	Muscle	Angles (deg)		Amplitude maximale (%)	
		Régulier	FNP	Régulier	FNP
Tronc ($\bar{x} \pm ET$)	IC	101,3 $\pm$ 12,2	103,3 $\pm$ 15,7	81 $\pm$ 8	79 $\pm$ 9
	LG	95,2 $\pm$ 15,8	94,2 $\pm$ 18,4	76 $\pm$ 10	72 $\pm$ 11
	ER	88,1 $\pm$ 15,8	91,5 $\pm$ 20,4	70 $\pm$ 10	70 $\pm$ 14
Pelvis ($\bar{x} \pm ET$)	IC	42,9 $\pm$ 10,7	44,9 $\pm$ 10,4	65 $\pm$ 15	65 $\pm$ 15
	LG	37,7 $\pm$ 14,9	36,7 $\pm$ 15,1	56 $\pm$ 18	54 $\pm$ 23
	ER	31,8 $\pm$ 11,9	36,1 $\pm$ 15,3	48 $\pm$ 17	53 $\pm$ 23
Partie lombaire ($\bar{x} \pm ET$)	IC	58,4 $\pm$ 9,7	58,4 $\pm$ 11,1	93 $\pm$ 4	88 $\pm$ 5
	LG	57,6 $\pm$ 9,0	57,5 $\pm$ 10,1	91 $\pm$ 5	87 $\pm$ 5
	ER	55,4 $\pm$ 11,3	55,3 $\pm$ 12,0	87 $\pm$ 8	84 $\pm$ 10

Tableau 4.18 : Angles relatifs lors de la **fin du silence**, à vitesse moyenne ($\bar{x}$: moyenne, ET : déviation standard)

Segment du rachis	Muscle	Angles (deg)		Amplitude maximale (%)	
		Régulier	FNP	Régulier	FNP
Tronc ($\bar{x} \pm ET$)	IC	108,5 $\pm$ 11,2	113,5 $\pm$ 11,4	87 $\pm$ 6	87 $\pm$ 6
	LG	104,2 $\pm$ 14,6	106,6 $\pm$ 14,8	83 $\pm$ 9	82 $\pm$ 8
	ER	97,4 $\pm$ 14,7	99,5 $\pm$ 19,3	79 $\pm$ 12	78 $\pm$ 14
Pelvis ($\bar{x} \pm ET$)	IC	51,3 $\pm$ 9,4	53,3 $\pm$ 11,2	79 $\pm$ 11	77 $\pm$ 13
	LG	48,1 $\pm$ 11,8	47,0 $\pm$ 12,7	72 $\pm$ 12	68 $\pm$ 15
	ER	41,4 $\pm$ 9,0	42,7 $\pm$ 18,9	63 $\pm$ 14	61 $\pm$ 25
Partie lombaire ($\bar{x} \pm ET$)	IC	57,2 $\pm$ 9,4	60,2 $\pm$ 12,2	89 $\pm$ 4	91 $\pm$ 5
	LG	56,1 $\pm$ 10,2	59,6 $\pm$ 12,3	89 $\pm$ 5	90 $\pm$ 5
	ER	53,3 $\pm$ 9,5	56,5 $\pm$ 10,7	87 $\pm$ 9	88 $\pm$ 8

Comme pour les valeurs en flexion, on constate que c'est à des amplitudes réduites par rapport à la flexion complète que le retour de l'activité se produit (entre 70 et 87% de l'amplitude maximale du tronc). On note que les angles au niveau du tronc et du pelvis sont augmentés en fonction de la vitesse, tout en conservant un angle pour la partie lombaire plutôt constant. En bref, le retour de l'activité musculaire se fait plus tard dans la rotation lors de la tâche d'extension lorsque la vitesse est accrue. Ce retard angulaire associé à une augmentation de la vitesse se produit principalement au niveau du pelvis (IC : $p < 0,05$ et ER : $p < 0,03$) : le RLP semble modifié aussi en extension selon la vitesse. L'effet de la FNP, quant à lui, est non significatif pour l'ensemble des combinaisons de segments et de muscles. Les valeurs précises pour chaque muscle dorsal (IC, LG et ER) sont présentées en Annexe 5.

Lorsqu'on examine les différences entre les angles relatifs pour le début vs la fin du silence en fonction de la vitesse, on découvre des tendances principalement au niveau thoracique. Pour le muscle ER, on observe un retard dans l'amplitude de mouvement (des angles plus petits) pour le retour de l'activité en comparaison du début de la relaxation. Il semblerait que cet effet se présente par rapport au tronc à vitesse lente en raison de l'influence dominante du pelvis. Avec la FNP, on ne trouve encore une fois aucun effet significatif malgré des angles généralement augmentés pour les deux moments critiques reliés au silence du PFR.

4.4.3 Occurrence des maxima de F_z

Les forces selon l'axe des z sont plutôt constantes lors et de faibles amplitudes des essais aux vitesses modérées. Toutefois, pour la vitesse maximale on remarque un effet particulièrement important d'inertie se répercutant au niveau des forces au sol (Fig. 4.6). Pour l'ensemble des sujets, l'occurrence des maximums des F_z se produit au moment de la flexion complète ou légèrement à son voisinage.

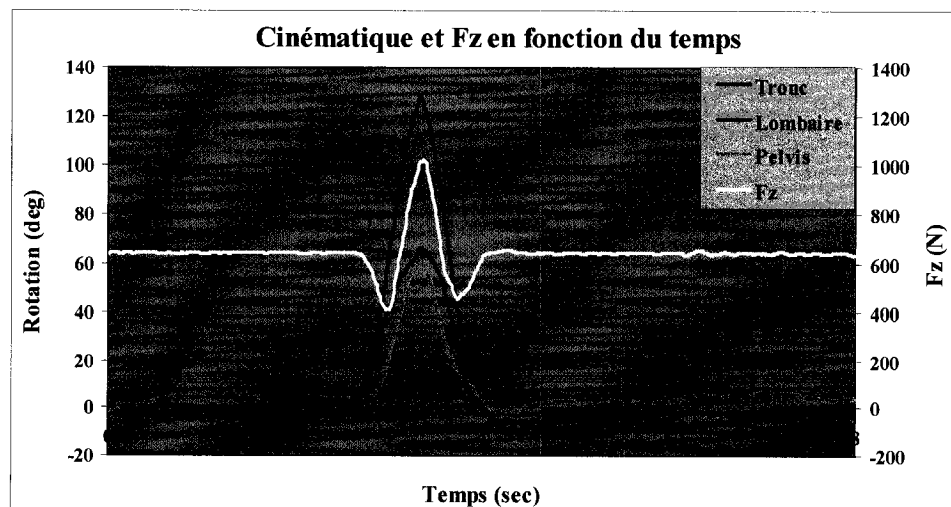


Fig. 4.6: Interaction de la cinématique et de F_z pour la vitesse d'exécution rapide pour le sujet #14

On observe un patron constant pour le tracé de la force en z : 1) une première inflexion vers le bas suivie 2) d'une inflexion vers le haut puis 3) d'une dernière inflexion vers le bas. L'inflexion 1 débute avec le mouvement de flexion antérieure et semble atteindre un sommet au milieu de la phase de flexion. En réalité, lorsque la dérivée seconde des valeurs de déplacements nous offre certaines réponses (Fig. 4.7) : il semblerait que c'est lorsque l'accélération frôle des valeurs presque nulles (suite à une courte accélération positive, i.e. vers le haut) que la première inflexion se produit. Par la suite, l'inflexion 2 concorde avec le maximum de la valeur négative de l'accélération, i.e. vers le bas. Pour finir, on remarque que le sommet de l'inflexion 3 coïncide avec la deuxième bouffée d'accélération vers le haut, lors de l'extension.

Nous avons donc observé que lors d'une flexion avant du rachis à vitesse maximale, les sujets effectuent un léger rebond avant de plonger rapidement vers l'avant. Il se peut que ce soit une activité des extenseurs du pied, une accentuation momentanée de la courbure lombaire ou un redressement de la partie vertébrale préparatoire à la flexion qui soit à l'origine de cette accélération rapide dans le sens inverse du mouvement voulu.

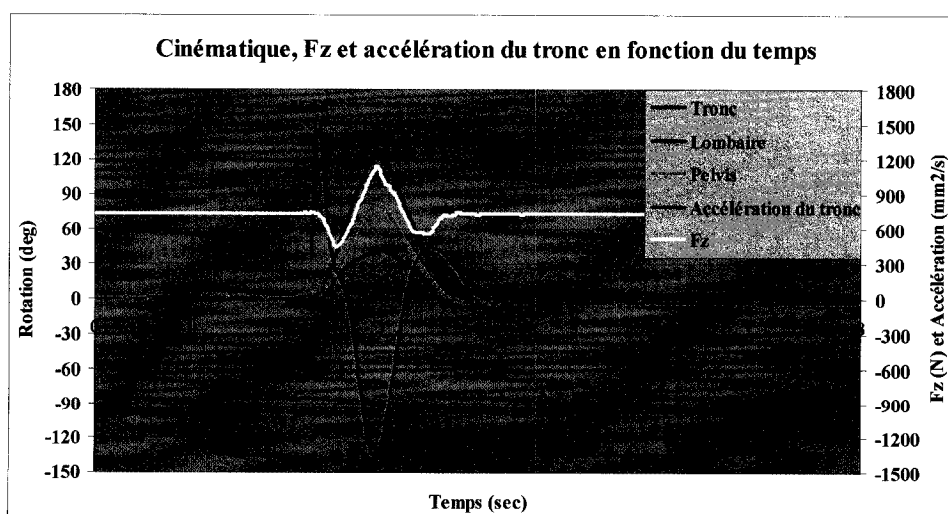


Fig. 4.7: Interaction de la cinématique, de F_z et de l'accélération du tronc pour la vitesse d'exécution rapide pour le sujet #6

Pour ce qui est des valeurs de F_z pour les vitesses lente et moyenne, elles sont très variables d'un sujet à l'autre et même d'un essai à l'autre. Il est normal de penser que lors de mouvements effectués lentement, il est difficile pour les sujets de maintenir un rythme constant dans le déplacement du tronc tout en maintenant l'équilibre. Leurs tracés des vitesses et des accélérations du tronc s'avèrent oscillants et peu informatifs.

CHAPITRE 5 – DISCUSSION

5.1 RETOUR SUR L'OBJECTIF

L'objectif de notre étude était d'acquérir, chez des sujets sains, une meilleure compréhension de la dynamique du rachis et des interactions entre ses différents segments. Pour ce faire, nous avons étudié en simultanéité la cinématique du rachis, l'activité des muscles dorsaux et abdominaux superficiels ainsi que les forces au sol alors que les sujets ont effectué, à trois vitesses différentes, des flexion-extensions du tronc dans le plan sagittal. De plus, nous avons tenté de déterminer l'influence d'une manipulation de type FNP pour en valider son influence sur les différentes variables à l'étude en considérant son effet possible de flexibilisation des structures passives du rachis.

5.2 INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS

Cinématique

La contribution de la partie lombaire retrouvée surtout au début de la flexion et vers la fin de l'extension pourrait constituer un mécanisme de protection de ce segment qui est plus sujet aux blessures. En effet, les dorsaux peuvent travailler alors à des niveaux d'étirement moindres que leur longueur maximale. On a pu remarquer chez certains (le sujet 9 particulièrement), une flexion lombaire au début de l'extension. Ce phénomène, observé surtout à vitesse maximale, peut être associé à une activation des muscles de la hanche qui précéderait celle des érecteurs du rachis (Fisher et Houtz, 1986; Kippers et Parker, 1992). Si l'action des muscles extenseurs de la hanche et des érecteurs du rachis se combine, une antéversion du bassin peut être générée, donc une extension résultante du rachis avec une implication amoindrie de la partie lombaire.

En dépit du changement de vitesse des mouvements, la valeur maximale de rotation des parties lombaire et pelvienne est demeurée assez constante; l'effet de l'inertie à vitesse maximale n'y est donc pas significatif à ces niveaux rapprochés de l'axe de rotation du rachis. Ces valeurs sont pourtant plus élevées que les valeurs publiées dans la littérature (Tableau 4.19). Ceci découle probablement des différences entre cohortes de sujets. Il est à noter que nos sujets étaient assez jeunes (23-29 ans) et présentaient une flexibilité du tronc assez importante.

Tableau 4.19 : Valeurs maximales de flexion du rachis par segment, chez des sujets sains, lors de mouvements de flexion antérieure

Auteurs	Âge moyen des sujets (ans)	Segment du rachis		
		Tronc	Pelvis	Partie lombaire
<i>Trottier (2007)</i>	25,5	$126,6 \pm 8,9^\circ$	$65,2 \pm 9,3^\circ$	$63,0 \pm 11,9^\circ$
Nakayama et al. (2006)	25,8	$125,2 \pm 8,8^\circ$	$52,4 \pm 6,7^\circ$	$73,3 \pm 11,1^\circ$
Olson et al. (2005)	20	$112 \pm 15^\circ$		$53 \pm 2^\circ$
Neblett et al. (2003)	33,9	$122,7 \pm 18,9^\circ$	$64,6 \pm 14,6^\circ$	$58,1 \pm 9,6^\circ$
Solomonow et al. (2003)	23,7	$100 \pm 12^\circ$		$60 \pm 5^\circ$
Larivière et al. (2000)	39	$94 \pm 17^\circ$	55°	
Porter et Wilkinson (1997)	37,4		56°	
Esola et al. (1996)	27,5	$113,0 \pm 9,1^\circ$	$43 \pm 10,3^\circ$	$70,0 \pm 10,8^\circ$

Dans la littérature, la période des mouvements à effectuer est souvent située entre 3 et 10 s ou choisie de manière volontaire (Floyd et Silver, 1955; Kippers et Parker, 1984; Portnoy, 1956; Sarti et al., 2001; Tanii et Masuda, 1985). Quelques équipes ont réalisé des protocoles comprenant des périodes plus courtes : 1 s pour Steventon et al. (1995) lors d'une étude limitée par la précision des caméras vidéo captant la cinétique du rachis, 1,5 s pour Mathieu et Aubin (1999) ainsi que Mathieu et Fortin (2000) et 1s pour Nakayama et al. (2006). Lorsque les périodes s'allongent suffisamment, donc que la vitesse devient assez lente et ce de manière continue durant chaque phase de mouvement, on peut considérer que l'équilibre qu'on trouve au niveau du rachis peut être assimilé à celui obtenu en conditions statiques.

Concernant l'effet de la vitesse sur les amplitudes maximales de mouvement, Nakayama et al. (2006) ne rapportent pas de différence significative pour des vitesses similaires aux nôtres (périodes de 1 s, 3 s et 5 s). Mathieu et Fortin (2000) ont trouvé que cette amplitude diminuait légèrement avec une hausse de la vitesse. Cette tendance peut s'expliquer par des méthodes de mesures de cinématique nécessitant une interpolation en flexion complète. L'effet inverse que l'on observe s'associe probablement à l'inertie du tronc pour les mouvements quasi balistiques réalisés dans le cas de la vitesse maximale.

La FNP vise à accroître la flexibilité des sujets, au niveau lombaire principalement. Effectivement, lors du test de flexion du tronc au sol (« sit and reach »), on a mesuré une hausse des distances atteintes par les sujets. Ce test statique ne représente pas fidèlement les flexions dynamiques, i.e. des tâches plus fonctionnelles, et ne sert que d'indicateur. Ainsi, on n'a pu détecter aucune augmentation significative de la flexibilité du tronc ou de ses segments lors des tâches dynamiques suite à cette manipulation.

Il se pourrait que le gain d'élasticité se soit réparti tout au long de la colonne, rendant difficile l'observation d'un accroissement de la mobilité du tronc ou de ses segments. L'effet de méthodes telles que la FNP réside probablement dans un gain de flexibilité des structures passives de la colonne ce qui permet de réduire la sollicitation musculaire qui peut être à l'origine de contraintes mécaniques. Une étude récente propose pourtant le contraire : des niveaux de flexibilité moindres accompagnés d'une activité réduite des muscles extenseurs du rachis (Shin et al., 2004). Un tel résultat n'est possible que si les sujets sont assez peu flexibles pour que la rotation du pelvis soit limitée par la tension générée par les ichio-jambiers et qu'une activité supplémentaire de la musculature lombaire soit nécessaire pour maintenir une position statique de flexion. Dans notre étude, tous nos sujets présentaient déjà un niveau de flexibilité de moyen à exceptionnel avant la manipulation de FNP, ce qui explique sûrement nos résultats contrastants.

EMG

Les signaux EMG présentent des différences interindividuelles. Pour certains sujets, ceci pourrait être dû en partie au fait que leur muscles abdominaux étaient actifs durant la flexion. Les écarts pourraient aussi être causés par l'activité des muscles plus profonds (aux niveaux du rachis ou de la hanche) qu'on ne pouvait mesurer. En flexion complète, la majorité des sujets ont présenté une relaxation musculaire relative des dorsaux alors que les abdominaux étaient soit silencieux ou très actifs. En extension, l'activité des érecteurs du rachis était globalement supérieure à celle retrouvée en flexion et certains pics d'activation des abdominaux ont été notés près de la position verticale.

En flexion complète, les bras de levier des gros muscles dorsaux (IC et LG par exemples) changent sous l'effet de la contrainte d'étirement, ce qui compromet leur rôle de support des forces appliquées sur la colonne (McGill et al., 2000). Ce sont des structures passives de la colonne qui assurent l'équilibre des forces avec une implication probable des muscles profonds. En extension, le bassin peut être mis en mouvement sans activation des érecteurs du rachis : un équilibre instable résulterait de la charge et du moment en flexion au niveau de la colonne (Nelson et al., 1995).

Yakayama et al. (2006) ont présenté des valeurs normalisées d'EMG rectifié et intégré sur une période correspondant au temps des cycles de flexion et d'extension allongé de 20% pour les muscles abdominaux (OE, RA) et dorsaux (IC et LG). Leurs résultats sont très similaires aux nôtres pour la vitesse lente et moyenne (période de 3 s et 5 s pour eux et 3 s et 6 s pour nous). Par contre, à la vitesse la plus rapide (1 s pour eux et maximale pour nous), nos valeurs dépassent les leurs par un facteur de 2 à 3. Cette différence pourrait venir en partie du fait que leur basse fréquence d'échantillonnage (480 Hz) a atténué les hautes fréquences du signal (Merletti, 1999). Il est à noter que nos sujets #13 et #14 ont démontré des activités abdominales clairement plus élevées que pour les autres sujets ce qui n'a pas manqué d'accroître la moyenne du groupe. Si on les retire, le facteur passe de 3 à 2 pour le RA et de 2 à 1,5 pour l'OE.

Entre la vitesse lente et maximale, l'amplitude du signal d'EMG augmente pour tous les muscles dorsaux et il en est de même entre la vitesse moyenne et maximale. Toutefois, ces écarts n'étaient pas statistiquement significatifs sauf pour le muscle IC en absence de FNP. Pour ce qui est des abdominaux, le recrutement musculaire est similaire entre la vitesse lente et moyenne mais augmente significativement dans le cas de la vitesse maximale. À grande vitesse, l'inertie vient modifier l'équilibre des forces et un recrutement musculaire accru devient nécessaire pour modifier l'état de mouvement, principalement pour freiner le retour en extension. Lors de certains essais, nous avons remarqué une co-contraction des muscles dorsaux et abdominaux, générant une pression intra abdominale qui accroît grandement la pression appliquée sur la colonne vertébrale (Granata et Marras, 1995). Toutefois, une hausse de la pression intra abdominale pourrait permettre de mieux contrôler les mouvements à réaliser.

À vitesses lente et moyenne, on trouve que la sollicitation musculaire en flexion se situe entre 52 et 79% de la valeur en extension, fidèlement à la littérature (Callaghan et Dunk, 2002; Dickey et al., 2003; Mathieu et Fortin, 2000; Olson et al., 2005; Sarti et al., 2001; Solomonow et al., 2003). Au niveau du RFE, qui présente un ratio précis de l'activité en flexion vs en extension par essai et ce pour chaque muscle, nous avons trouvé des valeurs de 0,48 à 0,77 à vitesse lente et de 0,42 à 0,66 à vitesse moyenne. Le RFE démontre clairement que la bouffée en extension possède une plus grande envergure que celle en flexion. Cet effet est plus significatif chez les muscles lombaires (IC et LG) qu'au niveau thoracique (ER), pour les deux vitesses. Cet écart accru augmente avec la vitesse d'exécution de la tâche; ceci explique peut être la fragilité relative de cette région. Une plus grande sollicitation implique des charges plus importantes sur les vertèbres de cette région, une hausse des contraintes en compression et en cisaillement, une diminution de la perfusion sanguine en raison du maintien prolongé de l'activité et des possibilités de crampes : en bref un portrait plus à risque d'instabilité ou de blessures. La manipulation FNP, quant à elle, ne démontre aucun effet significatif sur l'amplitude du signal musculaire des muscles dorsaux et abdominaux.

Concernant le PFR, il survient aux vitesses lente et moyenne pour la majorité des essais chez les muscles du dos. Ce résultat est similaire à ce que Mathieu et Fortin (2000) ont rapporté. Chez le muscle ER, mesuré au niveau thoracique, ce phénomène est moins constant qu'au niveau lombaire (IC et LG) où il est très stable. Pour ce qui est de la vitesse rapide, aucune détection du PFR n'a été réalisée malgré qu'un profil de 2 bouffées séparées se dessine chez 5 sujets. Ces résultats nous suggèrent deux hypothèses : 1) soit la vitesse maximale ne permet pas l'occurrence du PFR, 2) soit une pause entre les phases de flexion et d'extension est absolument nécessaire pour que ce phénomène se présente clairement. Selon Yakayama et al. (2006), lors de l'exécution d'une tâche avec une période de flexion et d'extension de 1 s, mais comprenant une pause entre ces deux phases de 2 s, un PFR clair se présente toujours. Chez nos sujets, on remarque une diminution de 84% de l'activité musculaire entre la flexion et la relaxation du PFR similairement à Callaghan et Dunk (2002). Quant à Colocca et Hinrichs (2005), ils évaluent cette diminution à 78%. De plus, plusieurs chercheurs ont remarqué, au même titre que nous, la présence d'un certain niveau d'activité durant le PFR (Gupta, 2001; Morris, 1962; Tanii et Masuda, 1985).

Les ratios RFR et RER représentent des mesures précises pour caractériser une tâche de flexion-extension : ils pourraient servir d'indicateurs aux praticiens désireux d'optimiser leurs techniques de réhabilitation ou d'entraînement. En connaissant le statut typique d'un patient sain, leurs techniques pourraient être modulées en vue d'améliorer le statut clinique des patients et valider les bénéfices d'un traitement. Une caractéristique bien documentée des patients lombalgiques chroniques est la perte du PFR (Floyd et Silver 1955; Kippers et Parker, 1984; Sihvonen et al., 1991; Triano et Schultz, 1987). Cette perte presque complète de relaxation musculaire peut être reliée à certaines incapacités (Triano et Schultz, 1987; Watson et al., 1997). Le RFR permettait de catégoriser de manière fiable les patients et les sujets sains dans 90% des cas. Chez les sujets lombalgiques, le RFR est en général très bas : on peut conclure que leur niveau d'activité en flexion complète est bien loin d'un état de relaxation puisque ces sujets ne

sont absolument pas reconnus pour présenter une grande force musculaire (malgré que leur activité relative puisse être légèrement haussée par leur faiblesse musculaire localisée dans certains cas). Il a été démontré, du côté gauche du corps seulement, que des RFR plus élevés chez les sujets présentant les plus grandes amplitudes de mouvement. Cette tendance pourrait indiquer que les sujets les plus flexibles seraient plus à même de transférer le support de la colonne depuis les muscles paraspinaux vers les structures passives.

Chez des sujets sains, au niveau lombaire, Watson et ses collaborateurs (Watson, Booker et Main, 1997; Watson et al., 1997) ont trouvé des RFR compris entre 12,71 et 15,19 alors que pour des patients lombalgiques les valeurs varient entre 2,72 et 3,39. Chez les patients ayant participé à un programme pour apprendre à gérer la douleur, les RFR se retrouvaient entre 3,7 et 6,5. Nos valeurs ressemblent à celles des sujets sains de l'équipe de Watson mais se rapprochent encore plus de celles des patients ayant bénéficié d'un programme de gestion de la douleur.

En bref, on observe qu'en augmentant la vitesse du mouvement, toutes les moyennes de ces ratios diminuent (sans que ce soit significatif) pendant que les valeurs moyennes durant la période de relaxation demeurent stables, avec une légère tendance à la baisse pourtant. La diminution du ratio RFR en augmentant la vitesse implique nécessairement une baisse de l'implication musculaire lors de la flexion. Pour ce qui est de la phase d'extension, les valeurs en extension demeurent stables ou sont légèrement augmentées puisque le ratio RFE est diminué avec la vitesse, alors que la sollicitation en flexion est diminuée. Cela implique que c'est le maximum du signal EMG lors de la phase de flexion qui surtout diminué en accroissant la vitesse en augmentant l'écart avec le signal lors de l'extension, ce qui nous ramène à la notion de sens d'exécution du mouvement et d'inertie accrue avec la hausse de la vitesse. Pour nous renseigner sur les niveaux d'inertie générés lors des différents types de tâches de même que la stabilité de celles-ci nous avons eu recours à l'analyse des forces au sol.

Nous avons aussi considéré brièvement que le signal d'EMG est modulé par différents facteurs dont entre autre l'épaisseur des tissus adipeux au-dessus desquels électrodes sont placées. C'est pourquoi, nous avons mesuré le pourcentage de gras afin de considérer le profil adipeux de chacun de nos sujets. On a trouvé qu'une adiposité accrue (au-dessus de 16,5%) chez les 4 sujets présentant à l'extrême de notre distribution entraîne une hausse de l'activité d'EMG pour tous les muscles dorsaux de manière substantielle (entre 25 et 93%) et ce pour toutes les vitesses. Pour les muscles abdominaux, on note une baisse notable de cette activité à vitesses modérées, i.e. lente et moyenne, (entre 24 et 58%) et une hausse (44%) pour la vitesse maximale dans le cas du RA seulement. Ce résultat s'explique peut-être par la fonction motrice qui diffère entre ces abdominaux : le RA sert à la flexion principalement pendant que l'OE combine la fonction stabilisatrice du rachis. Cet écart de l'activité d'EMG s'associe à une dérive des angles lors de la bouffée en extension au niveau du tronc, en raison de la dynamique du pelvis surtout. On observe que les valeurs d'angles au niveau du pelvis sont influencées de manière importante (baisse de 87 à 108%) aux niveaux des 3 dorsaux. En bref, ce sont principalement pour ces 4 sujets que l'on remarque que le pelvis est de retour en position initiale, malgré que le tronc n'ait pas complété son retour, lors la bouffée en extension. Cependant, une association claire entre l'adiposité et la dynamique lombopelvienne ne peut être établie.

En ce qui a trait aux forces au sol, nous observons que les mouvements de flexion-extension aux vitesses lente et moyenne n'offre qu'un effet d'inertie très faible. Par contre, à vitesse maximale, un effet marqué d'inertie se présente : la force maximale en z est augmentée en moyenne de 1,4 fois comparativement à sa valeur lors de la station debout immobile. Une relation semble exister entre le tracé de cette force et les accélérations du tronc. Une accélération positive initiale à la flexion, pour la vitesse maximale seulement, démontre une dynamique particulière à ce genre de mouvement quasi balistique.

À vitesse maximale, le recrutement musculaire semble débiter en même temps que la réduction de l'accélération du tronc vers l'avant et ce pour des essais plus instables (excursions du CP augmentées). Une activité musculaire prépondérante se présente en fin d'extension; l'accélération positive du tronc (dans le sens inverse de la gravité) y est principale. De plus, on peut soupçonner que les pics d'activité d'EMG en début de flexion chez les muscles abdominaux permettent de contrôler l'accélération positive initiale du corps, avant de fléchir rapidement le tronc vers l'avant. L'activité musculaire servirait donc à moduler l'inertie du tronc lorsqu'il est déplacé rapidement, afin de modifier son état de repos ou de mouvement.

Relations entre les variables d'intérêt

L'acquisition des données ayant été synchronisée, on a pu relier la présence du PFR avec la cinématique du rachis. Selon McGorry et al. (2001), le PFR semble dominer au niveau de la région lombaire et se présenter de manière moins constante au niveau thoracique. De plus, ils observent que le retour de l'activité EMG progresserait en s'éloignant de la partie caudale lors de la phase d'extension et non de flexion. Comme dans la littérature, tous nos sujets ont atteint le PFR à des angles systématiquement plus petits que les amplitudes maximales de flexion (Farfan, 1975; Kippers et Parker, 1984; Okada, 1970; Portnoy, 1956; Schultz et al., 1985; Wolf, 1979). Par contre, une légère hausse des angles peut survenir au niveau lombaire suite au PFR. Cette réextension serait expliquée par un moment diminué au niveau lombaire en phase terminale de flexion, phase pour laquelle c'est plutôt le pelvis qui permet de compléter les derniers degrés de rotation (Neblett et al., 2003).

Pour ce qui est des angles relatifs lors de la bouffée en flexion, on observe que l'amplitude de mouvement atteinte pour la partie lombaire est toujours plus importante que pour celle du pelvis. À vitesse lente, on remarque que la sollicitation musculaire au niveau lombaire précède celle au niveau thoracique et que ceci est principalement attribuable à la dynamique du pelvis. À vitesse moyenne, à part un léger devancement pour le recrutement du muscle LG lors de la flexion, on trouve plutôt des valeurs stables. Sarti et al. (2001) ont obtenus des valeurs d'angles relatifs pour la partie lombaire : $76 \pm 1^\circ$ pour une vitesse moyenne similaire à la nôtre et $69 \pm 2^\circ$ pour une vitesse très lente (période de 8 s, 1 s de pause). On obtient, quant à nous, des valeurs moyennes (pour les 3 dorsaux) nettement inférieures : $39 \pm 12^\circ$ à vitesse moyenne et $40 \pm 14^\circ$ à vitesse lente. Cet écart peut s'expliquer par leur protocole nécessitant un exosquelette collé au niveau de la partie lombaire qui a pu considérer la rotation de la hanche. Steventon et Ng (1995) obtiennent les mêmes tendances que nous. Il s'en suit donc que la dynamique du pelvis serait secondaire en flexion, celui-ci ayant atteint moins de la moitié de son amplitude maximale lors du recrutement musculaire maximal des dorsaux.

Pour Sarti et al. (2001), le PFR serait dépendant de la vitesse : par rapport à l'amplitude maximale, l'apparition du silence en flexion serait d'autant plus retardé que l'augmentation de la vitesse (avec ou sans ajout de charge externe) est importante. Ces résultats s'apparentent à ceux de Nelson et al. (1995) et de Mathieu et Fortin (2000). Quant à nos résultats, ils indiqueraient que le recrutement musculaire suit un patron constant lors d'une tâche de flexion à partir d'une station verticale, peu importe la vitesse d'exécution.

Pour ce qui est de la bouffée en extension, les valeurs d'angles relatifs de la partie lombaire sont supérieures à celles du pelvis, surtout à vitesse lente. Ceci implique que la sollicitation des dorsaux, en phase excentrique, se produit alors que la partie lombaire est plus près de sa position initiale que le pelvis. En augmentant la vitesse, on remarque une hausse des angles, principalement au niveau du tronc et du pelvis : le recrutement musculaire est retardé lorsque les sujets sont en position plus redressée.

En comparant les valeurs entre les deux phases, on remarque que l'activité d'EMG se produit à des angles inférieurs pour le tronc et le pelvis lors de l'extension en comparaison de la flexion. Une sollicitation musculaire accrue est donc nécessaire en position plus fléchie en phase de flexion et plus redressée en phase d'extension : à la fin des mouvements pour chaque phase en bref. De plus, il semblerait que le recrutement musculaire maximal se produit alors que le pelvis a effectué environ le tiers de sa rotation maximale, à l'exception de la phase d'extension à vitesse lente où des valeurs diminuées de moitié se rencontrent. Le RLP semble modifié à vitesse lente : la rotation du pelvis est retardée par rapport au moment d'occurrence du maximum d'EMG des muscles dorsaux. Cela suppose, qu'à vitesse lente, la partie lombaire est sollicitée plus amplement pour générer l'activité nécessaire à la réalisation du mouvement d'extension : cette vitesse présente probablement moins de risques d'instabilité et de possibilités de blessure pour cette région critique du rachis.

Concernant les angles de rotation du tronc relatifs au début et à la fin du silence du PFR, Floyd et Silver (1955) ont obtenu des valeurs présentant un très large intervalle (début : 53-115°, fin : 55-109°) tout comme nous (début : 30-135°, fin : 57-134°). Comme on peut le voir au Tableau 4.20, nos résultats moyens s'apparentent à ceux de Neblett et al. (2003) en ce qui a trait au début du silence. Nous remarquons une baisse et non une hausse de ces angles relatifs en augmentant la vitesse, pour la région du pelvis, dans le cas du muscle IC surtout. La dynamique lombo-pelvienne serait modifiée lors du début de la relaxation musculaire typique au PFR puisque les angles au niveau du tronc demeurent constants pendant que la rotation pelvienne est amoindrie. Steventon et Ng (1995) n'ont démontré aucune association entre la vitesse d'exécution de la flexion du rachis avec le PFR chez les érecteurs du rachis. Ce résultat peut par contre s'expliquer par le protocole imprécis utilisé (analyse EMG à partir de bandes vidéo). Pourtant, nos valeurs se rapprochent de leurs résultats en termes d'angles relatifs et d'amplitude de mouvement du tronc pour l'occurrence du PFR, pour les deux périodes d'exécution modérées (5 s et 3 s).

Tableau 4.20 : Valeurs d'angles relatifs, d'étendue de valeurs et d'amplitude de mouvement (%) pour l'occurrence du silence du PFR selon la littérature

Auteurs	Segment du rachis		
	Tronc	Pelvis	Partie lombaire
<i>Trottier (2007)</i> <i>(vitesse lente)</i>	$98 \pm 17^\circ$, 79% [70-135°]	$43 \pm 13^\circ$, 66% [38-82°]	$56 \pm 11^\circ$, 86% [19-72°]
<i>(vitesse moyenne)</i>	$93 \pm 27^\circ$, 75% [30-132°]	$48 \pm 13^\circ$, 65% [31-78°]	$53 \pm 11^\circ$, 73% [10-72°]
Colloca et Hinrichs (2005)		57%	46°, 84%
Neblett et al. (2003)	$97,3 \pm 18,8^\circ$ [70-133°]	$38,5 \pm 14,5^\circ$ [15-60°]	$58,8 \pm 9,5^\circ$ [43-73°]
Solomonow et al. (2003)	$72 \pm 17^\circ$		$46 \pm 9^\circ$
Callaghan et Duck (2002)	93,9%		84,1%
Sarti et al. (2001)			$84 \pm 7,5^\circ$ (très lente) $91 \pm 7,8^\circ$ (moyenne)
Gupta (2001)		57%	84%
Steventon et Ng (1995)	112° , 68%		

La fin du silence a été relativement peu étudiée. Solomonow et al. (2003) ont obtenu des valeurs de $98 \pm 12^\circ$ pour le tronc et de $60 \pm 5^\circ$ pour la partie lombaire. Leur protocole, avec des sujets mâles, comprenait une tâche de flexion réalisée en 2-3 s avec une pause de 3-4 s. Ces conditions s'approchent de celles impliquées pour nos mouvements à vitesse moyenne mais ce sont nos valeurs à vitesse lente qui leur ressemblent d'avantage (Tableaux 4.17 et 4.18). En augmentant la vitesse, nous avons obtenus des angles relatifs plus importants au niveau du tronc à cause du pelvis. En fonction de la vitesse des mouvements, s'instaure donc un retard de l'activité musculaire lors du retour en position verticale.

Lorsque l'on compare les angles relatifs au début et à la fin du silence du PFR, on a trouvé que le retour de l'activité musculaire se produit à un angle plus près de la verticale (i.e. petit) pour le muscle ER qu'au début du silence. Kippers et Parker (1984) ont aussi rapporté, des angles systématiquement plus élevés lors du retour de l'activité musculaire des érecteurs du rachis en comparaison du début du silence. Cela s'oppose aux résultats de Callaghan et Duke (2002) mais une pause longue (10 s) engendre peut-être un effet confondant en générant des mécanismes nerveux particuliers ou en modulant le rythme lombo-pelvien, suite à cette position maximale de rotation prolongée.

5.3 LIMITES DE L'ÉTUDE

Les sujets n'avaient pas de feedback sur l'amplitude de la rotation antérieure qu'ils accomplissaient en flexion complète mais nous aurions pu utiliser un petit radar disponible pour environ 100\$. Par contre, les sujets pouvaient avoir une certaine idée sur leur niveau de flexion en estimant la distance séparant leurs doigts de la plate-forme de force. Ce manque de feedback a peut-être limité la flexion maximale antérieure; cet aspect d'ordre psychologique aurait peut-être pu stimuler les sujets à fléchir d'avantage sachant qu'ils ont obtenus une valeur supérieure précédemment.

Des tâches comprenant des pauses plus consistantes (d'une longueur définie pour tous les essais ou respectant un ratio stable par rapport à la période de flexion) seraient avantageuses afin d'éviter les effets confondants. De plus, un montage surplombant le rachis (plus en hauteur à l'aide d'un support hydraulique conçu à cette fin) aurait permis de limiter les moments où les données cinématiques étaient manquantes. En outre, un nombre plus élevé d'électrodes (de 30 à 40) placées à des locations hautes (thoraciques et cervicales) de même que sur les muscles superficiels de la hanche et de la jambe auraient pu permettre d'étayer d'avantage notre étude. Il aurait ainsi été possible de valider la chronologie de l'activation musculaire entre le membre inférieur et celui supérieur et de préciser cette dynamique sur des zones précises. Pourtant, notre nombre d'électrodes se compare au nombre utilisé par beaucoup d'autres chercheurs et il faut considérer l'effet de la contamination des signaux lorsque les électrodes deviennent trop rapprochées. Par contre, on pourrait songer à recourir à des électrodes de faible diamètre afin de réduire la contamination entre les canaux; cet effet pourrait alors être limité.

En dépit des soins pris lors de la pose des diodes, il est arrivé durant de courtes périodes (quelques ms) que certaines diodes ont été perdues de vue par les caméras. La trajectoire de ces marqueurs a été complétée par interpolation. De plus, le déplacement des structures osseuses (apophyse épineuse des vertèbres, pointe inférieure de la scapula et repères sur l'os iliaque du pelvis) sous la peau est inévitable lors des mouvements effectués par nos sujets. Ceux-ci étant tous de poids normal, on peut considérer que les déplacements étaient faibles. Par contre, comme certains sujets ont démontré des niveaux de flexibilité importants, il est arrivé (principalement en flexion complète) que des données de cinématique n'aient pu être captées en raison de l'obstruction par des structures du corps, comme des apophyses épineuses, les cachant momentanément. On a alors décidé de reprendre de tels essais.

Nous avons porté une attention particulière pour que le placement des électrodes soit identique pour tous les sujets, mais à cause des variations anatomiques individuelles on ne peut exclure qu'il y ait eu certaines différences.

Finalement, tous nos mouvements ont été effectués en absence de charge externe. Ceci n'est pas typique des tâches pouvant être accomplies en entreprise.

CHAPITRE 6 – CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Cette étude a porté sur la dynamique du rachis et sur l'activité musculaire de celui-ci pendant des flexions-extensions réalisées dans le plan sagittal. Nos objectifs visaient à :

- 1- Développer un protocole expérimental permettant d'étudier l'effet de la vitesse du déplacement du tronc sur la mobilité du rachis et de ses segments, sur l'activité musculaire, sur le PFR, et sur les forces de réaction au sol.
- 3- Étudier l'effet de la manipulation de type FNP pour en valider l'interaction sur ces variables à l'étude.

Nos résultats démontrent que : 1) le PFR s'observe principalement au niveau lombaire lorsque le mouvement est effectué à vitesse modérée, 2) l'activité musculaire des abdominaux varie d'un sujet à l'autre, 3) l'activité des dorsaux est approximativement le 2/3 de l'activité trouvée en phase d'extension, 4) le recrutement musculaire maximal des dorsaux se produit à des angles relatifs supérieurs en flexion, alors que la partie lombaire démontre une amplitude de rotation plus importante que le pelvis et 5) suite au PFR, le retour de l'activité musculaire au niveau thoracique se fait plus près de la position verticale que lors du début du silence.

À mesure que les mouvements sont plus rapides, on remarque 6) des augmentations significatives de la mobilité du tronc, de l'amplitude des signaux des muscles du dos (principalement au niveau lombaire) et de l'inertie du tronc. Entre les vitesses lente et moyenne, on remarque 7) une diminution des angles relatifs au niveau lombaire pour l'occurrence du silence et 8) aux niveaux thoracique et lombaire pour la fin du silence du PFR. On note aussi un recrutement musculaire retardé dans les 2

phases en fonction de la vitesse, sans que ce soit significatif. Finalement, on observe que 10) la FNP n'offre pas d'effet significatif sur les variables qui ont été mesurées.

L'analyse du PFR est susceptible d'aider à mieux discriminer les patients souffrant de maux de dos et comme les patients présentant des lombalgies chroniques sont connus pour démontrer une coordination neuromusculaire et des RPL anormaux, une meilleure connaissance des ces aspects chez les sujets normaux est importante.

Un protocole expérimental similaire pourrait servir au diagnostic de personne souffrant de maux, pour établir le progrès associé à un traitement des maux de dos ou encore servir à la sélection de personnes postulant pour des tâches nécessitant certaines aptitudes physiques. Voici quelques caractéristiques qui pourraient permettre de classer les sujets :

- L'amplitude des mouvements et la variabilité entre les mouvements;
- La co-contraction dos/abdomen;
- La stabilité posturale des sujets : excursion du CP;
- La présence ou non du PFR et sa fréquence d'occurrence
- Les angles relatifs pour les segments à l'occurrence des bouffées en flexion et en extension
- Les délimitations de la relaxation musculaire;
- L'effet de la vitesse sur les angles relatifs.

En se servant de nos données, comme celles relatives à des tâches réalisées de manière stable et représentatives d'une biomécanique saine, on tente de mettre en évidence que certaines tâches peuvent être réalisées de manière optimale en modulant les paramètres d'exécution, comme la vitesse. Connaissant mieux la dynamique du rachis lors d'une tâche de la vie quotidienne, on espère pouvoir identifier certaines conditions (telles que la posture lombaire, les techniques de levage, la vitesse

d'exécution, la pression intra abdominale, la valeur de charge dans les mains selon différentes hauteurs, les vibrations, etc.) qui pourraient potentiellement être source de blessures dans le milieu du travail.

Finalement, des travaux futurs permettront de compléter ce portrait déjà précis de la dynamique du rachis et du pelvis modulé par la vitesse du mouvement. Des charges pourront être ajoutées, chez différents types de sujets (lombalgiques, de sexe féminin et présentant des morphologies différentes) et en réalisant des tâches selon plus de vitesses d'exécution en association avec des pauses de longueurs variées pour en déterminer l'effet. En outre, l'effet de la vitesse combinée avec différents angles de flexion des genoux pourrait aussi être à l'étude pour clarifier les notions reliées aux tâches dynamiques de levage devant être adoptées en entreprise et dans la vie courante.

RÉFÉRENCES

- Ahern, Follick, Council, Laser-Wolston et Litchman (1988). "Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls." Pain **34**(2): 153-60.
- Allen (1948). "Muscle action potential used in the study of dynamic anatomy." British Journal of Physics and Medecine **11**: 66-73.
- Anderson, Ortengren et Herberts (1977). Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. *America, O. c. o. N.* **8**: 85-86.
- Andersson, Oddsson, Grundstrom, Nilsson et Thorstensson (1996). "EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks." Clin Biomech (Bristol, Avon) **11**(7): 392-400.
- Ashton-Miller et Schultz (1997). Biomechanics of the human spine. Basic orthopedic biomechanics. Philadelphia, Lippincott-Raven.
- Bandy, Irion et Briggler (1997). "The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles." Phys Ther **77**(10): 1090-6.
- Basmajian, Gopal et Ghista (1985). "Electrodiagnostic model for motor unit action potential (MUAP) generation." Am J Phys Med **64**(6): 279-94.
- Bergmark (1989). "Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering." Acta Orthop Scand Suppl **230**: 1-54.
- Bigos, Spengler, Martin, Zeh, Fisher et Nachemson (1986). "Back injuries in industry: a retrospective study. III. Employee-related factors." Spine **11**(3): 252-6.
- Bongers, de Winter, Kompier et Hildebrandt (1993). "Psychosocial factors at work and musculoskeletal disease." Scand J Work Environ Health **19**(5): 297-312.
- Burdorf et Sorock (1997). "Positive and negative evidence of risk factors for back disorders." Scand J Work Environ Health **23**(4): 243-56.
- Cailliet (1981). Low back pain syndrome. Philadelphie.
- Callaghan et Dunk (2002). "Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting." Clin Biomech (Bristol, Avon) **17**(5): 353-60.
- Chen, Wang, Tsuang, Liao, Huang et Hang (1998). "The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents." Clin Biomech (Bristol, Avon) **13**(1 Suppl 1): S52-S58.
- Chevrel (1994). Anatomie clinique. Le tronc. Paris, France.

- Colloca et Hinrichs (2005). "The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature." J Manipulative Physiol Ther **28**(8): 623-31.
- Cornelius et Rauschuber (1987). "The relationship between isometric contraction durations and improvement in acute hip joint flexibility." Journal of Applied Sport Science Research **1**: 39-41.
- Cresswell (1993). "Responses of intra-abdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man." Eur J Appl Physiol Occup Physiol **66**(4): 315-20.
- CSST (1998). Rapport annuel d'activité 1998. Québec.
- CSST (2005). Rapport annuel d'activité 2004. Québec.
- CTFPHC (2003). New grades for recommendations from the Canadian Task Force on Preventive Health Care CMAJ. **169**: 213-14.
- Damkot, Pope, Lord et Frymoyer (1984). "The relationship between work history, work environment and low-back pain in men." Spine **9**(4): 395-9.
- Davis et Marras (2000). "The effects of motion on trunk biomechanics." Clin Biomech (Bristol, Avon) **15**(10): 703-17.
- Davis, Troup et Burnard (1965). "Movements of the thoracic and lumbar spine when lifting: A chronocyclophotographic study." J. Anat. **99**: 13-26.
- DePino, Webright et Arnold (2000). "Duration of maintained hamstring flexibility following cessation of an acute static stretching protocol." J Athl Train **35**: 56-59.
- Dickey, McNorton et Potvin (2003). "Repeated spinal flexion modulates the flexion-relaxation phenomenon." Clin Biomech (Bristol, Avon) **18**(9): 783-9.
- Dolan, Mannion et Adams (1994). "Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting." J Biomech **27**(8): 1077-85.
- Donish et Basmajian (1972). "Electromyography of deep back muscles in man." Am J Anat **133**: 25-36.
- Dubousset (1994). Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity.
- Ekholm, Arborelius et Nemeth (1982). "The load on the lumbo-sacral joint and trunk muscle activity during lifting." Ergonomics **25**(2): 145-61.
- Ertekin et Ertekin (1981). "Erector spinae muscle responses while standing." Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry **44**: 73-78.
- Esola, McClure, Fitzgerald et Siegler (1996). "Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain." Spine **21**(1): 71-8.

- Etnyre et Abraham (1986). "Gains in range of ankle dorsiflexion using three popular stretching techniques." Am J Phys Med **65**: 189-96.
- Farfan (1975). "Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency." Orthopedic Clinics of North America **6**: 135-44.
- Ferguson et Marras (1997). "A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors." Clin Biomech (Bristol, Avon) **12**(4): 211-26.
- Fisher et Houtz (1986). "Evaluation of the function of the gluteus maximus muscle: an electromyographic study." Am. J. Phys. Med. **47**: 182-91.
- Floyd et Silver (1951). "The function of the erector spinae muscles in flexion of the trunk." Lancet: 133-43.
- Floyd et Silver (1955). "Function of the erectors spinae in flexion of the trunk." Lancet **1**: 133-4.
- Frank, Brooker, DeMaio, Kerr, Maetzel, Shannon, Sullivan, Norman et Wells (1996). "Disability resulting from occupational low back pain. Part II: What do we know about secondary prevention? A review of the scientific evidence on prevention after disability begins." Spine **21**(24): 2918-29.
- Frymoyer, Pope, Clements, Wilder, MacPherson et Ashikaga (1983). "Risk factors in low-back pain. An epidemiological survey." J Bone Joint Surg Am **65**(2): 213-8.
- Funk, Swank, Mikla, Fagan et Farr (2003). "Impact of prior exercise on hamstring flexibility: a comparison of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretching." J Strength Cond Res **17**(3): 489-92.
- Goldie, Bach et Evans (1989). "Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity." Arch Phys Med Rehabil **70**(7): 510-7.
- Gracovetsky, Newman, Pawlowsky, Lanzo, Davey et Robinson (1995). "A database for estimating normal spinal motion derived from noninvasive measurements." Spine **20**(9): 1036-46.
- Granata, Adam et Sanford (2000). "Lumbar-pelvic coordination is influenced by lifting." Spine **25**(11): 1413-18.
- Gregoric, Pecak, Tronteli et al. (1981). "Postural control in scoliosis." Acta Orthop Scand Suppl **1981**: 52-63.
- Guissard et Duchateau (2004). "Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles." Muscle Nerve **29**: 248-55.
- Gupta (2001). "Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae." J Biomech **34**(4): 491-6.
- Haig, Weismann, Haugh et al. (1993). "Prospective evidence for change in paraspinal muscle activity after herniated nucleus pulposus." Spine **18**: 926-30.

- Hardy et Jones (1986). "Dynamic flexibility and proprioceptive neuromuscular facilitation." Res Q **57**: 150-53.
- Hemborg, Moritz et Lowing (1985). "Intra-abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting. IV. The causal factors of the intra-abdominal pressure rise." Scand J Rehabil Med **17**(1): 25-38.
- Hicks, Duddleston, Russell, Holman, Shepherd et Brown (2002). "Low back pain." The american journal of the medical sciences **324**(4): 207-11.
- Hodges et Moseley (2003). "Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms." J Electromyogr Kinesiol **13**(4): 361-70.
- Jami (1992). "Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions." Physiol Rev **72**(3): 623-66.
- Kaigle, Holm et Hansson (1995). "Experimental instability in the lumbar spine." Spine **20**(4): 421-30.
- Kaigle, Wessberg et Hansson (1998). "Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension." J Spinal Disord **25**: 163-74.
- Kippers et Parker (1984). "Posture related to myoelectric silence of erector spinae during trunk flexion." Spine **9**(7): 740-5.
- Kippers et Parker (1992). Normalization of dynamic trunk extensor EMG during stoop lifting. The Second North American Congress on Biomechanics, Chicago.
- Klein, Snyder-Mackler, Roy et DeLuca (1991). "Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensor forces with electromyographic spectral analysis in identifying low back pain." Phys Ther **71**(6): 445-54.
- Knott et Voss (1968). Proprioceptive neuro-muscular facilitation; patterns and techniques Philadelphia, PA: Harper and Row.
- Knutson, Soderberg, Ballantyne et Clarke (1994). "A study of various normalization procedures for within day electromyographic data." J Electromyogr Kinesiol **4**: 47-59.
- Kumar (1974). "A study of lumbar motion during lifting." Irish J Med Sci **143**: 86-95.
- Lariviere et Gagnon (1999). "The influence of trunk modelling in 3D biomechanical analysis of simple and complex lifting tasks." Clin Biomech (Bristol, Avon) **14**(7): 449-61.
- Lariviere, Gagnon et Loisel (2000). "The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks." Clin Biomech (Bristol, Avon) **15**(6): 407-16.
- Leclaire, Esdaile, Jequier, Hanley, Rossignol et Bourdouxhe (1996). "Diagnostic accuracy of technologies used in low back pain assessment. Thermography,

- triaxial dynamometry, spinoscopy, and clinical examination." Spine **21**(11): 1325-30; discussion 31.
- Leskinen, Takala et Stalhammar (1987). "Lumbar and pelvic movements when stooping and lifting." Biomechanics X-A, International Series on Biomechanics: 195-99.
- Lucas et Koslow (1984). "Comparative study of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques on flexibility." Percept Mot Skills **58**: 615-18.
- Magnusson, Simonsen, Aagaard, Dyhre-Poulsen, McHugh et Kjaer (1996). "Mechanical and physical responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle." Arch Phys Med Rehabil **77**(4): 373-8.
- Manitoba (2004). Lignes directrices pour l'évaluation de la condition physique dans les écoles du Manitoba: Une ressource pour Éducation physique et Éducation à la santé. Éducation, C. e. J. M.
- Mannion, Taimela, Munterer et al. (2001). "Active therapy for chronic low back pain: Part 1. Effects on back muscle activation, fatigability, and strenght " Spine **26**: 897-908.
- Marieb (1999). Anatomie et physiologie humaines.
- Marras et Mirka (1993). "Electromyographic studies of the lumbar trunk musculature during the generation of low-level trunk acceleration." J Orthop Res **11**(6): 811-7.
- Marras, Rangarjulu et Wongsam (1987). "Trunk force development during static and dynamic lifts." Human factors **29**: 19-29.
- Marras et Wongsam (1986). "Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine." Arch Phys Med Rehabil **67**(4): 213-7.
- Mathieu et Aubin (1999). "[Back muscle activity during flexions/extensions in a second group of normal subjects]." Ann Chir **53**(8): 761-72.
- Mathieu et Fortin (2000). "EMG and kinematics of normal subjects performing trunk flexion/extension freely in space." J Electromyogr Kinesiol **10**(3): 197-209.
- McClure, Esola, Schreier et Siegler (1997). "Kinematic analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward, flexed position in patients with and without a history of low back pain." Spine **22**(5): 552-8.
- McGill, Hughson et Parks (2000). "Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles." Clin Biomech (Bristol, Avon) **15**(10): 777-80.
- McGill et Kippers (1994). "Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon." Spine **19**(19): 2190-6.

- McGorry, Hsiang, Fathallah et Clancy (2001). "Timing of activation of the erector spinae and hamstrings during a trunk flexion and extension task." Spine **26**(4): 418-25.
- McGregor, McCarthy et Hughes (1995). "Motion characteristics of the lumbar spine in the normal population." Spine **20**(22): 2421-8.
- McIlroy et Maki (1997). "Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing." Clin Biomech (Bristol, Avon) **12**(1): 66-70.
- McIntyre, Glover, Conino, Seeds et Levene (1991). "A comparison of the characteristics of preferred low back motion of normal subjects and low back patients." J Spinal Disord **4**: 90-95.
- McLain et Pickar (1998). "Mechanoreceptor endings in human thoracic and lumbar facet joints." Spine **23**(2): 168-73.
- McPhillips-Tangum, Cherckin, Rhodes et Markham (1998). "Reasons for repeated medical visits among patients with chronic back pain." J Gen Intern Med **13**: 289-95.
- Merletti (1999). "Standards for reporting EMG data." Journal of Electromyography and Kinesiology **9**(1).
- Moore (1992). Clinically oriented anatomy, 3e édition. Baltimore.
- Morris (1962). "An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man." Journal of Anatomy **96**: 509-20.
- Nachemson (1966). "Electromyographic studies of the vertebral portion of the psoas muscle." Acta Orthop. Scandinav. **37**: 177-90.
- Nakayama (2006). "Sagittal kinematics and muscular activities of torso and hip during trunk flexion and extension." J Phys Ther Sci **18**(165-173).
- Neblett, Mayer, Gatchel, Keeley, Proctor et Anagnostis (2003). "Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon: theory, normative data, and clinical applications." Spine **28**(13): 1435-46.
- Nelson, Walmsley et Stevenson (1995). "Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension." Spine **20**: 199-204.
- Netter (1999). Atlas danatomie humaine.
- Newman, Seres et Miller (1984). "Liquid crystal thermography in the evaluation of chronic back pain: a comparative study." Pain **20**(3): 293-305.
- NIOSH (1977). Musculoskeletal disorders and workplace factors. Services, U. S. D. o. H. a. h.
- Nordin (2001). "2000 International society for the study of the lumbar spine presidential address: backs to work: some reflections." Spine **26**(8): 851-6.

- Nordin et Frankel (1989). Basic biomechanics of the musculoskeletal system, 2e édition. Philadelphie.
- Okada (1970). "Electromyographic assessment of muscular load in forward bending posture." Journal of the Faculty of Science of the University of Tokyo **8**: 311-36.
- Olson, Solomonow et Li (2005). "Flexion-relaxation response to gravity." J Biomech.
- Ortengren, Anderson et Nachemson (1981). "Studies of relationships between lumbar disc pressure, myoelectric back muscles activity, and intra abdominal (intragastric) pressure." Spine **6**: 98-103.
- Osternig, Robertson, Troxel et Hansen (1990). "Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (FNP) stretch techniques." Med Sci Sports Exerc **22**: 111-14.
- Palmieri, Ingersoll, Cordova, Kinzey, Stone et Krause (2003). "The effect of a simulated knee joint effusion on postural control in healthy subjects." Arch Phys Med Rehabil **84**: 1076-79.
- Panjabi (2003). "Clinical spinal instability and low back pain." J Electromyogr Kinesiol **13**(4): 371-9.
- Paquet, Malouin et Richards (1994). "Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients." Spine **19**(5): 596-603.
- Parnianpour, Bejjani et Pavlidis (1987). "Worker training: the fallacy of a single, correct lifting technique." Ergonomics **30**(2): 331-4.
- Pauly (1966). "An electromyographic analysis of certain movements and exercises - some deep muscles of the back." Anatomy Records **155**(223-234).
- Porter et Wilkinson (1997). "Lumbar-hip flexion motion. A comparative study between asymptomatic and chronic low back pain in 18- to 36-year-old men." Spine **22**(13): 1508-13; discussion 13-4.
- Portnoy (1956). "Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements." American Journal of Physiology **186**: 122-26.
- Potvin, McGill et Norman (1991). "Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion." Spine **16**(9): 1099-107.
- Romanes (1972). Cunningham's textbook anatomy. Londre.
- Rouvière (1967). Anatomie descriptive et topographique. Paris.
- Sady, Wortman et Blanke (1982). "Flexibility training: ballistic, static, or proprioceptive neuromuscular facilitation?" Arch Phys Med Rehabil **63**: 261-63.
- Saha, Gard, Fatone et Ondra (2007). "The effect of trunk-flexed postures on balance and metabolic energy expenditure during standing." Spine **32**(15): 1605-11.

- Sarti, Lison, Monfort et Fuster (2001). "Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed." Spine **26**(18): E421-6.
- Schmitt, Pelham et Holt (1999). "A comparison of selected protocols during proprioceptive neuromuscular facilitation stretching." Clin Kinesiology **53**: 407-16.
- Schultz, Haderspeck-Grib, Sinkora et Warwick (1985). "Quantitative studies of the flexion-relaxation phenomenon in the back muscles." J Orthop Res **3**(2): 189-97.
- SCPE (2004). Guide du conseiller en condition physique et habitudes de vie. Ottawa.
- Shin, Shu, Li, Jiang et Mirka (2004). "Influence of knee angle and individual flexibility on the flexion-relaxation response of the low back musculature." J Electromyogr Kinesiol **14**(4): 485-94.
- Shirado, Ito, Kaneda et Strax (1995). "Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain." Am J Phys Med Rehabil **74**(2): 139-44.
- Sicard et Gagnon (1993). "A geometric model of the lumbar spine in the sagittal plane." Spine **18**(5): 646-58.
- Sihvonen (1997). "Flexion relaxation of the hamstring muscles during lumbar-pelvic rhythm." Arch Phys Med Rehabil **78**(5): 486-90.
- Sihvonen, Partanen et Hänninen (1988). "Averaged (rms) surface EMG in testing back function." Electromyogr Clin Neurophysiol **28**(6): 335-9.
- Sihvonen, Partanen et Hänninen (1991). "Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls." Arch Phys Med Rehabil **72**: 1080-87.
- Snijders, Bakker, Vleeming, Stoeckart et Stam (1995). "Oblique abdominal muscle activity in standing and in sitting on hard and soft seats." Clin Biomech (Bristol, Avon) **10**(2): 73-78.
- Solomonow, Baratta, Banks, Freudenberger et Zhou (2003). "Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females." Clin Biomech (Bristol, Avon) **18**(4): 273-9.
- Spornoga, Uhl, Arnold et Gansneder (2001). "Duration of Maintained Hamstring Flexibility After a One-Time, Modified Hold-Relax Stretching Protocol." J Athl Train **36**(1): 44-48.
- Statistique Canada (2000). Rapports sur la santé, Ministère de l'Industrie. **12**: 45-53.
- Statistique Canada (2006). Description des états de santé au Canada: maladies musculo-squelettiques, Ministère de l'Industrie: 7-9.
- Steventon et Ng (1995). "Effect of trunk flexion relaxation of erector spinae." Aust J Physiother **41**: 241-43.

- Sullivan (1989). "Back support mechanisms during manual lifting." Phys Ther **69**(1): 38-45.
- Sullivan, DeJulia et Worell (1992). "Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility." Med Sci Sports Exerc **24**: 1383-89.
- Takalo-Kippola, Lappalainen, Yrjämä et Vanharanta (1995). Novel vibrator for diagnosis of spinal intradiscal pain. Conférence de l'IEEE-EMBC et du CMBEC.
- Tanigawa (1972). "Comparaison of the hold-relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length." Phys Ther **52**: 725-35.
- Tanii et Masuda (1985). "A kinesiological study of erectors spinae activity during trunk flexion and extension." Ergonomics **28**: 883-93.
- Taylor (1980). "Sagittal and horizontal plane movement of the human lumbar vertebral column in cadavers and in living." Rheumatism and Rehabilitation **19**: 189-97.
- Triano et Schultz (1987). "Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low back disability ratings." Spine **12**: 561-65.
- Vlaeyen et Linton (2000). "Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art." Pain **85**: 317-32.
- Wallin, Ekblom, Grahn et Nordenborg (1985). "Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques." Am J Sports Med **13**(4): 263-8.
- Watson (1997). "Evidence for the role of psychological factors in abnormal paraspinal activity in patients with chronic low back pain." J Musc Pain **5**(4): 41-56.
- Watson, Booker, Main et Chen (1997). "Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio." Clin Biomech (Bristol, Avon) **12**(3): 165-71.
- Webster et Snook (1994). "The cost of 1989 workers' compensation low back pain claims." Spine **19**(10): 1111-5; discussion 16.
- White et Panjabi (1990). Clinical biomechanics of the spine, 2e édition. Philadelphie.
- Wolf (1979). "Normative data on low back mobility and activity levels." American Journal of Physics and Medicine **58**: 217-29.
- Worrell, Smith et Winegardner (1994). "Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance." J Orthop Sports Phys Ther **20**(3): 154-9.

**ANNEXE 1 – FORMULAIRE DE CONSENTEMENT ET APPROBATION DU
COMITÉ D'ÉTHIQUE DE L'HÔPITAL SAINTE-JUSTINE ET DE L'ÉCOLE
POLYTECHNIQUE**

PROJET DE RECHERCHE

Analyse cinématique et EMG du dos lors de la flexion du tronc, emphasis sur le phénomène de flexion-relaxation

Investigateurs principaux et collaborateurs :

Aboulfazl Shirazi-Adl, Ph.D., Pierre A. Mathieu, Ph.D., Marielle Trottier, B.Sc.,
Navid Arjmand, M.Sc., Babak Bazrgari, M.Sc.

INFORMATION

Il s'agit d'un projet d'analyse de la réponse mécanique du dos suite à certains types de mouvement ou à des postures précises. Des données seront recueillies pendant l'exécution de ces tâches : des signaux d'électromyographie (de l'activité électrique des muscles) et des données relatives au mouvement de la région du tronc. Une dizaine de sujets sains (sans problème de dos) de plus de 18 ans de la communauté universitaire participeront à cette étude.

Les données recueillies vont servir à la réalisation d'un projet de recherche d'une étudiante de maîtrise, Marielle Trottier, ainsi que la poursuite de certains travaux d'étudiants au doctorat, Navid Arjmand et Babak Bazrgari. Dans le premier cas, le but de ce projet est de vérifier le niveau d'activité musculaire des muscles superficiels du dos et de l'abdomen lors de l'exécution de mouvement du tronc. Pour ce faire, des enregistrements de l'activité électrique des muscles seront faits lors des mouvements de flexion continue du tronc effectués selon trois différentes vitesses. Dix électrodes de surface seront utilisées pour recueillir les signaux des muscles. Pour ce qui est de l'analyse du mouvement, elle sera réalisée à l'aide de 12 marqueurs collés sur la peau à différents niveaux sur la colonne et au niveau du pelvis.

Dans le deuxième cas, il s'agit de développer un modèle informatique pour représenter le tronc dans l'espace. Les données recueillies serviront à valider ce modèle : des réactions concrètes du corps pourront être comparées à celles prédites par le modèle. Ce modèle pourra ensuite être appliqué à d'autres études de mouvement et de résistance du tronc et éventuellement en entreprise pour déterminer le niveau de dangerosité des tâches.

Ce projet, financé par une subvention de l'IRSST, sera réalisé en grande partie par l'étudiante de maîtrise Marielle Trottier dans le cadre des exigences reliées au programme *M.Sc.A. Génie Biomédical*. L'étudiante effectuera les expérimentations dans la prochaine année sous la supervision des professeurs Shirazi et Mathieu.

DÉROULEMENT DE L'ÉTUDE

Si vous êtes un adulte en bonne santé et n'ayant subi aucun traumatisme ou souffert de problèmes de dos dans la dernière année vous pourriez être d'une grande assistance pour notre projet de recherche à titre de sujet sain. Lors des expériences, pouvant s'étaler sur 3 heures, des marqueurs et des électrodes seront disposés sur votre corps, à la surface de la peau. Votre intégrité physique est donc préservée qui implique seulement une certaine préparation de la peau sur de très petites surfaces pouvant s'étendre jusqu'à la superficie d'une pièce de deux dollars: un rasage des poils, un nettoyage de la peau à l'aide d'un tampon imbibé d'alcool et l'application d'un gel sous les électrodes maintenues par des rubans adhésifs transparents.

Après avoir lu, compris et signé les différents documents, les tâches à accomplir vous seront expliquées à l'aide de quelques démonstrations. Les deux tâches (expériences) à effectuer sont le calibrage et la flexion :

1. Expérience 1, Calibrage. Vous exécuterez d'abord des mouvements de flexion et d'extension, au sol ou sur une table, pour déterminer le maximum de la contraction possible par vos muscles d'une manière volontaire
2. Expérience 2, Flexion. Vous effectuerez, en position debout le corps droit, une flexion complète du tronc selon des vitesses prescrites : vitesse très lente, intermédiaire et rapide.

COMPENSATION

Vous ne retirerez aucun bénéfice personnel en participant à cette étude si ce n'est qu'un montant compensatoire de 25\$ pour vos frais de transport ou autres dépenses encourues. Cependant, nous espérons que les résultats obtenus nous permettront de faire avancer l'état de nos connaissances biomécaniques chez l'homme.

RISQUES ET INCONVÉNIENTS

Il est entendu que la participation à ce projet ne vous fait courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit. Une allergie associée aux produits d'usage courant employés (comme celle à la colle des rubans adhésifs) devrait par contre nous être signifiée.

COMMUNICATION DES RÉSULTATS

Puisque les données recueillies ne nous permettent pas de faire un diagnostic concluant ou significatif pour votre santé, nous ne vous communiquerons aucun résultat personnel.

Il en sera de même pour toute personne ou organisme qui pourrait se montrer intéressé à connaître ces résultats, sauf si la loi nous y oblige.

PARTICIPATION VOLONTAIRE

Vous êtes libre de participer à ce projet et de vous en retirer en tout temps. Votre refus de participer n'aura aucun effet sur le déroulement de vos études.

PERSONNES-RESSOURCES

Si vous désirez de plus amples renseignements au sujet de ce projet, vous pouvez communiquer avec Aboulfazl Shirazi-Adl, au Laboratoire de Mécanique appliquée de l'École Polytechnique au 514-340-4711 poste 4129 ou par télécopieur au (514) 340-4176 ainsi qu'avec Pierre A. Mathieu à l'Institut de génie biomédical de l'Université de Montréal au (514) 343-6369 ou par télécopieur au (514) 343-6112. De plus, la conseillère à la clientèle de L'Hôpital Sainte-Justine, madame Christine Chouinard, peut être rejointe au 514-345-4749, au premier étage du bloc 2 de l'Hôpital Sainte-Justine, pour toute autre demande d'information.

CONFIDENTIALITÉ

En acceptant de participer au présent projet de recherche, vous autorisez le professeur Shirazi et ses collaborateurs à procéder à des études sur la biomécanique du dos. Ces études se feront au Centre de recherche de l'Hôpital Sainte-Justine. Les données personnelles et anthropométriques recueillies seront d'une utilité statistique lors de l'analyse des résultats et nous permettront de compléter notre étude. Tous les renseignements obtenus sur vous dans le cadre de ce projet de recherche seront confidentiels, à moins d'une autorisation de votre part ou d'une exception de la loi. Leur accès sera restreint aux seules personnes de l'équipe de recherche, pendant toute la durée du projet. Nous vous attribuerons un numéro de code indépendant et non significatif, ce qui fait que vous ne serez pas identifié par votre nom en toutes circonstances. Cependant, aux fins de vérifier la saine gestion de la recherche, il est possible qu'un délégué du comité d'éthique de la recherche et de l'organisme commanditaire, consultent les données de recherche.

RESPONSABILITÉ DES CHERCHEURS

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

CONSENTEMENT

Analyse cinématique et EMG du dos lors de la flexion du tronc, emphasis sur le phénomène de flexion-relaxation

Investigateurs principaux et collaborateurs

Aboulfazl Shirazi-Adl, Ph.D., Pierre A. Mathieu, Ph.D., Marielle Trottier, B.Sc.,
Navid Arjmand, M.Sc., Babak Bazrgari, M.Sc.

J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions voulues au sujet de cette étude et on y a répondu à ma satisfaction. Je comprends que je demeure libre de me retirer de cette étude en tout temps sans que cela n'affecte les services de santé auxquels j'ai droit ainsi que le déroulement de mes études.

J'ai lu et je comprends le contenu de ce formulaire de consentement et je reconnais avoir reçu copie de ce document d'information et de consentement. En signant ce document, il est entendu que je ne renonce nullement à mes droits.

Je, soussigné, consens par la présente à participer au présent projet de recherche dans les conditions déjà énoncées, soit l'absence de prise de médicaments ou autres substances, ainsi que l'absence d'analyses de laboratoire.

Je comprends que la recherche réalisée ici par les chercheurs qui participent à cette étude, ou leurs collaborateurs, peut donner lieu à la mise au point de dispositifs ou logiciels commerciaux ainsi que d'inventions pouvant être brevetés. Je comprends également que je ne profiterai pas directement de ces produits commerciaux et que les bénéfices auxquels les produits commerciaux donneront lieu seront conservés par les hôpitaux et les chercheurs en cause.

Nom du participant

Signature du participant

Date

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

Nom du chercheur ou délégué

Signature du chercheur ou délégué

Date

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

**ANALYSE CINÉMATIQUE ET EMG DU DOS LORS DE LA FLEXION DU TRONC,
EMPHASE SUR LE PHÉNOMÈNE DE FLEXION / RELAXATION**

Formulaire de demande du paiement de \$25.

Nom : _____

Prénom : _____

Date de naissance: _____

d'assurance sociale : _____

Adresse : _____

(à la remise du chèque)

**Je reconnais avoir reçu un chèque de \$25. Pour ma participation au projet de
recherche mentionné ci-haut.**

Signature : _____

Le : _____ **2005.**



Comité d'éthique de la
recherche avec des
sujets humains

**CERTIFICAT D'ACCEPTATION D'UN PROJET DE
RECHERCHE PAR LE
COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC
DES SUJETS HUMAINS DE L'ÉCOLE POLYTECHNIQUE**

Montréal, le 21 avril 2005

Adresse civique
Campus de
l'Université de Montréal
2900, boul. Édouard-Montpetit
École Polytechnique
2500, chemin de Polytechnique
Montréal (Québec) H3T 1J4

Adresse postale
C.P. 6079, succursale Centre-ville
Montréal (Québec) H3C 3A7

Téléphone : (514) 340-4852
Télécopieur : (514) 340-4811

École affiliée à
l'Université de Montréal

Membres du comité :

Mme Ginette Denicourt, IRSST
M. Daniel Imbeau, MAGI
M. Bernard Lapierre, MAGI
Dr. André Phaneuf, Fac. Méd. Dent.
Pierre Savard, IGB, président

M. Abolfazi Shirazi-Adl
Département de génie mécanique
École Polytechnique de Montréal

N/Réf : Dossier CÉR-04/05-07

Cher M. Shirazi,

J'ai le plaisir de vous informer que le Comité d'éthique de la recherche avec des sujets humains de l'École Polytechnique a approuvé, lors de sa réunion du 21 avril 2005, votre projet de recherche intitulé :

« Analyse cinématique et de l'électromyographie du dos lors de la flexion du tronc, emphase sur le phénomène de la flexio-relaxation »

Il est entendu que le présent certificat est valable pour le projet tel que soumis au Comité d'éthique de la recherche avec sujets humains. Les membres du Comité d'éthique de la recherche avec des sujets humains devront être informés de toute modification qui pourrait être apportée ultérieurement au protocole expérimental, de même que de tout problème imprévu pouvant avoir une incidence sur la santé et la sécurité des personnes impliquées dans le projet de recherche (sujets, professionnels de recherche ou chercheurs).

Nous vous prions également de nous faire parvenir un bref rapport annuel ainsi qu'un avis à la fin de vos travaux.

Je vous souhaite bonne chance dans vos travaux de recherche,

Pierre Savard
Président
Comité d'éthique de la recherche avec des sujets humains

C.C. : M. Jean Choquette

LE COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE

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



**CENTRE
DE RECHERCHE
DE L'HÔPITAL
SAINTE-JUSTINE**

*Le centre hospitalier
universitaire mère-enfant*

Pour l'amour des enfants

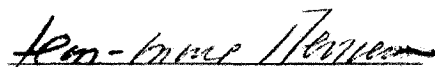
Jean-Marie Therrien, éthicien et président
Stéphane Barrette, hémato-oncologue
Anne-Claude Bernard-Bonnin, pédiatre
Nathalie Bureau, infirmière de recherche
Geneviève Cardinal, juriste
Françoise Grambin, représentante du public
Andréa Maria Laizner, scientifique
Suzanne Lépine, pédo-psychiatre
Lyne Pedneault, pharmacienne
Andrea Richter, scientifique
Chantal Van de Voorde, représentante du public

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

Analyse cinématique et de l'électromyographie du dos lors de la flexion du tronc, emphase sur le phénomène de flexion-relaxation

soumis par: *Pierre A. Mathieu Ph. D., co-chercheur et répondant interne, Aboulfazl Shirazi-Adl, Ph.D., Marielle Trottier, B.Sc., Navid Arjmand, M.D. et Babak Bazrgari, M.D.*

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

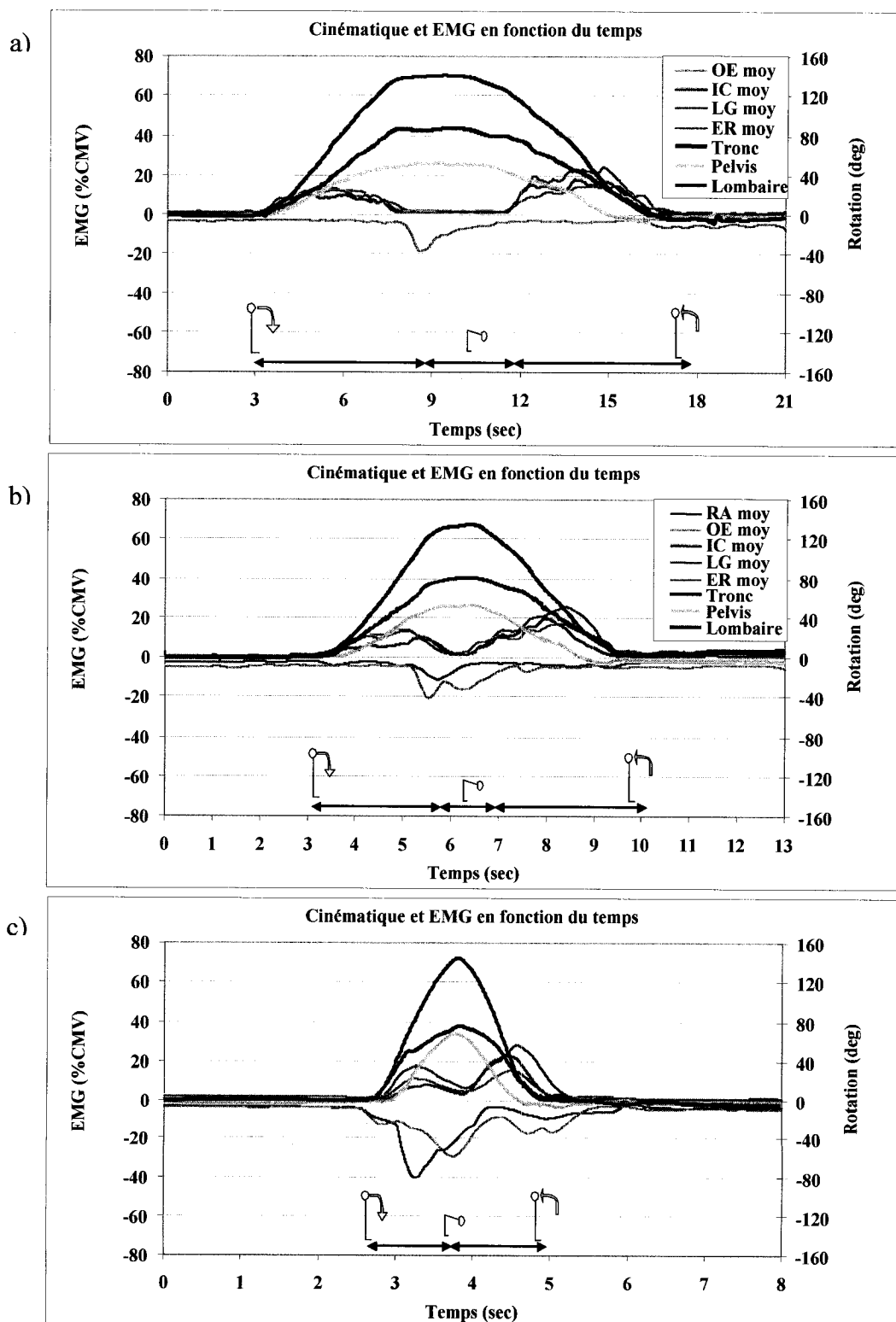


Jean-Marie Therrien, Ph.D., éthicien
Président du Comité d'éthique de la recherche

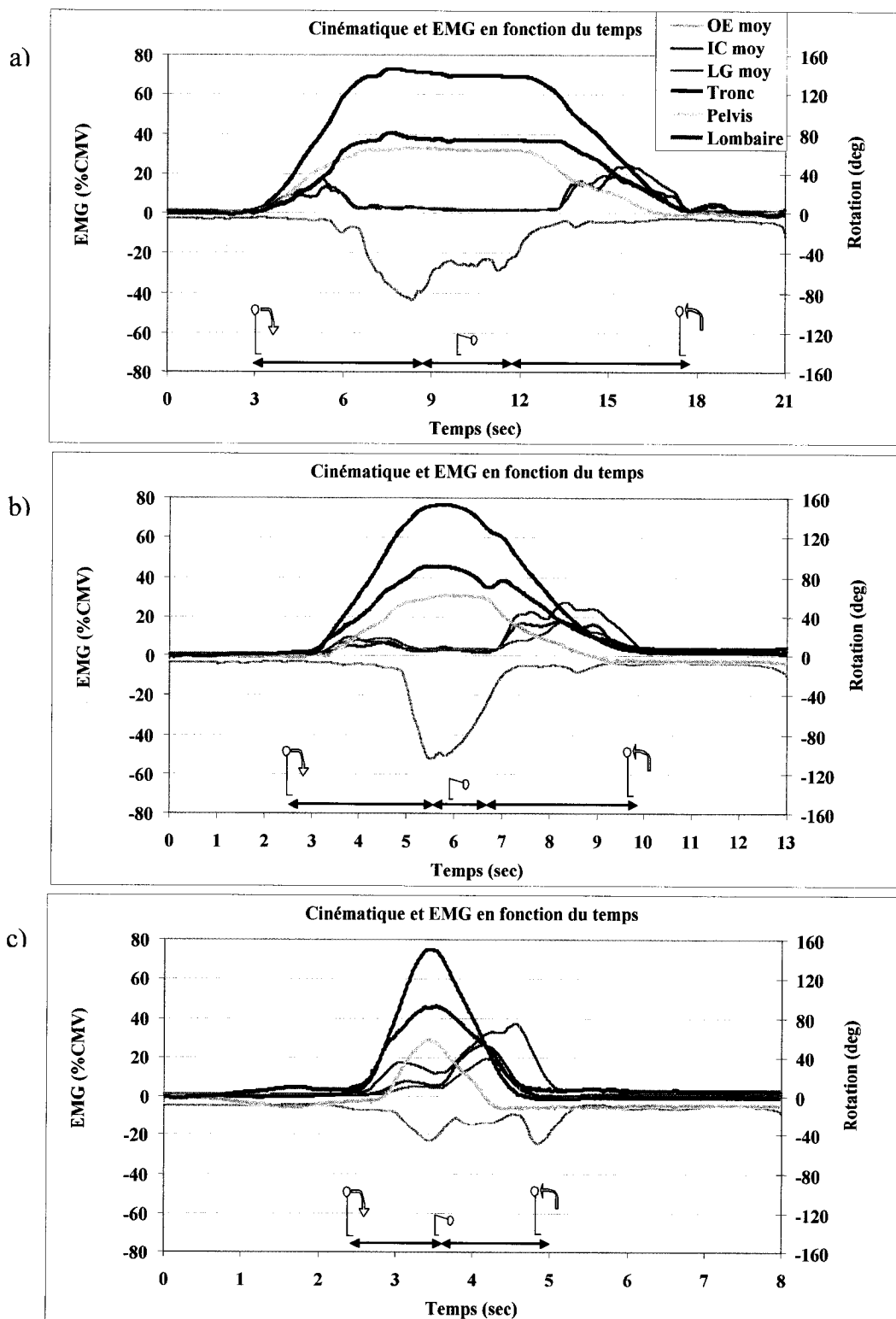
Date d'approbation: 04 novembre 2004

**ANNEXE 2 – CINÉMATIQUE ET EMG EN FONCTION DU TEMPS À
VITESSES D'EXÉCUTION A) LENTE, B) MOYENNE ET C) MAXIMALE
CHEZ TOUS LES SUJETS**

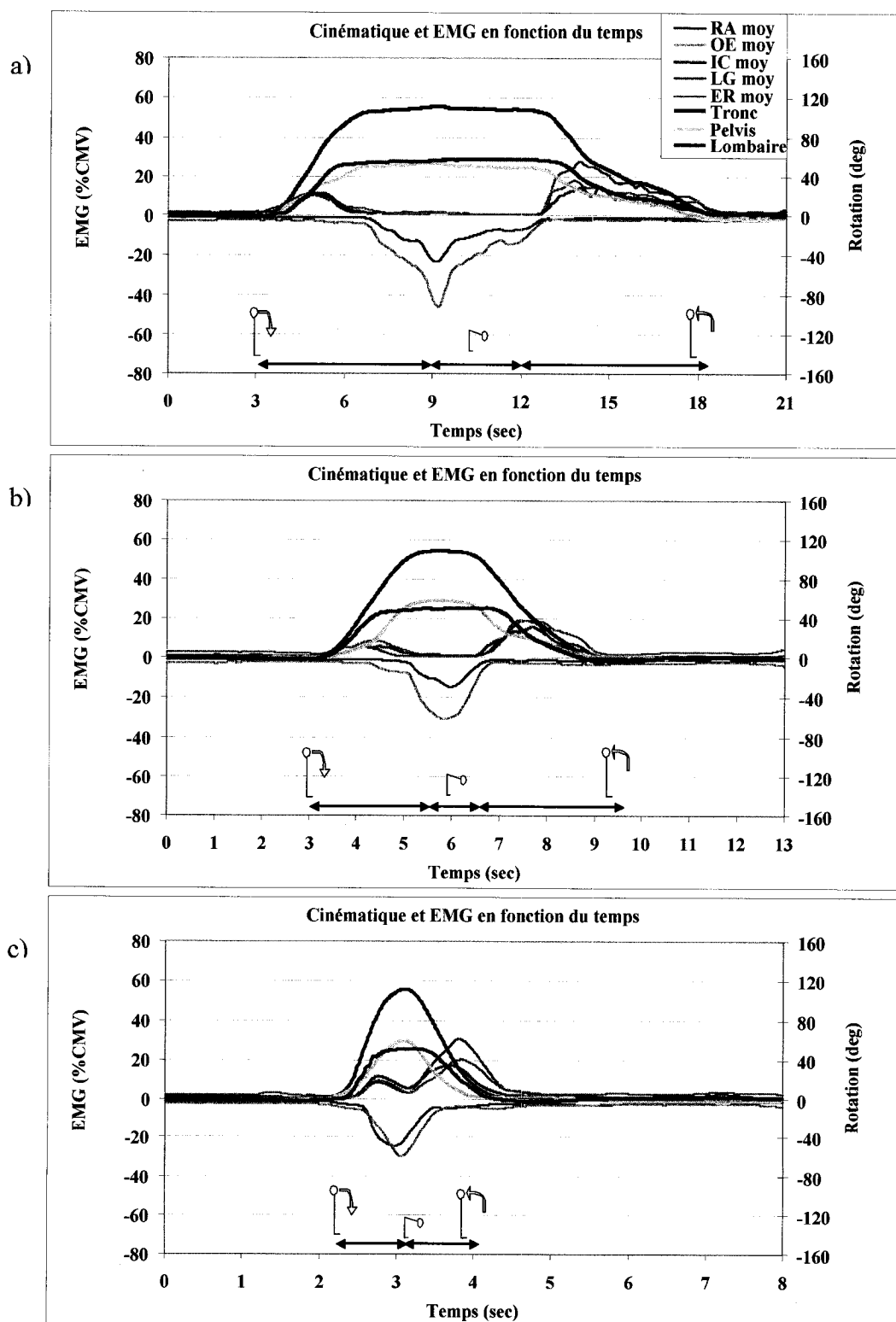
Sujet 1 – Essais réguliers



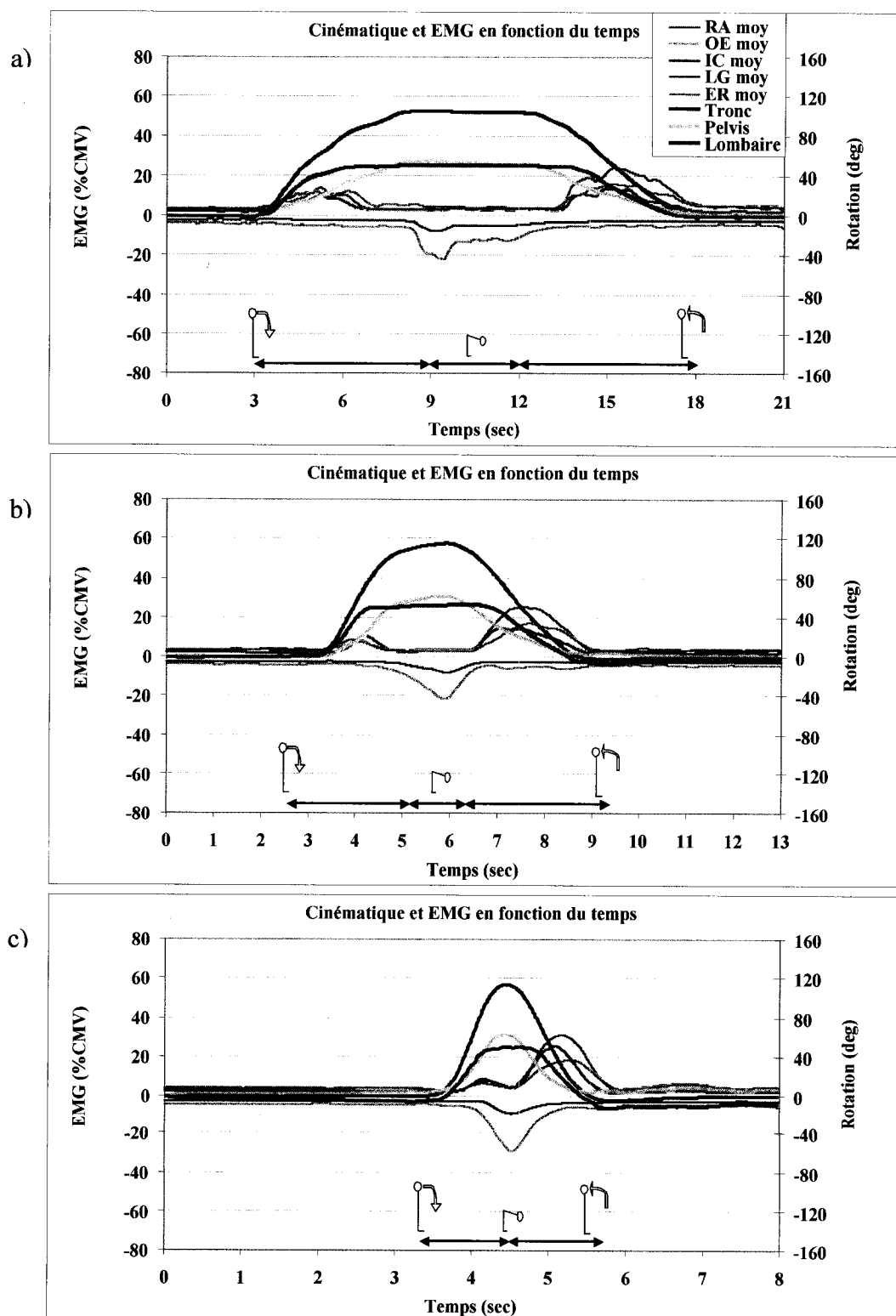
Sujet 1 – Essais post FNP



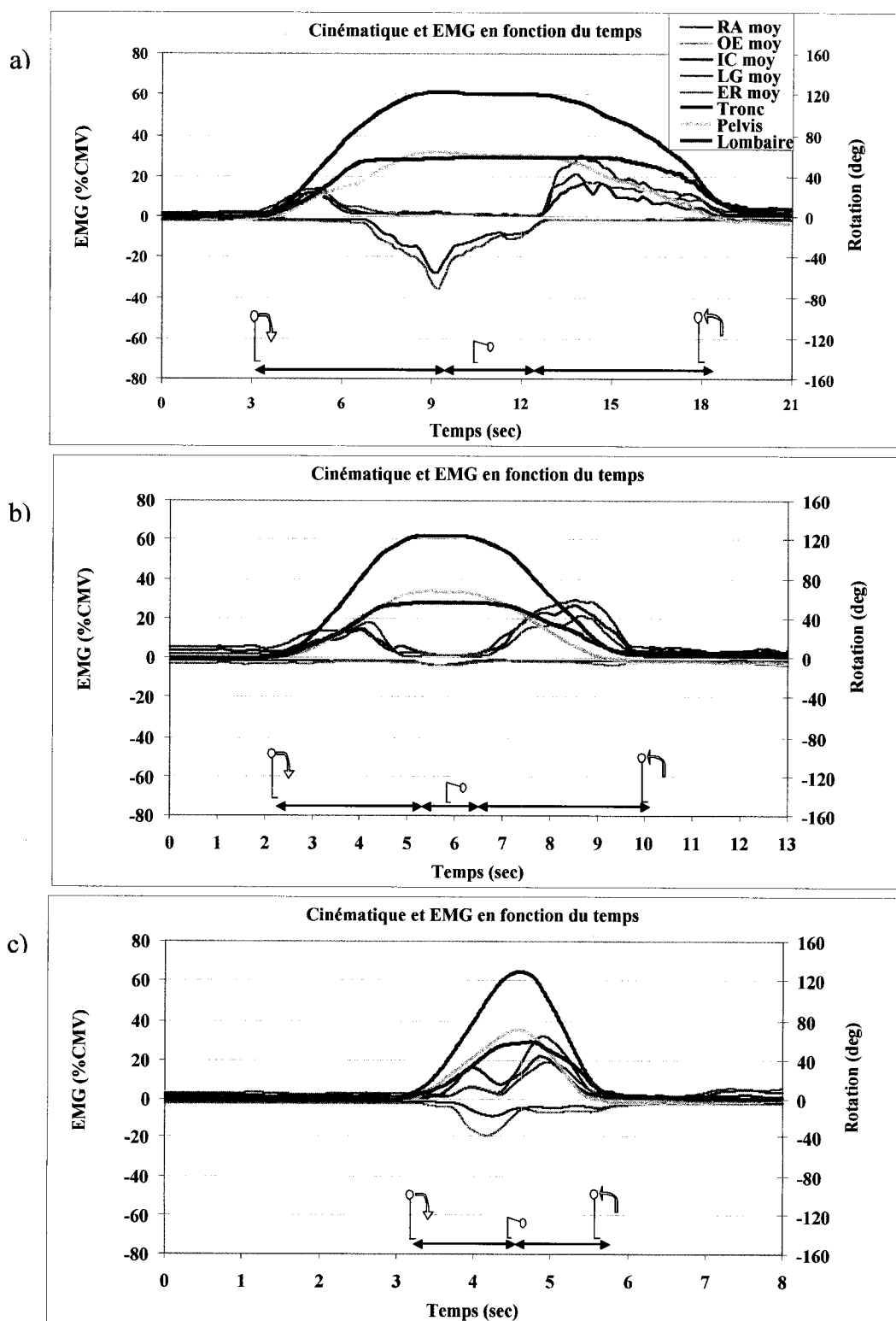
Sujet 2 – Essais réguliers



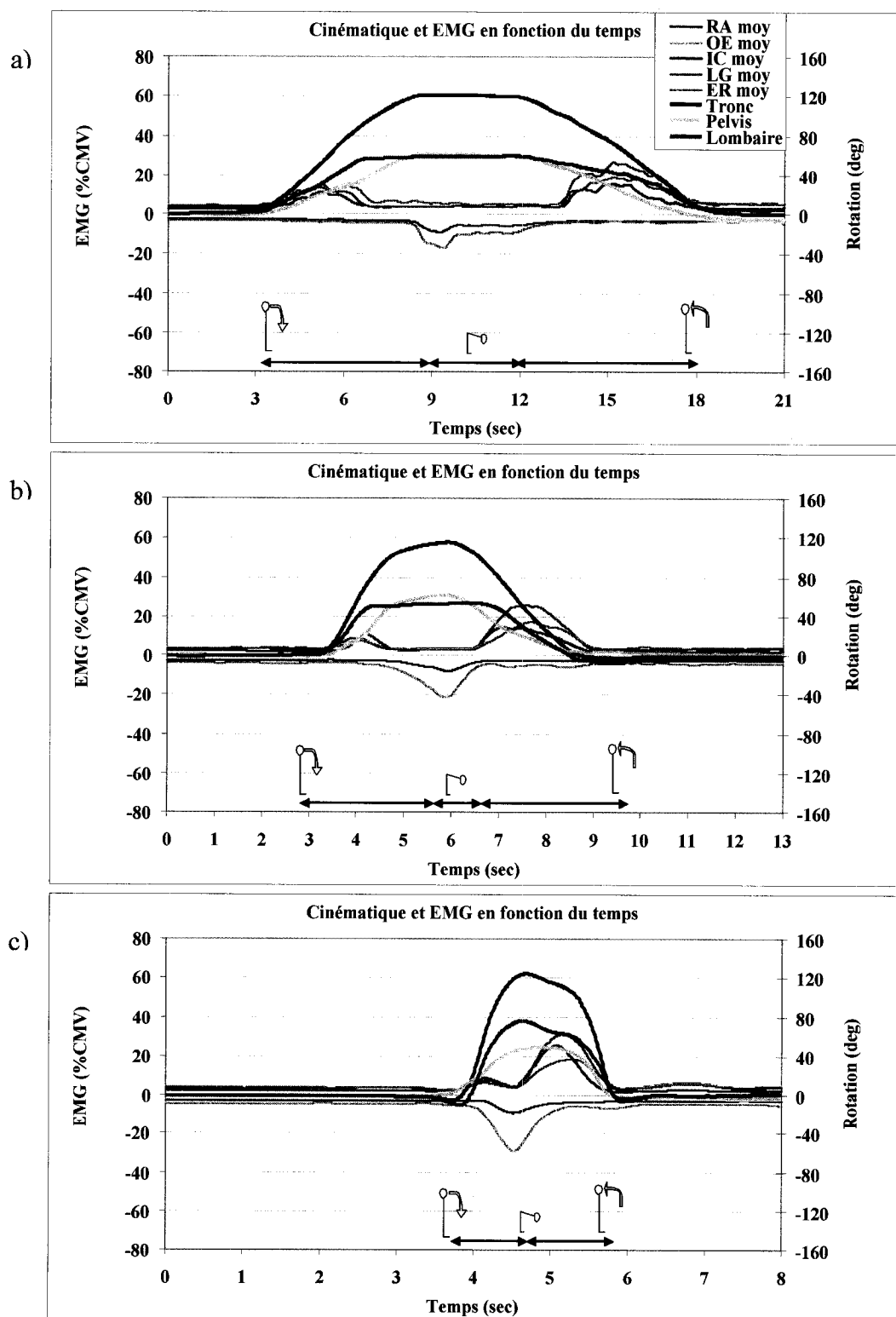
Sujet 2 – Essais post FNP



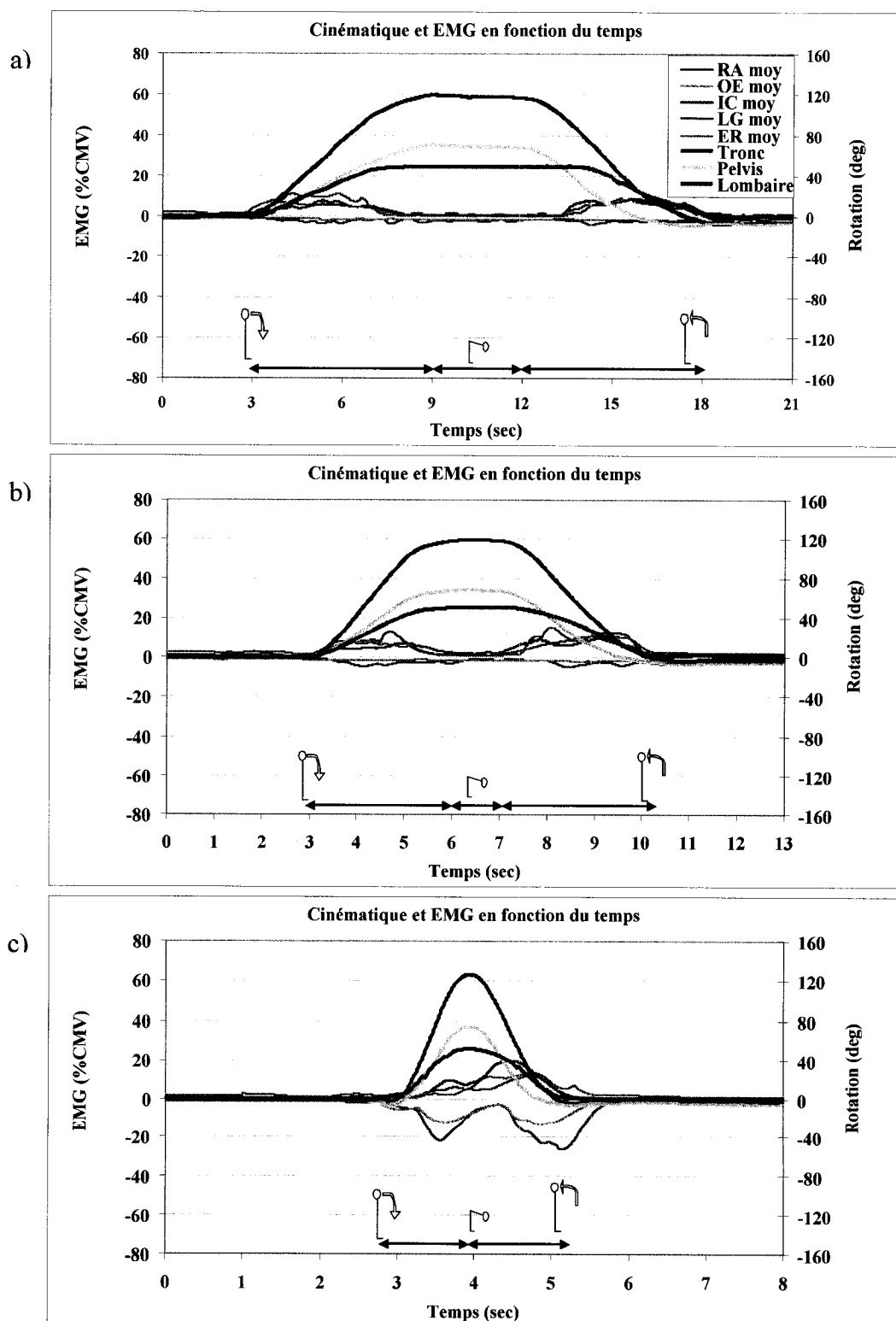
Sujet 3 – Essais réguliers



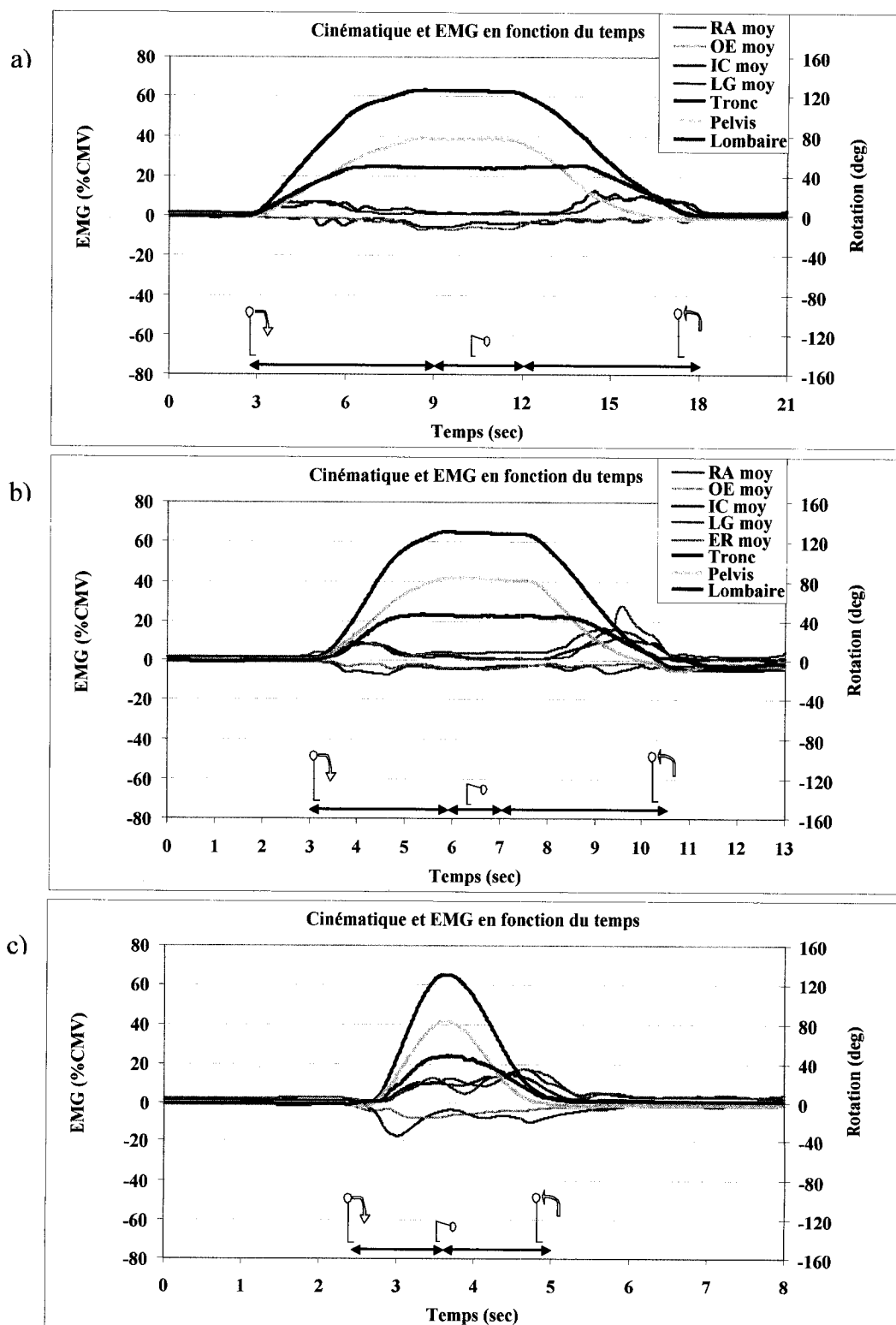
Sujet 3 – Essais post FNP



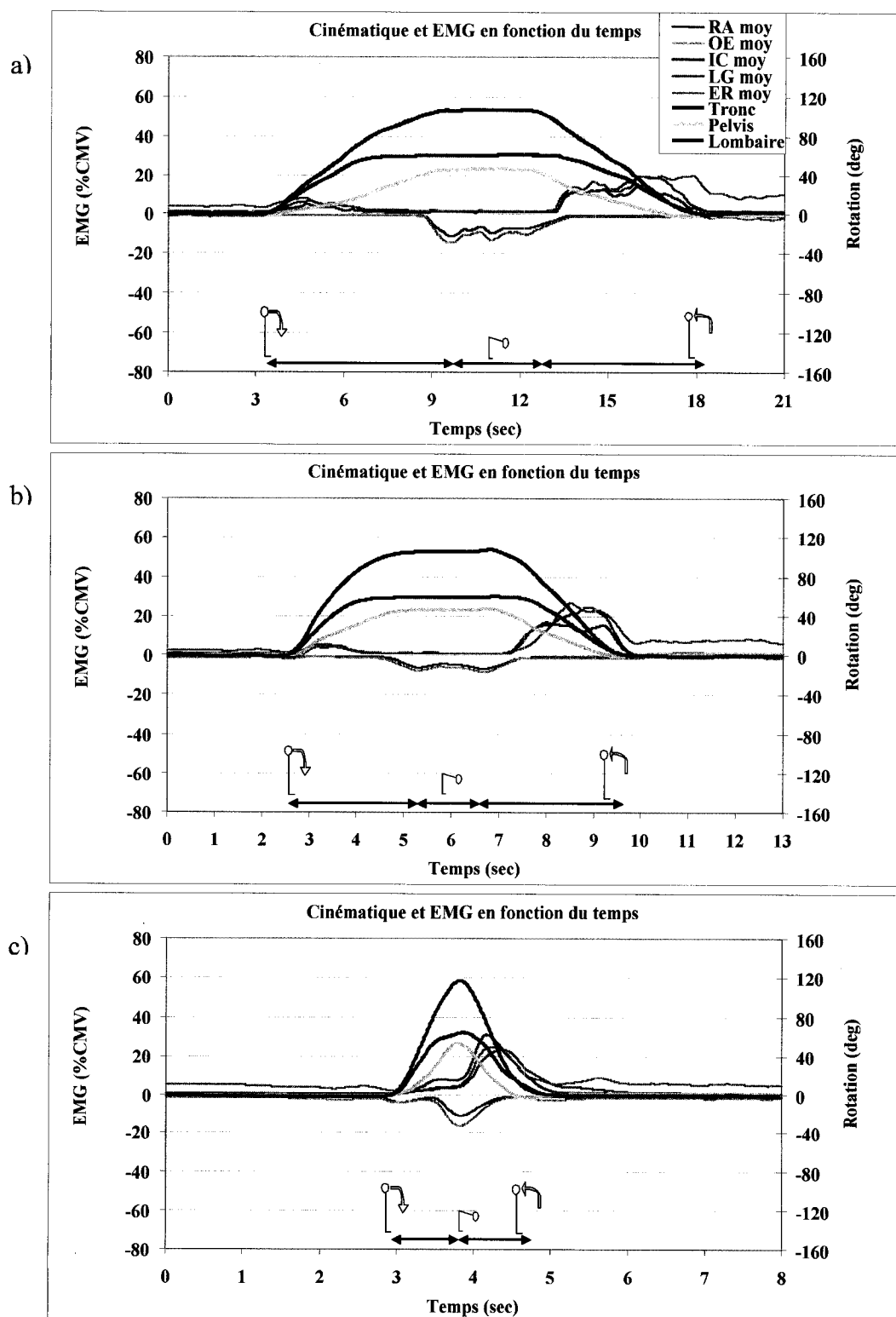
Sujet 4 – Essais réguliers



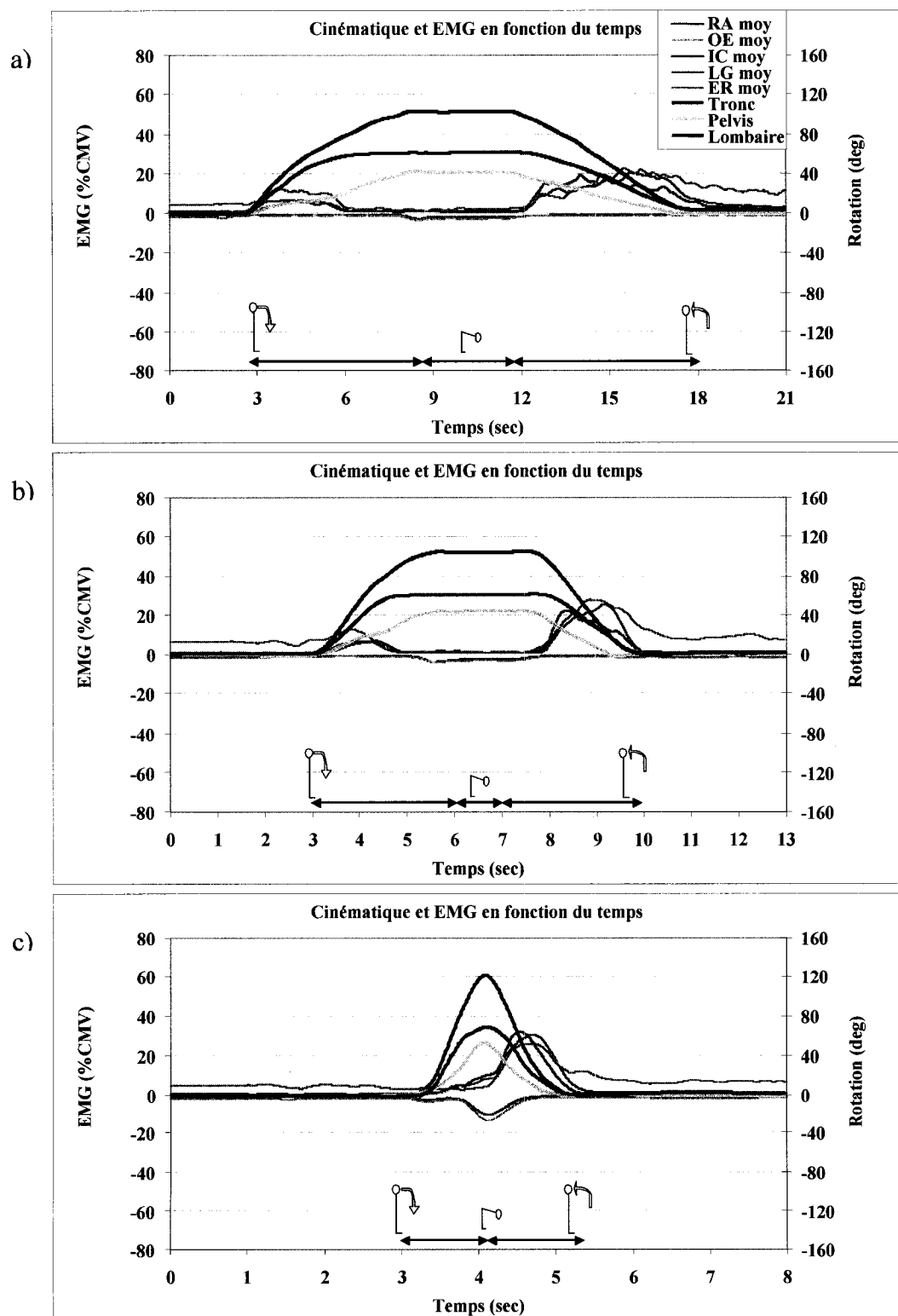
Sujet 4 – Essais post FNP



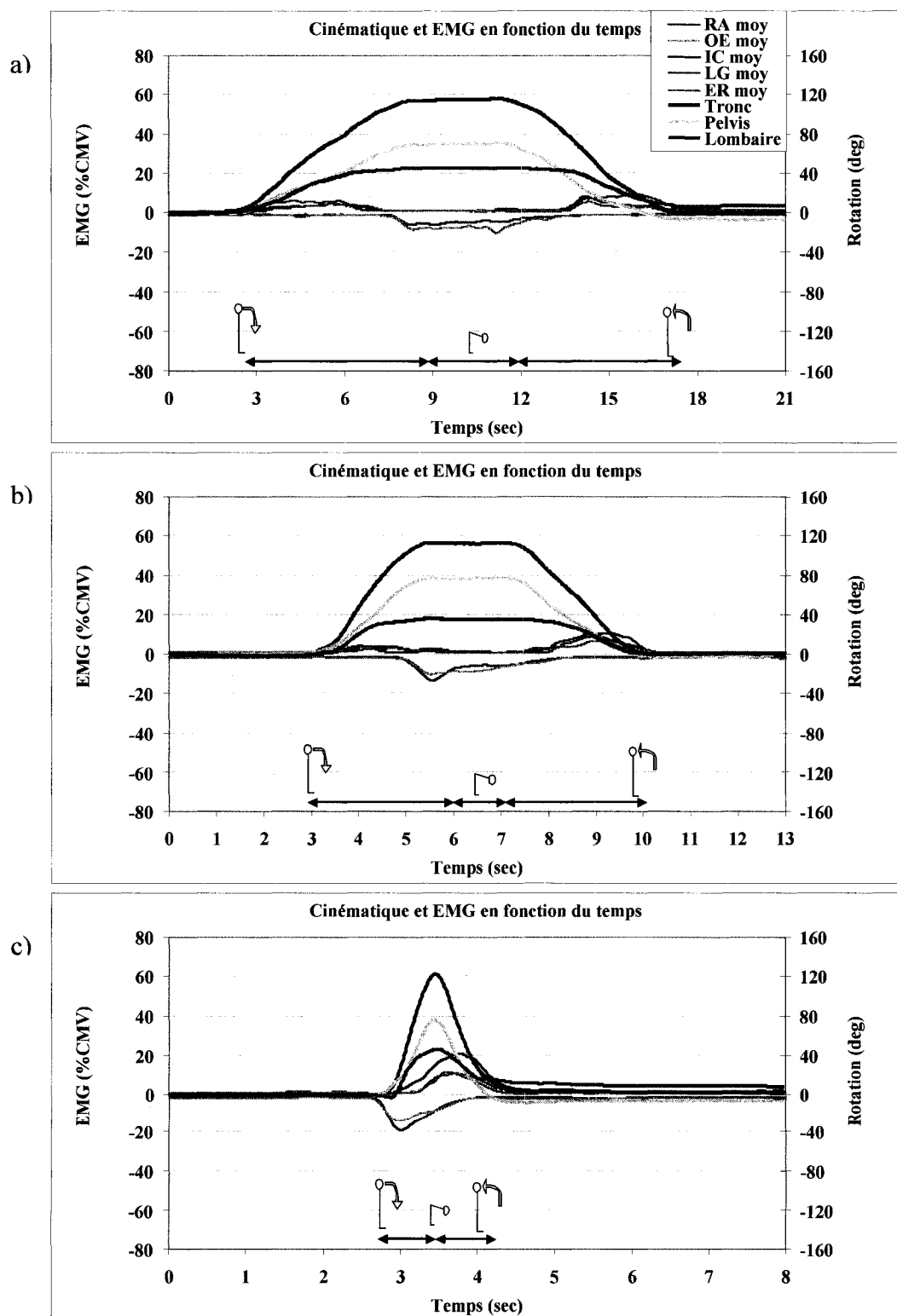
Sujet 5 – Essais réguliers



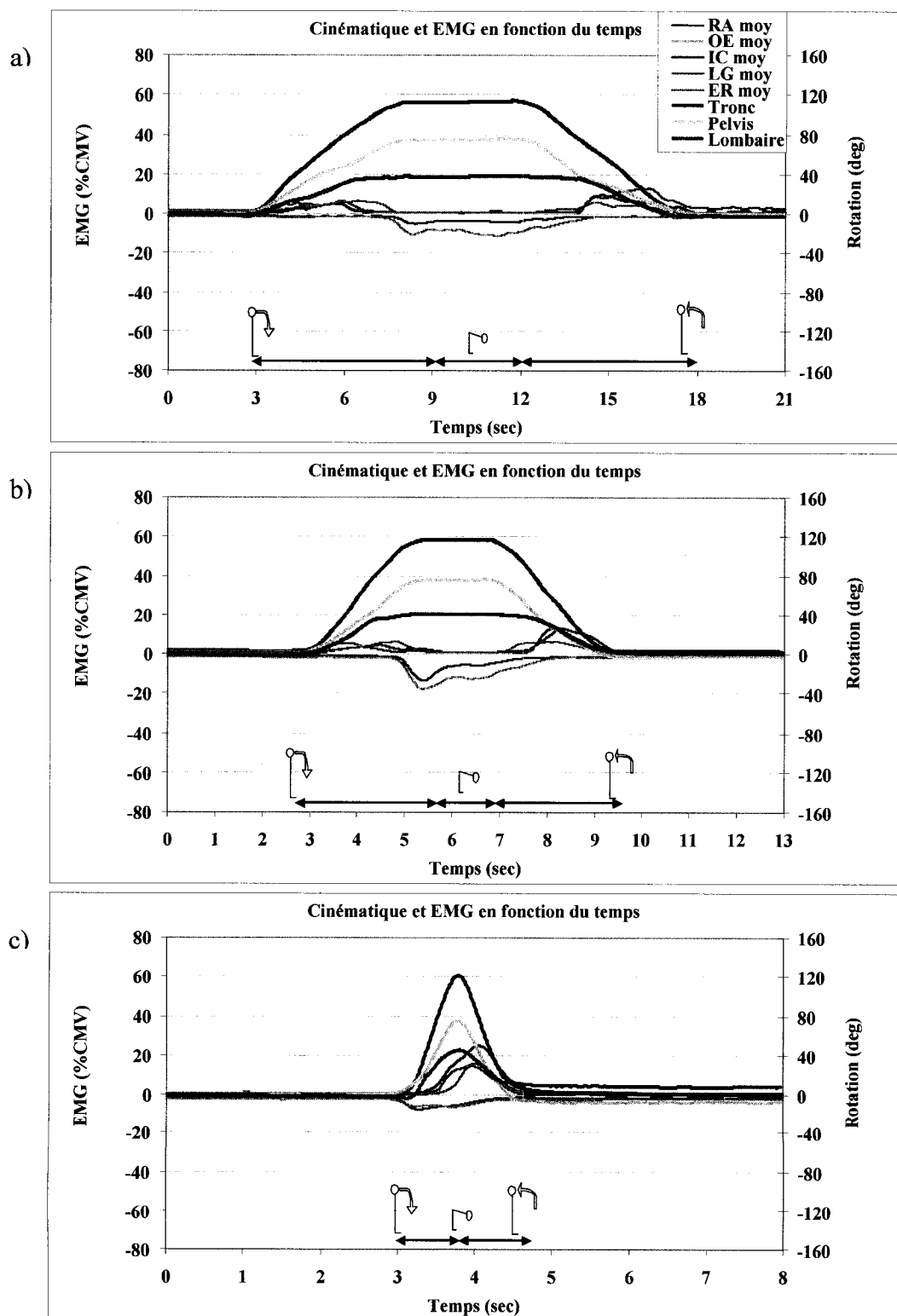
Sujet 5 – Essais post FNP



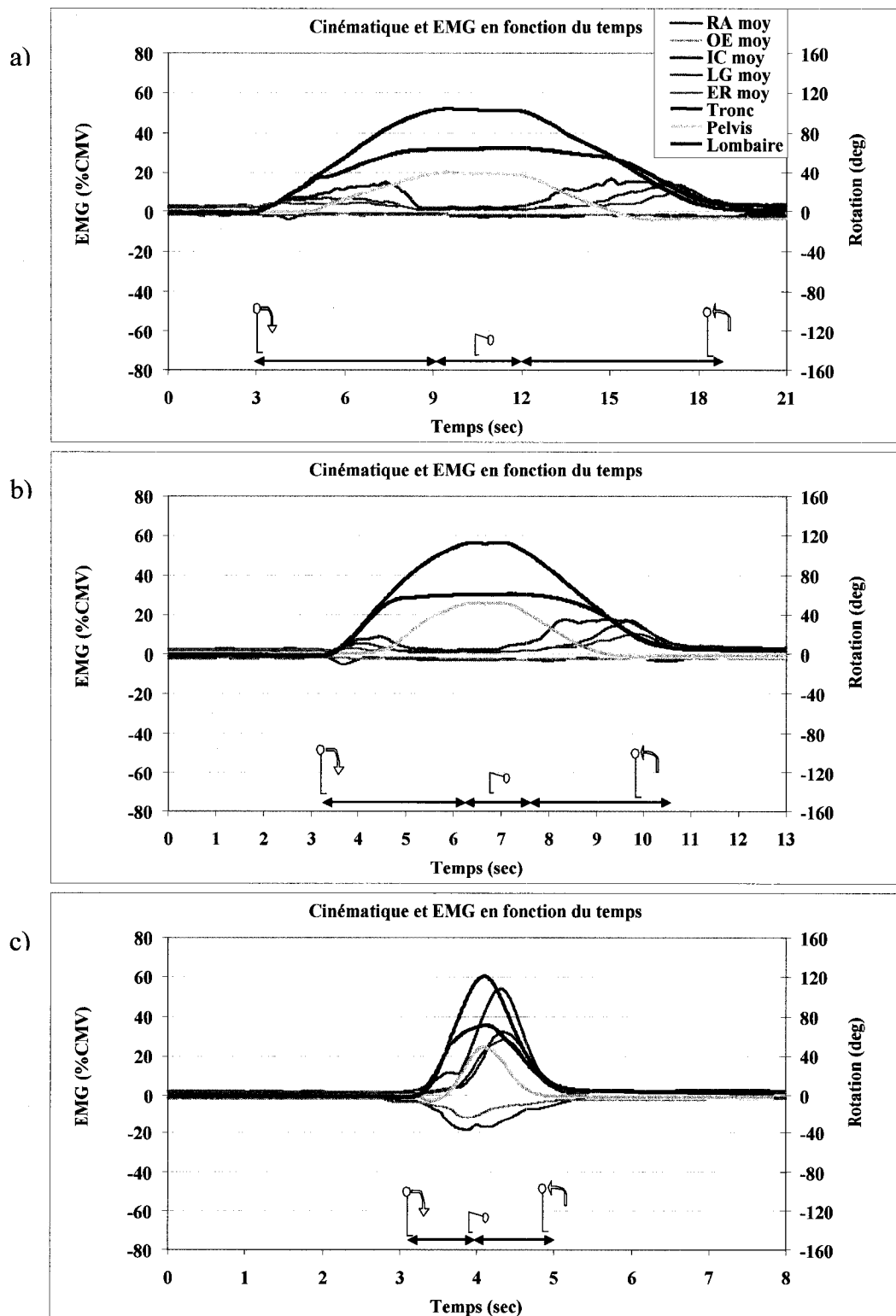
Sujet 6 – Essais réguliers



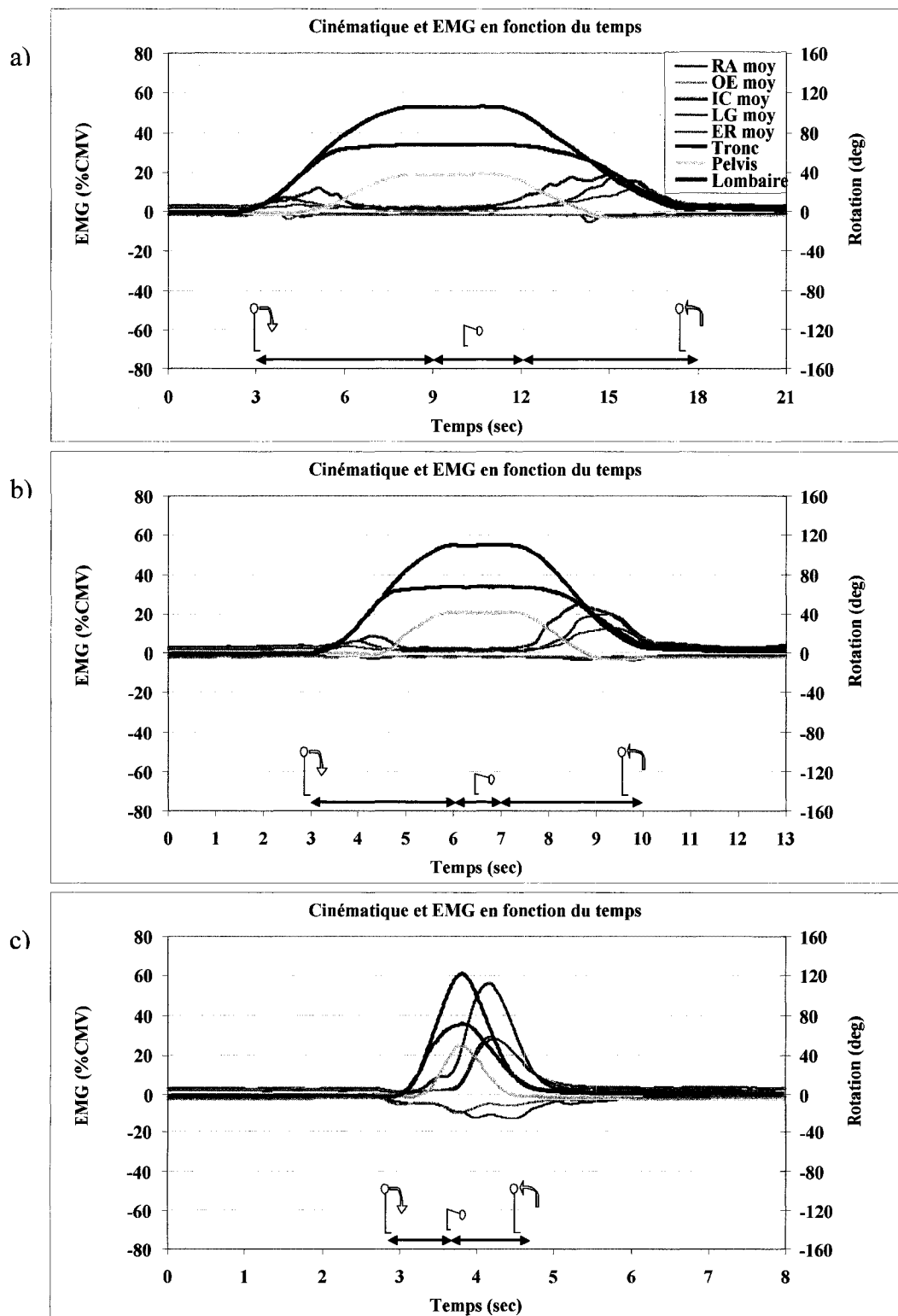
Sujet 6 – Essais post FNP



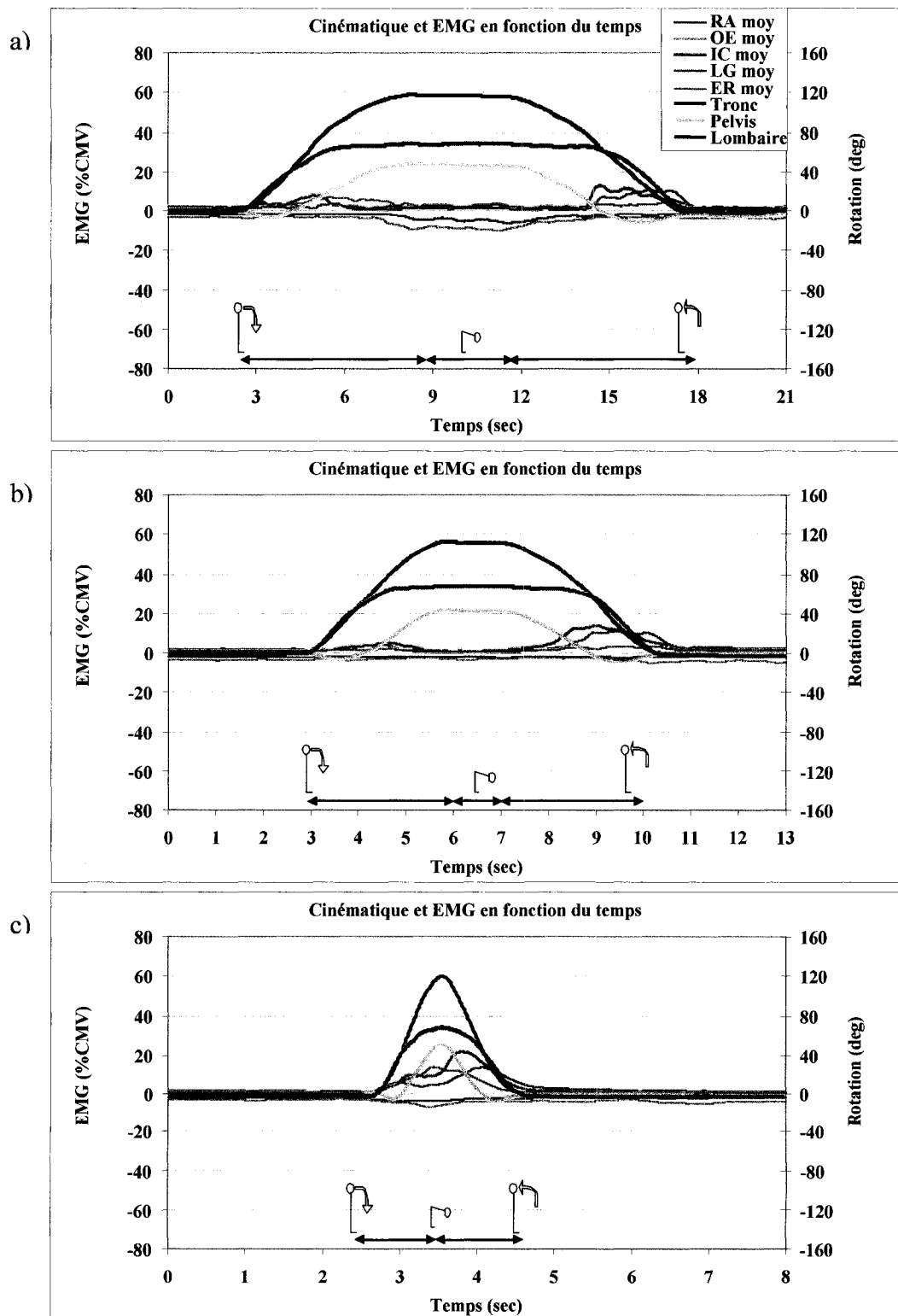
Sujet 7 – Essais réguliers



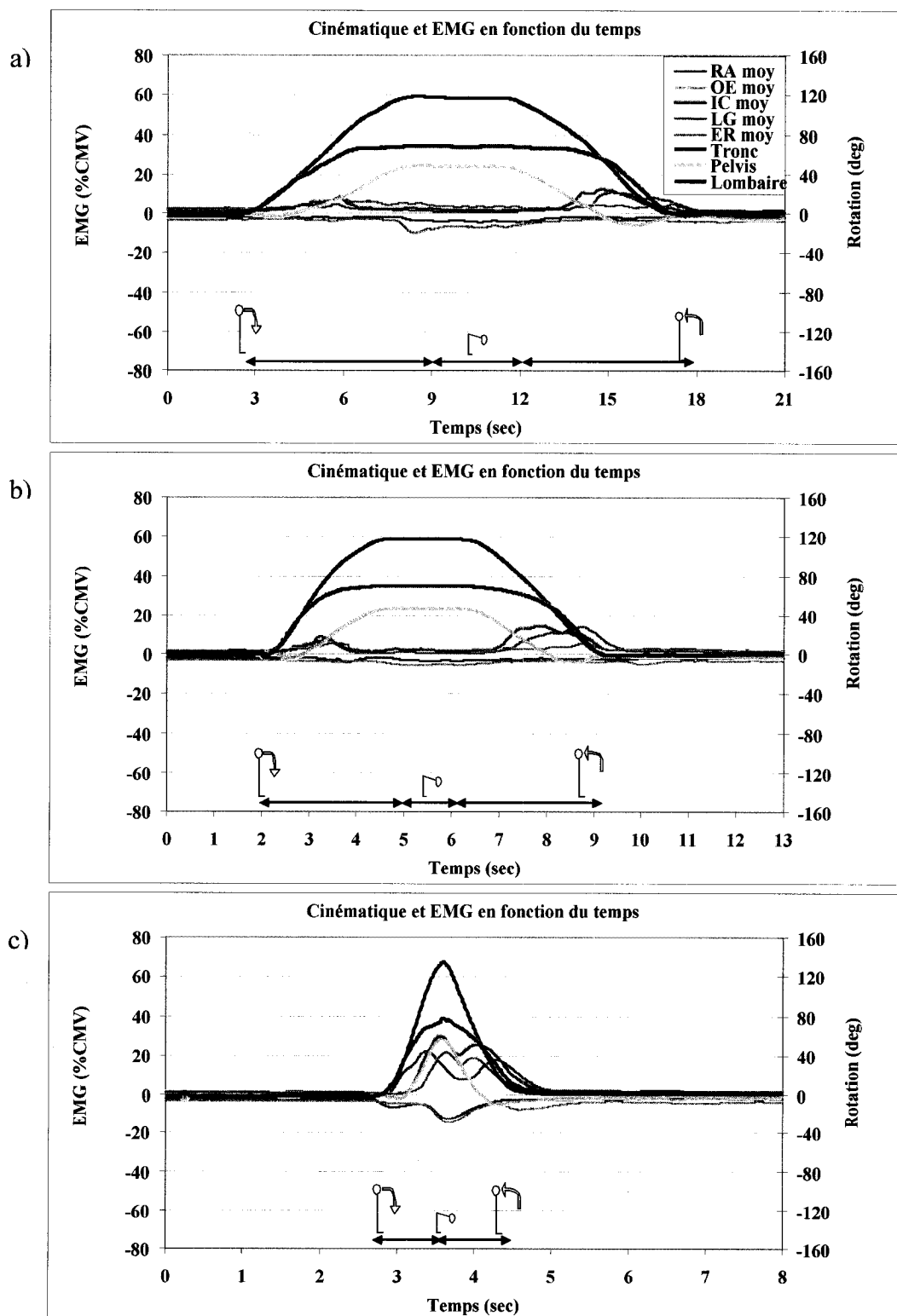
Sujet 7 – Essais post FNP



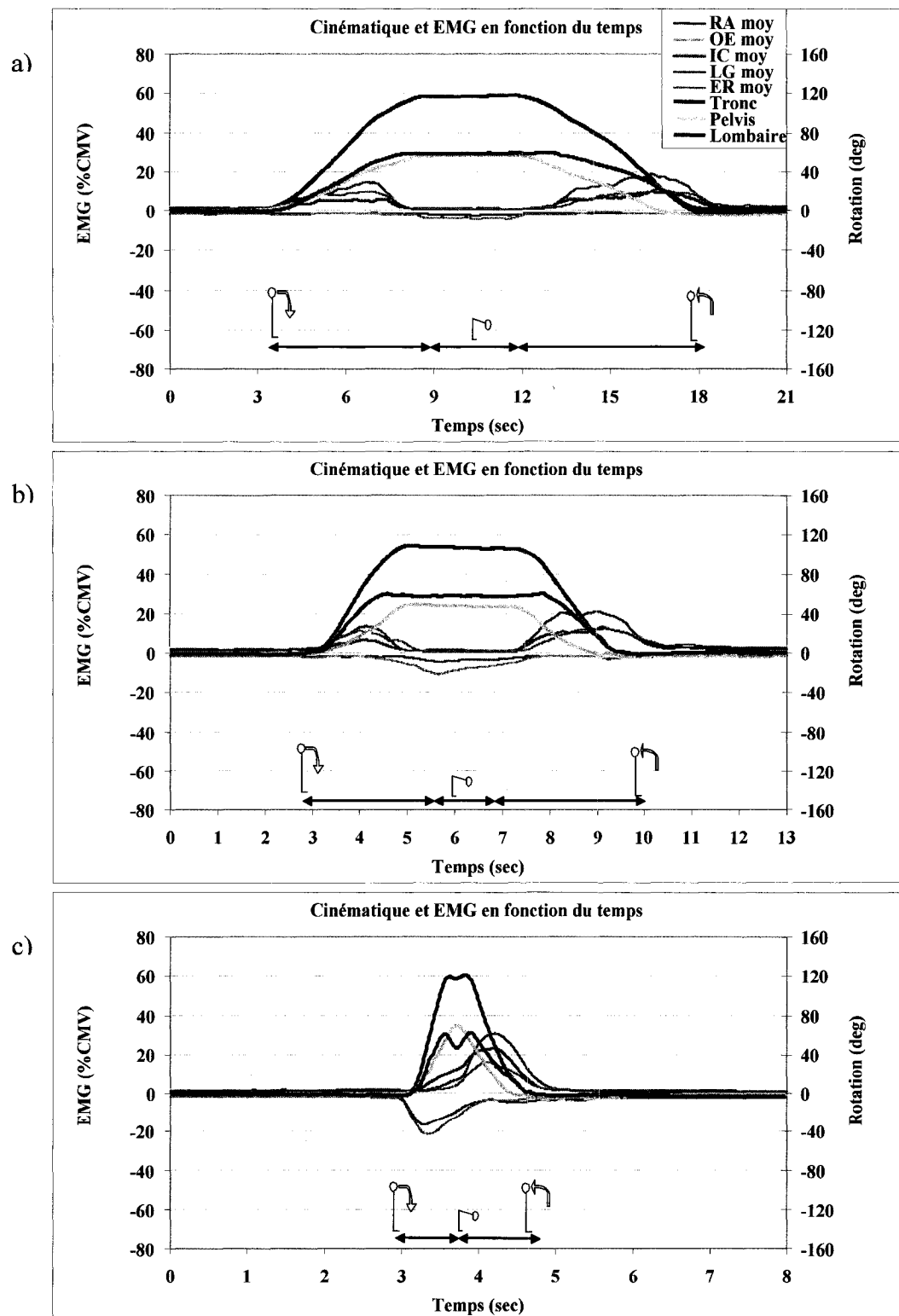
Sujet 8 – Essais réguliers



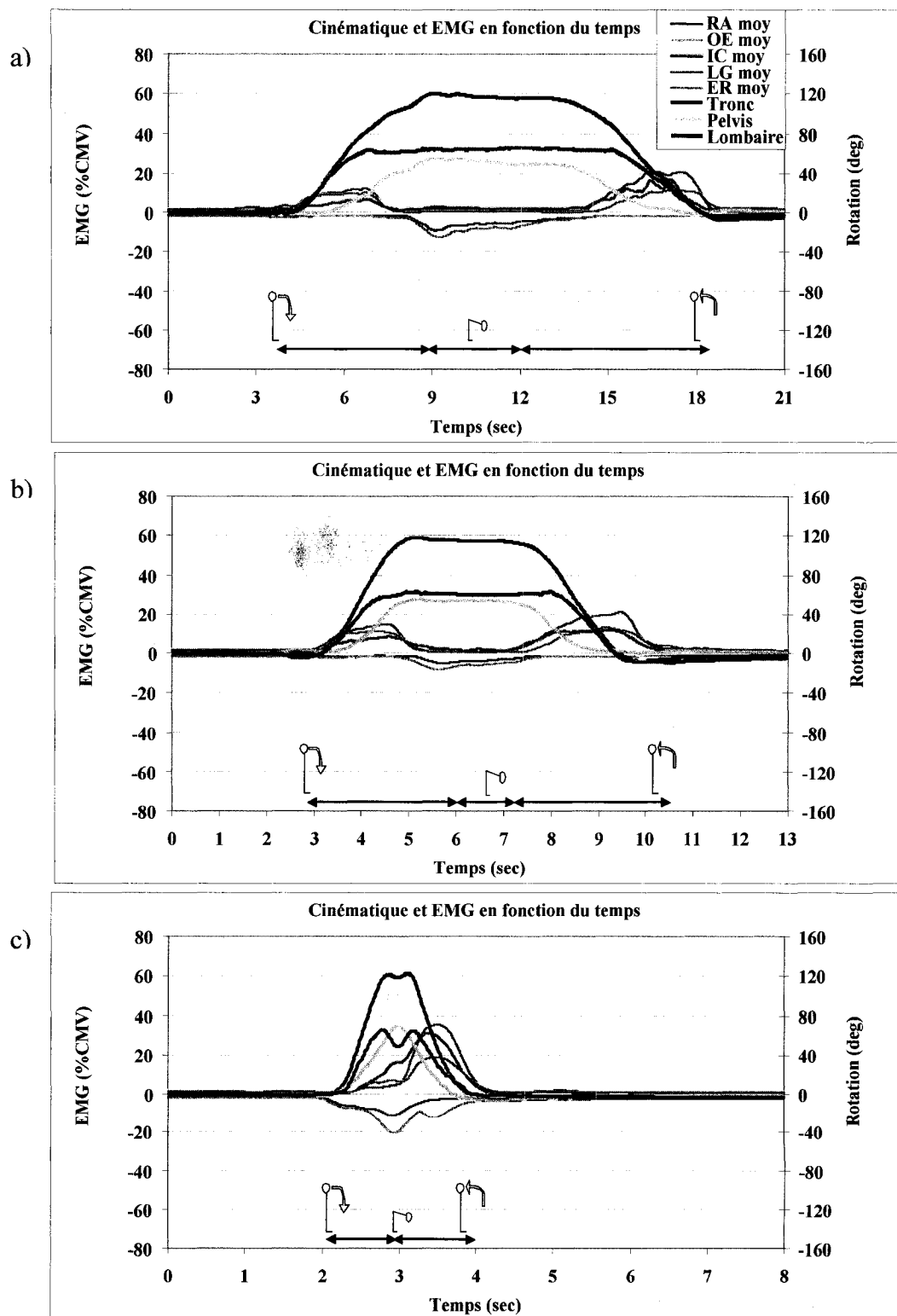
Sujet 8 – Essais post FNP



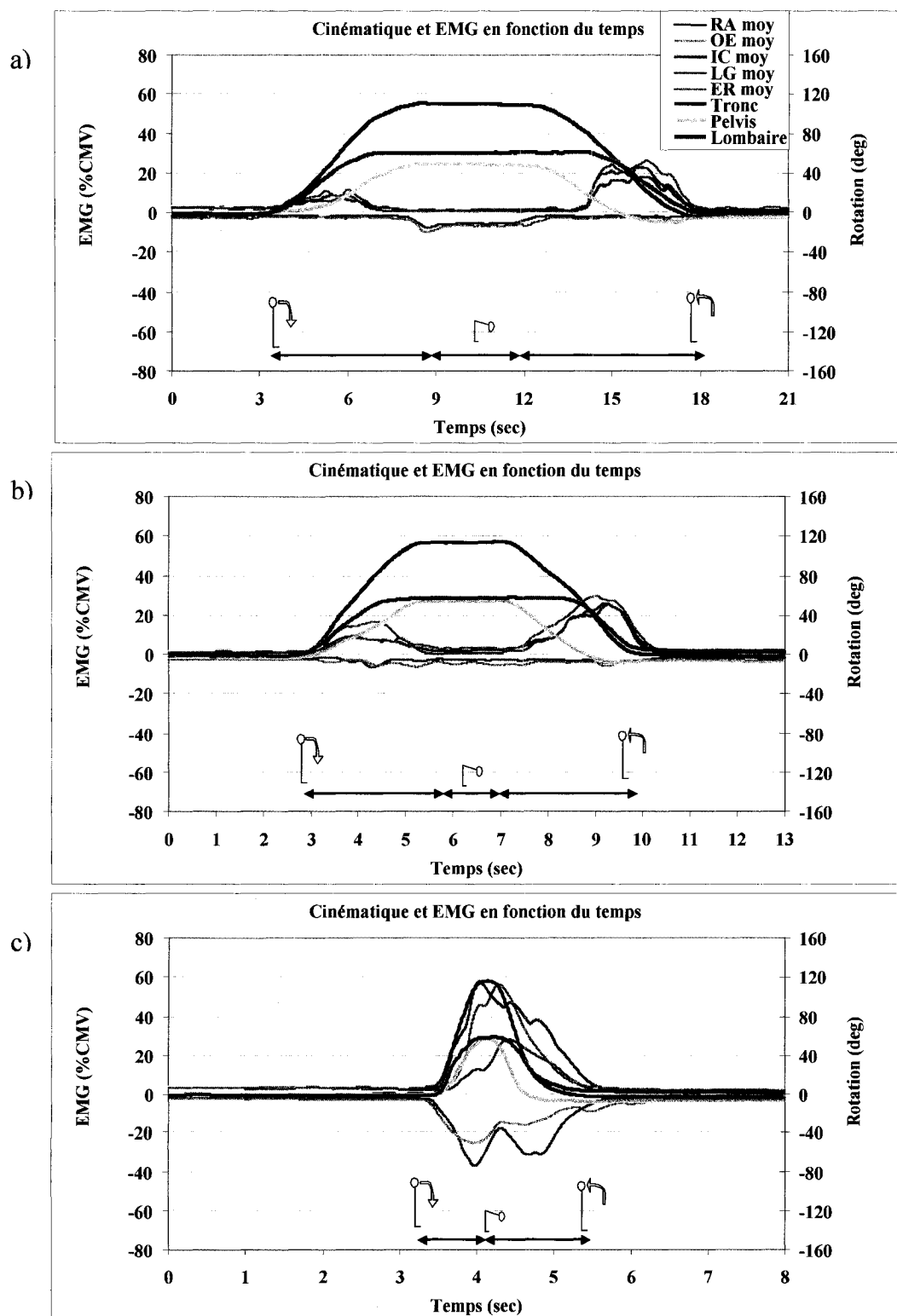
Sujet 9 – Essais réguliers



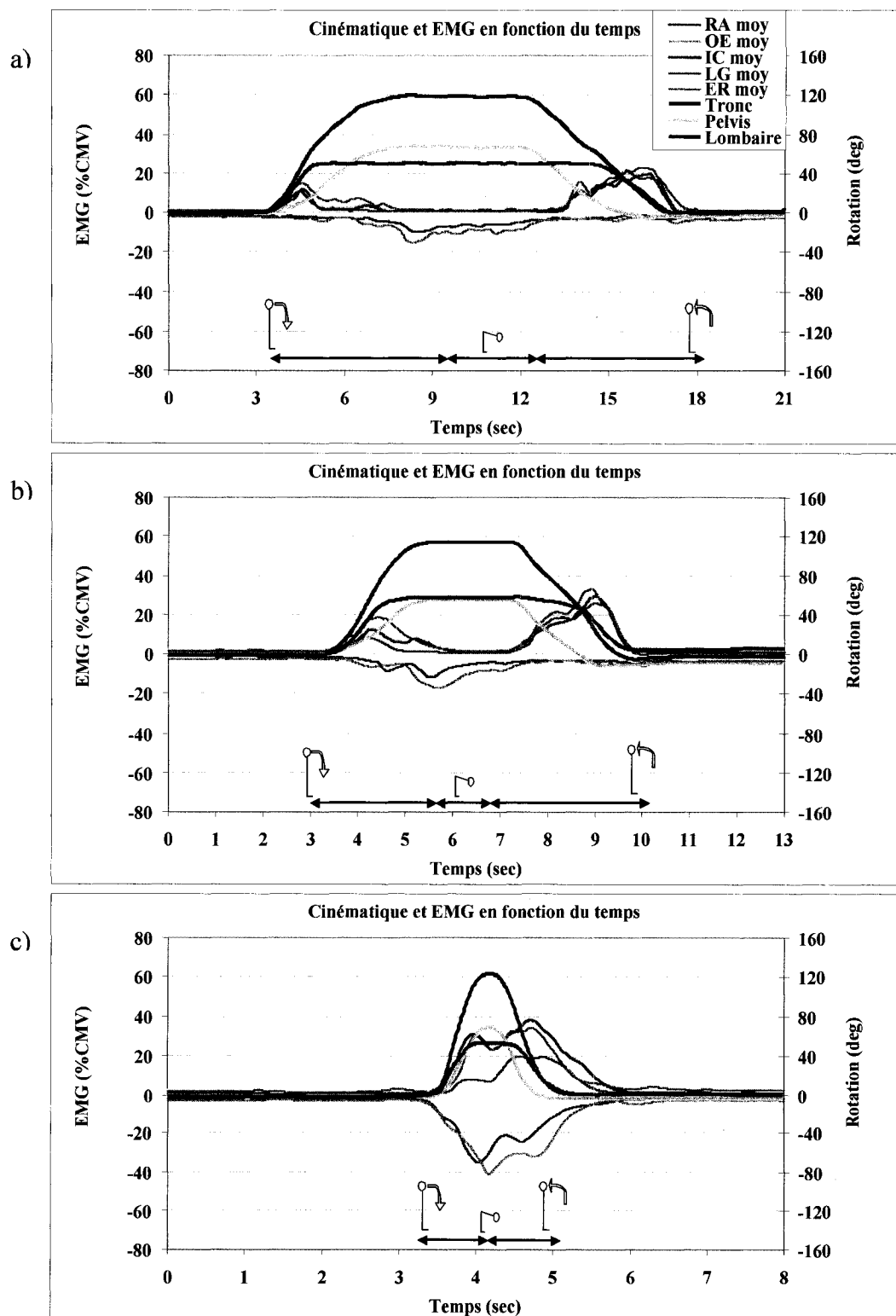
Sujet 9 – Essais post FNP



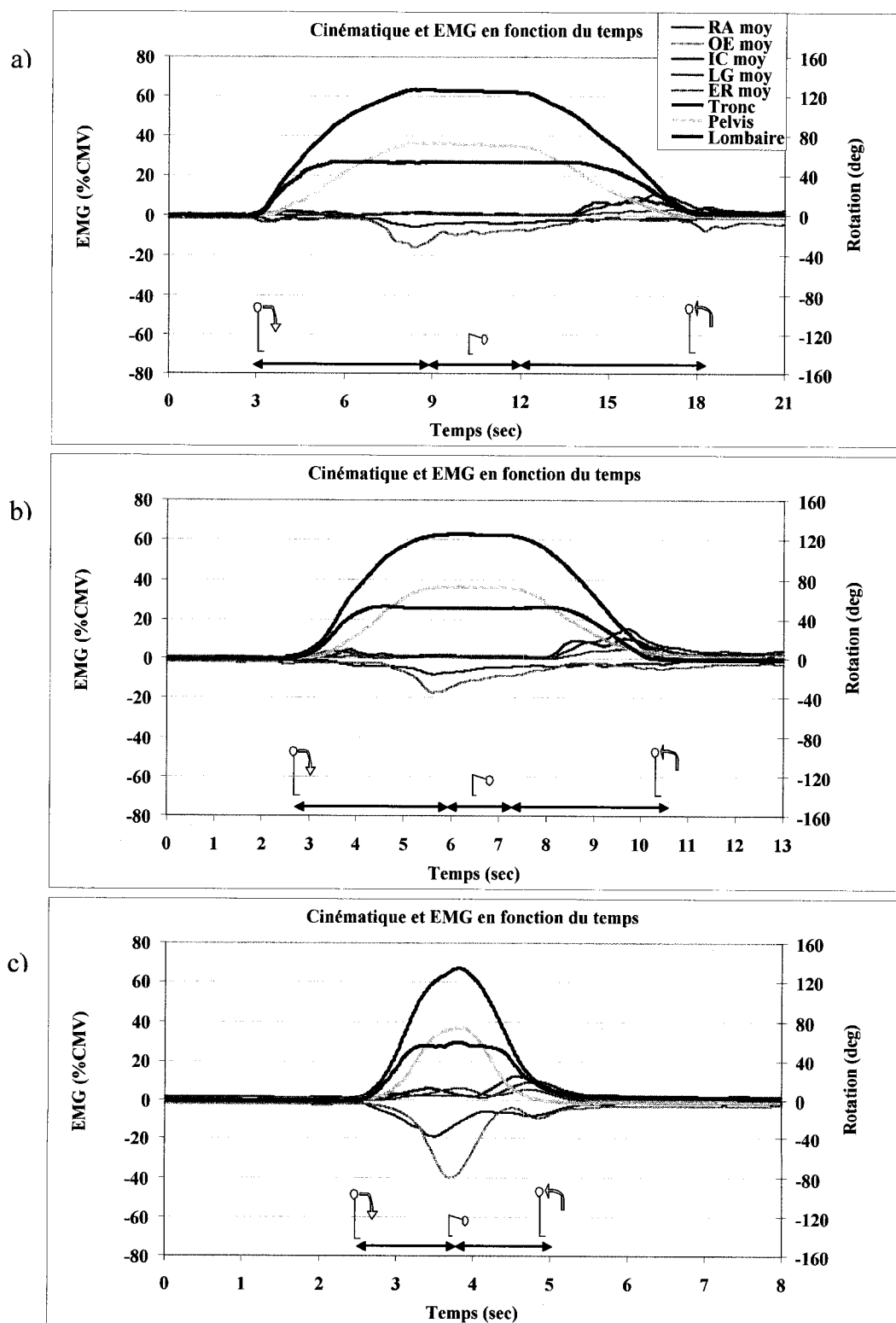
Sujet 10 – Essais réguliers



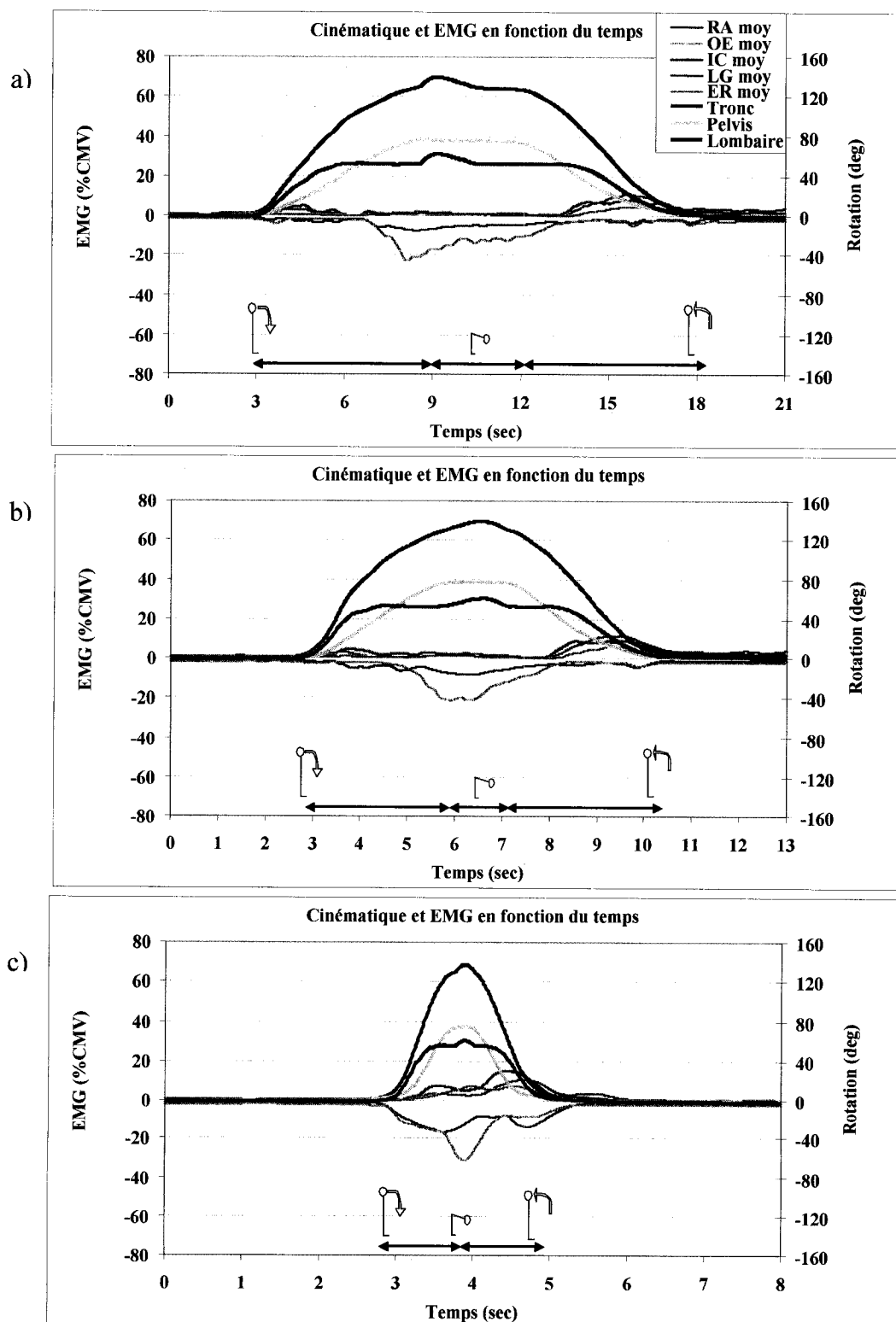
Sujet 10 – Essais post FNP



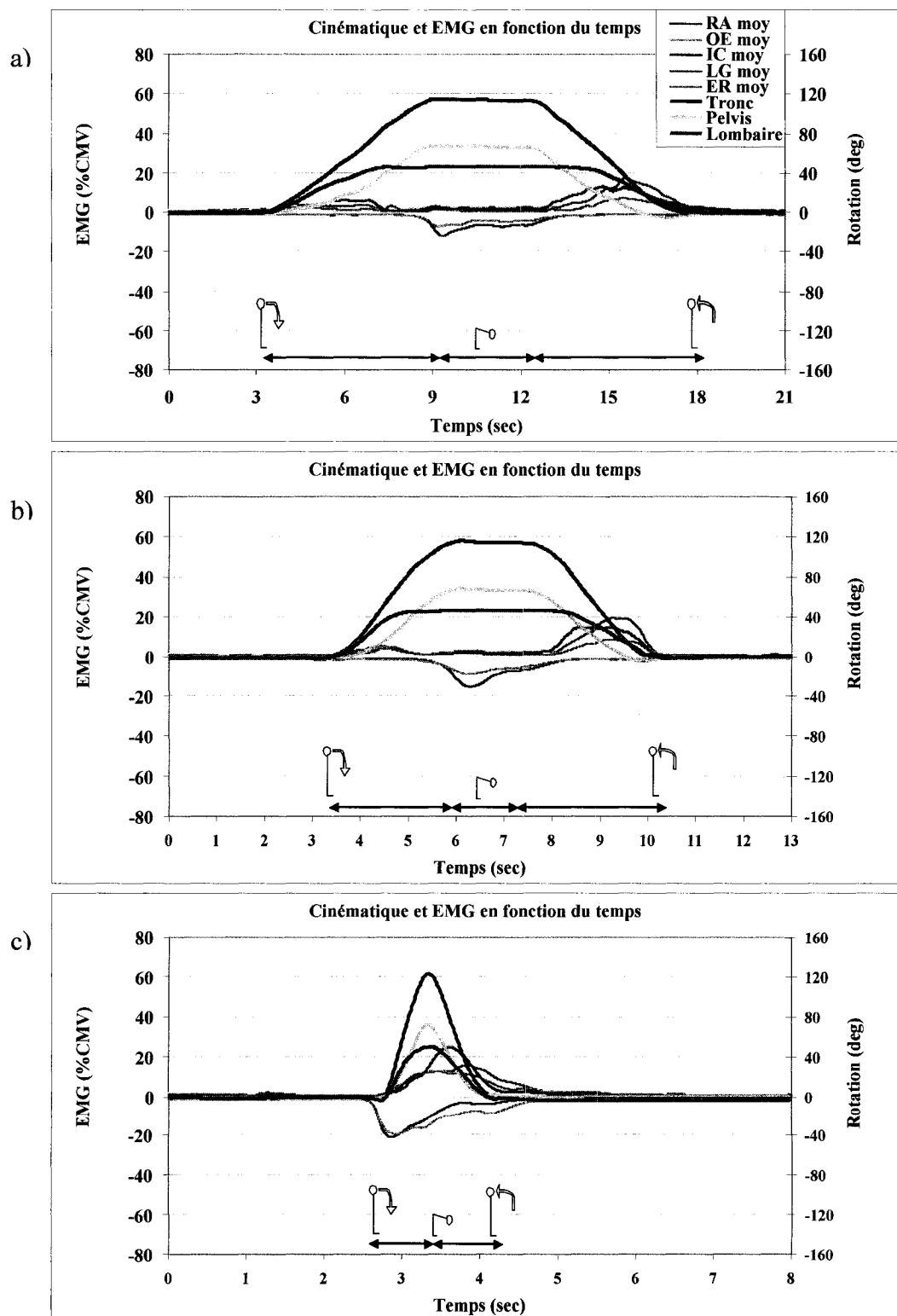
Sujet 11 – Essais réguliers



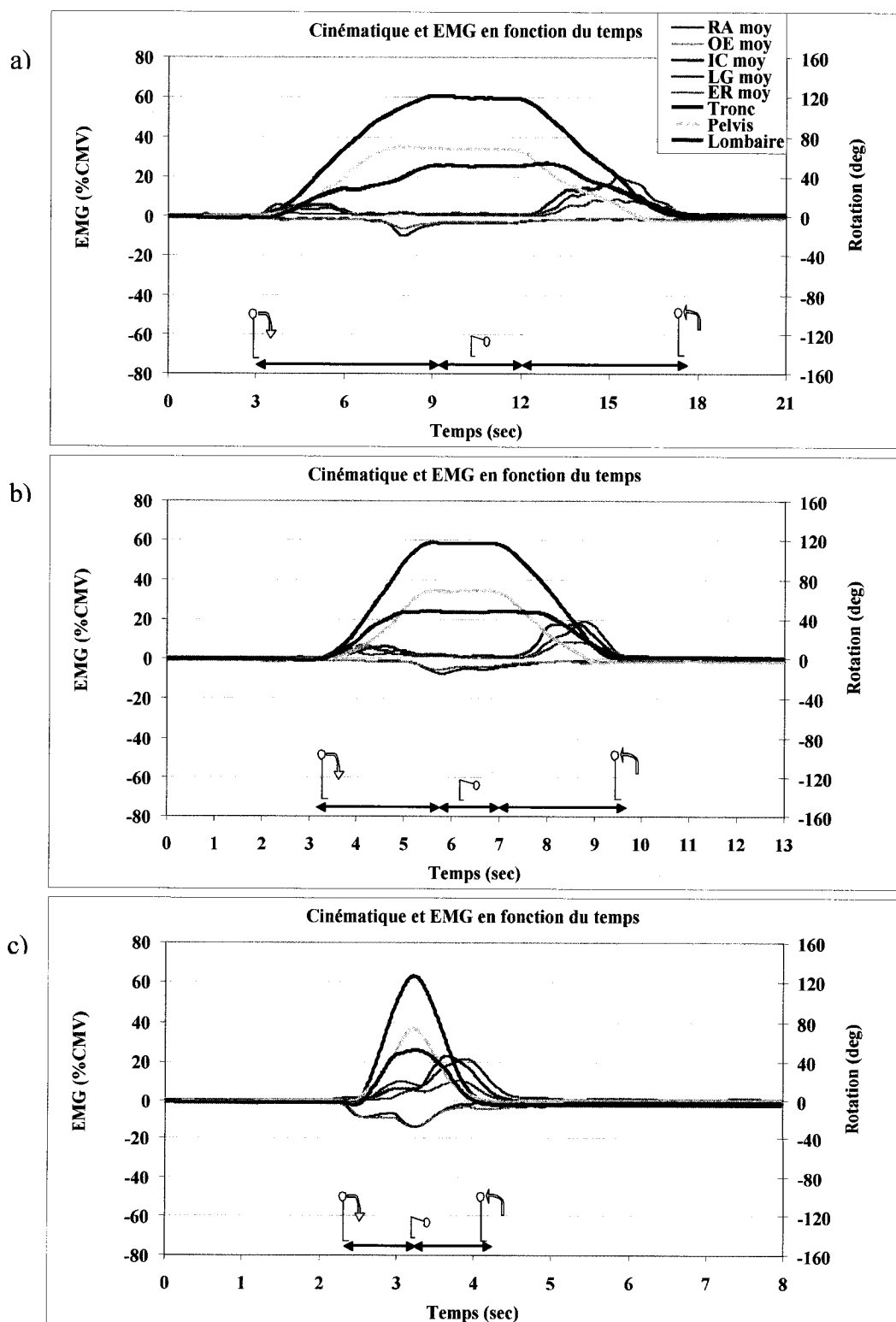
Sujet 11 – Essais post FNP



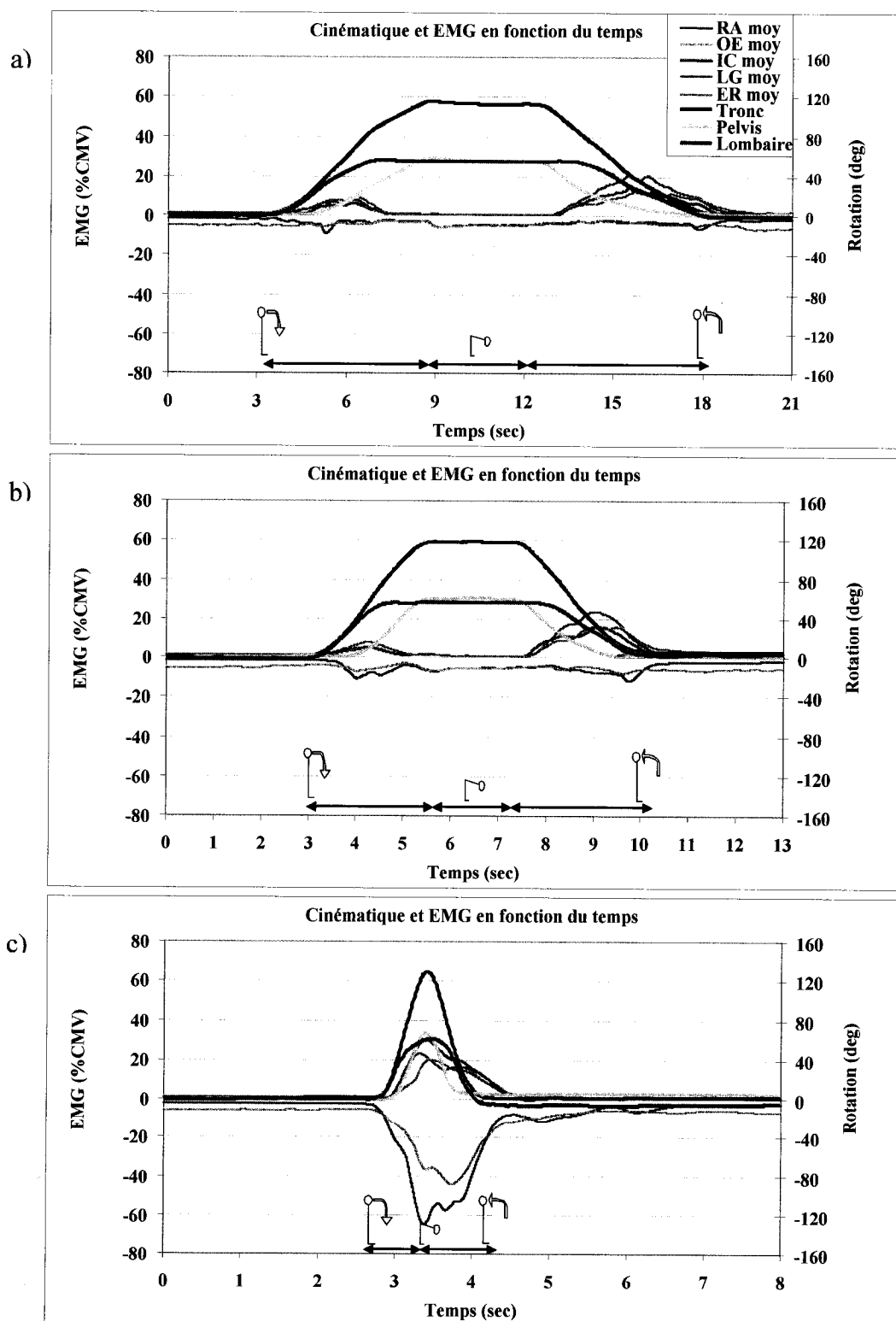
Sujet 12 – Essais réguliers



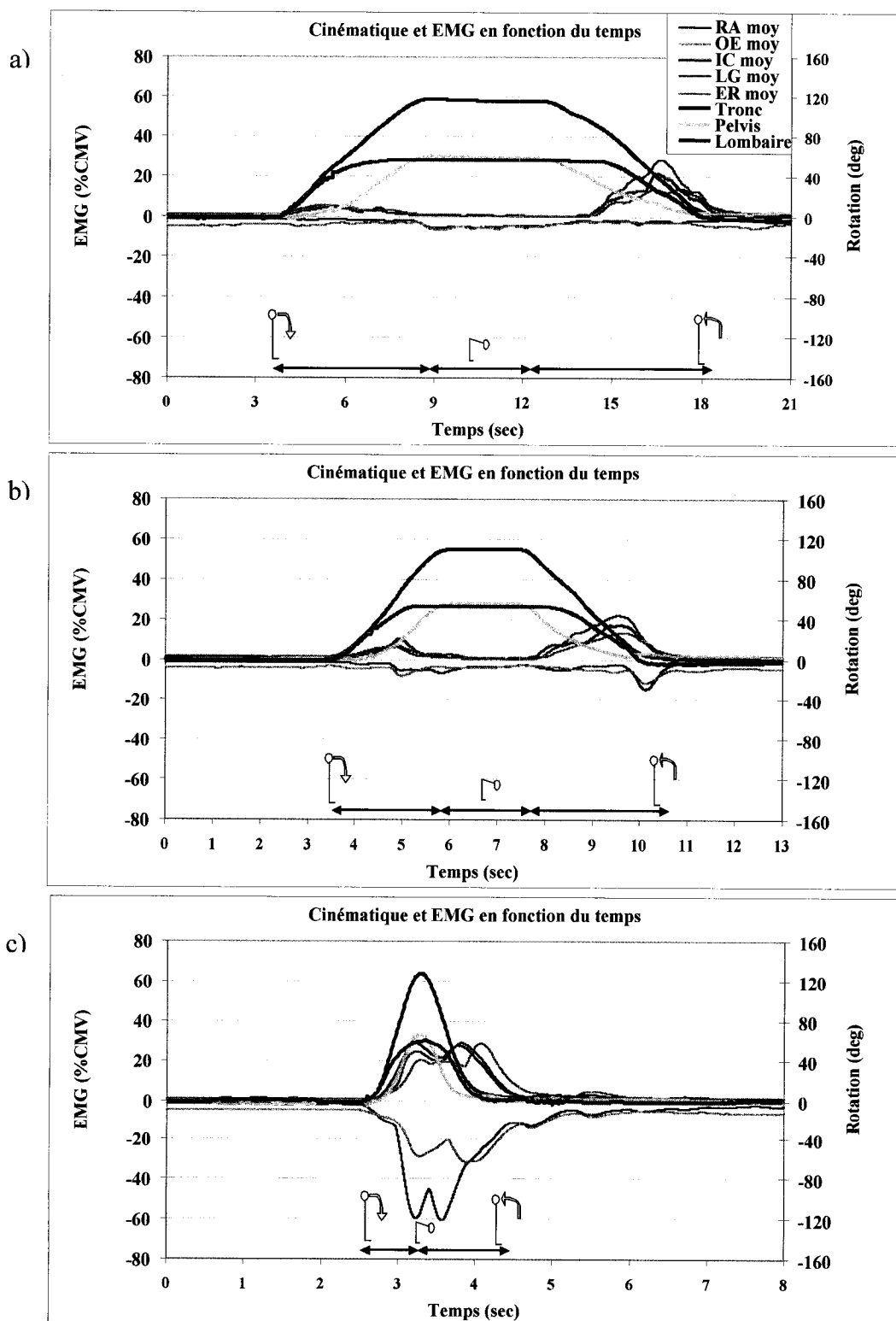
Sujet 12 – Essais post FNP



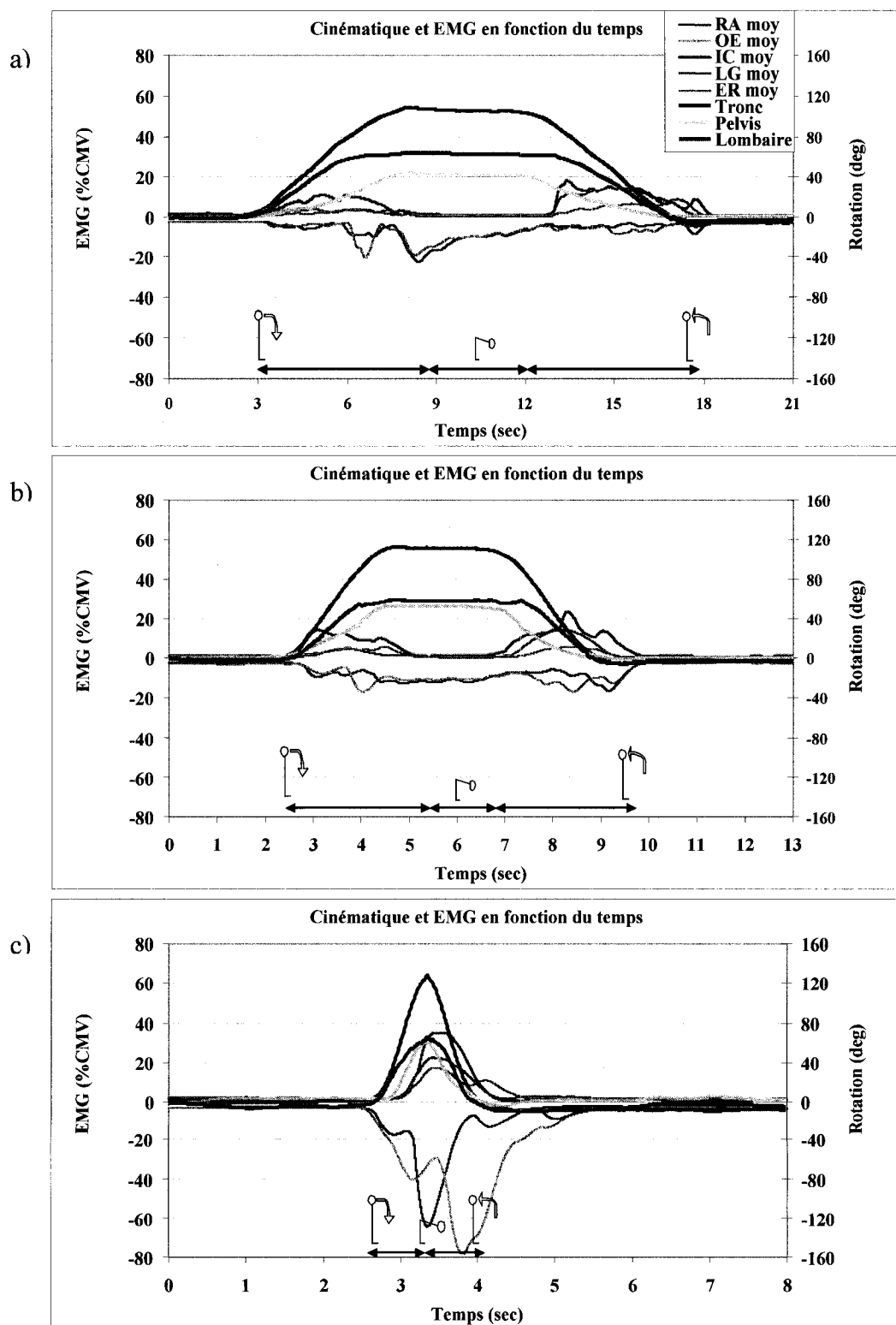
Sujet 13 – Essais réguliers



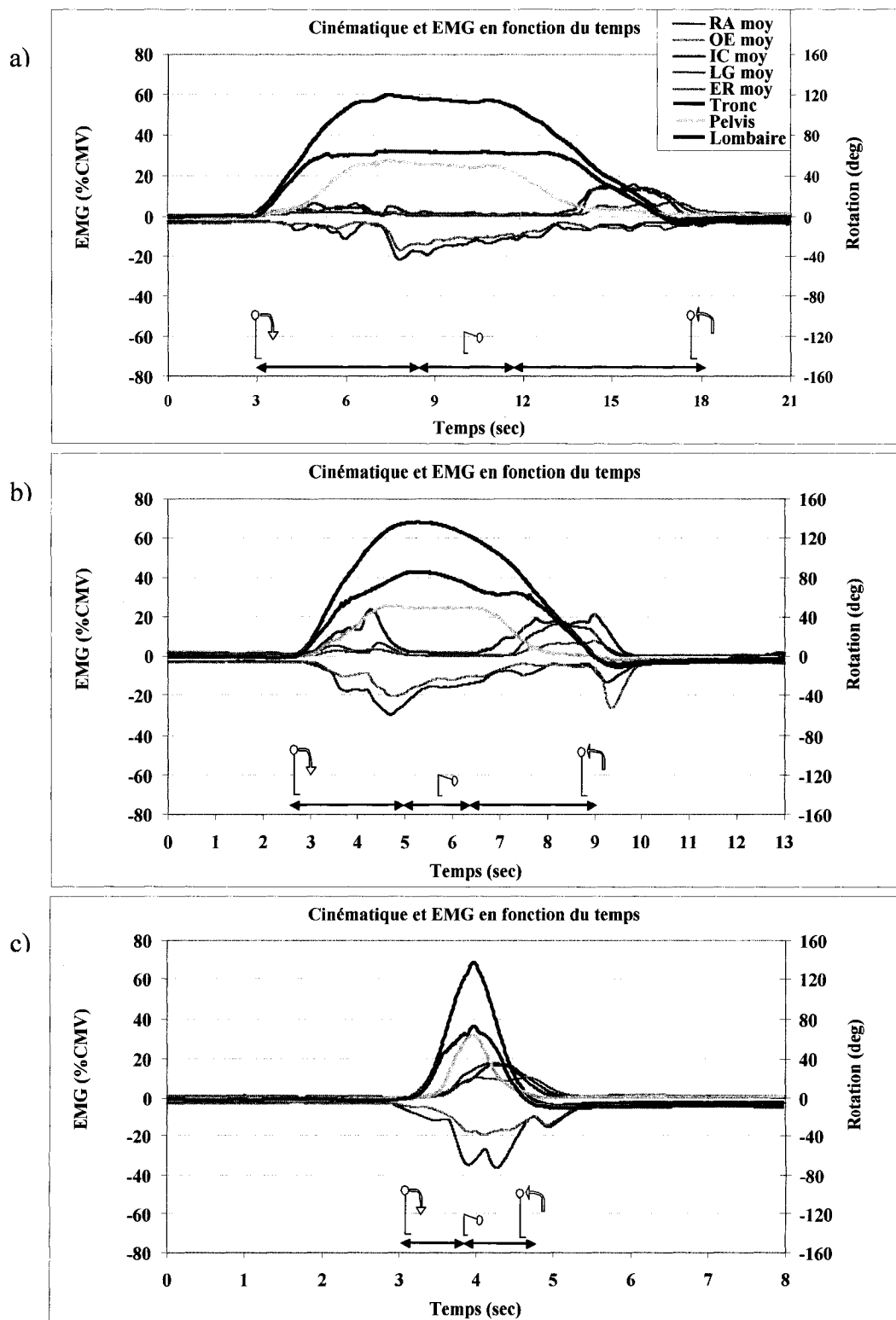
Sujet 13 – Essais post FNP



Sujet 14 – Essais réguliers



Sujet 14 – Essais post FNP



**ANNEXE 3 – VALEURS DÉTAILLÉES DES ACTIVITÉS MUSCULAIRES
MAXIMALES NORMALISÉES POUR LES MUSCLES DORSAUX ET
ABDOMINAUX CHEZ TOUS LES SUJETS**

POUR LES MUSCLES DORSAUX

Tableau 1 : Activités musculaires maximales normalisées pour le muscle IC

Sujet	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)
1	17,4	17,0	18,1	17,8	23,0	25,1
2	15,0	13,4	15,9	16,2	18,3	21,0
3	30,8	19,4	26,7	28,9	20,7	23,8
4	12,4	11,3	9,3	12,2	18,1	15,8
5	16,3	18,8	22,0	22,3	26,5	32,9
6	8,7	9,9	10,6	11,1	20,7	27,4
7	16,5	19,0	20,6	23,3	60,7	55,9
8	12,9	12,5	14,7	15,2	21,0	30,5
9	10,7	15,7	12,5	13,7	29,9	30,0
10	17,0	22,5	23,5	25,9	47,7	45,6
11	9,3	8,8	10,8	10,0	17,7	15,2
12	14,1	16,5	15,4	18,5	25,4	31,9
13	14,8	19,1	18,6	18,6	27,8	30,0
14	18,4	15,3	32,1	24,2	48,9	16,4
Moyenne	15,3	15,7	17,9	18,4	29,0	28,7
Écart type	5,4	4,0	6,6	5,8	13,5	11,3

Tableau 2 : Activités musculaires maximales normalisées pour le muscle LG

Sujet	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)
1	23,2	24,6	29,7	26,0	29,2	33,6
2	28,5	24,9	16,2	29,2	28,8	30,4
3	26,9	24,5	26,8	31,1	15,4	33,4
4	9,7	10,1	12,9	14,0	13,1	17,0
5	19,5	21,4	23,2	25,4	30,7	33,5
6	9,6	13,0	8,7	12,8	11,0	15,0
7	13,8	16,4	16,1	19,3	32,7	27,7
8	11,7	12,3	11,5	15,8	13,9	22,6
9	18,8	21,9	21,3	23,7	33,3	36,0
10	20,9	21,0	25,5	24,7	26,9	24,6
11	11,4	11,7	14,2	11,7	9,8	11,4
12	17,4	19,4	18,7	20,2	15,7	22,3
13	21,5	24,8	26,9	24,8	23,3	30,8
14	15,2	15,9	14,8	18,0	19,4	17,4
Moyenne	17,7	18,7	19,0	21,2	21,7	25,4
Écart type	6,1	5,4	6,6	6,2	8,5	8,0

Tableau 3: Activités musculaires maximales normalisées pour le muscle ER

Sujet	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)
1	14,4	14,9	17,6	16,5	15,6	18,9
2	18,0	14,9	17,7	22,8	18,2	17,2
3	19,0	19,3	20,2	20,6	21,2	20,0
4	15,3	10,3	14,6	28,2	13,4	17,5
5	22,3	21,4	27,4	27,9	29,0	25,8
6	5,2	7,3	4,9	6,6	10,4	15,5
7	10,2	12,9	10,5	14,0	32,5	31,5
8	6,1	7,7	4,7	7,5	16,8	22,5
9	11,7	12,2	12,8	14,6	17,4	18,5
10	23,8	22,8	29,1	30,0	52,4	41,5
11	4,0	4,6	5,1	5,8	7,5	7,3
12	8,1	9,2	9,3	9,1	15,5	14,3
13	13,8	15,2	18,0	16,0	19,3	25,1
14	7,6	9,8	6,5	8,1	18,5	12,3
Moyenne	12,8	13,0	14,2	16,3	20,6	20,6
Écart type	6,4	5,4	8,0	8,5	11,2	8,5

POUR LES MUSCLES ABDOMINAUX**Tableau 4:** Activités musculaires maximales normalisées pour le muscle RA

Sujet	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)
1	6,9	30,2	9,6	N.D.	43,0	N.D.
2	17,1	9,9	16,0	10,5	8,5	9,6
3	1,4	10,6	1,5	12,7	9,0	11,5
4	4,1	4,4	4,5	6,2	27,0	12,2
5	1,8	3,4	7,3	3,7	7,2	10,0
6	6,8	4,5	6,2	8,5	14,4	11,6
7	3,2	3,9	4,3	3,0	22,1	13,8
8	2,4	3,2	2,3	3,2	3,0	11,6
9	2,1	11,3	3,6	7,7	14,1	9,0
10	10,7	10,4	6,2	11,5	31,5	37,5
11	6,7	7,2	8,5	6,8	23,9	16,2
12	13,6	14,4	9,5	11,5	22,4	13,4
13	7,8	5,3	7,5	10,6	76,8	55,3
14	14,7	21,2	12,8	26,5	77,9	30,1
Moyenne	7,1	10,0	7,1	9,4	27,2	18,6
Écart type	5,2	7,7	4,0	6,1	23,8	13,9

Tableau 5 : Activités musculaires maximales normalisées pour le muscle OE

Sujet	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse maximale	
	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)	Régulier (% CMV)	FNP (% CMV)
1	13,2	51,6	14,3	53,4	40,8	32,0
2	36,9	29,9	32,1	30,3	24,9	36,1
3	4,9	13,3	3,4	13,9	23,9	28,1
4	5,2	4,5	3,1	5,5	15,0	6,6
5	3,4	4,5	10,2	3,8	12,6	10,0
6	11,8	12,1	7,4	13,5	11,4	10,9
7	2,0	2,6	2,1	2,1	16,0	9,9
8	5,5	7,6	4,6	4,7	6,7	13,8
9	4,0	14,8	8,2	11,3	15,2	15,8
10	12,0	13,1	6,7	16,6	22,8	41,0
11	17,7	21,3	20,7	22,2	44,8	44,1
12	8,0	8,6	5,7	7,0	22,2	13,9
13	8,1	6,1	9,1	10,3	51,6	33,5
14	16,4	16,7	19,8	18,4	73,8	17,7
Moyenne	10,6	14,8	10,5	15,2	27,3	22,4
Écart type	9,0	12,9	8,5	13,5	18,9	12,9

**ANNEXE 4 – VALEURS DÉTAILLÉES DES ACTIVITÉS MUSCULAIRES
NORMALISÉES LORS DES BOUFFÉES EN FLEXION ET EN EXTENSION
CHEZ TOUS LES SUJETS**

Tableau 6: Activités musculaires normalisées lors des bouffées en flexion et extension pour le muscle IC

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)
1	11,1	11,4	9,2	9,1	17,4	17,0	18,1	17,8
2	9,1	7,8	6,7	9,9	15,0	13,4	15,5	16,2
3	12,9	11,4	13,7	12,4	30,8	19,4	26,7	28,9
4	5,8	6,9	7,1	11,7	8,3	11,3	9,3	12,6
5	7,3	6,5	6,3	6,9	16,3	18,8	22,0	22,3
6	6,5	5,0	5,9	5,2	8,9	9,7	10,6	11,1
7	12,6	12,0	9,4	9,8	16,5	19,0	20,6	23,3
8	8,9	8,7	6,1	9,1	12,9	12,5	14,7	15,2
9	6,2	8,0	5,7	8,1	10,7	15,7	12,5	13,7
10	9,1	10,6	13,2	11,8	17,0	22,5	23,5	25,9
11	2,9	5,7	4,5	7,2	9,3	8,8	10,8	10,0
12	6,9	7,1	4,8	9,3	14,1	16,5	15,4	18,5
13	6,7	5,4	5,6	11,9	14,8	19,1	18,6	18,6
14	15,5	6,8	17,6	24,2	18,3	15,3	32,1	21,4
Moyenne	8,7	8,1	8,3	10,5	15,0	15,7	17,9	18,2
Écart type	3,4	2,4	3,9	4,5	5,6	4,1	6,6	5,6

Tableau 7: Activités musculaires normalisées lors des bouffées en flexion et extension pour le muscle LG

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)
1	15,2	16,2	14,3	19,1	23,2	24,6	29,7	26,0
2	8,9	9,0	5,7	9,1	26,5	24,9	18,4	29,2
3	14,1	16,8	17,0	15,0	26,9	24,5	26,8	31,1
4	7,8	8,1	11,2	8,6	9,7	10,1	12,8	14,0
5	8,0	7,4	6,1	6,9	19,5	21,4	23,2	25,4
6	6,1	5,8	4,1	7,0	9,6	13,0	8,7	12,8
7	5,6	6,1	5,8	6,2	13,8	16,4	16,1	19,3
8	4,9	5,0	4,2	7,5	11,7	12,3	11,5	15,8
9	15,3	12,4	12,5	13,5	18,8	21,9	21,3	23,7
10	9,3	10,0	14,2	9,1	20,9	21,0	25,5	24,7
11	2,6	3,5	3,1	3,3	11,4	11,7	14,2	11,7
12	5,0	6,4	4,2	6,0	17,4	19,4	18,7	20,2
13	8,3	6,7	5,6	7,8	21,5	24,8	26,9	24,8
14	5,3	5,0	4,9	5,7	15,2	15,9	14,8	18,0
Moyenne	8,3	8,5	8,1	8,9	17,6	18,7	19,2	21,2
Écart type	4,0	4,1	4,7	4,2	5,9	5,4	6,5	6,2

Tableau 8: Activités musculaires normalisées lors des bouffées en flexion et extension pour le muscle **ER**

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)	Régulier (%CMV)	FNP (%CMV)
1	12,7	14,2	14,1	9,7	14,4	14,5	17,6	16,5
2	8,5	7,1	8,1	10,9	15,9	14,9	17,3	22,8
3	14,7	15,5	16,4	15,2	19,0	19,3	20,2	20,5
4	11,1	8,8	9,2	8,6	14,3	10,3	14,6	20,3
5	16,2	10,3	7,8	12,8	22,3	21,4	27,4	27,9
6	4,6	7,3	3,9	6,0	5,2	5,7	4,6	6,4
7	4,3	3,8	3,4	4,1	10,2	12,9	10,5	14,0
8	7,7	6,6	4,1	7,4	3,8	7,2	3,8	7,2
9	11,2	10,4	11,3	11,3	10,5	12,2	12,8	14,6
10	13,8	15,9	18,0	16,9	23,8	22,8	29,1	30,0
11	2,0	2,9	1,8	3,3	4,0	4,6	5,1	5,8
12	3,6	3,9	5,7	6,8	8,1	9,2	9,3	9,1
13	10,2	7,4	6,8	8,4	13,8	15,2	18,0	16,0
14	6,6	9,4	6,5	3,8	7,6	7,5	6,3	8,1
Moyenne	9,1	8,8	8,3	8,9	12,3	12,7	14,0	15,7
Écart type	4,5	4,2	5,0	4,2	6,4	5,7	8,1	7,9

**ANNEXE 5 – VALEURS DÉTAILLÉES DES ANGLES RELATIFS AUX
MOMENTS CRITIQUES (MAXIMUM DE LA BOUFFÉE EN FLEXION,
DÉBUT DU SILENCE, FIN DU SILENCE ET MAXIMUM DE LA BOUFFÉE EN
EXTENSION) POUR CHAQUE SEGMENT ET CHEZ TOUS LES SUJETS**

POUR LE TRONC

Tableau 9 : Angles relatifs lors des bouffées en flexion et extension au niveau du tronc pour le muscle IC

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	60,2	84,8	91,4	45,6	68,4	61,0	64,2	58,4
2	51,3	46,7	59,7	74,6	52,7	44,0	44,4	60,7
3	58,0	70,7	79,1	106,1	42,2	26,6	36,2	44,7
4	73,6	79,3	100,8	88,7	32,4	52,6	63,9	31,1
5	46,0	53,7	77,1	72,9	73,7	73,5	70,1	73,7
6	65,0	79,9	76,4	78,1	58,3	46,2	59,8	56,3
7	69,3	45,4	53,1	43,5	52,8	33,8	57,3	53,1
8	74,4	77,3	74,0	78,5	48,7	44,1	59,4	65,9
9	82,6	103,3	90,1	102,6	38,4	N.D.	N.D.	N.D.
10	59,2	43,3	78,9	46,7	25,5	15,8	23,8	28,8
11	51,8	50,9	19,3	21,0	60,2	37,6	125,0	134,9
12	52,6	52,7	67,7	94,0	58,8	59,3	48,1	67,2
13	64,0	52,6	N.D.	N.D.	39,9	29,6	112,4	116,3
14	91,2	67,2	39,3	113,5	28,3	56,8	22,0	N.D.
Moyenne	64,2	64,9	69,8	74,3	48,6	44,7	60,5	61,5
Écart type	12,9	18,2	22,3	27,9	14,7	16,0	30,0	30,5

Tableau 10: Angles relatifs lors du début et de la fin du silence du PFR au niveau du tronc pour le muscle IC

Sujet	Début du silence				Fin du silence			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	134,5	N.D.	131,9	144,3	123,9	132,1	134,1	126,3
2	101,4	105,6	99,3	101,5	99,6	96,2	96,0	116,1
3	96,6	121,9	116,5	143,6	115,7	135,6	116,6	141,6
4	111,2	114,7	N.D.	121,8	100,4	95,1	N.D.	105,6
5	76,6	78,8	94,1	90,7	93,1	98,4	100,9	102,3
6	107,3	89,2	110,4	114,7	80,5	74,3	93,1	100,4
7	95,8	97,0	81,6	83,0	102,6	107,3	109,0	108,0
8	98,0	101,9	103,7	109,3	113,0	95,3	113,0	105,7
9	108,3	113,0	108,6	115,3	104,7	102,3	104,9	108,0
10	100,6	107,1	113,1	116,9	80,1	100,7	108,7	116,6
11	75,0	94,4	40,9	114,8	98,8	99,0	120,4	123,1
12	85,7	80,0	97,6	116,9	109,2	115,5	110,5	117,0
13	93,2	105,6	59,8	67,9	95,9	93,7	97,1	102,2
14	111,1	112,4	109,9	N.D.	100,4	100,5	105,9	116,2
Moyenne	99,7	101,7	97,5	110,8	101,3	103,3	108,5	113,5
Écart type	15,2	13,2	24,4	21,5	12,2	15,7	11,2	11,4

Tableau 11 : Angles relatifs lors des bouffées en flexion et extension au niveau du tronc pour le muscle LG

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	50,3	78,4	75,4	54,7	37,1	46,9	37,2	49,0
2	56,8	38,2	45,7	60,8	52,7	43,8	45,8	43,0
3	35,9	81,6	73,2	78,2	21,3	35,3	33,0	38,1
4	49,8	61,1	73,0	46,6	31,0	32,5	47,0	43,3
5	45,1	34,7	51,8	61,0	37,3	32,7	25,7	26,2
6	51,8	58,5	33,7	41,1	20,2	31,4	23,7	42,2
7	30,4	26,5	21,0	25,4	22,5	31,9	24,6	25,5
8	21,0	75,7	73,9	70,8	30,2	36,5	31,7	35,1
9	89,0	102,5	91,2	97,8	30,4	N.D.	N.D.	N.D.
10	66,4	48,7	63,7	32,5	30,3	37,2	23,8	30,4
11	28,0	25,3	25,9	14,1	34,7	38,0	124,9	135,0
12	15,1	8,9	48,0	37,0	36,3	32,0	23,7	37,2
13	67,0	46,9	N.D.	N.D.	41,0	35,6	112,6	116,2
14	37,5	40,0	71,7	94,6	44,8	40,4	30,8	34,5
Moyenne	46,0	51,9	57,6	55,0	33,6	36,5	45,0	50,4
Écart type	20,0	25,9	21,6	25,6	9,1	4,8	33,8	34,2

Tableau 12: Angles relatifs lors du début et de la fin du silence du PFR au niveau du tronc pour le muscle LG

Sujet	Début du silence				Fin du silence			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	134,6	141,4	132,0	143,4	125,9	132,9	134,3	126,6
2	88,5	77,6	82,2	97,5	99,7	99,4	96,6	104,4
3	105,5	114,1	114,4	141,4	121,5	127,8	117,5	138,4
4	105,5	107,2	115,5	117,1	93,3	83,1	117,9	101,2
5	73,6	77,9	85,5	85,1	92,8	98,1	100,1	98,4
6	89,0	93,4	75,3	83,6	76,5	77,1	81,0	85,4
7	70,4	57,1	50,1	51,1	70,5	81,0	92,6	91,5
8	92,1	73,2	85,7	96,5	85,3	84,0	100,6	103,0
9	109,2	115,2	109,4	118,3	107,1	71,3	105,2	102,3
10	88,7	83,8	112,4	107,3	77,3	78,0	108,6	111,8
11	63,1	69,6	42,3	27,0	94,9	95,1	121,2	126,1
12	78,9	83,3	89,6	91,3	102,2	108,4	85,2	103,3
13	89,6	98,5	30,3	45,6	92,7	94,6	98,6	107,6
14	108,5	105,8	103,8	114,2	93,9	87,4	99,1	92,0
Moyenne	92,6	92,7	87,7	94,2	95,2	94,2	104,2	106,6
Écart type	18,8	22,4	30,1	34,3	15,8	18,4	14,6	14,8

Tableau 13 : Angles relatifs lors des bouffées en flexion et extension au niveau du tronc pour le muscle ER

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	82,6	64,3	97,9	51,8	28,0	30,7	39,2	46,7
2	52,8	35,7	58,3	66,2	60,8	34,4	46,6	36,6
3	80,9	82,1	74,5	101,5	29,1	42,6	32,6	35,9
4	60,5	61,0	40,8	65,5	26,0	32,5	48,5	32,1
5	38,7	36,7	31,8	40,6	18,9	20,8	36,9	41,3
6	69,3	93,5	72,7	84,2	47,9	49,4	45,2	64,6
7	43,9	35,7	20,5	18,4	14,7	19,6	22,1	21,8
8	87,2	96,6	83,6	98,8	N.D.	N.D.	59,0	51,8
9	67,0	95,3	87,3	65,4	24,9	N.D.	N.D.	N.D.
10	70,1	63,4	81,1	74,2	17,9	12,2	29,2	20,4
11	125,1	129,7	79,8	90,7	38,5	36,7	124,9	135,4
12	90,5	93,5	62,1	9,5	39,3	41,4	32,3	57,8
13	67,3	57,6	N.D.	N.D.	36,3	37,0	112,4	116,2
14	101,4	106,0	103,4	102,5	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.
Moyenne	74,1	75,1	68,8	66,9	31,9	32,5	50,0	55,0
Écart type	23,0	28,9	25,1	30,2	13,4	11,1	32,4	35,8

Tableau 14: Angles relatifs lors du début et de la fin du silence du PFR au niveau du tronc pour le muscle ER

Sujet	Début du silence				Fin du silence			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	134,1	138,7	N.D.	N.D.	129,6	131,3	N.D.	N.D.
2	106,1	96,5	106,7	97,3	100,9	95,5	98,2	98,4
3	99,4	118,4	110,4	141,8	105,2	113,1	98,1	132,4
4	101,4	101,0	106,9	110,8	69,1	79,1	100,5	88,1
5	77,9	77,2	76,6	102,2	96,9	100,4	96,2	98,7
6	100,2	108,8	102,9	114,2	76,3	104,8	56,9	103,7
7	70,4	57,1	32,3	35,8	75,6	97,7	96,3	93,1
8	112,1	117,1	98,6	98,7	83,0	95,6	97,8	57,1
9	108,3	115,0	110,6	118,3	81,0	42,9	99,4	84,0
10	96,0	115,7	114,0	117,0	77,6	76,8	113,7	113,0
11	125,5	131,2	106,1	114,5	83,4	83,9	122,4	126,9
12	108,3	105,1	91,5	103,3	78,5	96,9	94,9	100,8
13	93,0	107,5	47,0	53,8	92,1	86,2	100,0	109,8
14	110,2	109,8	110,5	118,3	84,3	77,4	91,7	88,0
Moyenne	103,1	107,1	93,4	102,0	88,1	91,5	97,4	99,5
Écart type	16,5	20,6	26,0	28,1	15,8	20,4	14,7	19,3

POUR LE PELVIS

Tableau 15 : Angles relatifs lors des bouffées en flexion et extension au niveau du pelvis pour le muscle IC

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	28,5	40,6	36,5	16,7	22,7	30,2	17,8	12,1
2	17,0	15,8	17,2	25,5	21,1	17,5	15,3	21,9
3	23,0	32,7	44,1	41,2	10,7	-0,8	12,1	9,6
4	39,3	44,1	59,5	52,7	2,9	16,2	30,0	9,2
5	13,0	15,6	26,5	21,0	23,6	26,4	22,9	23,1
6	34,6	48,7	40,1	45,1	24,1	24,5	28,7	26,8
7	16,4	2,3	6,6	0,1	1,5	-4,1	13,5	2,7
8	13,4	17,1	11,4	16,4	-4,2	-3,9	0,9	8,1
9	38,5	41,4	36,7	43,8	4,9	N.D.	N.D.	N.D.
10	13,2	10,6	30,5	16,5	-10,8	-6,2	-3,1	-3,1
11	14,3	16,2	4,3	5,8	17,8	23,6	71,6	75,6
12	18,0	24,3	26,2	50,8	16,9	30,9	16,9	30,9
13	16,2	9,2	N.D.	N.D.	8,2	6,5	55,4	58,6
14	30,0	10,9	13,4	45,0	5,5	9,0	6,2	N.D.
Moyenne	22,5	23,5	27,2	29,3	10,3	13,1	22,2	23,0
Écart type	9,7	15,1	16,3	17,9	11,0	13,7	20,9	23,2

Tableau 16: Angles relatifs lors du début et de la fin du silence du PFR au niveau du pelvis pour le muscle IC

Sujet	Début du silence				Fin du silence			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	52,6	N.D.	56,1	53,5	43,9	54,9	57,2	45,7
2	47,5	53,3	48,7	50,0	44,4	45,9	44,3	62,0
3	42,9	59,5	64,5	64,7	58,8	62,3	63,9	60,9
4	61,1	71,0	N.D.	75,8	49,2	47,5	N.D.	60,6
5	21,3	23,3	37,2	31,0	34,6	39,7	41,3	41,1
6	66,5	53,7	72,1	74,1	40,6	38,4	53,5	60,9
7	34,8	32,3	N.D.	N.D.	39,7	41,0	48,6	40,0
8	29,5	34,2	36,1	38,9	43,8	27,7	44,5	37,2
9	50,0	51,8	49,2	54,2	45,6	38,7	45,4	46,2
10	39,2	55,1	54,1	61,7	17,2	48,4	50,1	61,1
11	25,8	39,2	N.D.	61,4	44,9	45,4	67,3	69,8
12	38,7	42,9	52,9	69,0	62,6	65,7	65,3	69,0
13	35,1	47,0	N.D.	N.D.	38,3	36,3	39,1	43,7
14	47,9	48,8	51,1	N.D.	37,3	36,8	46,8	48,8
Moyenne	42,4	47,1	52,2	57,6	42,9	44,9	51,3	53,3
Écart type	12,9	12,7	10,9	14,0	10,7	10,4	9,4	11,2

Tableau 17 : Angles relatifs lors des bouffées en flexion et extension au niveau du pelvis pour le muscle LG

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	34,8	44,1	31,4	20,8	6,0	13,8	6,8	7,1
2	18,9	12,8	11,1	19,6	21,2	17,5	15,1	15,6
3	15,5	30,3	41,0	32,8	1,9	3,3	9,0	6,0
4	25,0	33,9	42,5	28,6	3,5	7,0	18,1	15,6
5	13,0	11,6	18,3	18,7	10,9	10,2	7,1	3,5
6	28,2	31,7	16,7	24,7	4,4	17,8	7,9	19,5
7	3,8	-0,3	2,8	0,3	-4,3	-4,4	-0,8	-4,7
8	-2,0	16,5	11,1	12,2	-12,1	-6,8	-8,4	-1,0
9	41,3	40,7	37,0	37,9	2,4	N.D.	N.D.	N.D.
10	16,3	5,7	19,2	12,0	-9,8	-1,3	-3,3	-2,3
11	6,4	7,2	4,4	3,9	10,4	13,4	71,5	75,5
12	4,4	4,6	15,0	12,6	6,7	7,1	4,1	9,9
13	17,2	8,8	N.D.	N.D.	8,6	7,8	55,5	58,6
14	12,1	4,4	24,4	34,0	8,8	6,1	5,2	3,8
Moyenne	16,8	18,0	21,1	19,9	4,2	7,0	14,4	15,9
Écart type	12,2	15,0	13,2	11,6	8,6	7,8	23,1	24,0

Tableau 18: Angles relatifs lors du début et de la fin du silence du PFR au niveau du pelvis pour le muscle LG

Sujet	Début du silence				Fin du silence			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	53,2	65,5	54,0	53,1	47,9	58,6	55,0	46,1
2	35,3	31,9	32,6	46,4	44,6	49,1	44,8	50,5
3	51,6	55,4	62,7	62,7	64,8	55,2	64,6	56,8
4	57,1	62,2	69,9	69,7	42,4	35,5	68,9	56,0
5	19,3	22,7	30,3	26,3	34,5	39,5	40,6	37,8
6	50,7	56,7	41,0	47,3	37,0	40,4	44,1	47,2
7	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	12,8	19,2	33,7	26,6
8	24,5	16,3	19,5	29,0	19,0	17,3	33,3	34,8
9	50,7	52,3	50,1	54,9	47,8	14,4	45,6	39,3
10	29,2	32,3	53,4	52,9	14,7	24,7	49,9	56,2
11	20,4	24,4	10,0	7,8	41,5	41,0	68,1	72,7
12	32,9	46,4	43,9	48,9	55,0	58,0	43,1	56,3
13	31,7	40,4	N.D.	N.D.	34,9	37,2	40,6	49,2
14	46,6	44,4	45,4	52,4	30,5	23,7	40,7	28,0
Moyenne	38,7	42,4	42,7	45,9	37,7	36,7	48,1	47,0
Écart type	13,4	15,9	17,3	17,1	14,9	15,1	11,8	12,7

Tableau 19 : Angles relatifs lors des bouffées en flexion et extension au niveau du pelvis pour le muscle ER

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	60,1	52,3	38,0	52,3	2,4	9,0	7,7	6,6
2	18,5	12,1	15,8	21,5	22,9	14,8	15,4	14,1
3	34,3	38,6	41,6	39,8	5,3	7,0	9,9	3,8
4	31,6	37,7	24,1	39,5	0,9	10,1	21,5	9,8
5	11,4	9,6	11,3	13,2	4,3	5,3	11,1	10,3
6	36,8	56,9	40,6	51,6	17,9	25,9	20,2	31,7
7	9,0	0,3	2,6	0,6	-3,6	-3,9	-0,7	-4,8
8	20,7	31,3	19,2	31,7	N.D.	N.D.	4,9	7,2
9	32,3	33,9	35,3	22,0	0,6	N.D.	N.D.	N.D.
10	18,0	20,1	28,9	27,2	-11,4	-5,0	-2,1	-5,8
11	72,0	76,2	30,7	38,1	12,3	13,1	71,4	75,4
12	43,5	47,3	22,8	3,2	8,0	11,8	7,7	23,4
13	18,0	12,3	N.D.	N.D.	6,9	8,6	55,3	58,5
14	39,1	44,5	43,8	38,8	N.D.	N.D.	2,4	N.D.
Moyenne	31,8	33,8	27,3	29,2	5,5	8,8	17,3	19,2
Écart type	18,1	21,2	12,7	16,6	9,2	9,2	21,9	24,9

Tableau 20: Angles relatifs lors du début et de la fin du silence du PFR au niveau du pelvis pour le muscle ER

Sujet	Début du silence				Fin du silence			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	52,4	60,7	N.D.	N.D.	50,3	53,8	N.D.	N.D.
2	50,9	45,7	55,1	46,3	45,5	46,0	46,5	39,7
3	45,5	57,6	59,3	63,2	50,5	45,0	50,3	50,4
4	54,5	61,2	63,1	65,5	22,4	35,2	54,4	44,2
5	22,3	22,2	26,2	43,4	38,1	41,5	37,4	38,1
6	60,9	71,2	64,9	73,2	36,8	66,3	27,4	63,9
7	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	16,9	32,8	36,7	27,8
8	43,2	46,8	31,5	31,0	16,7	27,3	30,8	3,9
9	50,5	51,8	51,8	54,9	27,8	6,8	39,3	26,0
10	35,2	63,8	55,4	61,8	14,9	23,8	54,8	57,5
11	72,3	74,3	52,2	61,0	33,0	33,9	34,6	73,5
12	70,3	59,2	45,3	55,8	32,6	47,0	49,5	54,0
13	35,0	48,9	N.D.	N.D.	34,3	28,7	42,1	51,6
14	44,5	47,7	51,6	55,1	24,7	17,4	34,1	24,2
Moyenne	49,0	54,7	50,6	55,6	31,8	36,1	41,4	42,7
Écart type	14,0	13,3	12,1	11,7	11,9	15,3	9,0	18,9

POUR LA PARTIE LOMBAIRE

Tableau 21 : Angles relatifs lors des bouffées en flexion et extension au niveau de la partie lombaire pour le muscle IC

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	31,7	44,2	54,9	28,9	46,0	56,7	46,4	46,3
2	34,4	30,9	42,5	49,1	31,6	26,5	29,1	38,8
3	35,0	38,0	35,0	64,9	31,5	27,4	24,1	35,2
4	34,3	35,2	41,3	36,0	29,5	36,4	33,9	21,9
5	33,0	38,1	50,5	51,9	50,1	47,1	47,2	50,7
6	30,4	31,1	36,3	33,0	34,3	21,7	31,1	29,5
7	52,9	43,2	46,6	43,5	51,3	37,9	43,8	50,4
8	61,1	60,2	62,6	62,1	52,9	48,1	58,5	57,7
9	44,1	61,9	53,4	58,8	33,5	N.D.	N.D.	N.D.
10	46,0	32,7	48,3	30,2	36,3	22,0	26,9	31,8
11	37,5	34,8	15,0	15,1	39,6	24,6	53,4	59,3
12	34,6	28,4	41,5	43,3	41,0	35,8	31,2	36,3
13	47,8	43,4	N.D.	N.D.	31,8	23,0	57,1	57,7
14	61,1	56,3	25,9	68,5	22,8	47,8	28,2	N.D.
Moyenne	41,7	41,3	42,6	45,0	38,0	35,0	39,3	43,0
Écart type	10,6	11,0	12,6	16,1	9,1	11,9	12,2	12,4

Tableau 22: Angles relatifs lors du début et de la fin du silence du PFR au niveau de la partie lombaire pour le muscle IC

Sujet	Début du silence				Fin du silence			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	82,0	N.D.	75,8	90,8	80,0	77,2	77,0	80,7
2	53,9	52,3	50,7	51,1	55,2	50,3	51,7	54,1
3	53,6	62,4	52,1	79,0	56,9	73,4	52,8	80,7
4	50,1	43,5	N.D.	46,0	51,1	47,7	N.D.	45,0
5	55,3	55,6	57,0	59,7	58,5	58,7	59,6	61,2
6	40,8	35,5	38,3	40,6	39,9	35,9	39,6	39,5
7	61,0	64,7	N.D.	N.D.	62,9	66,3	60,4	68,1
8	68,5	67,8	67,6	69,4	69,2	67,7	68,6	68,6
9	58,3	61,2	59,4	61,2	59,1	63,6	59,5	61,8
10	61,4	52,0	58,9	55,2	62,8	52,3	58,6	55,5
11	49,1	55,2	30,7	53,4	53,9	53,6	53,1	53,3
12	47,0	37,1	44,7	47,9	46,6	49,8	45,1	48,0
13	58,1	58,7	N.D.	N.D.	57,6	57,4	58,0	58,5
14	63,2	63,5	58,8	N.D.	63,1	63,8	59,1	67,4
Moyenne	57,3	54,6	54,0	59,5	58,4	58,4	57,2	60,2
Écart type	10,1	10,3	12,8	15,0	9,7	11,1	9,4	12,2

Tableau 23: Angles relatifs lors des bouffées en flexion et extension au niveau de la partie lombaire pour le muscle LG

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	40,5	34,5	30,5	41,9	31,1	33,1	30,5	41,9
2	38,0	25,3	34,6	41,2	31,6	26,3	30,7	27,4
3	20,3	51,3	32,3	45,3	19,4	32,1	24,0	32,1
4	24,8	27,2	30,5	18,1	27,5	25,5	29,0	27,7
5	32,2	23,1	33,6	42,3	26,4	22,5	18,6	22,7
6	23,6	26,9	17,0	16,4	15,7	13,7	15,8	22,6
7	26,6	26,8	18,2	25,1	26,8	36,3	25,4	30,3
8	23,0	59,2	62,8	58,6	42,2	43,3	40,1	36,0
9	47,7	61,9	54,2	59,9	28,1	N.D.	N.D.	N.D.
10	50,1	43,0	44,5	20,6	40,1	38,4	27,1	32,7
11	21,6	18,1	21,5	10,3	24,3	24,6	53,4	59,4
12	10,7	4,3	33,0	24,4	29,7	24,9	19,7	27,3
13	49,8	38,1	N.D.	N.D.	32,4	27,8	57,1	57,7
14	25,4	35,7	47,3	60,6	36,0	34,3	25,7	30,8
Moyenne	31,0	33,9	35,4	35,7	29,4	29,4	30,5	34,5
Écart type	12,3	15,9	13,6	17,6	7,2	7,8	12,6	11,9

Tableau 24: Angles relatifs lors du début et de la fin du silence du PFR au niveau de la partie lombaire pour le muscle LG

Sujet	Début du silence				Fin du silence			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	81,5	75,9	78,0	90,3	78,0	74,3	79,3	80,6
2	53,2	45,7	49,5	51,2	55,1	50,3	51,8	53,9
3	53,9	58,8	51,7	78,8	56,7	72,6	52,9	81,5
4	48,4	45,1	45,7	47,4	50,9	47,5	49,0	45,2
5	54,3	55,2	55,3	58,8	58,4	58,7	59,5	60,5
6	38,2	36,6	34,3	36,3	39,5	36,8	36,9	38,1
7	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	57,7	61,8	58,9	64,9
8	67,6	56,9	66,2	67,5	66,3	66,7	67,3	68,2
9	58,5	62,9	59,3	63,5	59,2	56,9	59,6	62,9
10	59,5	51,5	59,0	54,4	62,6	53,3	58,8	55,6
11	42,6	45,2	32,3	19,2	53,5	54,1	53,1	53,4
12	46,0	36,8	45,7	42,5	47,2	50,4	42,1	47,0
13	57,9	58,1	N.D.	N.D.	57,8	57,5	58,0	58,5
14	62,0	61,4	58,4	61,7	63,4	63,8	58,4	64,0
Moyenne	55,6	53,1	52,9	56,0	57,6	57,5	56,1	59,6
Écart type	11,2	11,1	12,8	19,0	9,0	10,1	10,2	12,3

Tableau 25: Angles relatifs lors des bouffées en flexion et extension au niveau de la partie lombaire pour le muscle ER

Sujet	Bouffée en flexion				Bouffée en extension			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	44,6	64,9	57,8	31,3	25,6	35,6	31,5	40,1
2	34,4	23,6	42,5	44,7	37,9	19,6	31,2	22,5
3	46,7	43,5	32,9	61,7	23,8	35,6	22,7	32,1
4	28,9	23,3	16,7	26,0	25,1	22,4	27,0	22,4
5	27,3	27,1	20,5	27,4	14,6	15,5	25,8	31,0
6	32,6	36,6	32,1	32,6	30,0	23,5	24,9	33,0
7	34,9	35,4	17,9	17,8	18,3	23,5	22,8	26,6
8	66,5	65,3	64,4	67,1	N.D.	N.D.	54,1	44,6
9	34,7	61,4	52,0	43,4	24,3	N.D.	N.D.	N.D.
10	52,1	43,3	52,2	47,0	29,3	17,2	31,3	26,1
11	53,1	53,5	49,1	52,6	26,2	23,6	53,4	60,0
12	47,0	46,2	39,3	6,4	31,3	29,7	24,6	34,4
13	49,3	45,3	N.D.	N.D.	29,4	28,4	57,1	57,7
14	62,4	61,5	59,5	63,7	N.D.	N.D.	18,8	N.D.
Moyenne	43,9	45,1	41,3	40,1	26,3	25,0	32,7	35,9
Écart type	12,2	14,8	16,3	18,5	6,1	6,7	13,2	12,6

Tableau 26: Angles relatifs lors du début et de la fin du silence du PFR au niveau de la partie lombaire pour le muscle ER

Sujet	Début du silence				Fin du silence			
	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse lente		Vitesse moyenne	
	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)	Régulier (degrés)	FNP (degrés)
1	81,7	77,9	N.D.	N.D.	79,3	77,6	N.D.	N.D.
2	55,1	50,8	51,7	51,0	55,4	50,1	51,7	54,2
3	53,9	60,8	51,1	78,6	54,6	68,0	47,8	82,0
4	46,9	39,8	43,8	45,3	46,7	43,9	46,0	43,9
5	55,6	55,0	50,4	58,8	58,8	59,0	58,8	60,6
6	39,3	37,7	38,0	41,0	39,5	38,5	29,5	39,9
7	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	58,6	64,9	59,6	65,3
8	68,9	70,2	67,2	67,7	66,3	68,3	67,0	53,3
9	57,9	63,2	58,8	63,5	53,2	36,1	60,1	58,0
10	60,8	51,9	58,5	55,2	62,6	53,1	58,9	55,6
11	53,2	56,9	53,9	53,5	50,4	50,0	53,1	53,4
12	37,9	46,0	46,3	47,4	32,6	47,0	45,4	46,8
13	58,0	58,6	N.D.	N.D.	57,7	57,4	58,0	58,2
14	65,8	62,1	58,9	63,2	59,6	60,0	57,7	63,9
Moyenne	56,5	56,2	52,6	56,8	55,4	55,3	53,3	56,5
Écart type	11,7	11,4	8,1	11,0	11,3	12,0	9,5	10,7