

2012

## Évaluation biomécanique des déterminants de la stabilité lombaire : étude exploratoire

Christian Larivière

*IRSST*, christian.lariviere@irsst.qc.ca

Robert Kearney

*McGill University*

Hakim Mecheri

*IRSST*, hakim.mecheri@irsst.qc.ca

Daniel Ludvig

*Rehabilitation Institute of Chicago*

Shirazi-Adl Aboulfazl

*Polytechnique Montréal*

*See next page for additional authors*

Suivez ce contenu et d'autres travaux à l'adresse suivante: <https://pharesst.irsst.qc.ca/rapports-scientifique>

---

### Citation recommandée

Larivière, C., Kearney, R., Mecheri, H., Ludvig, D., Shirazi-Adl, A. et Gagnon, D. (2012). *Évaluation biomécanique des déterminants de la stabilité lombaire : étude exploratoire* (Rapport n° R-742). IRSST.

Ce document vous est proposé en libre accès et gratuitement par PhareSST. Il a été accepté pour inclusion dans Rapports de recherche scientifique par un administrateur autorisé de PhareSST. Pour plus d'informations, veuillez contacter [pharesst@irsst.qc.ca](mailto:pharesst@irsst.qc.ca).

---

**Auteurs**

Christian Larivière, Robert Kearney, Hakim Mecheri, Daniel Ludvig, Shirazi-Adl Aboufazel, and Denis Gagnon

# É

Réadaptation au travail

## Études et recherches

RAPPORT R-742



### Évaluation biomécanique des déterminants de la stabilité lombaire

Étude exploratoire

*Christian Larivière  
Robert Kearney  
Hakim Mecheri  
Daniel Ludvig  
Aboufazi Shirazi-Adl  
Denis Gagnon*



Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

## NOS RECHERCHES

*travaillent pour vous !*

### Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes.

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et d'expert.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

### Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. [www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine Prévention au travail, publié conjointement par l'Institut et la CSST. Abonnement : 1-877-221-7046

### Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales  
2012  
ISBN : 978-2-89631-617-5 (PDF)  
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications  
et de la valorisation de la recherche  
505, boul. De Maisonneuve Ouest  
Montréal (Québec)  
H3A 3C2  
Téléphone : 514 288-1551  
Télécopieur : 514 288-7636  
[publications@irsst.qc.ca](mailto:publications@irsst.qc.ca)  
[www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)  
© Institut de recherche Robert-Sauvé  
en santé et en sécurité du travail,  
août 2012



Réadaptation au travail

# Études et recherches

RAPPORT R-742

## Évaluation biomécanique des déterminants de la stabilité lombaire Étude exploratoire

### Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

*Christian Larivière*  
Direction scientifique, IRSST

*Robert Kearney*  
Université McGill

*Hakim Mecheri*  
Prévention des problématiques de SST et réadaptation, IRSST

*Daniel Ludvig*  
Rehabilitation Institute of Chicago

*Aboulfazl Shirazi-Adl*  
École Polytechnique de Montréal

*Denis Gagnon*  
Université de Sherbrooke



Cette publication est disponible  
en version PDF  
sur le site Web de l'IRSST.

Cette étude a été financée par l'IRSST. Les conclusions et recommandations sont celles des auteurs.

**CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSST**

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document  
ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

## SOMMAIRE

Il ne fait maintenant aucun doute que les exercices physiques réduisent la douleur et les incapacités, mais de manière très inégale entre les travailleurs souffrant de maux de dos. La présente étude représente une activité préparatoire à un projet de recherche dont l'objet est un programme d'exercices de stabilisation lombaire. Ce projet de recherche vise essentiellement (1) à identifier quels travailleurs répondent le mieux à ce programme d'exercice en termes de réduction des incapacités et (2) pourquoi ces travailleurs répondent aussi bien à ce type de traitement. Pour répondre au deuxième objectif, l'étude des mécanismes d'action de nature « neuromusculaires », en plus des mécanismes de nature psychologique, est nécessaire. La présente étude permet de compléter la batterie de mesures neuromusculaires nécessaires, c'est-à-dire trois tests permettant d'évaluer trois paramètres en lien avec le contrôle de la stabilité lombaire : (1) la proprioception lombaire, (2) le contrôle postural du tronc en position assise sur une chaise instable (à ressorts) et (3) les réponses réflexes des muscles du dos. Les objectifs spécifiques de l'activité sont d'évaluer la fidélité test-retest de ces tests et la validité de critère du test de contrôle postural.

Pour ce faire, dix-neuf sujets sains (9 hommes et 10 femmes) et 17 sujets lombalgiques chroniques (9 hommes et 8 femmes) ont réalisé les trois évaluations (5 essais/évaluations) et 32 d'entre eux ont répété ces évaluations 7 à 14 jours plus tard. Des mesures d'activité musculaire (électromyographiques ou EMG), de mouvement et de force ont été utilisées, en combinaison avec des montages expérimentaux spécifiques. Pour chaque test (proprioception, réflexes, équilibre), une étude de fidélité a été menée pour évaluer la possible présence d'apprentissage entre les essais et les jours, ainsi que pour déterminer le nombre d'essais nécessaires afin d'obtenir des mesures fidèles. La validité de critère des mesures de mouvement prises lors du test de contrôle postural du tronc (mesures simples d'utilisation avec senseurs inertiels) a été évaluée en les comparant avec des mesures critères plus valides et précises (plate-forme dynamométrique, système optoélectronique).

Le premier test, (1) proprioception lombaire, a démontré que malgré que les mesures n'aient pas présenté de signes d'apprentissage, elles ne se sont pas avérées fidèles, ceci peu importe les stratégies et le type de mesures évaluées. Ces résultats ont été attribués à la difficulté de certains sujets de bien comprendre et exécuter la tâche demandée, soit une bascule du bassin tout en conservant le tronc à la verticale. Ce protocole permettait de contrôler plusieurs variables confondantes, mais il n'est malheureusement pas facilement utilisable chez plusieurs sujets. Le deuxième test, (2) contrôle postural du tronc, a mis en évidence que le calibrage de la chaise instable (position des ressorts) permettait d'éliminer les effets du gabarit du sujet (taille et masse) sur la performance lors de ce test. Cette procédure de calibrage s'est avérée valide, en comparaison avec d'autres mesures, et a mené à des estimations modérément fidèles. L'utilisation de senseurs inertiels a aussi démontré une très bonne validité pour quantifier l'équilibre postural. Un ensemble différent de mesures a été identifié pour comparer les individus et pour faire le suivi de patients de façon fidèle, soit en utilisant trois essais de 60 secondes. Enfin, le test (3) réponses réflexes a révélé que les estimations des contributions intrinsèques et réflexives de la rigidité lombaire ont démontré que la composante réflexive contribuait faiblement aux forces en jeu, ce qui rend difficile sa quantification. Un apprentissage a été observé entre les premiers essais de sorte que les deux premiers ne doivent pas être utilisés pour

l'évaluation. En excluant ceux-ci, les résultats de fidélité varient de modérés à excellents selon la variable investiguée.

En conclusion, pour l'évaluation de la proprioception lombaire, il est proposé d'utiliser une autre approche où le mouvement lombaire est généré par un appareil motorisé. Les tests d'équilibre postural du tronc et le test de réflexe sont prêts à être utilisés pour des recherches ultérieures. Ces trois tests pourraient permettre de documenter pourquoi certains patients répondent bien à un programme d'exercice orienté sur la stabilisation de la colonne vertébrale lombaire.



## REMERCIEMENTS

Des remerciements tout particuliers à **Sophie Bellefeuille** et **Cynthia Appleby** pour s'être occupé de faire le recrutement des participants, de même que pour avoir conduit cette collecte de données qui s'est avérée assez complexe. Leur rigueur aura garanti une très bonne qualité des mesures.

Nous remercions également **Erik Salazar** qui a grandement contribué à implanter les trois protocoles de mesure et à vérifier tous les éléments avant le début de la cueillette de données.

Nous soulignons l'importante contribution de **Jason Cakiroglu**, ingénieur, pour avoir fait le design du montage servant à l'évaluation des réponses réflexes des muscles du dos, de concert avec **Dr Robert Kearney**.

Finalement, nous tenons à remercier les collègues de l'IRSST pour leur précieuse contribution ainsi que pour leur implication dans la réalisation de ce projet :

- **Pierre Drouin**, machiniste, qui a fabriqué les pièces et fait le montage de la chaise instable et de l'appareil de perturbation du tronc;
- **Bernard Caron**, technicien en électronique, qui s'est chargé des composantes électroniques et des systèmes nécessaires au contrôle des appareils et à la cueillette des données sur ordinateurs;
- **Diane Hamelin-Bourassa**, qui a su trouver le financement pour tous les imprévus.



## TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION .....	1
1.1 Considérations épidémiologiques et problématique générale des lombalgies chroniques en réadaptation .....	1
1.2 Mise en contexte et objet de la présente recherche.....	1
1.3 Concept de stabilité lombaire.....	2
1.4 Développement de mesures portant sur l'évaluation du sous-système de contrôle de la stabilité lombaire.....	4
1.4.1 Proprioception (sens de la position).....	4
1.4.2 Réponses réflexes.....	5
1.4.3 Équilibre en position assise instable .....	6
1.5 Objectifs de recherche.....	8
2. MÉTHODOLOGIE.....	9
2.1 Sujets.....	9
2.2 Procédures expérimentales.....	10
2.3 Techniques de mesure.....	11
2.3.1 Questionnaires.....	11
2.3.2 Cinématique .....	11
2.3.3 Électromyographie de surface et contractions de référence .....	12
2.3.4 Montage expérimental et procédures pour l'évaluation de la proprioception lombaire.....	14
2.3.5 Montage expérimental et procédures pour le test de contrôle postural du tronc en position assise sur chaise instable.....	15
2.3.6 Montage expérimental et procédures pour l'évaluation des réponses réflexes des muscles du dos .....	17
2.4 Traitement des données.....	20
2.4.1 Test de proprioception .....	20
2.4.2 Test de contrôle postural.....	20
2.4.3 Test de réflexes .....	22
2.5 Analyses statistiques.....	24
2.5.1 Évaluation de la validité des critères des mesures cinématiques (avec senseurs inertiels) obtenues lors du test de contrôle postural .....	24
2.5.2 Étude de l'association avec les caractéristiques anthropométriques des sujets .....	24
2.5.3 Étude de fidélité .....	24
3. RÉSULTATS ET DISCUSSION .....	27
3.1 Test de proprioception .....	27
3.1.1 Étude de l'association avec les caractéristiques anthropométriques des sujets .....	27
3.1.2 Étude de la fidélité .....	27
3.1.3 Discussion générale sur le test de proprioception.....	28
3.2 Test de contrôle postural.....	29
3.2.1 Étude de la validité de critère des senseurs inertiels.....	29
3.2.1.1 Calibrage de la chaise .....	29

---

3.2.1.2	Parcours du centre de pression.....	29
3.2.2	Étude de l'association avec les caractéristiques anthropométriques des sujets .....	30
3.2.3	Étude de la fidélité .....	31
3.2.3.1	Calibrage de la chaise .....	31
3.2.3.2	Variables sommaires pour quantifier le contrôle postural de la colonne vertébrale lombaire.....	31
3.3	Test de réflexes .....	33
3.3.1	Vérifications préalables .....	34
3.3.2	Étude de l'association avec les caractéristiques anthropométriques des sujets .....	34
3.3.3	Étude de la fidélité .....	35
4.	LIMITES.....	37
5.	CONCLUSION.....	39
6.	IMPACT DU PROJET .....	41
7.	BIBLIOGRAPHIE.....	43
	ANNEXE A : Résultats pour le test de proprioception .....	51
	ANNEXE B : Résultats pour le test de contrôle postural .....	53
	ANNEXE C : Analyses et résultats pour le test de réflexes .....	63

## LISTE DES FIGURES

Figure 1 :	Système de contrôle de la stabilité de la colonne vertébrale selon Panjabi (1992) .....	3
Figure 2 :	Montage expérimental pour l'évaluation des réponses réflexes des muscles du dos, tel qu'utilisé jusqu'à maintenant dans nos travaux .....	6
Figure 3 :	Positionnement des senseurs inertiels sur le tronc. Des diodes électroluminescentes (DEL) infrarouges ont été aussi positionnées sur chaque senseur inertielle aux fins de validation à l'aide d'un système optoélectronique .....	12
Figure 4 :	Positionnement des diodes électroluminescentes (DEL) du système Optotrak. En plus des DELs sur les senseurs inertiels, quatre autres ont été collées sur un carré rigide fixé à un bandeau (tête), quatre autres directement sur la peau et six sur la chaise instable .....	12
Figure 5 :	Positionnement des électrodes de surface .....	13
Figure 6 :	Contractions de référence. ....	14
Figure 7 :	Montage expérimental pour le test de proprioception. Des planches ont été placées sous les pieds afin de positionner les genoux à 90°. Lors de l'évaluation, les bras étaient placés de chaque côté du corps .....	15
Figure 8 :	Montage expérimental pour le test de contrôle postural sur chaise instable. En A, on remarque un pivot au centre de la partie inférieure du montage, entouré de 4 ressorts qui peuvent être positionnés plus ou moins près du pivot. Le positionnement des ressorts permet non seulement de faire varier la difficulté de la tâche, mais aussi d'ajuster le montage afin de tenir compte de l'anthropométrie des sujets à l'aide d'une procédure de calibrage. Les comparaisons entre sujets sont donc possibles, contrairement à d'autres montages qui ne permettent pas de tels ajustements (Cholewicki <i>et coll.</i> 2000 ; Van Daele <i>et coll.</i> 2009 ; van Dieen <i>et coll.</i> 2010a) .....	17
Figure 9 :	Montage expérimental pour l'estimation des contributions intrinsèques et réflexives de la rigidité de la colonne vertébrale lombaire .....	19
Figure 10 :	Stabilogrammes produit par les mouvements réalisés dans les plans sagittal (mouvements avant-arrière) et frontal (mouvements latéraux), tels que produits (1) par les déplacements antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML) du centre de pression de la plate-forme dynamométrique (figure de gauche) et (2) par la rotation (inclinaison) correspondante de la chaise, tel que mesuré avec le senseur inertielle .....	21
Figure 11 :	Signaux recueillis lors des secondes 15 à 18 du test de réflexe. Il s'agit des mesures des mouvements (figure de gauche) et des forces (figure de droite) appliquées sur le harnais rigide entourant le thorax. À gauche, le tronc est déplacé alternativement de 4 mm vers l'avant (valeurs positives) et de 4 mm vers l'arrière (valeurs négatives), tel que mesuré avec le senseur de déplacement linéaire (LVDT : Linear Variable Displacement Transformer). À droite, la mesure des forces horizontales est obtenue avec une jauge de contrainte. Toujours dans la figure de droite, le plateau atteint après chaque perturbation	

correspond à une extension du tronc vers l'arrière de manière à mettre sous légère tension les muscles du dos et ainsi favoriser leur activité réflexe. La cible présentée est de 34 N pour cette femme, ce qui a permis de générer 10 Nm à L5/S1 si l'on tient en compte la distance verticale entre L5/S1 et le milieu du harnais (bras de levier).....23

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Statistiques descriptives [moyenne (écart-type)] et comparatives portant sur les caractéristiques démographiques, anthropométriques et cliniques des sujets en fonction du statut (sain, lombalgique) et du sexe .....	10
Tableau 2 : Description des différentes options pour définir le stabilogramme permettant de décrire l'équilibre.....	22
Tableau 3 : Corrélations de Pearson entre les coordonnées de la position du centre de pression de la plate-forme dynamométrique, dans les plans sagittal et frontal, et les coordonnées angulaires correspondantes obtenues avec les mesures cinématiques.....	30
Tableau 4 : Corrélations de Pearson et erreur quadratique entre les angles estimés avec les senseurs inertiel et optoélectronique, dans les plans sagittal et frontal.....	30
Tableau 5 : Comparaison de la fidélité de certaines variables sommaires avec une étude comparable.....	33





## INTRODUCTION

### 1.1 Considérations épidémiologiques et problématique générale des lombalgies chroniques en réadaptation

Les maux de dos affectent entre 58 % et 84 % des gens à un moment ou à un autre de leur vie (Dionne 1999), ce qui en fait le plus important problème de santé dans les pays industrialisés (Hildebrandt 1995 ; Spitzer *et coll.* 1987). Uniquement au Québec, la Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST) estime avoir déboursé 516 millions de dollars durant l'année financière 2007 pour toutes les affections touchant l'ensemble de la colonne vertébrale (CSST 2008). Toujours selon ce rapport, les affections vertébrales représentent tout près de 30 % de l'ensemble des lésions professionnelles indemnisées par la CSST et survenues entre 2004 et 2007. La région lombaire est touchée dans plus de 60 % de ces cas. Il devient donc impératif de développer des outils de mesures valides et fidèles permettant de quantifier la présence de déficiences ou d'incapacités associées à la colonne vertébrale lombaire ainsi que des modalités de traitements efficaces afin de favoriser le retour au travail et de réduire les coûts.

Il ne fait maintenant aucun doute que les exercices physiques à eux seuls ont un effet sur la douleur et l'incapacité (Smeets *et coll.* 2006 ; van Tulder *et coll.* 2000b). Cependant, la plupart des essais cliniques randomisés (ECR) n'arrivent pas à démontrer la supériorité de certains types d'exercices par rapport à d'autres (Hayden *et coll.* 2005 ; van Tulder *et coll.* 2000b). Les évidences actuelles suggèrent que la recherche doit aller au-delà de la comparaison entre différents programmes d'exercices à l'aide d'ECRs appliqués sur des populations hétérogènes de patients. Cette recherche doit plutôt déterminer (1) quels types de patient (profil clinique) répond le mieux à chaque type de programme d'exercices (arrimage patient/intervention) et (2) quels mécanismes d'action sont impliqués lorsque cet arrimage s'avère fructueux. L'arrimage patient/intervention, permettant d'attribuer des modalités d'intervention spécifiques à certains sous-groupes de patients, permet d'obtenir des résultats cliniques plus importants (Brennan *et coll.* 2006 ; Childs *et coll.* 2004 ; Fritz *et coll.* 2003 ; Long *et coll.* 2004) et a aussi le potentiel de réduire les coûts de l'intervention clinique (Childs et Cleland 2006). D'ailleurs, le développement de méthodes de classification de patients lombalgiques a été identifié comme une priorité de recherche selon plusieurs groupes d'experts (Airaksinen *et coll.* 2004; Borkan *et coll.* 1998 ; Clinical research agenda for physical therapy 2000 ; van Tulder *et coll.* 2000a) ainsi que la priorité #1 des intervenants en première ligne (chiropraticiens, médecins, physiothérapeutes), qui traitent les patients souffrant d'une lombalgie (Henschke *et coll.* 2007). Cependant, pour permettre cet arrimage, un système de classification doit être développé et pour que ce système soit utile sur le plan clinique, il doit être basé sur l'identification des mécanismes sous-jacents qui entretiennent le problème. L'étude des mécanismes impliqués lors de différents programmes d'exercices est une autre de ces priorités de recherche (Airaksinen *et coll.* 2004 ; Clinical research agenda for physical therapy 2000 ; Wessels *et coll.* 2006).

### 1.2 Mise en contexte et objet de la présente recherche

L'investigateur principal s'apprête à initier un projet de recherche portant sur un programme d'exercices qui gagne en crédibilité scientifique (Barr *et coll.* 2007 ; McGill 2002 ; Richardson *et coll.* 2004) et en popularité auprès des physiothérapeutes : les exercices de stabilisation lombaire.

Ce projet de recherche vise essentiellement deux objectifs : (1) l'initiation du développement d'une règle de prédiction clinique (RPC) permettant d'identifier, à l'aide de mesures qui peuvent être obtenues lors de l'examen clinique initial, les patients qui répondent le mieux à ce programme d'exercice en termes de réduction des incapacités et (2) l'étude des mécanismes d'action de ce programme d'exercices à l'aide d'une batterie élargie de mesures cliniques (questionnaires) et de laboratoire (sept tests neuromusculaires) permettant de décrire les mécanismes sous-jacents de ce traitement. Ces mécanismes d'action peuvent être de nature psychologique et/ou physiologique.

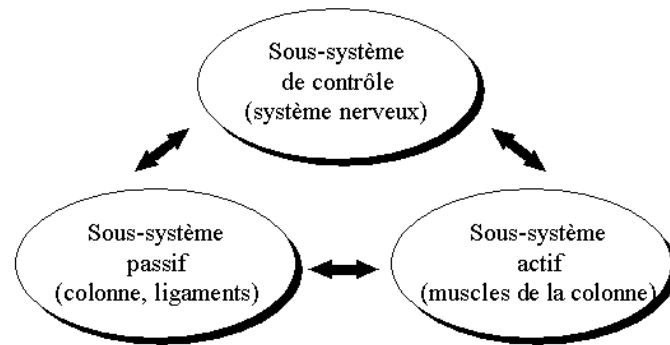
Les mécanismes d'action de nature physiologique seraient mis en lumière par une batterie de tests neuromusculaires qui reste à être complétée avec trois tests permettant de mesurer trois paramètres de contrôle moteur associés à la stabilité lombaire : **la proprioception lombaire, les réponses réflexes des muscles du dos et le contrôle lombaire de l'équilibre en position assise instable**. Ces tests demandent à être affinés ou carrément à être implantés et évalués en ce qui a trait à leurs qualités métriques (fidélité test-retest et validité de critère), ce qui est proposé dans la présente recherche et développé dans les prochaines sections. Mais auparavant, définissons le concept de stabilité lombaire.

### 1.3 Concept de stabilité lombaire

La stabilité lombaire est un concept ambigu qui s'est mérité plusieurs interprétations (Reeves *et coll.* 2007 ; Eisenstein 1999). Cependant, bien que des efforts soient faits pour mieux la décrire (Reeves *et coll.* 2007), aucune définition ne semble faire consensus. Voici donc quelques définitions permettant d'identifier les éléments clés de ce concept :

1. La stabilité mécanique est définie simplement par l'habileté à soutenir des forces additionnelles sans altération importante de la position articulaire (mouvements intervertébraux : hypermobilité) ou sans dommage des tissus entourant l'articulation;
2. La stabilité mécanique peut aussi être définie par l'habileté d'un système à retourner à sa position initiale suite à une perturbation (définition théorique de la stabilité en mécanique);
3. D'un point de vue clinique, la stabilité peut aussi être vue par l'habileté de la colonne vertébrale à limiter, sous l'effet de chargements physiologiques, les déplacements articulaires de façon à ne pas endommager ou irriter les différents tissus de la colonne (définition par l'hypermobilité);

Panjabi (1992) a décrit trois principaux sous-systèmes qui sont responsables de la stabilité des articulations lombaires (**Figure 1**) : (1) le **sous-système passif** composé des structures passives de la colonne vertébrale (disques, ligaments, vertèbres, etc., ainsi que les différents mécanorécepteurs qui les composent) et des propriétés mécaniques passives des muscles, (2) le **sous-système actif** composé des muscles de la colonne et de leurs tendons, et (3) le **sous-système de contrôle** qui reçoit l'information des différents mécanorécepteurs, détermine les besoins pour assurer la stabilité lombaire, et coordonne les muscles entourant la région lombaire pour y arriver (Panjabi 1992).



**Figure 1 : Système de contrôle de la stabilité de la colonne vertébrale selon Panjabi (1992)**

La colonne vertébrale lombaire seule (sans l'action des muscles) devient instable sous une charge aussi petite que 88 N. Elle doit donc mettre les muscles du tronc (dorsaux, abdominaux) en action de manière à pouvoir rigidifier et stabiliser la colonne vertébrale (comme les câbles qui soutiennent un mât de bateau) et ainsi soutenir des charges physiologiques de plusieurs milliers de newtons. Une mauvaise coordination de ces muscles, bien que momentanée, est suffisante pour permettre un mouvement intervertébral anormal menant à une lésion de la colonne vertébrale. La fatigue musculaire et les perturbations soudaines sont considérées comme deux menaces de la stabilité lombaire, car elles mettent à l'épreuve cette coordination musculaire. En effet, des études prospectives démontrent qu'une pauvre endurance des muscles du dos (Biering-Sorensen 1984 ; Luoto *et coll.* 1995) et des réponses réflexes tardives (Cholewicki *et coll.* 2005) augmentent le risque de premières blessures lombaires. Dans la plupart des cas, une récupération est envisageable, mais une minorité des cas évolueront inévitablement vers la douleur chronique. Il est bien connu que certains facteurs psychologiques peuvent contribuer à la douleur chronique, mais la participation de certains facteurs biomécaniques est aussi possible. D'ailleurs, Panjabi a proposé (Panjabi 2006) que des lésions des tissus passifs de la colonne vertébrale lombaire (ligaments, disques, capsules des facettes articulaires, etc.), impliquant leurs mécanorécepteurs, pourraient mener à cette cascade d'événements : (1) les mécanorécepteurs fournissent des signaux corrompus au système de contrôle; (2) contrôle inadéquat des muscles du tronc; (3) chargements anormaux sur les structures anatomiques; (4) dégénération accélérée de ces structures et (5) douleur chronique via l'inflammation des tissus neuraux.

Aucune mesure acceptable de la stabilité lombaire n'existe en ce moment (Fritz *et coll.* 1998). Les mesures cliniques basées sur l'imagerie (amplitude articulaire) sont insuffisantes, car elles ne considèrent pas la complexité des trois sous-systèmes à assurer la stabilité lombaire lors de situations dynamiques. L'évaluation mécanique de la stabilité articulaire faite à l'examen clinique, de son côté, présente des problèmes importants de validité et de fidélité. Des mesures indirectes en lien avec certains des éléments composant les trois sous-systèmes doivent donc être réalisées pour obtenir une appréciation de la stabilité lombaire. Il s'agit des mesures cinématiques de proprioception lombaire et d'équilibre, des réponses préparatoires et réflexes des muscles du tronc et de mesures ultrasonographiques et électromyographiques (EMG) de coordination musculaire. Différentes revues de la littérature font ressortir que les sujets lombalgiques chroniques ont parfois des déficits en ce qui a trait à ces éléments fondamentaux du contrôle de la stabilité lombaire (Ebenbichler *et coll.* 2001 ; Hodges et Moseley 2003 ; Panjabi 2003). La présente recherche s'est concentrée sur trois paramètres du sous-système de contrôle de la stabilité lombaire : **la proprioception lombaire, les réponses réflexes des**

**muscles du dos et le contrôle lombaire de l'équilibre en position assise instable.** Les protocoles de mesure associés à chacun de ces déterminants de la stabilité lombaire sont décrits dans la section suivante.

## **1.4 Développement de mesures portant sur l'évaluation du sous-système de contrôle de la stabilité lombaire**

### **1.4.1 Proprioception (sens de la position)**

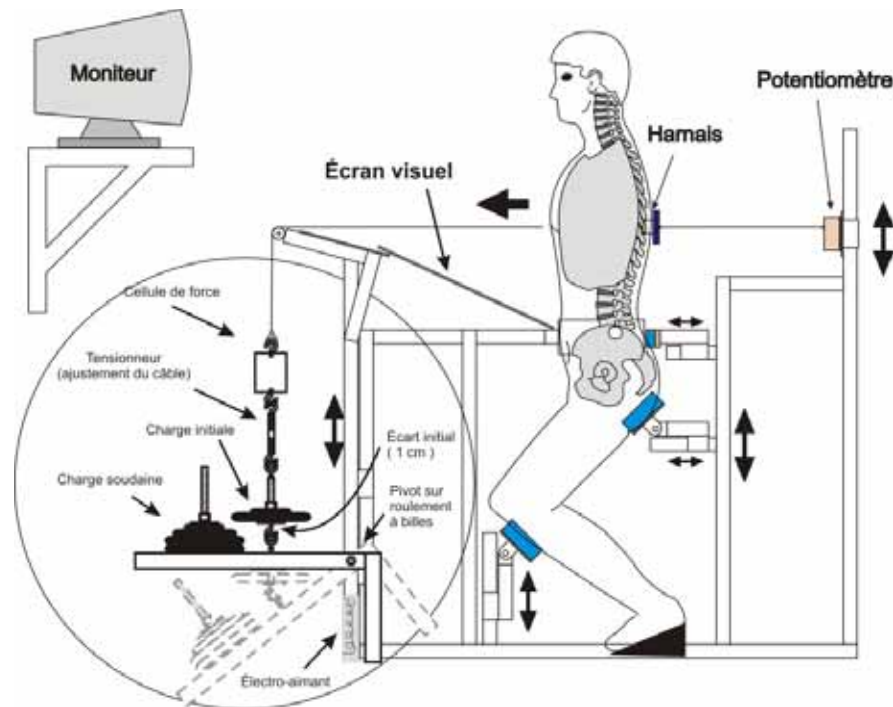
La proprioception est la perception, sans l'apport de la vision ou du touché, de la position et du mouvement des segments du corps en relation les uns avec les autres. Elle dépend de l'information apportée par les mécanorécepteurs dans les muscles et tendons, les articulations (ligaments et autres tissus passifs) et la peau. Cette information porte sur le mouvement et la position des articulations, de même que sur la vitesse et la force des contractions musculaires. Différentes composantes de la proprioception peuvent faire l'objet d'une mesure : (1) sens de la position articulaire (2) sens du mouvement et (3) sens de la vitesse. Or, pour des raisons de simplicité de la mesure, le sens de la position est le plus souvent évalué, et ceci, pour des mouvements faits dans le plan sagittal (mouvements de la colonne permettant un changement de la lordose lombaire). Des accéléromètres combinés avec ou sans une rétroaction visuelle sur écran d'ordinateur sont suffisants pour permettre cette évaluation. La mesure du sens du mouvement est plus rarement utilisée. Elle requiert un montage où le mouvement lombaire est généré à très basse vitesse par un moteur jusqu'à ce que le sujet détecte la présence du mouvement. La mesure du sens de la vitesse, de son côté, n'est presque jamais utilisée.

Différents protocoles de mesures du sens de la position de la région lombaire ont été proposés et ont fait l'objet d'une étude de fidélité test-retest (Maffey-Ward *et coll.* 1996 ; Swinkels et Dolan 1998 ; Gill et Callaghan 1998 ; Brumagne *et coll.* 1999a ; Brumagne *et coll.* 1999b ; Lam *et coll.* 1999 ; Koumantakis *et coll.* 2002 ; Asell *et coll.* 2006 ; Stevens *et coll.* 2006). Cependant, seule cinq d'entre-elles éliminent l'influence des afférences vestibulaires (variable confondante) en évitant les mouvements du tronc, c'est-à-dire en utilisant seulement les mouvements pelviens (anté et rétroversion) pour changer la lordose lombaire (Brumagne *et coll.* 1999a ; Brumagne *et coll.* 1999b ; Asell *et coll.* 2006 ; Stevens *et coll.* 2006 ; Maffey-Ward *et coll.* 1996). Parmi ces études, nous retenons le protocole d'Asell *et coll.* (2006) car la position cible n'est pas en position neutre, contrairement à deux autres études (Stevens *et coll.* 2006 ; Maffey-Ward *et coll.* 1996), mais plutôt dans une position relative (ex. : 1/3 de la flexion totale) déterminée en fonction de l'étendue totale du mouvement pelvien des sujets, contrairement à d'autres études où cette position cible est déterminée arbitrairement par le sujet (Brumagne *et coll.* 1999a ; Brumagne *et coll.* 1999b). Ce choix est justifié par le fait qu'une position cible en posture neutre est trop naturelle et peut ne pas faire intervenir la proprioception, mais plutôt un point d'équilibre mécanique et que la proprioception dépend de l'étendue de mouvement (Djupsjobacka et Domkin 2005). Or, l'étude de fidélité d'Asell *et coll.* (2006) ne comportait que des mesures réalisées dans la même session de mesure (15 min d'écart), ce qui exclut les variations dues au repositionnement des senseurs et à toute autre source de variation (Ex. : apprentissage) dépendante de la session de mesure. **Il y a donc un besoin de reconduire une étude de fidélité avec le protocole modifié et pour des mesures répétées à l'intérieur d'une session et sur deux sessions (jours) différentes.**

### 1.4.2 Réponses réflexes

Bien qu'un protocole permettant de mesurer les réponses réflexes des muscles dorsaux lombaires à l'aide de l'EMG de surface a été implanté et évalué dans nos laboratoires (Lariviere *et coll.* 2010b ; Santos *et coll.* 2008), il présente certains inconvénients (**Figure 2**). Il s'avère long (30 à 40 minutes) pour réaliser une vingtaine d'essais et cette approche mène à des mesures de latence et d'amplitude réflexes plus ou moins fidèles (Santos *et coll.* 2011). Le fait que les muscles dorsaux agissent en synergie pour assurer une réponse réflexe globale suffisante pour contrer l'effet des perturbations permet aux différents muscles de se partager la tâche un peu différemment d'une perturbation à l'autre, ce qui rend les mesures EMG vulnérables en termes de reproductibilité. Or, une approche complètement différente permettrait de répondre à ces différentes limites (Moorhouse et Granata 2007), tel qu'illustré à la **Figure 8** dans la section méthodologie. De plus, cette approche permet d'obtenir des informations additionnelles de nature mécanique (rigidité articulaire), comme détaillée dans la section méthodologie.

L'approche proposée est basée sur les travaux du groupe de recherche de Robert E. Kearney (U. McGill) qui ont développé et appliqué cette méthode pour plusieurs muscles et populations de patients depuis les années 80 (Kearney *et coll.* 1997 ; Mirbagheri *et coll.* 2000 ; Mirbagheri *et coll.* 2001 ; Kearney et Hunter 1983 ; Kearney et Hunter 1988). L'idée générale est de recueillir les signaux de force et de mouvement du tronc lors de perturbations du tronc aléatoires et répétées ( $n = 50-100$ ) dans un temps relativement court (30-60 s) et d'utiliser un modèle mathématique basé sur les méthodes d'identification de systèmes (détails dans la section Méthodologie) de manière à départager les contributions intrinsèques et réflexives responsables de la rigidité lombaire (Moorhouse et Granata 2007). En d'autres mots, aucune mesure EMG n'est nécessaire. Les perturbations avant-arrière, d'une très petite amplitude (2 mm vers l'avant ou vers l'arrière), sont appliquées de façon pseudo-aléatoire par un système servo-moteur/actionneur dirigé par ordinateur. Afin de mettre sous tension les muscles dorsaux tout au long des perturbations, une légère force en extension doit être générée par le sujet à l'aide d'une rétroaction visuelle des efforts. Ceci permet donc de recueillir une somme d'information importante de manière à obtenir des mesures fidèles (à évaluer) dans un temps beaucoup plus restreint. Ce protocole comporte d'autres avantages, soit (1) de parfaitement contrôler la cinématique de la perturbation, (2) d'étudier les effets mécaniques associés à la rigidité de la région lombaire à l'aide d'un modèle permettant de séparer les contributions intrinsèques et réflexives responsables de la rigidité du tronc et (3) de mesurer la réponse nette de tous les muscles dorsaux, ce qui a aussi le potentiel de mener à des mesures plus fidèles. Cependant, **la fidélité des mesures tirées d'un protocole de ce type n'a jamais été évaluée, ce qui est l'objet de la présente étude.**



**Figure 2 : Montage expérimental pour l'évaluation des réponses réflexes des muscles du dos, tel qu'utilisé jusqu'à maintenant dans nos travaux.**

### 1.4.3 Équilibre en position assise instable

La tâche consiste à garder l'équilibre en position assise sur une chaise instable, tel qu'illustré à la **Figure 8** dans la section méthodologie. Cette tâche fait participer les différents systèmes responsables du contrôle moteur, soit la proprioception ainsi que les mécanismes en mode « feedforward » (réponses anticipatoires) et « feed-back » (réponses réflexes). Il s'agit donc d'une évaluation qui est un peu plus de nature « fonctionnelle », mais spécifique à la région lombaire. La toute première version de ce protocole (Cholewicki *et coll.* 2000) faisait que l'équilibre était influencé par les différences anthropométriques des sujets (taille, masse), ce qui rendait impossible une comparaison équitable entre différents sujets. Une version améliorée (Slota *et coll.* 2008) de ce protocole a été utilisée. Slota *et coll.* (2008) proposent une procédure de calibrage pour ajuster le montage expérimental de façon à permettre une comparaison entre sujets exempte de l'influence de ces variables confondantes. **Cependant, aucune étude n'a vérifié que c'était effectivement le cas, ce qui est fait dans la présente recherche.**

Une étude de fidélité a été menée à l'aide de ce protocole de mesure amélioré (Lee et Granata 2008). Celle-ci a permis de recommander l'utilisation de 8 essais de 60 s pour obtenir des mesures fidèles. Cependant, cette étude ne comportait pas de sujets lombalgiques et la tâche était exécutée les yeux ouverts. Or, il apparaît nécessaire d'évaluer l'équilibre avec les yeux fermés afin de mettre en évidence les effets sur l'équilibre de déficiences lombaires telles que des réponses réflexes tardives ou une mauvaise proprioception. En effet, l'apport des afférences visuelles pourrait compenser pour ces déficiences. D'ailleurs, une association a été établie entre des réponses réflexes tardives et les performances d'équilibre sur une chaise instable, et ceci dans la condition avec yeux fermés et non dans la condition avec yeux ouverts (Radebold *et coll.*

2001). Un autre résultat intéressant de cette étude est le fait que les différences entre sujets sains et lombalgiques sont plus évidentes lorsque la tâche est plus difficile (chaise plus instable). Il devient donc nécessaire de déterminer une tâche suffisamment difficile pour faire apparaître les déficiences lombaires, mais pas trop difficile pour s'assurer de mesurer l'équilibre sur une période de temps suffisante pour permettre des mesures fidèles (Doyle *et coll.* 2007). **L'étude de fidélité de Lee et Granata (2008) demande donc à être répétée avec les yeux fermés et autant chez des sujets sains que chez des sujets lombalgiques. Cette étude permettra d'évaluer s'il y a présence d'apprentissage entre les essais et de déterminer le nombre d'essais nécessaires pour obtenir des mesures fidèles.** L'apprentissage a déjà été documenté dans quelques études avec ce type de tâche et où aucun essai de pratique n'était alloué (Van Daele *et coll.* 2007). Cet apprentissage devrait être minimisée si des essais de pratique sont alloués avant le début des mesures, comme le démontre Slota et coll. (2008).

Lee et Granata (2008) rapportent aussi que les mesures d'équilibre obtenues avec l'analyse du mouvement de la chaise donnent la même information que des mesures obtenues avec une plate-forme de force positionnée sous la chaise. Cependant, aucun résultat quantitatif n'est rapporté. De plus, il n'est pas impossible que leur senseur de mouvement (senseur inertiel), qui est sensible aux champs magnétiques, ait été influencé par les champs magnétiques produits par la plate-forme de force qui était à proximité. **Une étude de validation en deux étapes est donc nécessaire pour établir clairement la relation entre ces mesures (plate-forme vs cinématique de la chaise), ce qui a aussi été réalisé dans la présente recherche.** L'avantage de l'utilisation d'un senseur de mouvement est sa simplicité d'utilisation et son faible coût relativement à une lourde et coûteuse plate-forme de force. De plus, d'autres senseurs de mouvement peuvent être positionnés directement sur le sujet (bassin, colonne vertébrale) afin de documenter les mouvements lombaires et ceci sans que ces mesures soient influencées par le champ magnétique généré par une plate-forme de force. Il est possible que la cinématique lombaire apporte une information plus riche et des mesures plus fidèles, pourvu que ces mesures soient aussi valides. **Il est donc aussi important de vérifier la validité de ces mesures simples de la cinématique lombaire (avec senseurs inertiels) en les comparant avec des mesures obtenues avec un système plus sophistiqué et très précis (système opto-électronique).** Cette validation est nécessaire, car bien que les matériaux qui constituent la chaise (bois, aluminium, ressorts en acier inoxydable) ne produisent pas ou très peu de champs magnétiques, établir clairement que les senseurs inertiels donnent des mesures acceptables est plus prudent. De plus, des mesures du mouvement de la colonne vertébrale lombaire seront prises afin de vérifier si les mesures du mouvement de la chaise représentent une bonne approximation de ce qui se produit au niveau lombaire.

## 1.5 Objectifs de recherche

L'**objectif principal** de cette activité de recherche est d'implanter et de tester des outils d'évaluation des déterminants de la stabilité lombaire, soit la proprioception, les réponses réflexes et l'équilibre en position assise instable.

### Objectifs spécifiques

Évaluation des propriétés métriques de base des mesures :

- Fidélité test-retest (proprioception, réflexes, équilibre) chez des sujets sains et lombalgiques et évaluation des stratégies de mesure permettant d'obtenir des mesures fidèles;
- Validité de critère du test de contrôle postural (équilibre en position assise);
- S'assurer de l'absence de relation entre les mesures obtenues et les caractéristiques anthropométriques des sujets, notamment pour le test de contrôle postural.



## 2. MÉTHODOLOGIE

### 2.1 Sujets

Dix-neuf sujets sains (9 hommes et 10 femmes) et 17 sujets lombalgiques chroniques (9 hommes et 8 femmes) âgés entre 18 et 65 ans ont été recrutés sur une base volontaire dans la population. Le recrutement s'est effectué de bouche à oreille et à l'aide d'annonces placées dans les journaux. Les hommes et les femmes ont été recrutés dans les différentes strates d'âge (18-30, 31-40, 41-50, 51-65 ans). Cette grande étendue d'âge a été retenue afin de correspondre à la population de travailleurs (validité écologique) et pour ne pas exclure artificiellement le possible effet de l'âge sur les variables mesurées.

Les critères d'inclusion généraux ont été : (1) être âgé entre 18 et 65 ans; (2) maîtrise de la langue française. Les critères d'inclusion additionnels propres aux sujets lombalgiques ont été : (1) présence de douleur lombaire ou lombo-sacrée avec ou sans douleur radiculaire (limitée aux genoux); (2) présence de douleur chronique définie comme une douleur quotidienne ou quasi quotidienne depuis plus de 3 mois. Les critères d'exclusion généraux ont été : (1) chirurgie au niveau de l'appareil musculo-squelettique du tronc; (2) scoliose ou malformation congénitale de la colonne vertébrale (spondylolyse, fusions intervertébrales, 4 vertèbres lombaires) qui serait connue du sujet (aucun examen clinique n'a été fait); (3) maladie systémique ou dégénérative (diabète, asthme, arthrite, rhumatisme, sida, cancer, sclérose en plaque ou autre); (4) un indice de masse corporelle (IMC) supérieur à 31,5 kg<sup>2</sup>/m (femmes) ou 33 kg<sup>2</sup>/m (hommes); (5) une réponse positive au Questionnaire d'Aptitude à l'Activité Physique (QAAP) de manière à éliminer les personnes susceptibles de présenter des troubles cardiaques; (6) antécédents d'atteintes neurologiques autre que celles découlant des maux de dos (troubles d'équilibre, histoire d'AVC); (7) traitement avec médication anxiolytique, anticonvulsive, ou antidépressive (sont acceptés les antispasmodiques, anti-inflammatoires et analgésiques) ou autre médication qui peut influencer l'excitabilité neuronale; (8) être enceinte; et (9) être claustrophobe. Les critères d'exclusion additionnels propres aux sujets sains ont été la présence d'un mal de dos dans la dernière année ou d'un mal de dos d'une durée de plus d'une semaine dans les années précédentes.

Les collectes de données ont été réalisées au laboratoire de biomécanique de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail (IRSST). Le protocole de recherche et le formulaire de consentement ont été évalués et acceptés par le comité d'éthique de la recherche en santé chez l'humain du Centre Hospitalier de l'Université de Sherbrooke (CHUS).

**Tableau 1 : Statistiques descriptives [moyenne (écart-type)] et comparatives portant sur les caractéristiques démographiques, anthropométriques et cliniques des sujets en fonction du statut (sain, lombalgique) et du sexe**

Variables	Sujets sains		Sujets lombalgiques		Valeur P *	
	Hommes (n = 9)	Femmes (n = 10)	Hommes (n = 9)	Femmes (n = 8)	Statut	Sexe
Âge (années)	39 (15)	39 (14)	37 (12)	39 (14)	0,560	0,936
Taille (m)	1,76 (0,05)	1,64 (0,04)	1,76 (0,05)	1,62 (0,10)	0,613	<b>0,000</b>
Masse (kg)	78,0 (9,4)	57,8 (5,9)	79,4 (7,9)	59,4 (7,5)	0,508	<b>0,000</b>
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	25,1 (2,2)	21,3 (1,8)	25,6 (2,2)	22,6 (2,0)	0,167	<b>0,000</b>
% graisse	19,6 (8,2)	29,5 (4,9)	21,4 (6,1)	30,2 (3,6)	0,459	<b>0,000</b>
VAS douleur (cm)	/	/	2,8 (1,9)	2,0 (1,9)	/	0,216
RDQ (%)	/	/	16,7 (12,1)	18,7 (15,4)	/	0,684
TSK (score/68)	/	/	40,0 (6,1)	42,0 (8,5)	/	0,742
PCS (score/52)	/	/	17,3 (7,2)	17,0 (13,4)	/	0,502

IMC : Indice de masse corporelle; % graisse : estimé à partir des plis cutanés (biceps, triceps, supra-iliaque, sous-scapulaire) (Durnin et Womersley 1974); VAS : échelle visuelle analogue (Visual Analog Scale) sur l'intensité de la douleur; RDQ : Questionnaire Roland-Morris sur la perception des incapacités (Roland-Morris Disability Questionnaire); TSK : échelle de kinésiophobie de Tampa (Tampa Scale for Kinesiophobia); PCS : dramatisation de la douleur (Pain Catastrophizing Scale). \*Les différences significatives (valeurs *P*) sont identifiées en caractères gras. Les interactions Statut × Sexe étaient toutes non significatives.

## 2.2 Procédures expérimentales

Les sujets ont participé à deux sessions de mesures séparées de deux semaines afin de permettre une évaluation de la fidélité test-retest des différentes mesures, à l'exception de quatre sujets, qui ont participé à une seule séance (2 femmes et un homme en santé ainsi qu'un homme avec lombalgie). Toutes les évaluations ont été réalisées le matin. Afin de réduire au maximum le temps de préparation des sujets (pose et retrait des différents senseurs), la séquence des tests était toujours la même (1. Proprioception; 2. Équilibre; 3. Réflexes). Cela permet aussi de mieux contrôler la possible influence de l'accumulation de fatigue ou de douleur au cours du protocole entre les deux sessions. Voici la procédure suivie lors de la première session de mesure. Chacun de ces éléments est détaillé par la suite dans la section « 2.3 Techniques de mesures ».

1. Lecture et signature du formulaire de consentement et questionnaires auto-administrés (30 min.);
2. Mesures anthropométriques, repérage des sites d'électrodes/senseurs et pose de trois senseurs de mouvement (senseurs inertiels du système X-Sens) (30 min.);
3. Tests de proprioception lombaire. Ce test a été fait en premier, car il y avait pose d'électrodes EMG par la suite, ce qui aurait donné des informations proprioceptives additionnelles (cutanées) ne correspondant pas à la proprioception lombaire (20 min.);

4. Pose des diodes électroluminescentes (DEL) du système opto-électronique (30 min.);
5. Test de contrôle postural sur chaise instable (40 min.);
6. Retrait des senseurs inertiels (5 min.);
7. Pose des électrodes EMG et calibrage sous-maximal des signaux EMG (20 min.);
8. Tests de réflexe des muscles du tronc (15 min.).

La procédure suivie à la session 2 est la même à l'exception qu'aucune DEL n'a été disposée sur la peau des sujets (étape 4) et que les essais avec la plate-forme dynamométrique ont été éliminés lors du test de contrôle postural (étape 5). En d'autres mots, il n'était pas nécessaire de répéter à la session 2 les mesures servant à valider les senseurs inertiels.

## 2.3 Techniques de mesure

### 2.3.1 Questionnaires

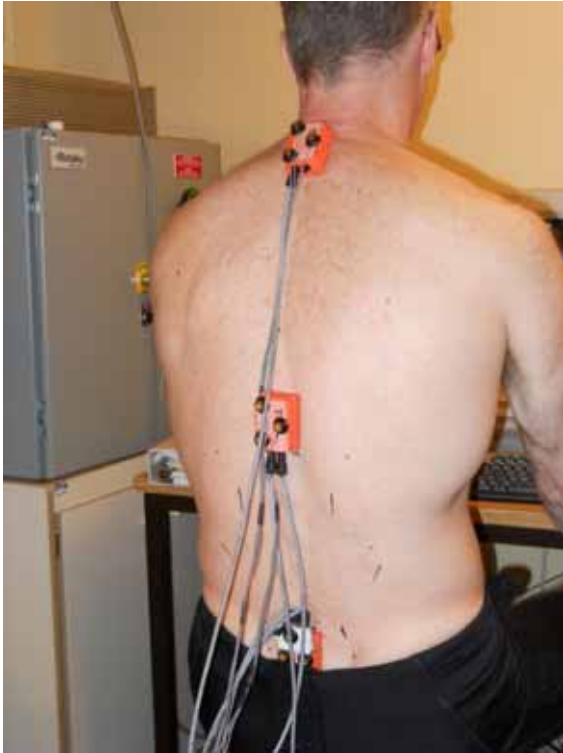
- Vérification des questionnaires remplis à la maison (envoi par courriel, lorsque possible) :
  - Pour les sujets lombalgiques : la peur du mouvement a été évaluée avec l'échelle de kinésiophobie de Tampa [TSK – Tampa Scale for Kinesiophobia; (French *et coll.* 2002)], alors que la dramatisation de la douleur a été estimée avec l'échelle du même nom [PCS – Pain Catastrophizing Scale; (Sullivan *et coll.* 1995)].
- Questionnaires à remplir au laboratoire :
  - Pour tous les sujets : Questionnaire d'Aptitude à l'Activité Physique (QAAP); Niveau d'activité physique durant les trois derniers mois (Baecke *et coll.* 1982)
  - Pour les sujets lombalgiques : L'intensité de la douleur actuelle (jour même) a été mesurée avec une échelle visuelle analogue (VAS) de 10 cm alors que la perception d'incapacité due au mal de dos a été évaluée avec le questionnaire Roland-Morris [RDQ – Roland Disability Scale; (Roland et Morris 1983)].

### 2.3.2 Cinématique

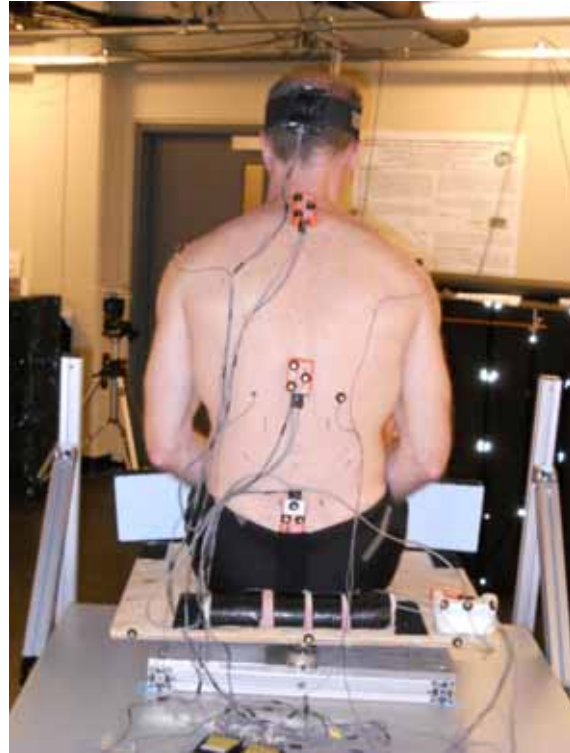
Système X-Sens : La cinématique angulaire de la chaise (test de contrôle postural) et des segments du tronc (tests de proprioception et test de contrôle postural) a été mesurée avec un système simple d'utilisation et comprenant trois (test de proprioception) ou quatre (test de contrôle postural) senseurs inertiels 3D (X-Sens Motion Technologies, Enschede, The Netherlands), à une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Chacun de ces senseurs comporte neuf capteurs (3 accéléromètres, 3 gyroscopes et 3 magnétomètres positionnés de façon orthogonale) et un système gère de façon optimale les signaux complémentaires et redondants afin de calculer les angles 3D. Trois de ces senseurs ont été positionnés sur le tronc, soit sur le bassin (sacrum), à T11-T12 ainsi qu'à C7-T1 (**Figure 3**). Un autre a été positionné sur la chaise instable.

Système optoélectronique : Le système Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario) a servi de référence pour valider les mesures cinématiques obtenues avec les senseurs inertiels lors du test de contrôle postural sur chaise instable. Ce système est composé de diodes électroluminescentes (DEL) infrarouges qui ont été fixées sur la chaise et sur les senseurs

inertiels positionnés sur le tronc (**Figure 4**). Des tests préliminaires ont révélé que l'activation de ces DELs n'affectait pas les mesures des senseurs inertiels. D'autres DELs ont été positionnées directement sur la peau pour d'autres fins qui ne sont pas expliquées dans ce rapport. La position de ces DELs a été captée par trois colonnes Optotrak, chacune composée de trois caméras, à une fréquence d'échantillonnage de 50 Hz.



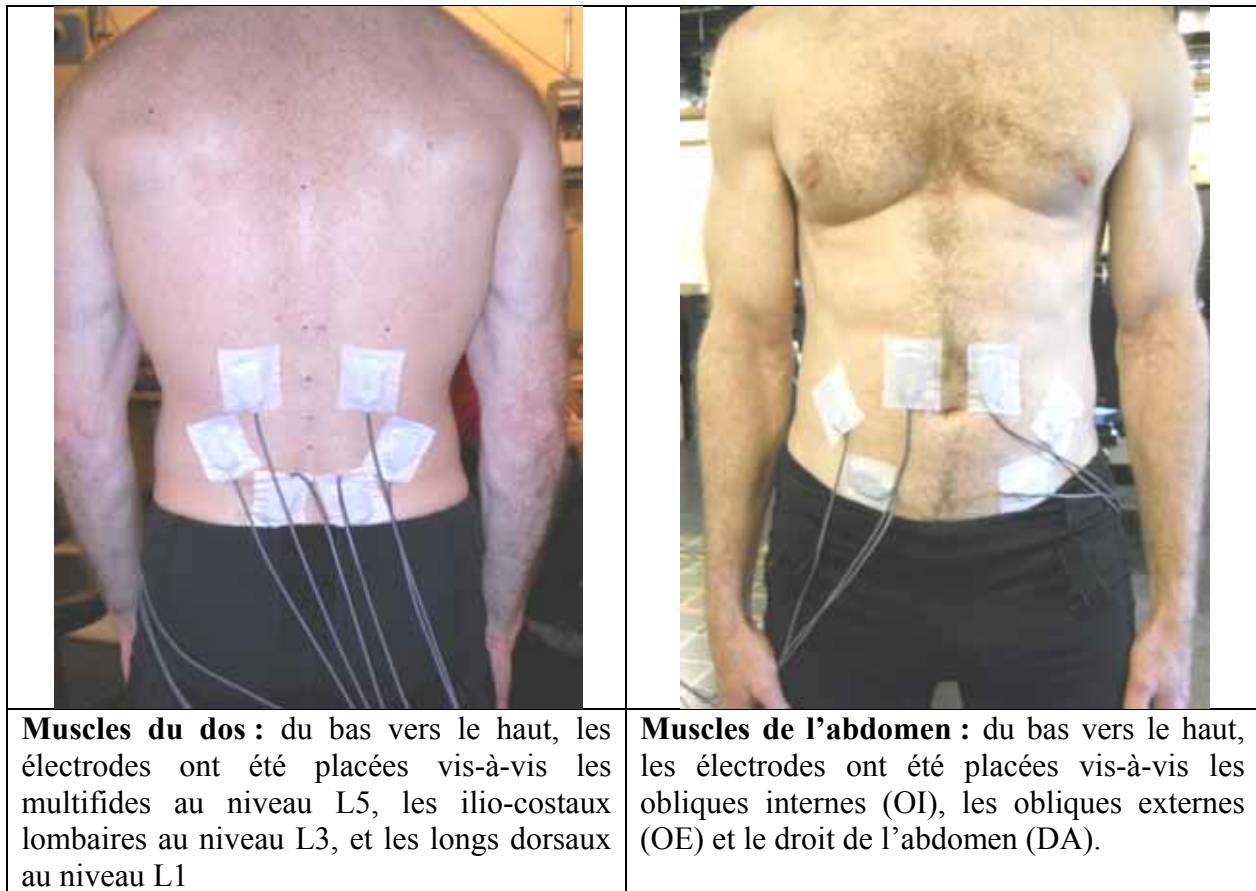
**Figure 3 : Positionnement des senseurs inertiels sur le tronc. Des diodes électroluminescentes (DEL) infrarouges ont été aussi positionnées sur chaque senseur inertiels aux fins de validation à l'aide d'un système optoélectronique.**



**Figure 4 : Positionnement des diodes électroluminescentes (DEL) du système Optotrak. En plus des DELs sur les senseurs inertiels, quatre autres ont été collées sur un carré rigide fixé à un bandeau (tête), quatre autres directement sur la peau et six sur la chaise instable.**

### **2.3.3 Électromyographie de surface et contractions de référence**

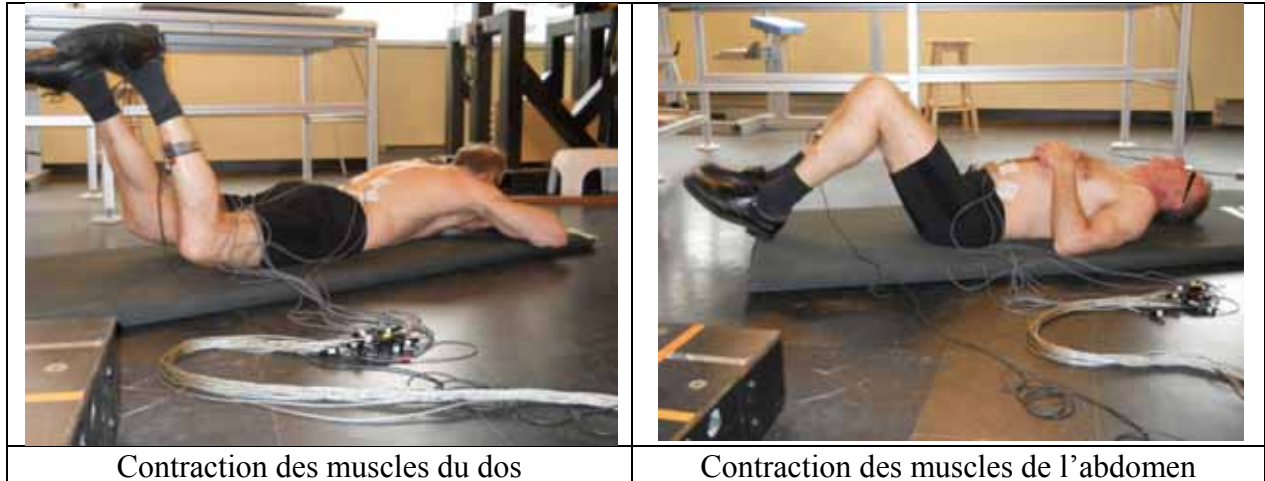
Douze paires d'électrodes de surface (électrodes actives avec gain de 1 K et bande passante de 20-450 Hz; modèle DE-2.3, DelSys Inc., Wellesley, M) ont recueilli les signaux EMG (1000 Hz) des muscles dorsaux ( $n = 6$ ) et abdominaux ( $n = 6$ ), tel qu'illustré à la **Figure 5**. Les électrodes ont été positionnées bilatéralement vis-à-vis le multifide au niveau L5, l'ilio-costal lombaire au niveau L3, et le long dorsal à L1 (Lariviere *et coll.* 2001), de même que sur le droit de l'abdomen (DA), les obliques externes (OE) et les obliques internes (OI) (McGill 1991).



**Figure 5 : Positionnement des électrodes de surface.**

De manière à normaliser les variables EMG d'activation musculaire, des contractions de référence sous-maximales (**Figure 6**) ont été réalisées selon des procédures qui mènent à des résultats reproductibles pour l'activation des muscles abdominaux (Dankaerts *et coll.* 2004 ; O'Sullivan *et coll.* 1998) et des muscles dorsaux (Dankaerts *et coll.* 2004). Les contractions maximales n'ont pas été considérées, car certains sujets lombalgiques évitent de réaliser ces efforts en raison de peur de la douleur (Hirsch *et coll.* 1991 ; Thomas *et coll.* 2008), ce qui invalide cette procédure. Ces contractions sont réalisées avec le sujet couché sur le ventre, pour les muscles dorsaux, et couché sur le dos, pour les muscles abdominaux, et requièrent de soulever leurs membres inférieurs (avec les genoux fléchis à 90°) de quelques centimètres au-dessus du sol. Trois contractions de 5 s, séparées de 30 s, sont réalisées pour chaque groupe musculaire (muscles abdominaux et dorsaux). Pour chaque muscle, la moyenne des valeurs ( $n = 3$  essais) d'amplitude du signal EMG a été utilisée pour normaliser l'amplitude des réponses réflexes mesurées avec l'EMG, tel que détaillé pour loin.





**Figure 6 : Contractions de référence.**

### ***2.3.4 Montage expérimental et procédures pour l'évaluation de la proprioception lombaire***

Le protocole d'Asell et coll. (2006) a été adapté afin que la position lombaire cible à reproduire soit guidée par une rétroaction visuelle sur écran d'ordinateur (angles des senseurs inertiels) au lieu d'être guidée manuellement par l'expérimentateur.

Étapes du protocole (**Figure 7**) :

- a) Mise à zéro des senseurs en position assise avec le tronc droit (2 prises de mesure);
- b) Détermination de l'étendue de mouvement lombaire maximal en position assise (2 prises de mesure) afin de déterminer les postures de référence (antéversion et rétroversion maximale du bassin) et permettre de calculer la position cible (2/3 de cette amplitude à partir de la rétroversion maximale);
- c) Familiarisation du sujet afin de différencier les postures lombaires (antéversion et rétroversion maximale du bassin - senseurs sacrum et T12) de la posture du tronc (senseur à C7);
- d) Adoption de la position lombaire cible à l'aide de la rétroaction visuelle assistée par ordinateur, tout en conservant le tronc droit (rétroaction sonore du senseur à C7);
- e) Fermeture des yeux et mémorisation de la position 2-3 sec;
- f) Tout en conservant les yeux fermés, adoption d'une rétroversion du bassin presque maximale (environ 90 %), tel que confirmé par une rétroaction sonore et reproduction de la position cible qui doit être maintenue pendant 2-3 sec;
- g) Les trois dernières étapes (d-e-f) sont réalisées cinq fois (5 essais espacés de 10-15 secs) de manière à familiariser le sujet et répétées 5 autres fois par la suite (essais enregistrés).



**Figure 7 : Montage expérimental pour le test de proprioception. Des planches ont été placées sous les pieds afin de positionner les genoux à 90°. Lors de l'évaluation, les bras étaient placés de chaque côté du corps.**

### ***2.3.5 Montage expérimental et procédures pour le test de contrôle postural du tronc en position assise sur chaise instable***

Le montage est une reproduction très fidèle de Lee et Granata (2008). Il est entièrement fait de matériaux (même les vis, boulons, etc.) qui ne produisent pas ou très peu de champs magnétiques (bois, aluminium, acier inoxydable) afin de ne pas interférer avec les senseurs inertiels qui y sont sensibles. La base est constituée d'un pivot en son centre (boule libre de rouler dans son socle) et de quatre ressorts (longueur : 4,5 cm; constante de rigidité : 8467,1 N/m<sup>2</sup>) qui peuvent être disposés et fixés à une distance variant entre 6,0 et 21 cm à partir du centre, ce qui permet de faire varier le niveau de stabilité du système (**Figure 8A**). La chaise comporte un appui-pieds ajustable en hauteur et muni de sangles pour fixer les pieds, lequel est contrebalancé par un sac de plomb (matériel exempt de champ magnétique) collé sur la partie postérieure de la chaise de manière à ce que le système s'appuie également sur tous les ressorts (en équilibre par rapport au pivot) avant que le sujet soit assis dessus. Sous le siège, des rails sont fixés afin de contenir les ressorts et ainsi éviter que la chaise pivote autour de son axe vertical (**Figure 8A**). En d'autres mots, le système ne permet que des inclinaisons avant arrière et latérales. Finalement, un senseur inertiel est collé sur la chaise afin de mesurer la cinématique angulaire selon les deux axes de mouvement permis par le système [axes médio-latéral (ou transverse) et antéro-postérieur (ou sagittal)].

Le protocole de Lee et Granata (2008) a été suivi à l'exception qu'un dispositif de sécurité (barre coussinée en avant du sujet; **Figure 8B**) a été utilisé pour éviter les chutes, comme fait dans d'autres études (Radebold *et coll.* 2001 ; van der Burg *et coll.* 2006) et des procédures additionnelles ont été utilisées pour éliminer le mouvement des pieds sur l'appui-pieds (courroies) et le mouvement latéral des cuisses (**Figure 8B**). Pour chaque essai, le sujet assurait d'abord son équilibre en saisissant la barre coussinée avant puis, au signal de l'expérimentateur, il relâchait celle-ci pour croiser les bras devant le tronc afin d'éliminer la contribution possible

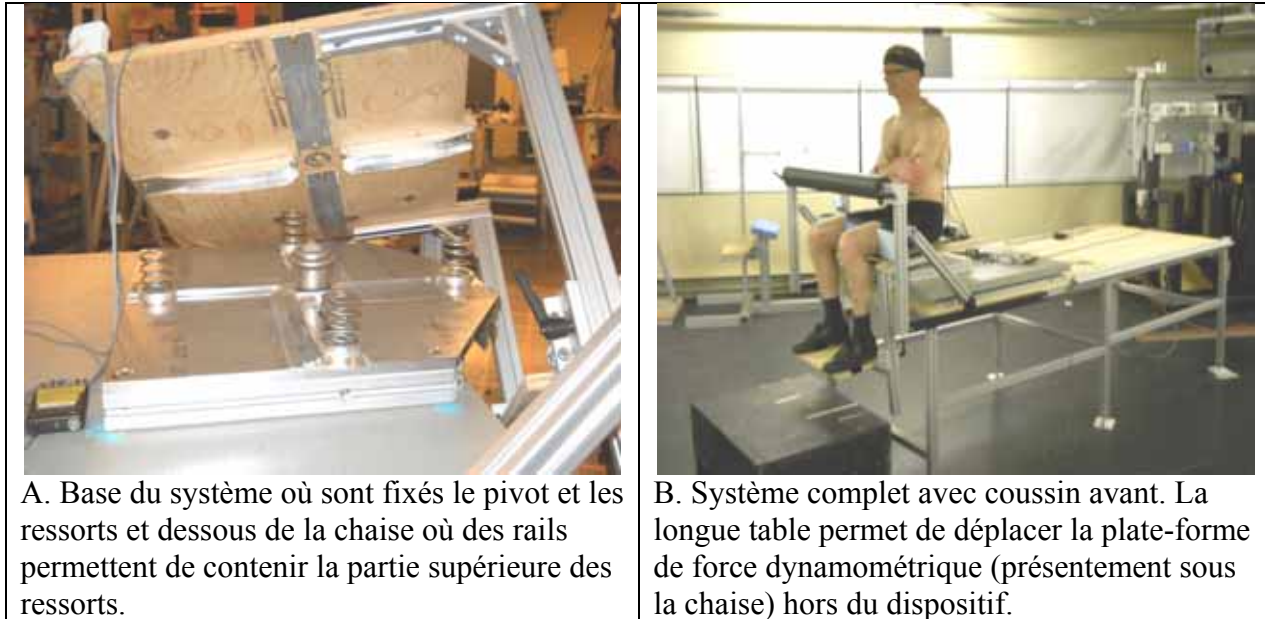
des membres supérieurs pour assurer l'équilibre. L'acquisition des données débutait 3 à 5 secondes après afin de recueillir des données exemptes du déséquilibre initial causé par le mouvement des bras. Les différentes étapes du protocole permettent la familiarisation du sujet ainsi que la prise de mesure pour la validation des senseurs inertiels (avec et sans plate-forme dynamométrique) et l'étude de fidélité, ceci avec un minimum d'essais. En effet, les essais prévus pour la validation ont servi à familiariser le sujet à la tâche, car le fait que le sujet soit en période d'apprentissage importe peu pour cette validation.

Les procédures d'évaluation ont suivi cette séquence :

- a) Positionnement de la chaise sur la plate-forme dynamométrique et positionnement des ressorts aux extrémités de leur course (21 cm) afin de rendre le système stable;
- b) Calibrage de la position des ressorts pour tenir compte du gabarit des sujets. Il s'agit d'une adaptation de la procédure de Lee et Granata (2008). En bref, cette étape permet de déterminer la position des ressorts (distance par rapport au pivot ou rayon  $R_{\text{ressort}}$ ) correspondant à une rigidité attribuable à une stabilité robuste du système [100 % (G dans Lee et Granata (2008)]. Premièrement, la position neutre était enregistrée pendant 10 s. Ensuite, à partir de la position neutre, le sujet devait initier un petit mouvement du tronc vers l'avant de manière à incliner graduellement tout le système jusqu'à ce que la chaise s'arrête, c'est-à-dire lorsque le ressort avant atteint sa compression complète. Cela a été fait à trois reprises. Ces essais ont été faits avec la plate-forme dynamométrique, mais seulement lors de la première séance;
- c) Positionnement des ressorts à 60 % de la distance correspondant à 100 %  $\nabla G$  (condition 60 % $\nabla G$ ). Cela détermine le niveau de difficulté relatif de la tâche;
- d) Période de familiarisation correspondant à 2 essais de 30 s (yeux ouverts et puis yeux fermés);
- e) Essai de 60 s les yeux fermés (avec la plate-forme de force);
- f) La plate-forme dynamométrique est retirée de sous la chaise instable;
- g) Essai de 60 s les yeux fermés (sans la plate-forme de force);
- h) Les DELs du système optoélectronique apposées sur la peau sont retirées;
- i) Trois essais de 60 s les yeux fermés (sans la plate-forme de force et sans DELs), avec repos de 2 minutes entre chaque essai;
- j) Deux essais supplémentaires avec les ressorts à 70 % de  $R_{\text{ressort}}$  (condition 70 % $\nabla G$ ).

Afin de déterminer la distance  $R_{\text{ressort}}$  (100 % (G) à utiliser pour les essais à 60 %  $\nabla G$  et 70 % (G), la moyenne des trois estimations obtenues (trois essais lors de l'étape b) a été faite, à la condition que ces trois estimations ne soient pas à plus d'un centimètre l'une de l'autre. Si une des valeurs n'a pas répondu à ce critère, les deux autres étaient utilisées pour faire la moyenne et dans le cas plus rare où toutes les valeurs ont été à plus d'un centimètre l'une de l'autre, la médiane des trois valeurs a été utilisée. Il est à noter que lors de la deuxième session de mesures, cette distance  $R_{\text{ressort}}$  obtenue à la première session de mesures a été réutilisée, comme il est fait lors du suivi d'un patient. Cependant, afin de vérifier si le calibrage est reproductible d'une session à l'autre, trois essais de calibrage ont aussi été répétés lors de la deuxième session de mesures (sans la plate-forme de force).





**Figure 8 : Montage expérimental pour le test de contrôle postural sur chaise instable. En A, on remarque un pivot au centre de la partie inférieure du montage, entouré de 4 ressorts qui peuvent être positionnés plus ou moins près du pivot. Le positionnement des ressorts permet non seulement de faire varier la difficulté de la tâche, mais aussi d'ajuster le montage afin de tenir compte de l'anthropométrie des sujets à l'aide d'une procédure de calibrage. Les comparaisons entre sujets seraient donc possibles, contrairement à d'autres montages qui ne permettent pas de tels ajustements (Cholewicki *et coll.* 2000 ; Van Daele *et coll.* 2009 ; van Dieen *et coll.* 2010a).**

### **2.3.6 Montage expérimental et procédures pour l'évaluation des réponses réflexes des muscles du dos**

Le montage utilisé pour créer les perturbations nécessaires pour générer des réponses réflexes est composé de deux structures isolées du plancher par des matériaux absorbants et aussi séparées l'une de l'autre afin d'éviter la transmission des vibrations par le bas du corps : (1) une structure où est immobilisé le sujet à l'aide de coussins positionnés sur le sacrum et les épinos iliaques antéro-supérieures et (2) une structure, vissée à une colonne de béton (avec matériaux absorbants entre les deux), sur laquelle est fixée l'actionneur, les appareils de mesure et le harnais pour le thorax (**Figure 9A**).

Le montage comprend un actionneur linéaire (THOMSON WARNER T13-B4020MS40, course maximale de 100 mm), permettant de transformer le mouvement rotatoire du moteur en mouvement linéaire, jumelé à un servo-moteur (KOLLMORGEN AKM54K-ANC2DB00), le tout dirigé par un contrôleur SERVOSTAR 600 (KOLLMORGEN S610-3001-NA). Une cellule de force (Interface, Scottsdale, Arizona, USA ; modèle SM-5000N ; capacité : 5000 N) insérée entre l'arbre de l'actionneur et le harnais mesure les forces en jeu (**Figure 9C**). Un capteur de déplacement linéaire (LVDT : Linear Variable Differential Transformer) de la compagnie Omega (modèle : LD610-50 ; course de 50 mm) permet de mesurer le déplacement horizontal du harnais (**Figure 9D**). La position de la tête a aussi été contrôlée à l'aide d'une rétroaction des

signaux d'un laser (Keyence, Osaga, Japan ; modèle LK-G157 ; étendue de mesure :  $150 \pm 40$  mm; précision :  $0,5 \mu\text{m}$ ) pointé sur un ruban adhésif réfléchissant, lequel était collé sur un bandeau ajusté autour de la tête.

Quatre dispositifs d'arrêt du moteur sont prévus : (1) butées (dispositifs mécaniques) positionnées de manière à ce que le déplacement ne dépasse pas 16 mm (**Figure 9C**), (2) senseurs magnétiques positionnés sur la course de l'actionneur (dispositifs électroniques) de manière à éviter d'atteindre les butées, (3) un bouton d'arrêt d'urgence du moteur accessible au sujet (dans sa main) et un autre sur le bureau de l'expérimentateur, (4) dispositif d'arrêt immédiat en cas de panne d'électricité. De plus, un boîtier empêchant l'accès à l'espace entre les butées a été ajouté pour éviter les écrasements.

Les paramètres du servo-moteur (amplitude : 4 mm; vitesse : 400 mm/s, accélération et décélération :  $10\,000 \text{ mm/s}^2$ , gain proportionnel : 0,8 ; gain dérivé : 15) ont été ajustés de manière à générer un changement de position de 4 mm (95 % de l'amplitude du mouvement demandé) dans un temps inférieur à 40 ms, soit avant l'occurrence de la réponse réflexe des muscles du dos (Granata *et coll.* 2004 ; Lariviere *et coll.* 2010b). En fait, à travers les 36 sujets et tous les essais, le temps de montée (temps requis pour que la réponse varie entre 5 à 95 % de sa valeur finale) moyen, calculé à travers les 100 perturbations de chaque essai, a été de  $24 \pm 3$  ms (étendue : 14 à 41 ms). La force à soutenir tout au long des perturbations est très légère et correspondait à 15 Nm et 10 Nm chez les hommes et les femmes, respectivement, en tenant compte du bras de levier séparant l'axe du moteur et l'articulation L5/S1. Cette charge équivaut environ à 5 % de la force maximale volontaire qui est estimée à 300 et 200 Nm chez des hommes et des femmes en santé, respectivement, lorsque le tronc est en position neutre (Lariviere *et coll.* 2002; Lariviere *et coll.* 2006 ; Lariviere *et coll.* 2009 ; Lariviere *et coll.* 2010a). La rétroaction de la force est fortement filtrée de manière à réduire considérablement les variations dues aux perturbations. Il est mentionné au sujet que la force en extension sera perturbée et qu'on ne leur demande que d'ajuster graduellement la force afin que le tracé demeure en moyenne au niveau demandé.

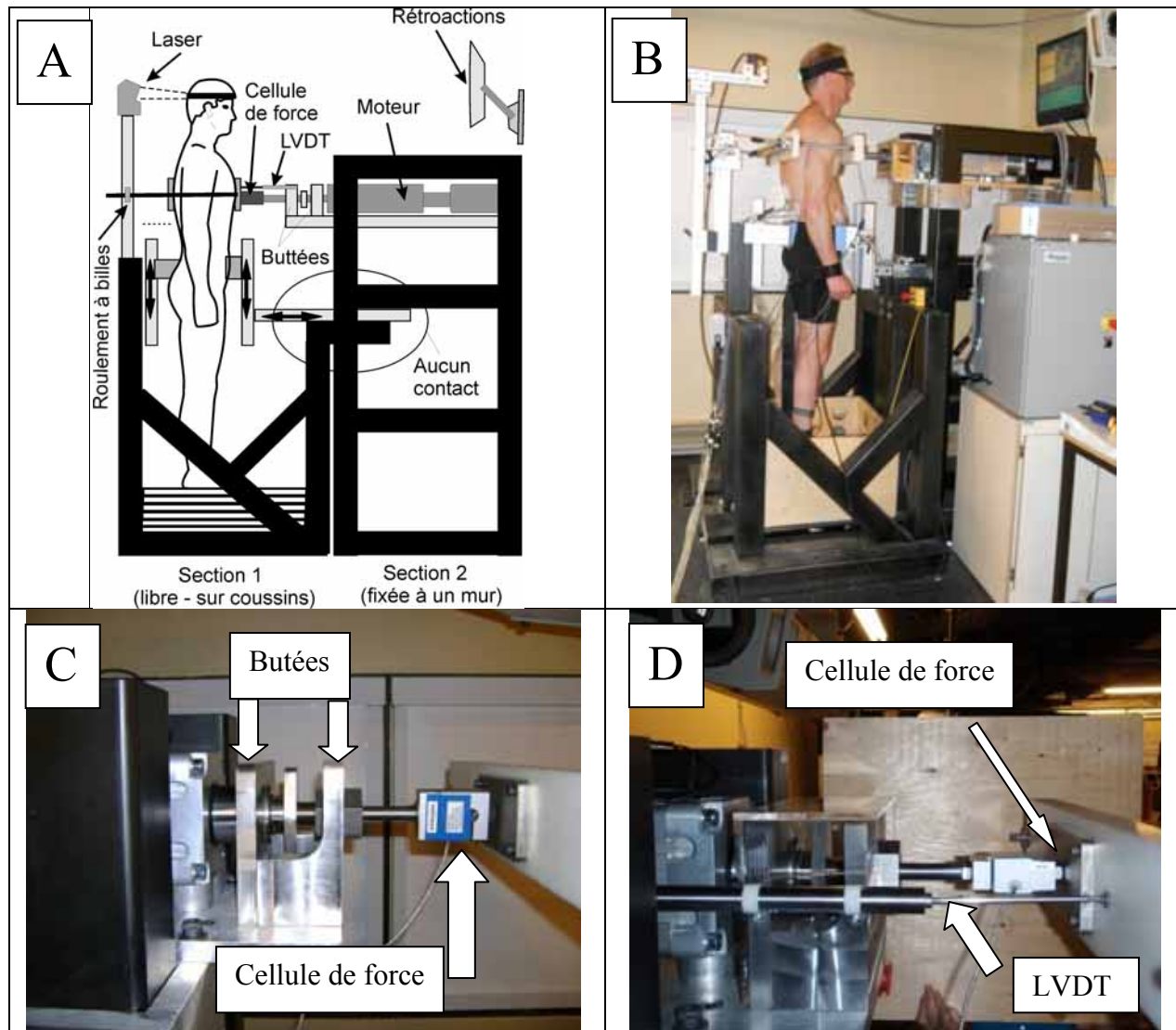
Le protocole de Moorhouse *et coll.* (2007) a été suivi presque intégralement. Il s'agit de perturbations avant-arrière d'une amplitude de  $\pm 2$  mm, qui changent rapidement de direction entre deux positions (total de 4 mm entre positions extrêmes) avec des temps de latence différents (150, 300, 450, 600, ou 750 ms) distribués aléatoirement entre les perturbations. Cette séquence aléatoire reste la même entre les sujets et les essais. Cependant, au lieu de livrer 50 perturbations pour chaque essai de 30 s, nous avons livré 125 perturbations à l'intérieur de 75 s (même fréquence), les dernières 60 s (100 perturbations) de chaque essai servant aux analyses.

Les procédures d'évaluation ont suivi cette séquence :

- a) Un essai de 75 s à vide (sans sujet) est d'abord réalisé afin d'enlever la force due aux caractéristiques mécaniques de l'appareil dans les calculs (annexe C);
- b) Le sujet est positionné (en plaçant des planches sous les pieds) dans l'appareil de manière à ce que le milieu du harnais soit vis-à-vis la pointe inférieure des omoplates (soit T8);
- c) Les instructions suivantes étaient données au sujet : « Appliquez une force en extension afin que la barre rouge se situe entre les deux petites flèches et la maintenir. Ensuite, ajuster la tête pour qu'elle soit entre les deux flèches. Lorsque vous êtes prêt, dites-le au

contrôleur pour débiter l'essai. » Les deux flèches en question étaient positionnées à gauche et à droite d'un graphique, où l'on voyait défiler la force produite en temps réel, elles étaient positionnées vis-à-vis la force à atteindre;

- d) Un essai de familiarisation 30 s sans perturbation a été fait pour se familiariser avec les rétroactions (force de 10-15 Nm, position tête) et un essai de familiarisation de 30 s a été fait avec les perturbations;
- e) Cinq essais de 75 s ont ensuite été réalisés, avec 2 min de repos entre chaque.



**Figure 9 : Montage expérimental pour l'estimation des contributions intrinsèques et réflexives de la rigidité de la colonne vertébrale lombaire.**

**A) Dessin avec identification des principales composantes; B) Photo du dispositif réel; C et D) Plan rapproché sur les instruments de mesure positionnés entre le moteur (à gauche) et le harnais (en blanc sur la droite). Une cellule de force est fixée entre le bout de l'arbre du moteur et le harnais alors qu'un capteur de déplacement linéaire (LVDT : Linear Variable Differential Transformer) est fixé sur le côté du moteur (embout sur le harnais).**

## 2.4 Traitement des données

### 2.4.1 Test de proprioception

Pour chaque essai, l'erreur algébrique ( $EAI$ ) entre la position atteinte (PA) et la position cible (PC) a d'abord été calculée ( $EAI = PA - PC$ ), ainsi que l'erreur absolue ( $EAb = |PA - PC|$ ).

Ces quantités ont ensuite été utilisées pour calculer trois variables permettant de définir les erreurs de repositionnement, tel que proposé dans cette littérature :

- Moyenne des erreurs absolues (Brumagne *et coll.* 1999a) :  $MEAb = \frac{\sum_{i=1}^n EAb}{n}$  où  $n$  représente le nombre d'essais;
- Moyenne des erreurs algébriques (Asell *et coll.* 2006) :  $MEAI = \frac{\sum_{i=1}^n EAI}{n}$  où  $n$  représente le nombre d'essais;
- Écart-type des erreurs algébriques (Asell *et coll.* 2006) :  $ETAI$ .

$MEAb$  représente l'erreur moyenne, sans égard à la direction de cette erreur, contrairement à  $MEAI$  qui permet de quantifier s'il y a un biais systématique dans une direction (sous- ou sur-estimation de la position cible). Finalement,  $ETAI$  permet de quantifier la précision du repositionnement.

Ces trois variables ont été calculées en suivant trois stratégies de mesure :

1. En utilisant les trois meilleurs essais ( $EAb$  les plus petits);
2. En utilisant les trois premiers essais;
3. En utilisant les cinq essais disponibles.

### 2.4.2 Test de contrôle postural

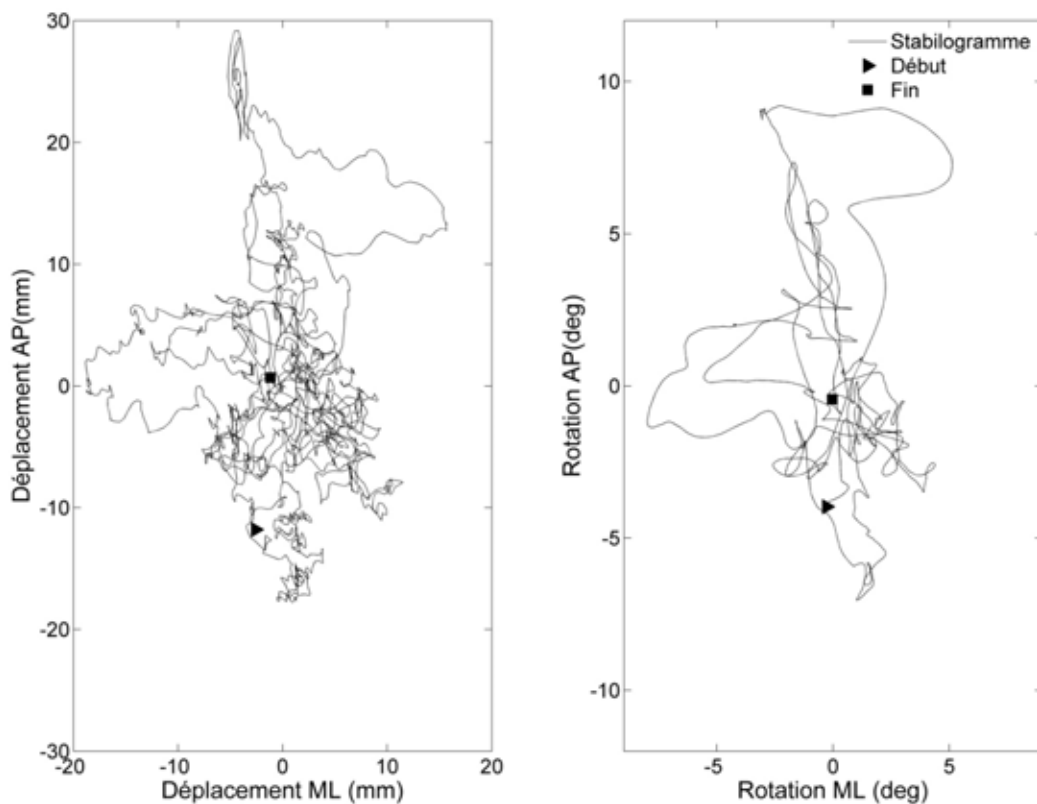
#### Données du calibrage de la chaise

La position des ressorts (distance  $R_{\text{ressort}}$  par rapport au pivot ou rayon) correspondant à une rigidité attribuable à une stabilité robuste du système [100 % $\nabla$ G dans Lee et Granata (2008)] a été calculée non seulement avec les senseurs inertiels positionnés sur la chaise et à C7 (méthode inertielle), mais aussi avec les DELs positionnés aux mêmes endroits (méthode optoélectronique). Une troisième méthode (méthode dynamométrique) combinait les mesures de la plate-forme (séance 1) avec la cinématique du tronc tel que mesuré avec le système optoélectronique (DELs sur le senseur inertiel positionné à C7). Ces trois méthodes sont expliquées à l'annexe B-1. Ainsi, la méthode inertielle, qui sera utilisée ultérieurement, a pu être comparée (étude de validation) avec les méthodes optoélectronique et dynamométrique.

### Données des essais de contrôle postural du tronc

Les 60 s de signaux provenant de la plate-forme dynamométrique (100 Hz) et des senseurs inertiels (100 Hz) ont ensuite été sous-échantillonnés à 50 Hz pour atteindre la même fréquence d'échantillonnage que le système optoélectronique. Finalement, tous les signaux ont été filtrés de la même façon (filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4; fréquence de coupure 10 Hz) en ayant pris comme précaution d'ajouter 20 points à chaque extrémité des signaux [méthode par réflexion selon (Smith 1989)] pour éviter les effets de bouts.

Les angles d'Euler fournis par le système X-Sens ont d'abord été alignés avec les mouvements réalisés dans le plan sagittal (lors des essais de calibrage), ceci pour chaque senseur inertielle. Ce test permet de générer, à l'aide des mesures de la plate-forme dynamométrique ou les senseurs de mouvement (senseurs inertiels ou DELs du système optoélectronique) positionnés sur la chaise, un stabilogramme permettant de définir le niveau d'équilibre du sujet (**Figure 10**).



**Figure 10 : Stabilogrammes produit par les mouvements réalisés dans les plans sagittal (mouvements avant-arrière) et frontal (mouvements latéraux), tels que produits (1) par les déplacements antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML) du centre de pression de la plate-forme dynamométrique (figure de gauche) et (2) par la rotation (inclinaison) correspondante de la chaise, tel que mesuré avec le senseur inertielle.**

Selon les tâches (avec ou sans présence de la plate-forme de force), nous disposons de deux ou trois types de stabilogrammes, tel que décrit dans le **Tableau 2**. Chacun de ces stabilogrammes a été analysé de manière à obtenir différentes variables qui caractérisent l'équilibre, tel que décrit dans des publications antérieures (voir description sommaire à l'annexe B-2). Ces différentes analyses ont été réalisées dans une même publication où un test postural comparable a été étudié

(van Dieen *et coll.* 2010b). Nous avons donc réalisé les analyses en utilisant les mêmes paramètres. Aux fins de concision, le lecteur est dirigé vers les publications originales pour une description détaillée de chaque variable, car elles sont trop nombreuses. Les variables ( $n = 36$ ) proposées dans une de ces publications (Prieto *et coll.* 1996) ont été réduites de moitié en tenant compte de leurs analyses corrélationnelles, ce qui a permis de réduire considérablement le niveau de redondance entre les variables que nous avons conservées (voir « Variables traditionnelles » du Tableau B-1 de l'annexe B). Nous avons créé une nouvelle variable afin d'informer plus facilement les patients sur leur performance au cours d'un programme de réadaptation. Il s'agit de la proportion du parcours réalisé à l'intérieur d'un cercle d'un certain rayon. Le centre de ce cercle est positionné au centre de gravité du stabilogramme, comme c'est généralement fait pour l'analyse d'un stabilogramme (Prieto *et coll.* 1996). En nous basant sur des analyses préliminaires permettant de voir la distribution des stabilogrammes, nous avons évalué trois rayons (2, 2,5 et 4°).

**Tableau 2 : Description des différentes options pour définir le stabilogramme permettant de décrire l'équilibre**

Stabilogramme	Technique de mesure	Composition du stabilogramme
1	Plate-forme dynamométrique	Mouvement planaire du centre de pression
2	Senseur inertiel (X-Sens)	Mouvement angulaire de la chaise instable (composantes antéro-postérieure et latérale)
3	DELS (Optotrak) sur la chaise	Idem #2

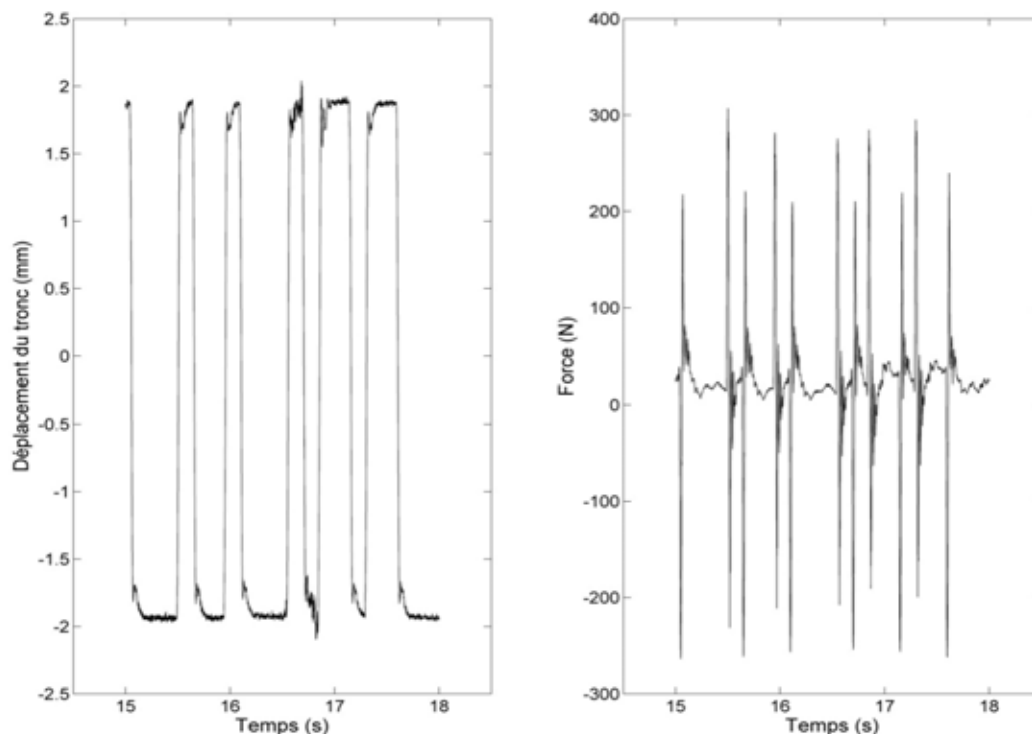
### 2.4.3 Test de réflexes

#### Estimation des paramètres de rigidité du tronc avec les signaux cinématiques et dynamométriques

Les signaux de force et de mouvement du tronc nécessaires à la modélisation mathématique de la rigidité de la colonne vertébrale lombaire (**Figure 11**) permettent, à l'aide des méthodes d'identification de systèmes, de départager les contributions intrinsèques et réflexives responsables de la rigidité lombaire (Kearney *et coll.* 1997 ; Moorhouse et Granata 2007). Les grandes étapes de cette méthode sont détaillées au début de l'annexe C. Cette démarche a permis d'obtenir les variables suivantes :

1. Variance expliquée (%) par la rigidité intrinsèque;
2. Variance expliquée (%) par la rigidité réflexive;
3. Variance totale expliquée (%) par la rigidité intrinsèque et réflexive;
4. K (N/m) : composante élastique de la rigidité intrinsèque (gain);
5. B (N·s/m) : composante visqueuse de la rigidité intrinsèque;
6. I (N·s<sup>2</sup>/m) : composante inertielle de la rigidité intrinsèque;
7. Gain du réflexe (N·s<sup>2</sup>/m).

Malheureusement, la latence du réflexe ne peut pas être estimée avec une résolution suffisante (< 5 ms) avec le présent protocole. Le contenu fréquentiel correspondant à la série de perturbations proposées dans ce protocole ne permet pas d'atteindre cette résolution. D'ailleurs, l'appareil ne permettrait pas d'atteindre les hautes fréquences nécessaires et l'atteinte de ces fréquences induirait des forces inertielle trop élevées par rapport aux réponses réflexes.



**Figure 11 : Signaux recueillis lors des secondes 15 à 18 du test de réflexe. Il s'agit des mesures des mouvements (figure de gauche) et des forces (figure de droite) appliquées sur le harnais rigide entourant le thorax. À gauche, le tronc est déplacé alternativement de 4 mm vers l'avant (valeurs positives) et de 4 mm vers l'arrière (valeurs négatives), tel que mesuré avec le senseur de déplacement linéaire (LVDT : Linear Variable Displacement Transformer). À droite, la mesure des forces horizontales est obtenue avec une jauge de contrainte. Toujours dans la figure de droite, le plateau atteint après chaque perturbation correspond à une extension du tronc vers l'arrière de manière à mettre sous légère tension les muscles du dos et ainsi favoriser leur activité réflexe. La cible présentée est de 34 N pour cette femme, ce qui a permis de générer 10 Nm à L5/S1 si l'on tient en compte la distance verticale entre L5/S1 et le milieu du harnais (bras de levier).**

### **Mesures EMG de l'activité réflexe des muscles dorsaux**

Les signaux EMG des muscles du dos ont d'abord été analysés dans le but d'estimer la latence et l'amplitude de leurs réponses réflexes. Pour ce faire, les signaux EMG ont été rectifiés. Ils ont ensuite été découpés de la même façon pour chaque perturbation dirigée vers l'avant, soit 75 ms avant et 150 ms après le début de la perturbation, tel que détecté avec le signal de déplacement (LVDT). Ces courbes EMG ont finalement été moyennées à travers les 50 perturbations avant enregistrées pour un même essai. Ce signal moyen a ensuite été utilisé pour calculer le niveau de préactivation de tous les muscles, de même que la latence et l'amplitude du réflexe des muscles dorsaux. Cependant, les variations observées dans les efforts en extension du tronc précédant chaque perturbation (voir **Figure 11**) ont évidemment paru dans l'EMG des muscles dorsaux, ce qui a rendu impossible de confirmer que les bouffées d'EMG observées après les perturbations étaient le résultat d'une activité réflexe plutôt que volontaire. Conséquemment, en ce qui a trait aux analyses EMG, seul le niveau de préactivation des muscles du tronc a été analysé.



Le niveau de préactivation des muscles dorsaux et abdominaux avant la perturbation a aussi été évalué avec les signaux EMG recueillis durant les 25 ms (valeur moyenne : *PreEMG*) précédant la perturbation soudaine. Le niveau de préactivation peut influencer l'activité réflexe (Moorhouse et Granata 2007 ; Vera-Garcia *et coll.* 2006) et représente donc une variable confondante potentielle qu'il faut vérifier. Cette valeur a été ensuite normalisée par rapport à l'EMG de référence (moyenne des trois contractions; *REMG*) recueilli lors des contractions sous-maximales, pour donner *NPreEMG*. Le moment de force à L5/S1 ( $PreM_{L5/S1} = F \times L_{L5/S1-Harnais}$ ) généré par le sujet en extension a aussi été calculé dans cette même fenêtre de temps de 25 ms avant la perturbation afin de vérifier si les valeurs prescrites (10 et 15 Nm chez les femmes et les hommes, respectivement) ont été respectées.

## 2.5 Analyses statistiques

Lorsque les distributions de données n'étaient pas normales, les variables correspondantes ont été normalisées à l'aide d'une méthode (Van Albada et Robinson 2007) permettant d'obtenir des distributions normales dans tous les cas, selon le test Wilk-Shapiro. Cependant, pour faciliter l'interprétation, les valeurs rapportées dans les tableaux de résultats sont les valeurs non normalisées.

### 2.5.1 Évaluation de la validité des critères des mesures cinématiques (avec senseurs inertiels) obtenues lors du test de contrôle postural

Des corrélations de Pearson ont été réalisées et rapportées sous forme de statistiques descriptives (percentiles), car les distributions étaient nettement asymétriques vers la droite (la majorité des corrélations étaient élevées). Différentes corrélations ont été calculées afin de valider l'information obtenue avec les senseurs inertiels positionnés sur la chaise, ceci autant lors de l'étape du calibrage que lors des essais de 60 s. Afin de faciliter la compréhension, ces corrélations ont été décrites au fur et à mesure dans la section résultats.

### 2.5.2 Étude de l'association avec les caractéristiques anthropométriques des sujets

Des corrélations de Pearson ont été réalisées entre les mesures des trois tests et les caractéristiques anthropométriques des sujets (masse, taille) de manière à vérifier si les différents protocoles permettent de bien minimiser l'influence du gabarit du sujet sur les mesures.

### 2.5.3 Étude de fidélité

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées avec l'ensemble des sujets ayant fait les deux sessions de mesure ( $n = 32$ ), c'est-à-dire sans tenir compte de leur statut (sujet sain ou lombalgique chronique). Cette méthode permet de maximiser la puissance statistique et d'obtenir des estimations (indices de fidélité) plus stables, comme l'indique une étude récente démontrant qu'un nombre minimal de sujets variant entre 25 et 30 sujets est nécessaire dans une étude de fidélité pour arriver à ces fins (Springate 2012).



Pour chaque test (proprioception, réflexes, équilibre), la possible présence d'apprentissage entre les essais et le nombre d'essais nécessaires pour obtenir des mesures fidèles ont été déterminés. En effet, avant de faire la moyenne de mesures prises sur plusieurs essais dans le but de réduire l'erreur de mesure, il faut s'assurer de l'absence d'erreurs systématiques entre essais et sessions de mesures. Ces erreurs systématiques, lorsque présentes, sont souvent le résultat de l'apprentissage moteur. Leur possible présence a donc été vérifiée à l'aide des ANOVAs utilisées pour réaliser les analyses de fidélité. L'analyse de la fidélité, basée sur la théorie générale de la fidélité [generalizability theory; (Shavelson et Webb 1991)], a permis non seulement d'identifier les sources de variabilités (variances inter-sujets, inter-essais, inter-jours, interactions doubles et triple), mais aussi d'estimer le nombre d'essais nécessaires pour obtenir des variables fidèles. La théorie générale de la fidélité consiste en deux parties. La première est l'étude-G qui estime les composantes de variance jugées importantes pour la mesure d'intérêt. Dans le cas présent, il s'agit des composantes de variances dues au Sujet, Essai, Jour et leurs interactions à partir des résultats du design expérimental (mesures répétées sur deux jours). L'étude-G a consisté essentiellement en une ANOVA à deux voies avec mesures répétées sur les facteurs Essais ( $n = 3$  pour le test de contrôle postural et 5 pour la proprioception et les réflexes) et Jour ( $n = 2$  sessions de mesure). Les composantes de variance sont alors calculées à partir des valeurs de moindres carrés de l'ANOVA [Sujet ( $\sigma_s^2$ ), Essai ( $\sigma_E^2$ ), Jour ( $\sigma_J^2$ ), Sujet (Essai ( $\sigma_{SE}^2$ ), Sujet  $\times$  Jour ( $\sigma_{SJ}^2$ ), Essai  $\times$  Jour ( $\sigma_{EJ}^2$ ), Sujet (Essai  $\times$  Jour ( $\sigma_{SEJ}^2$ ))].

La deuxième partie de la théorie générale de la fidélité est l'étude-D permettant de donner une estimation de la fidélité pour divers devis de recherche (stratégies de mesures) autres que l'étude-G. Grâce à l'étude D, il est possible d'estimer l'amélioration de la fidélité lorsque les mesures sont moyennées sur plusieurs essais et/ou plusieurs jours, pourvu qu'il n'y ait pas d'erreurs systématiques entre les essais et jours (apprentissage). En d'autres mots, faire la moyenne de plusieurs mesures permet de contrer les effets des erreurs aléatoires présentes dans toute mesure. Bien entendu, réaliser des mesures sur plusieurs jours n'est pas pratique d'un point de vue clinique. Ici, nous ne vérifierons que la fidélité correspondant à la moyenne de 2, 4, 6, 8 et 10 essais afin de demeurer réaliste sur le plan pratique. Les sources de variances ont ainsi été utilisées pour calculer l'erreur standard de mesure (ESM) et le coefficient de dépendabilité ( $\phi$ ) correspondant, selon les équations suivantes :

$$ESM = \sqrt{\frac{\sigma_E^2}{n_E} + \frac{\sigma_J^2}{n_J} + \frac{\sigma_{SE}^2}{n_E} + \frac{\sigma_{SJ}^2}{n_J} + \frac{\sigma_{EJ}^2}{n_E n_J} + \frac{\sigma_{SEJ}^2}{n_E n_J}}$$

et

$$ID = \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + ESM}$$

où  $n_E$  et  $n_J$  sont, respectivement, le nombre d'essais et de jours considérés, lorsque des études-D sont planifiées. Il est prévisible à partir de ces deux équations qu'une augmentation de  $n_E$  permet d'augmenter la fidélité (augmentation de ID et diminution de ESM).

Le coefficient de dépendabilité ( $\phi$ ) correspond à la proportion de variance expliquée par le facteur Sujet et représente une mesure analogue au coefficient de corrélation intra-classe (CCIC) communément utilisée pour quantifier la fidélité [(Shrout et Fleiss 1979), CCIC (type 2,1)]. L'ID

et l'ESM donnent des informations complémentaires. L'ID donne une idée de la capacité de la mesure à différencier (ordonner) les sujets et a donc une valeur diagnostique, qui est importante lorsque l'on compare des individus. L'ESM, qui estime la variabilité de la mesure, indique la capacité à détecter un changement dans le temps (sensibilité au changement) et a donc une importance lorsque des mesures répétées sont réalisées, comme c'est le cas pour évaluer les effets de la réadaptation. À partir de l'ESM, il est possible de calculer la plus petite différence détectable (PPDD), correspondant à l'intervalle de confiance à 95 % de l'erreur de mesure ( $PPDD_{95\%} = 1,96 * \sqrt{2} * ESM$ ). La PPDD permet de connaître la différence au-delà de laquelle un effet de traitement n'est plus attribuable à une erreur de mesure, mais à un effet thérapeutique réel. Les valeurs de PPDD ne seront pas rapportées afin de demeurer concises, mais le lecteur intéressé pourra les calculer avec les valeurs d'ESMs. Finalement, l'ESM, habituellement exprimée dans l'unité de la mesure évaluée, sera aussi exprimée en pourcentage de la moyenne de l'ensemble des mesures pour faciliter les interprétations. L'appréciation des IDs a été faite en fonction de ce qui est suggéré par Fleiss (1986) pour les CCIC : ID < 0,40 (pauvre),  $0,40 < ID < 0,75$  (modéré), ID > 0,75 (excellent). Aucun jugement de qualité de ce type n'a été proposé pour les ESM alors nous proposons ceci : ESM > 20 (pauvre),  $20 > ESM > 10\%$  (modéré), ESM < 10 % (excellent).

### 3. RÉSULTATS ET DISCUSSION

#### 3.1 Test de proprioception

Tout d'abord, comparons les valeurs obtenues avec les études ayant utilisé sensiblement le même protocole, c'est-à-dire une évaluation avec le tronc en position neutre demandant un mouvement de anté/rétroversion du bassin (Brumagne *et coll.* 1999a ; Brumagne *et coll.* 1999b ; Maffey-Ward *et coll.* 1996). Nos valeurs MEAb (étendue : 2,2 à 3,4°) sont plus élevées que les valeurs (étendue : 1,7 à 2,6°) rapportées dans les autres études (Brumagne *et coll.* 1999b ; Brumagne *et coll.* 1999a ; Maffey-Ward *et coll.* 1996). Cela peut être attribuable à notre échantillon de sujets qui comprend des sujets lombalgiques chroniques en plus des sujets sains. Les plus petites erreurs obtenues dans les autres études peuvent aussi être attribuables à la façon de définir la position cible, une des études utilisant la position lombaire neutre ou naturelle (Maffey-Ward *et coll.* 1996), ce qui peut être reproduit pour des raisons anatomiques (géométrie des structures), et les autres laissant au sujet la possibilité de définir la position cible avant de la reproduire (Brumagne *et coll.* 1999a ; Brumagne *et coll.* 1999b), ce qui peut aussi être facilitant pour les sujets.

##### 3.1.1 Étude de l'association avec les caractéristiques anthropométriques des sujets

Les corrélations de Pearson ( $n = 36$  sujets) entre les trois variables d'intérêt (MEAb, MEAl, ETAl) calculées selon les trois stratégies de mesures et les variables anthropométriques (taille, masse), étaient toutes non significatives, le coefficient de corrélation le plus élevé n'atteignant que 0,25.

##### 3.1.2 Étude de la fidélité

Les ANOVAs 2 JOURS  $\times$  5 ESSAIS à mesures répétées sur les deux facteurs (JOURS et ESSAIS) n'ont révélé aucune différence significative entre les essais et entre les jours en ce qui a trait à l'erreur algébrique (EAl) et l'erreur absolue (EAb). Ces résultats indiquent qu'aucun effet d'apprentissage n'a eu lieu et qu'il est justifié d'utiliser ces essais pour faire le calcul des trois variables d'intérêt (MEAb, MEAl, ETAl).

Les résultats des analyses de fidélité ont révélé qu'aucune des variables (MEAb, MEAl, ETAl) ne permettait de mesurer le sens du repositionnement de façon fidèle, peu importe la stratégie de mesure considérée (**Tableau A-1**). En effet, l'étude G a révélé que la majorité de la variance expliquée était dans le terme d'interaction ( $\sigma_{Sj}^2$ ) dans la plupart des cas, ce qui a donné des ID généralement bas. La variance expliquée par le facteur JOUR était nulle ou presque dans tous les cas, ce qui corrobore les résultats ci-haut portant sur l'évaluation de l'apprentissage. Les ESMs étaient aussi très élevés relativement aux valeurs moyennes de chaque variable (%ESM supérieur à 60 % dans tous les cas). Il faut cependant ignorer les valeurs de %ESM correspondant à la variable MEAl car la moyenne des valeurs pour cette variable oscillait autour de zéro, ce qui a eu pour effet d'amplifier artificiellement cet indice de fidélité.

Les études de fidélité inter-jours ayant utilisé sensiblement le même protocole, c'est-à-dire une évaluation avec le tronc en position neutre demandant un mouvement de flexion-extension du bassin, ont obtenues des ICCs [étendue : 0,51 à 0,72; (Brumagne *et coll.* 1999b ; Brumagne *et coll.* 1999a ; Stevens *et coll.* 2006)], des ESM [étendue : 0,4 à 0,5°; (Brumagne *et coll.* 1999b ; Brumagne *et coll.* 1999a)] et des %ESM [étendue : 9 à 10 %; (Stevens *et coll.* 2006)] beaucoup plus favorables pour la variable *MEAb*. Malheureusement, les variables *MEAl* et *ETAl* n'ont été considérées que par une seule étude qui ne rapporte que la fidélité intra-jour (ICCs de 0,86 et 0,75, respectivement ; (Asell *et coll.* 2006)]. Comme mentionné ci-haut, ces bons résultats de fidélité peuvent être attribuables à la façon de définir la position cible. En fait, aucune étude n'est exactement comparable à la nôtre, car la seule étude qui a utilisé un protocole à peu de chose près identique n'a étudié que la fidélité intra-jour (Asell *et coll.* 2006), ce qui joue aussi en leur faveur. Finalement, il est important de rappeler qu'aucune étude de fidélité n'a impliqué des sujets lombalgiques dans leur échantillon. Il est possible que les sujets lombalgiques produisent des résultats moins fidèles.

Ces résultats ne nous ont pas surpris à la lumière des observations des expérimentateurs quant à la difficulté de certaines personnes de non seulement comprendre les instructions, mais aussi d'exécuter la tâche motrice demandée (bascule du bassin). Il devient donc évident qu'un tel test est vulnérable non seulement à des erreurs dues à des problèmes de mémoire à court terme (mémorisation de la position cible), ce qui peut toucher particulièrement les sujets lombalgiques qui démontrent de tels déficits (Luoto *et coll.* 1999 ; Taimela *et coll.* 1993), mais aussi aux erreurs dues à l'apprentissage moteur du geste à accomplir. Une étude est particulièrement intéressante quant à l'utilisation d'un test de sens du repositionnement (Descarreaux *et coll.* 2005). Dans cette étude, des essais d'apprentissage étaient imposés aux sujets jusqu'à ce qu'un certain critère de réussite (5 essais consécutifs avec une erreur de  $\pm 10\%$ ) soit atteint avant de faire les essais servant à l'évaluation (Descarreaux *et coll.* 2005). Les erreurs de repositionnement sont comparables entre les sujets sains et lombalgiques, mais le nombre d'essais d'apprentissage avait été significativement ( $P < 0,05$ ) plus élevé chez les sujets lombalgiques (Descarreaux *et coll.* 2005). Ces résultats suggèrent que les performances obtenues avec ce type de test de repositionnement sont très dépendantes de la capacité à comprendre et exécuter la tâche requise, et non seulement à un réel déficit de proprioception dû au bris de mécanorécepteurs. Dans la présente étude, bien que ce phénomène n'ait pas fait l'objet de mesures spécifiques, les expérimentateurs indiquent que cela ne semble pas associé au statut du sujet (sain vs lombalgique).

### **3.1.3 Discussion générale sur le test de proprioception**

Les résultats des analyses de fidélité ne supportent pas l'utilisation du test de proprioception, et ce, malgré que ce test permette d'éliminer certaines faiblesses des protocoles antérieurs, soit l'apport du système vestibulaire (flexion du tronc) et le repositionnement dans la position lombaire neutre. Conséquemment, il est recommandé, suite aux présents résultats ainsi qu'à d'autres résultats récemment publiés (Lee *et coll.* 2010), que le sens du mouvement soit utilisé pour évaluer la proprioception lombaire. Malheureusement, cette mesure est plus coûteuse, car elle requiert un montage comprenant un moteur contrôlé par ordinateur, mais apparaît nécessaire pour avoir une mesure sensible à cette déficience lombaire. À cet effet, le dispositif permettant de mesurer le sens du mouvement en position assise, de manière à générer un mouvement dans le plan transverse (torsion du tronc), apparaît moins contraignant pour les sujets que les dispositifs

permettant les mesures dans les autres plans de mouvement, où les sujets doivent se coucher à l'horizontale sur une table afin d'éliminer les contributions du système vestibulaire lorsque les mouvements sont réalisés dans les plans frontal (couché sur le dos) ou sagittal (couché sur le côté) (Lee et coll., 2010). Tous ces dispositifs de mesure du sens du mouvement ont l'avantage de ne pas requérir la production de la bascule du bassin, une tâche apparemment difficile à réaliser pour certains sujets.

## 3.2 Test de contrôle postural

### 3.2.1 Étude de la validité de critère des senseurs inertiels

#### 3.2.1.1 Calibrage de la chaise

Des corrélations de Pearson ont d'abord été calculées entre les valeurs  $R_{\text{ressort}}$  des trois méthodes de calibrage (inertielle, optoélectronique, dynamométrique) avec les données du jour 1 ( $n = 34$  sujets). La méthode avec senseur inertiel était mieux corrélée avec la méthode par optoélectronique ( $r = 0,72$ ;  $P < 0,001$ ) qu'avec la méthode dynamométrique ( $r = 0,63$ ;  $P < 0,001$ ). La corrélation entre les méthodes optoélectronique et dynamométrique était la plus faible ( $r = 0,49$ ;  $P = 0,006$ ).

Une ANOVA avec mesures répétées sur le facteur MÉTHODE (inertielle, optoélectronique, dynamométrique) a été menée avec ces mêmes données (Jour 1;  $n = 34$  sujets) et a permis de détecter une différence significative ( $P = 0,021$ ) entre les trois méthodes. Les comparaisons a posteriori (test de Tukey-Kramer) ont révélé que la méthode inertielle ( $12,4 \pm 2,2$  cm) donnait des valeurs  $R_{\text{ressort}}$  significativement moins élevées que la méthode optoélectronique ( $13,4 \pm 2,9$  cm). La méthode dynamométrique ( $13,2 \pm 2,3$  cm) n'était pas différente des deux autres méthodes.

#### 3.2.1.2 Parcours du centre de pression

Le senseur inertiel positionné sur la chaise a d'abord été utilisé pour générer un stabilogramme, tel que généralement fait avec une plate-forme dynamométrique. Les parcours mesurés par chacun de ces instruments de mesure ont donc été corrélés dans les plans sagittal et frontal lors d'un des essais de 60 s réalisé à la première session de mesures, soit celui avec la plate-forme dynamométrique positionnée sous la chaise. Étant donné qu'il est possible que les magnétomètres du senseur inertiel aient été perturbés par le champ magnétique généré par la plate-forme dynamométrique, les corrélations ont aussi été calculées avec les mesures cinématiques obtenues avec le système optoélectronique (**Tableau 3**). Cependant, les résultats suggèrent que la présence de la plate-forme n'a pas eu d'effet important sur les senseurs inertiels. Ces résultats démontrent que les mesures inertielles suivent très bien le comportement des mesures dynamométriques.

**Tableau 3 : Corrélations de Pearson entre les coordonnées de la position du centre de pression de la plate-forme dynamométrique, dans les plans sagittal et frontal, et les coordonnées angulaires correspondantes obtenues avec les mesures cinématiques.**

Type de mesure cinématique*	Plan sagittal	Plan frontal
	Médiane (25 <sup>e</sup> – 50 <sup>e</sup> percentile) †	Médiane (25 <sup>e</sup> – 50 <sup>e</sup> percentile) †
Senseur inertiel	0,86 (0,60 – 0,92)	0,88 (0,78 – 0,93)
Optoélectronique	0,90 (0,68 – 0,95)	0,91 (0,79 – 0,96)

\* Les senseurs correspondants étaient positionnés sur la chaise.

† Statistiques obtenues à partir de 34 sujets

Des corrélations ainsi que l'erreur quadratique ou RMS (« Root Mean Square »), entre les mesures angulaires obtenues avec le senseur inertiel positionné sur la chaise et le système optoélectronique (DELS positionnés directement sur les senseurs inertiels), ont été calculées afin de valider les mesures du senseur inertiel. Cet exercice a été fait pour l'ensemble des essais sans la présence de la plate-forme dynamométrique (considérant 35 sujets, 2 jours, 4 à 6 essais de 60 s par jour, pour un total de 391 essais). Les corrélations obtenues étaient très élevées ( $\geq 0,94$ ) et les erreurs RMS très basses ( $\leq 1,6^\circ$ ) dans au moins 75 % des essais retenus, tel que démontré avec les statistiques descriptives du **Tableau 4**.

**Tableau 4 : Corrélations de Pearson et erreur quadratique entre les angles estimés avec les senseurs inertiel et optoélectronique, dans les plans sagittal et frontal.**

Indice	Plan sagittal	Plan frontal
	Médiane (25 <sup>e</sup> – 50 <sup>e</sup> percentile)	Médiane (25 <sup>e</sup> – 50 <sup>e</sup> percentile)
Corrélation Pearson	0,97 (0,96 - 0,98)	0,96 (0,94 - 0,98)
Erreur RMS (°) *	1,0 (0,6 – 1,5)	1,2 (0,8 – 1,6)

\*Erreur RMS : Erreur quadratique ou RMS (« Root Mean Square »)

### 3.2.2 Étude de l'association avec les caractéristiques anthropométriques des sujets

Afin d'évaluer quelle méthode permet de mieux ajuster (ou calibrer) la position des ressorts en fonction des caractéristiques anthropométriques des sujets, des corrélations de Pearson (Jour 1; n = 34 sujets) ont été calculées entre  $R_{\text{ressort}}$  et les principales caractéristiques anthropométriques (taille, masse) qui peuvent expliquer, bien que de façon imparfaite, la position du centre de masse du corps par rapport au pivot de la chaise. Les résultats impliquant la méthode optoélectronique ont donné les meilleures corrélations (taille :  $r = 0,72$  ; masse :  $r = 0,81$ ), suivi de la méthode inertielle (taille :  $r = 0,65$  ; masse :  $r = 0,69$ ) et de la méthode dynamométrique (taille :  $r = 0,45$  ; masse :  $r = 0,61$ ), toutes ces corrélations étant statistiquement significatives ( $P < 0,01$ ). La méthode inertielle est possiblement moins sensible que la méthode optoélectronique aux changements de la configuration angulaire des segments du tronc (bassin, colonne vertébrale), car cette dernière comprenait des mesures sur le bassin en plus des mesures à la hauteur de C7. Malgré cette limite, il apparaît que la méthode de calibrage avec senseur inertiel permet d'ajuster la difficulté de la tâche en fonction du gabarit des sujets, ce qui devra être vérifié plus en détail avec les mesures de résultats (équilibre) obtenus avec ce test, ce qui

devrait se traduire par une absence de corrélation avec la taille et la masse (voir section suivante).

Il ne reste donc qu'à vérifier si le design de la chaise (avec ressorts ajustables) utilisée dans la présente étude, combiné à la méthode de calibrage, permet d'éliminer l'influence du gabarit du sujet sur sa performance lors de ce test. Des corrélations de Pearson ont été réalisées ( $n = 35$  sujets pour un seul essai de la session 1) entre les 39 variables sommaires qui ont fait l'objet de l'étude de fidélité et de validité de construit (voir Annexe B, Tableau B-2) et les principales variables anthropométriques (masse, taille). Aucune corrélation n'a atteint le seuil de signification statistique ( $P > 0,05$ ) à l'exception de deux variables [MedFREQ résultant avec masse ( $r = 0,49$ ;  $P = 0,003$ ) et taille ( $r = 0,34$ ;  $P = 0,045$ ); MedFREQ-ML avec masse ( $r = 0,43$ ;  $P = 0,009$ ) et taille ( $r = 0,37$ ;  $P = 0,030$ )]. Rappelons que les variables sommaires obtenues avec le protocole de Cholewicki et coll. (2000), protocole qui ne permet pas d'ajuster la difficulté de la tâche en fonction du gabarit du sujet (chaise avec hémisphère), étaient positivement corrélées avec la masse ( $r : 0,69 - 0,73$ ) et la longueur du tronc ( $r : 0,43 - 0,54$ ). La méthodologie employée ici permet donc d'éliminer l'influence de ces variables confondantes.

### 3.2.3 Étude de la fidélité

#### 3.2.3.1 Calibrage de la chaise

Pour ce qui est des distances  $R_{\text{ressort}}$  obtenues avec la méthode inertielle, une ANOVA avec mesures répétées ( $n = 32$  sujets) sur le facteur JOUR a permis d'éliminer ( $P = 0,143$ ) la possibilité de la présence d'apprentissage entre le jour 1 ( $12,6 \pm 2,4$  cm; étendue : 7,2 – 19,3 cm) et le jour 2 ( $13,0 \pm 2,0$  cm; étendue : 9,6 – 19,4 cm). Il est donc possible d'utiliser la valeur  $R_{\text{ressort}}$  obtenue lors de la première session de mesure, pour des sessions de mesures subséquentes, ce qui supporte ce qui a été fait dans la présente étude. L'étude G menée sur ces données a révélé des proportions de variances de 64 % ( $\sigma_s^2$  - sujets), 1 % ( $\sigma_j^2$  - jour) et 35 % ( $\sigma_{sj}^2$  -sujet×jour) et l'étude D a donné un ID de 0,64, un ESM de 1,3 cm et un %ESM de 10 %. Bien que ces résultats ne sont pas mauvais, nous proposons de les améliorer en réalisant autant d'essais de calibrage qu'il faut pour obtenir trois valeurs  $R_{\text{ressort}}$  ayant un écart inférieur ou égal à un cm afin d'en faire la moyenne. En effet, sur 36 sujets, à 10 reprises, il a fallu utiliser la médiane des trois valeurs  $R_{\text{ressort}}$  disponibles pour calibrer la chaise. Rappelons que la médiane a été utilisée lorsque les trois valeurs ont un écart de plus d'un centimètre les unes par rapport aux autres. Il y a donc place à l'amélioration pour obtenir un  $R_{\text{ressort}}$  final plus fidèle.

#### 3.2.3.2 Variables sommaires pour quantifier le contrôle postural de la colonne vertébrale lombaire

Les ANOVAs 2 JOURS  $\times$  3 ESSAIS à mesures répétées sur les deux facteurs (JOURS et ESSAIS) n'ont révélé aucune différence significative entre les essais, à l'exception de la variable DIAG pour laquelle la proportion de variances n'était que de 0,5 %. Quelques différences significatives ( $n = 6$  variables : RDIST, RDIST\_AP, RDIST\_ML, MFREQ\_ML, %C-R4°, sdDIST) ont été observées entre les jours, mais les proportions de variances associées à ces variables étaient toutes inférieures ou égales à 5 %. Ces résultats indiquent que le potentiel effet d'apprentissage était nul dans la plupart des variables ou minimal pour les autres. Il est donc

justifié de faire la moyenne des essais d'une même session de mesure et aussi, entre les sessions de mesure, comme il sera fait plus loin pour comparer les groupes.

Les résultats de fidélité correspondant aux 39 variables sommaires retenues pour cette étude sont présentés à l'annexe B (Annexe B, **Tableau B-2**). Les résultats démontrent que les variables se différencient en ce qui a trait à leur capacité à différencier les sujets, tel qu'indiqué par les IDs, et leur capacité à suivre un individu avec des mesures répétées, tel qu'indiqué par les ESMs. Un nombre non négligeable de variables ( $n = 10$ ) obtiennent d'excellents résultats pour ces deux indices de fidélité ( $ID > 0,75$ ;  $ESM < 10\%$ ) lorsque cinq essais sont considérés, soient les trois composantes de FD et FREQD, HRRA (AP et ML), numMax et %DET. Les autres variables seront donc retenues pour l'une ou l'autre qualité qu'elles peuvent offrir, en fonction de l'objectif de leur utilisation future.

En ce qui a trait aux IDs, toutes les variables ( $n = 18$ ) dites « traditionnelles » (Prieto *et coll.* 1996) ont atteint la cible de 0,75 définie pour les IDs en utilisant un essai ( $n = 6/18$  variables), deux essais ( $n = 4/18$  variables), trois essais ( $n = 6/18$  variables), quatre essais ( $n = 1/18$  variables) ou cinq essais ( $n = 1/18$  variables). %C-R4° répond aussi à ce critère mieux que %C-R2° et %C-R2.5°, ce qui aide à faire un choix des paramètres pour cette nouvelle variable indiquant la proportion de temps passé dans un cercle ayant une dimension donnée. Il apparaît donc que trois essais seraient suffisants pour obtenir des  $ID \geq 0,75$ , ce qui est beaucoup plus raisonnable (pratique) que cinq essais. Cependant, il apparaît que plus d'essais sont nécessaires pour les variables issues des analyses plus complexes [seconde partie (suite) du **tableau B.2**], avec seulement cinq variables ne nécessitant que trois essais (HRRA\_ML, mDIST, sdDIT, Ds, %DET). Il reste donc 23 variables démontrant des IDs supérieures à 0,75 en considérant trois essais, ce qui apparaît amplement suffisant pour bien documenter le phénomène de contrôle postural lombaire en termes de différences inter-individuelles.

Pour ce qui est des ESMs, si nous retenons la moyenne de trois essais pour définir la performance et un critère de 10 % et moins, 12 variables seraient retenues : trois composantes de FD et FREQD, HRRA (AP et ML), numMax, mDUR, Hs et %DET. En d'autres mots, si le but est de faire le suivi d'un patient avec des mesures répétées (ex. : programme de réadaptation), nous avons 12 paramètres démontrant le degré de précision nécessaire. En somme, les résultats portant sur la fidélité (IDs et ESMs) sont satisfaisants et suffisants pour que ce test soit utilisé dans les prochaines études, que ce soit pour différencier des patients ou pour en faire le suivi lors d'un programme de réadaptation.

Quatre études ont évalué la fidélité de mesures prises lors de ce type de tâche (Cholewicki *et coll.* 2000 ; Lee et Granata 2008 ; Van Daele *et coll.* 2007 ; van Dieen *et coll.* 2010b), mais l'une d'entre elles permettait aux sujets de placer un pied au sol et étudie la cinématique du tronc avec des variables totalement différentes (Van Daele *et coll.* 2007). Même si les trois autres études sont plus comparables à la présente étude, deux d'entre elles ayant utilisé une chaise couplée avec une hémisphère (Cholewicki *et coll.* 2000 ; van Dieen *et coll.* 2010b) et la dernière ayant utilisé exactement le même dispositif (avec ressort et méthode de calibrage) (Lee et Granata 2008), seule cette dernière étude a estimé la fidélité entre des mesures réalisées sur deux jours séparés d'une semaine (deux semaines dans la présente étude). Les comparaisons ne sont donc réalisées qu'avec Lee & Granata (2008), même si leurs tâches avaient des niveaux de difficulté différents (50 et 75 % $\nabla$ G) de nous (60 % $\nabla$ G), notamment réalisées avec les yeux ouverts, et que



leur étude ait été faite des sujets sains seulement. Leurs variables sommaires, calculées sur cinq essais de 60 s (seules les 40 premières sont utilisées), avaient aussi été obtenues à partir des données angulaires mesurées avec un capteur électromagnétique, ce qui est comparable au capteur inertiel utilisé ici. En général, bien que leurs estimations soient basées sur des CCIC au lieu des ID, il apparaît que la fidélité est plus élevée dans la présente étude, à l'exception d'une variable (**Tableau 5**). Cela peut être attribuable au fait que nos variables étaient calculées sur la totalité de la tâche (60 s) au lieu de ne prendre que les premières 40 secondes, ce qui est favorable en ce qui a trait à la fidélité de ce type de mesure (Doyle *et coll.* 2007). Notre procédure permettait aussi d'exclure les premières secondes du test qui correspondent à une période d'ajustement après que le sujet ait relâché la barre horizontale avant, c'est-à-dire en ne débutant l'acquisition de données qu'après que de 3 à 5 secondes se soient écoulées. Étant donné les résultats moins fidèles de Lee et Granata (2008), ils ont estimé à huit le nombre d'essais nécessaires pour atteindre un niveau de fidélité acceptable ( $CCIC \geq 0,75$ ) pour la majorité des variables, ce qui est beaucoup plus que ce que nous recommandons (3 essais) avec nos propres analyses.

**Tableau 5 : Comparaison de la fidélité de certaines variables sommaires avec une étude comparable**

Variable	Axe*	Lee et Granata (2008)		Présente étude
		50 % $\nabla G$	75 % $\nabla G$	60 % $\nabla G$
RMSdist	R	CCIC (2,1) = 0,64	CCIC (2,1) = 0,54	ID = 0,79
	AP	CCIC (2,1) = 0,55	CCIC (2,1) = 0,47	ID = 0,75
	ML	CCIC (2,1) = 0,56	CCIC (2,1) = 0,48	ID = 0,78
HRRRA	AP	CCIC (2,1) = 0,38	CCIC (2,1) = 0,20	ID = 0,62
	ML	CCIC (2,1) = 0,46	CCIC (2,1) = 0,34	ID = 0,67
Hs	R	CCIC (2,1) = 0,70	CCIC (2,1) = 0,62	ID = 0,27

Note : Les CCIC (coefficient de corrélation intra-classe) et ID (index de dépendabilité) ont été calculés en considérant un essai par jour.

\* Direction du mouvement pour lequel la variable est calculée : R = radial; AP = antéro-postérieur; ML = médio-latéral;

### 3.3 Test de réflexes

Les analyses d'identification de systèmes sont en mesure de prédire plus de  $94 \pm 6\%$  de la variance totale correspondant à la force résultante (mesurée entre le harnais et le moteur), à travers les sujets, jours et essais. Cette variance totale était expliquée essentiellement par la rigidité intrinsèque ( $91 \pm 5\%$ ) et beaucoup moins par la rigidité réflexive ( $4 \pm 2\%$ ). En effet, les forces inertielles dominaient les forces mesurées, ce qui n'est pas étonnant considérant le poids du tronc. En somme, ces statistiques indiquent que ce modèle mathématique est en mesure de très bien prédire la force nette mesurée. La faible proportion de la variance expliquée par la rigidité réflexive indique que l'activité réflexe est difficile à isoler (faible ratio signal/bruit) relativement aux forces inertielles en jeu. Cependant, il est à noter que la contribution de la rigidité réflexive est plus élevée lorsque les forces appliquées présentent un contenu fréquentiel plus bas et moins élevée lorsque les fréquences sont plus élevées.

### 3.3.1 Vérifications préalables

Le moment de force en extension à L5/S1 généré juste avant (dernières 25 ms) les perturbations variaient à travers les sujets et les essais autant chez hommes [ $19,2 \pm 3,5$  Nm (étendue : 10,6 – 37,3 Nm)] que chez les femmes [ $14,5 \pm 3,8$  Nm (étendue : 8,1 – 35,5 Nm)], par rapport à la valeur visée (15 et 10 Nm chez les hommes et les femmes, respectivement).

Le niveau de préactivation (variable *NPreEMG*) de plusieurs muscles du tronc (9 sur 12 muscles) a démontré un effet d'apprentissage entre les essais, mais pas entre les jours (Annexe C, **Tableau C-1**). Une interaction ESSAI  $\times$  JOUR a atteint le niveau de signification statistique pour deux muscles (OE et OI gauches), mais l'analyse visuelle (graphique) n'a révélé que cette interaction était peu marquée. En général, ces résultats démontrent une préactivation plus élevée lors du premier essai (et parfois aussi lors du deuxième) par rapport aux trois derniers, ce qui suggère que l'apprentissage s'est stabilisé lors des trois derniers essais. Cet effet a fait varier la médiane des valeurs de préactivation de 1 à 12 % dépendant des muscles (Annexe C, **Tableau C-1**). Les deux sites d'électrode ayant subi une variation supérieure à 5 % de cette médiane sont pour le L3-gauche et l'OE-gauche.

L'étude de l'effet d'apprentissage a aussi été répétée pour les quatre variables mécaniques (K, B, I, Gain du réflexe) issues des analyses d'identification de systèmes (Annexe C, **Tableau C-2**). L'effet ESSAI n'a été significatif que pour la variable I (composante intrinsèque inertielle) avec des valeurs plus élevées lors du premier essai ( $12,7 \pm 6,4$  N·s<sup>2</sup>/m) que lors des quatre essais suivants ( $10,7 \pm 5,7$  N·s<sup>2</sup>/m). Ces résultats sont étranges et demeurent inexpliqués pour le moment. L'effet JOUR a aussi été significatif pour une variable (K - composante intrinsèque élastique) avec des valeurs plus élevées lors du jour 1 ( $-1028 \pm 1384$  N/m) que lors du jour 2 ( $-1336 \pm 1439$  N/m). Finalement, une interaction ESSAI  $\times$  JOUR a atteint le niveau de signification statistique pour la variable Gain. Les ANOVAs à mesures répétées (facteur ESSAI) menées sur chaque jour séparément ont permis de déceler que la différence se situait seulement lors du jour 1 (essai 1 :  $-24 \pm 27$  N·s<sup>2</sup>/m > essai 2 :  $-36 \pm 19$  N·s<sup>2</sup>/m et essai 3 :  $-34 \pm 24$  N·s<sup>2</sup>/m).

Ces résultats portant sur l'effet d'apprentissage, bien qu'inexpliqués dans certains cas, permettent de conclure qu'il est plus prudent de ne pas considérer les deux premiers essais dans les prochaines analyses. En d'autres mots, il faut prévoir deux essais de pratique afin que l'apprentissage soit complété. Les analyses présentées dans les sections suivantes (fidélité, comparaisons entre groupes) ne considèrent donc que les trois derniers essais de chaque session de mesure. L'effet JOUR n'ayant été relevé que pour une seule variable, il apparaît que l'apprentissage entre sessions de mesure ne soit pas un problème important.

### 3.3.2 Étude de l'association avec les caractéristiques anthropométriques des sujets

Voici les corrélations de Pearson ( $n = 36$  sujets) entre les variables mécaniques (moyenne des valeurs obtenues pour tous les essais sur les deux jours) et les variables anthropométriques :

- 1) K avec taille ( $r = -0,11$ ;  $P = 0,508$ ) et masse ( $r = -0,05$ ;  $P = 0,781$ );
- 2) B avec taille ( $r = 0,65$ ;  $P < 0,001$ ) et masse ( $r = 0,46$ ;  $P = 0,005$ );
- 3) I avec taille ( $r = 0,46$ ;  $P = 0,005$ ) et masse ( $r = 0,67$ ;  $P < 0,001$ );
- 4) Gain du réflexe avec taille ( $r = -0,36$ ;  $P = 0,030$ ) et masse ( $r = -0,18$ ;  $P = 0,300$ ).

Les corrélations significatives, dont certaines étaient attendues (pour B et I), démontrent qu'il n'est pas possible de comparer directement les mesures entre différents individus. Néanmoins, il est possible de comparer des groupes d'individus en ajustant pour ces variables confondantes à l'aide d'analyses de covariance (ANCOVA avec taille et masse utilisées comme covariables). Malheureusement, il n'y a pas de méthode de normalisation de ces mesures permettant de réaliser des comparaisons directes entre les individus. Ces mesures peuvent cependant être utilisées lorsque le sujet est son propre contrôle (mesures répétées dans des conditions expérimentales différentes ou avant et après un programme de réadaptation).

### 3.3.3 Étude de la fidélité

La fidélité des variables confondantes potentielles qui peuvent induire des variations dans les estimations obtenues à l'aide de ce test, c'est-à-dire le degré d'activation des muscles du tronc précédant les perturbations, a d'abord été évaluée (Annexe C, **Tableau C-3**). Le moment de force en extension à L5/S1 ainsi que le niveau de préactivation (variable *NPreEMG*) des muscles du tronc générés juste avant les perturbations (dernières 25 ms) n'ont pas révélé une bonne fidélité. Il faut par contre mentionner que si on considère les valeurs de préactivation non normalisées (*PreEMG*), les IDs (pour la moyenne de cinq essais) des muscles du dos sont plus élevées (étendue : 0,42 – 0,87) par rapport à la variable *NPreEMG* (étendue : 0,00 – 0,66), ce qui était aussi vrai pour les muscles abdominaux. Cela démontre que la méthode de normalisation induit de la variation dans les estimations de préactivation musculaire. Il reste que les ESMs correspondantes n'étaient pas plus basses.

Certaines variables mécaniques (K, B et I) issues des analyses d'identification de systèmes ont mené à des IDs supérieures à 0,75 avec au plus deux essais, ce qui n'était malheureusement pas le cas du Gain du réflexe avec un ID atteignant 0,64 avec cinq essais (Annexe C, **Tableau C-3**). Cependant, ces résultats sont nettement plus élevés que les variables réflexes obtenues avec l'EMG de surface et notre protocole antérieur (Santos *et coll.* 2011). Un excellent ESM n'a été atteint que pour B avec cinq essais. En considérant cinq essais, les valeurs d'ESM peuvent atteindre 40 %, ce qui laisse place à l'amélioration. Allonger la période de perturbations (ex. : 120 sec) pourrait possiblement améliorer ces résultats de fidélité. Cependant, il faudra évaluer la faisabilité de cette procédure auprès des patients en termes d'acceptabilité et de la possible influence de la fatigue musculaire.

Malheureusement, la fidélité des variables mécaniques obtenues avec ce type d'évaluation (et d'analyses) n'a jamais rapporté auparavant, ce qui rend ces résultats originaux. Un autre protocole de mesure permettant d'évaluer la rigidité du tronc a été récemment proposé (Hodges *et coll.* 2009), tel qu'évalué avec un appareil similaire à ce que nous avons utilisé précédemment (**Figure 2**), mais en permettant des perturbations autant vers l'arrière que vers l'avant avec l'application d'une charge soudaine. Une étude de fidélité a été réalisée chez 10 sujets (5 sujets sains et 5 sujets avec lombalgie récurrente) avec des mesures espacées de deux jours. Les CCIC (type 2,1) étaient, pour la rigidité effective (rigidité intrinsèque + réflexive), de 0,67 et 0,60 pour les perturbations avant et arrière, respectivement. Le coefficient d'amortissement (damping), de son côté, présentait des CCIC de 0,72 et 0,57, respectivement. Ces valeurs sont légèrement inférieures, dans l'ensemble, aux variables mécaniques estimées dans la présente étude.



## 4. LIMITES

La présente étude comporte un nombre suffisant de sujets, car il a été estimé qu'un nombre minimal variant entre 25 et 30 sujets est nécessaire pour obtenir des estimations robustes lors d'une étude de fidélité (Springate 2012). Cependant, ce nombre était insuffisant pour obtenir des estimations pour chaque groupe (sujets sains et lombalgiques) séparément, notamment pour les sujets lombalgiques qui représentent une population très hétérogène pour laquelle obtenir un échantillon représentatif demeure toujours un défi important. En effet, des patients ayant des caractéristiques cliniques variées, notamment en ce qui a trait à la localisation et à l'intensité de la douleur, aux incapacités et aux caractéristiques psychologiques associées à la douleur (peur du mouvement, dramatisation de la douleur), peuvent potentiellement mener à des variations dans les résultats de fidélité. Il aurait été utile de comparer la fidélité des mesures provenant des deux groupes, mais il a été jugé plus utile de produire des estimations de fidélité (ID et ESM) plus justes que de répondre à cette question. Le fait que la moitié de l'échantillon soit composé de sujets lombalgiques est d'ailleurs une force de cette étude, comparativement à ce qui a été fait jusqu'à maintenant. Bien qu'une étude spécifique portant uniquement sur des sujets lombalgiques aurait été souhaitable, cela permet de mieux généraliser les résultats à la population pour laquelle ces mesures seront utilisées.



## 5. CONCLUSION

En ce qui a trait à la fidélité des trois tests, le protocole d'évaluation de la proprioception lombaire (sens du repositionnement) n'a pu mener à des mesures fidèles alors que pour le test de contrôle postural du tronc, un ensemble de mesures fidèles a été identifié en utilisant trois essais de 60 secondes. Pour ce qui est du test de réflexes, les résultats de fidélité varient de modérés à excellents selon la variable investiguée, pourvu que les deux premiers essais ne soient pas utilisés, car un apprentissage a été observé pour ce test. Pour ce qui est de la validité de critère du test de contrôle postural, elle s'est avérée très bonne par rapport aux mesures obtenues avec un système d'analyse de mouvement plus sophistiqué et plus précis. Finalement, à l'exception de certaines variables du test de réflexe, les variables des trois tests n'étaient généralement pas associées avec les caractéristiques anthropométriques des sujets, ce qui permet de faire des comparaisons entre individus. D'ailleurs, pour le test de contrôle postural, c'est la procédure de calibrage de la chaise (position des ressorts) qui a permis d'éliminer les effets du gabarit du sujet (taille et masse) sur la performance lors de ce test.

Cette étude a donc permis de relever des lacunes dans les protocoles de mesure, non seulement en ce qui a trait à l'abolition de la mesure du sens du repositionnement (proprioception lombaire) évaluée dans la présente étude, mais aussi en ce qui a trait au calibrage de la chaise instable (plus d'essais nécessaires).





## 6. IMPACT DU PROJET

Ce projet n'a pas fait l'objet d'un transfert de connaissances, car ces résultats ne se prêtent pas à une utilisation clinique. Ces tests peuvent être utilisés en recherche pour évaluer les fonctions neuromusculaires des muscles du tronc. Pourvu que ceux-ci soient sensibles au changement, ils ont le potentiel de suivre l'évolution des patients lors de la réadaptation et de valider des modalités spécifiques d'intervention en réadaptation pour renverser les atteintes spécifiques identifiées. Plus spécifiquement, nous croyons que ces tests doivent être utilisés pour étudier les mécanismes d'action associés à différents programmes de réadaptation, notamment les programmes d'exercices physiques.

**Suite des travaux.** Les retombées éventuelles de ces tests neuromusculaires concernent, à court et moyen terme, la recherche portant sur la définition de groupes cliniques et sur l'étude des mécanismes d'action des interventions cliniques. Elles concernent aussi, à plus long terme cette fois-ci, la clinique. En effet, considérant les difficultés à identifier un diagnostic chez les sujets lombalgiques chroniques, ces tests pourraient éventuellement être utilisés pour identifier des sous-groupes de patients, qui répondent bien ou pas du tout à certaines modalités spécifiques de traitement. Étant donné que diverses modalités de traitement sont prévues pour répondre à différentes pathologies spécifiques, il serait alors possible d'associer ces mesures à une condition clinique plus spécifique, donnant ainsi une certaine valeur diagnostique aux mesures utilisées. Les études portant sur le développement de règles de prédiction clinique (« clinical prediction rules ») suivent ce principe. Ces règles peuvent être appliquées à différents types d'intervention, passant des manipulations vertébrales (Childs *et coll.* 2004 ; Childs et Cleland 2006 ; Cleland *et coll.* 2007 ; Flynn *et coll.* 2002) aux exercices de stabilisation lombaire (Hicks *et coll.* 2005). Cette façon de faire permet d'attribuer des modalités d'intervention spécifiques à certains sous-groupes de patients et d'obtenir des résultats cliniques plus importants (Brennan *et coll.* 2006 ; Childs *et coll.* 2004 ; Fritz *et coll.* 2003 ; Long *et coll.* 2004). Présentement, les mesures utilisées pour identifier ces sous-groupes sont de nature clinique (examen physique, questionnaires sur variables psychologiques). Il faut maintenant associer des mesures de nature physiologique à ces sous-groupes pour mieux comprendre les mécanismes d'action mis à contribution par ces interventions cliniques. Une fois ces mécanismes d'action identifiés, il sera possible de définir des modalités de traitement (programmes d'exercices) plus spécifiques. Ultimement, ces mesures (bio marqueurs) pourraient peut-être même aider à raffiner les règles de prédiction clinique.



## 7. BIBLIOGRAPHIE

Airaksinen, O., Hildebrandt, J., Mannion, A. F., Brox, J. I., Klüber Moffett, J., Reis, S., Zanoli, G., Cedraschi, C., Kovacs, F. and Staal, J. B. European guidelines for the management of chronic non-specific low back pain. 1-91. 2004.

Asell, M., Sjolander, P., Kerschbaumer, H. and Djupsjobacka, M. (2006) Are lumbar repositioning errors larger among patients with chronic low back pain compared with asymptomatic subjects? *Arch.Phys.Med Rehabil.*, **87**, 1170-1176.

Baecke, J. A. H., Burema, J. and Frijters, J. E. R. (1982) A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American Journal of Clinical Nutrition*, **36**, 936-942.

Baratto, L., Morasso, P. G., Re, C. and Spada, G. (2002) A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, **6**, 246-270.

Barr, K. P., Griggs, M. and Cadby, T. (2007) Lumbar stabilization: a review of core concepts and current literature, part 2. *Am.J.Phys.Med.Rehabil.*, **86**, 72-80.

Biering-Sorensen, F. (1984) Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, **9**, 106-119.

Borkan, J. M., Koes, B., Reis, S. and Cherkin, D. C. (1998) A report from the Second International Forum for Primary Care Research on Low Back Pain. Reexamining priorities. *Spine*, **23**, 1992-1996.

Brennan, G. P., Fritz, J. M., Hunter, S. J., Thackeray, A., Delitto, A. and Erhard, R. E. (2006) Identifying subgroups of patients with acute/subacute "nonspecific" low back pain: results of a randomized clinical trial. *Spine*, **31**, 623-631.

Brumagne, S., Lysens, R. and Spaepen, A. (1999a) Lumbosacral position sense during pelvic tilting in men and women without low back pain: test development and reliability assessment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, **29**, 345-351.

Brumagne, S., Lysens, R. and Spaepen, A. (1999b) Lumbosacral repositioning accuracy in standing posture: a combined electrogoniometric and videographic evaluation. *Clinical Biomechanics*, **14**, 361-363.

Childs, J. D. and Cleland, J. A. (2006) Development and application of clinical prediction rules to improve decision making in physical therapist practice. *Phys.Ther.*, **86**, 122-131.

Childs, J. D., Fritz, J. M., Flynn, T. W., Irrgang, J. J., Johnson, K. K., Majkowski, G. R. and Delitto, A. (2004) A clinical prediction rule to identify patients with low back pain most likely to benefit from spinal manipulation: a validation study. *Ann.Intern.Med.*, **141**, 920-928.

Cholewicki, J., Polzhofer, G. K. and Radebold, A. (2000) Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics*, **33**, 1733-1737.

Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K. and Goldberg, B. (2005) Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*, **30**, 2614-2620.

Cleland, J. A., Childs, J. D., Fritz, J. M., Whitman, J. M. and Eberhart, S. L. (2007) Development of a clinical prediction rule for guiding treatment of a subgroup of patients with neck pain: use of thoracic spine manipulation, exercise, and patient education. *Phys Ther*, **87**, 9-23.

Clinical research agenda for physical therapy (2000) *Phys Ther*, **80**, 499-513.

Collins, J. J. and De Luca, C. J. (1993) Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp.Brain Res.*, **95**, 308-318.

CSST . Statistiques sur les affections vertébrales 2004-2007. 2008.

Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. M. and Danneels, L. A. (2004) Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **14**, 333-342.

Delignieres, D., Deschamps, T., Legros, A. and Caillou, N. (2003) A methodological note on nonlinear time series analysis: is the open- and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a statistical artifact? *J Mot.Behav.*, **35**, 86-97.

Descarreaux, M., Blouin, J. S. and Teasdale, N. (2005) Repositioning accuracy and movement parameters in low back pain subjects and healthy control subjects. *Eur Spine J*, **14**, 185-191.

Dionne, C. E. (1999) Low back pain. In Crombie, I. K. (ed), *Epidemiology of pain*. International Association for the Study of Pain Press, Seattle.

Djupsjobacka, M. and Domkin, D. (2005) Correlation analysis of proprioceptive acuity in ipsilateral position-matching and velocity-discrimination. *Somatosens.Mot.Res.*, **22**, 85-93.

Doyle, R. J., Hsiao-Wecksler, E. T., Ragan, B. G. and Rosengren, K. S. (2007) Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait.Posture.*, **25**, 166-171.

Durnin, J. V. G. A. and Womersley, J. (1974) Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *British Journal of Nutrition*, **32**, 77-97.

Ebenbichler, G. R., Oddsson, L. I., Kollmitzer, J. and Erim, Z. (2001) Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Med.Sci.Sports Exerc.*, **33**, 1889-1898.

- Eisenstein, S. M. (1999) "Instability" and low back pain. A way out of the semantic maze. In Szpalski, M., Gunzburg, R. and Pope, M. H. (eds), *Lumbar Segmental Instability*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp. 39-51.
- Flynn, T., Fritz, J., Whitman, J., Wainner, R., Magel, J., Rendeiro, D., Butler, B., Garber, M. and Allison, S. (2002) A clinical prediction rule for classifying patients with low back pain who demonstrate short-term improvement with spinal manipulation. *Spine*, **27**, 2835-2843.
- Fritz, J. M., Delitto, A. and Erhard, R. E. (2003) Comparison of classification-based physical therapy with therapy based on clinical practice guidelines for patients with acute low back pain: a randomized clinical trial. *Spine*, **28**, 1363-1371.
- Fritz, J. M., Erhard, R. E. and Hagen, B. F. (1998) Segmental instability of the lumbar spine. *Physical Therapy*, **78**, 889-896.
- Gill, K. P. and Callaghan, M. J. (1998) The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine*, **23**, 371-377.
- Granata, K. P., Slota, G. P. and Bennett, B. C. (2004) Paraspinal muscle reflex dynamics. *J Biomech.*, **37**, 241-247.
- Hayden, J. A., van Tulder, M. W., Malmivaara, A. V. and Koes, B. W. (2005) Meta-analysis : exercise therapy for nonspecific low back pain. *Ann.Intern.Med.*, **142**, 765-775.
- Henschke, N., Maher, C. G., Refshauge, K. M., Das, A. and McAuley, J. H. (2007) Low back pain research priorities : a survey of primary care practitioners. *BMC.Fam.Pract.*, **8**, 40.
- Hicks, G. E., Fritz, J. M., Delitto, A. and McGill, S. M. (2005) Preliminary development of a clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a stabilization exercise program. *Arch.Phys Med.Rehabil.*, **86**, 1753-1762.
- Hildebrandt, V. H. (1995) Back pain in the working population: prevalence rates in Dutch trades and professions. *Ergonomics*, **38**, 1283-1298.
- Hirsch, G., Beach, G., Cooke, C., Menard, M. and Locke, S. (1991) Relationship between performance on lumbar dynamometry and Waddell score in a population with low-back pain. *Spine*, **16**, 1039-1043.
- Hodges, P., van den, H. W., Dawson, A. and Cholewicki, J. (2009) Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *J.Biomech*, **42**, 61-66.
- Hodges, P. W. and Moseley, G. L. (2003) Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 361-370.
- Kearney, R. E. and Hunter, I. W. (1983) System identification of human triceps surae stretch reflex dynamics. *Exp.Brain Res.*, **51**, 117-127.

- Kearney, R. E. and Hunter, I. W. (1988) Nonlinear identification of stretch reflex dynamics. *Ann.Biomed.Eng*, **16**, 79-94.
- Kearney, R. E., Stein, R. B. and Parameswaran, L. (1997) Identification of intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness dynamics. *IEEE Trans.Biomed.Eng*, **44**, 493-504.
- Koumantakis, G. A., Winstanley, J. and Oldham, J. A. (2002) Thoracolumbar proprioception in individuals with and without low back pain: intratester reliability, clinical applicability, and validity. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.*, **32**, 327-335.
- Lam, S. S. K., Jull, G. and Treleaven, J. (1999) Lumbar spine kinesthesia in patients with low back pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, **29**, 294-299.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. and Loisel, P. (2001) Median frequency of the electromyographic signal: effect of time-window location on brief step contractions. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **11**, 65-71.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P. and Vadeboncoeur, R. (2002) Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Arch Phys Med Rehabil.*, **83**, 1206-1214.
- Lariviere, C., Bilodeau, M., Forget, R., Vadeboncoeur, R. and Mecheri, H. (2010a) Poor Back Muscle Endurance Is Related to Pain Catastrophizing in Patients With Chronic Low Back Pain. *Spine*, **35**, E1178-E1186.
- Lariviere, C., Forget, R., Vadeboncoeur, R., Bilodeau, M. and Mecheri, H. (2010b) The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses. *Eur J Appl.Physiol*, **109**, 577-590.
- Lariviere, C., Gravel, D., Gagnon, D., Gardiner, P., Bertrand, A. A. and Gaudreault, N. (2006) Gender influence on fatigability of back muscles during intermittent isometric contractions : A study of neuromuscular activation patterns. *Clin Biomech*, **21**, 893-904.
- Lariviere, C., Gravel, D., Gardiner, P., Bertrand, A. A., Gagnon, D. and Loisel, P. (2009) A submaximal test to assess back muscle capacity : evaluation of construct validity. *J Electromyogr.Kinesiol.*, **19**, e422-e429.
- Lee, A. S., Cholewicki, J., Reeves, N. P., Zazulak, B. T. and Mysliwiec, L. W. (2010) Comparison of trunk proprioception between patients with low back pain and healthy controls. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, **91**, 1327-1331.
- Lee, H. and Granata, K. P. (2008) Process stationarity and reliability of trunk postural stability. *Clin.Biomech.*, **23**, 735-742.
- Long, A., Donelson, R. and Fung, T. (2004) Does it matter which exercise? A randomized control trial of exercise for low back pain. *Spine*, **29**, 2593-2602.

- Luoto, S., Heliovaara, M., Hurri, H. and Alaranta, H. (1995) Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical Biomechanics*, **10**, 323-324.
- Luoto, S., Taimela, S., Hurri, H. and Alaranta, H. (1999) Mechanisms explaining the association between low back trouble and deficits in information processing. A controlled study with follow-up. *Spine*, **24**, 255-261.
- Maffey-Ward, L., Jull, G. and Wellington, L. (1996) Toward a clinical test of lumbar spine kinesthesia. *J.Orthop.Sports Phys.Ther.*, **24**, 354-358.
- Marwan, N., Romano, M. C., Thiel, M. and Kurths, J. Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Physics Reports-Review Section of Physics Letters* 438, 237-329. 2007.
- McGill, S. (1991) Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*, **9**, 91-103.
- McGill, S. (2002) *Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation*. Human Kinetics, Champaign, U.S.A.
- Mirbagheri, M. M., Barbeau, H. and Kearney, R. E. (2000) Intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness: variation with activation level and position. *Exp.Brain Res.*, **135**, 423-436.
- Mirbagheri, M. M., Barbeau, H., Ladouceur, M. and Kearney, R. E. (2001) Intrinsic and reflex stiffness in normal and spastic, spinal cord injured subjects. *Exp.Brain Res.*, **141**, 446-459.
- Moorhouse, K. M. and Granata, K. P. (2007) Role of reflex dynamics in spinal stability: Intrinsic muscle stiffness alone is insufficient for stability. *J.Biomech.*, **40**, 1058-1065.
- O'Sullivan, P. B., Twomey, L. and Allison, G. T. (1998) Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, **27**, 114-124.
- Panjabi, M. M. (1992) The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, **5**, 383-389.
- Panjabi, M. M. (2003) Clinical spinal instability and low back pain. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 371-379.
- Panjabi, M. M. (2006) A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J*, **15**, 668-676.
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G. and Myklebust, B. M. (1996) Measures of postural steadiness : differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, **43**, 956-966.

- Radebold, A., Cholewicki, J., Palzhofer, G. K. and Greene, H. S. (2001) Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, **26**, 724-730.
- Reeves, N. P., Narendra, K. S. and Cholewicki, J. (2007) Spine stability : the six blind men and the elephant. *Clin.Biomech.*, **22**, 266-274.
- Richardson, C., Hodges, P. and Hides, J. (2004) *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization*. Churchill Livingstone, Sydney.
- Santos, B. R., Lariviere, C., Delisle, A., McFadden, D., Plamondon, A. and Imbeau, D. (2011) Sudden loading perturbation to determine the reflex response of different back muscles: a reliability study. *Muscle Nerve*, **43**, 348-359.
- Santos, B. R., Lariviere, C., Delisle, A., Plamondon, A., Boileau, P. É. and Imbeau, D. A laboratory study to quantify the biomechanical responses to whole-body vibration: the influence on balance, reflex response, muscular activity and fatigue. *International Journal of Industrial Ergonomics* 38[7-8], 626-639. 2008.
- Shavelson, R. J. and Webb, N. M. (1991) *Generalizability theory. A primer*. SAGE Publications, London.
- Shrout, P. E. and Fleiss, J. L. (1979) Intraclass Correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, **86**, 420-428.
- Slota, G. P., Granata, K. P. and Madigan, M. L. (2008) Effects of seated whole-body vibration on postural control of the trunk during unstable seated balance. *Clin.Biomech.*, **23**, 381-386.
- Smeets, R. J., Vlaeyen, J. W., Hidding, A., Kester, A. D., van der Heijden, G. J., van Geel, A. C. and Knottnerus, J. A. (2006) Active rehabilitation for chronic low back pain : Cognitive-behavioral, physical, or both? First direct post-treatment results from a randomized controlled trial [ISRCTN22714229]. *BMC.Musculoskelet.Disord.*, **7**, 5.
- Smith, G. (1989) Padding point extrapolation techniques for the Butterworth digital filter. *Journal of Biomechanics*, **22**, 967-971.
- Spitzer, W. O., Leblanc, F. E. and Dupuis, M. (1987) Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders. *Spine*, **12**, S1-S59.
- Springate, S. D. (2011) The effect of sample size and bias on the reliability of estimates of error: a comparative study of Dahlberg's formula. *Eur J Orthod.*, **34**, 158-163.
- Stevens, V. K., Bouche, K. G., Mahieu, N. N., Cambier, D. C., Vanderstraeten, G. G. and Danneels, L. A. (2006) Reliability of a functional clinical test battery evaluating postural control, proprioception and trunk muscle activity. *Am.J Phys.Med Rehabil.*, **85**, 727-736.
- Swinkels, A. and Dolan, P. (1998) Regional assessment of joint position sense in the spine. *Spine*, **23**, 590-597.



- Taimela, S., Osterman, K., Alaranta, H., Soukka, A. and Kujala, U. M. (1993) Long psychomotor reaction time in patients with chronic low-back pain: preliminary report. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **74**, 1161-1164.
- Thomas, J. S., France, C. R., Sha, D. and Wiele, N. V. (2008) The influence of pain-related fear on peak muscle activity and force generation during maximal isometric trunk exertions. *Spine*, **33**, E342-E348.
- Van Albada, S. J. and Robinson, P. A. (2007) Transformation of arbitrary distributions to the normal distribution with application to EEG test-retest reliability. *J.Neurosci.Methods*, **161**, 205-211.
- Van Daele, U., Hagman, F., Truijen, S., Vorlat, P., Van Gheluwe, B. and Vaes, P. (2009) Differences in balance strategies between nonspecific chronic low back pain patients and healthy control subjects during unstable sitting. *Spine*, **34**, 1233-1238.
- Van Daele, U., Huyvaert, S., Hagman, F., Duquet, W., Van Gheluwe, B. and Vaes, P. (2007) Reproducibility of postural control measurement during unstable sitting in low back pain patients. *BMC.Musculoskelet.Disord.*, **8**, 44.
- van der Burg, J. C., van Wegen, E. E., Rietberg, M. B., Kwakkel, G. and van Dieen, J. H. (2006) Postural control of the trunk during unstable sitting in Parkinson's disease. *Parkinsonism.Relat Disord.*, **12**, 492-498.
- van Dieen, J. H., Koppes, L. L. and Twisk, J. W. (2010a) Low-Back Pain History and Postural Sway in Unstable Sitting. *Spine*, **35**, 812-817.
- van Dieen, J. H., Koppes, L. L. and Twisk, J. W. (2010b) Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait.Posture.*, **31**, 42-46.
- van Tulder, M., Malmivaara, A., Esmail, R. and Koes, B. (2000a) Exercise therapy for low back pain. A systematic review within the framework of the Cochrane collaboration back review group. *Spine*, **25**, 2784-2796.
- van Tulder, M. W., Ostelo, R., Vlaeyen, J. W., Linton, S. J., Morley, S. J. and Assendelft, W. J. (2000 b) Behavioral treatment for chronic low back pain : a systematic review within the framework of the Cochrane Back Review Group. *Spine*, **25**, 2688-2699.
- Vera-Garcia, F. J., Brown, S. H., Gray, J. R. and McGill, S. M. (2006) Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clin Biomech*, **21**, 443-455.
- Wessels, T., van Tulder, M., Sigl, T., Ewert, T., Limm, H. and Stucki, G. (2006) What predicts outcome in non-operative treatments of chronic low back pain? A systematic review. *Eur Spine J*, **15**, 1633-1644.



## **ANNEXE A : Résultats pour le test de proprioception**

**Tableau A-1 : Résultats de l'étude-G et de l'étude-D pour les variables du test de proprioception**

Variable	N	Moyenne	(ET)	Étude G*			Étude D†		
				$\sigma_S^2$	$\sigma_J^2$	$\sigma_{SJ}^2$	ID	ESM	%ESM
Stratégie de mesure #1 : calcul des variables avec les 3 meilleurs essais									
MEAb	32	2,2	(2,1)	17	0	83	0,17	1,9	86
MEAI	32	-0,2	(2,6)	33	0	67	0,33	2,2	1148
ETAI	32	1,5	(1,6)	26	0	74	0,26	1,4	92
Stratégie de mesure #2 : calcul des variables avec les 3 premiers essais									
MEAb	32	3,4	(2,6)	17	0	83	0,17	2,4	70
MEAI	32	0,3	(3,9)	27	0	73	0,27	3,3	1109
ETAI	32	2,4	(1,9)	35	3	62	0,35	1,5	65
Stratégie de mesure #3 : calcul des variables avec tous les essais disponibles (n = 5)									
MEAb	32	3,2	(2,3)	15	0	85	0,15	2,2	68
MEAI	32	0,2	(3,4)	30	0	70	0,30	2,9	1838
ETAI	32	2,4	(1,7)	24	1	74	0,24	1,5	63

N : nombre de sujets considérés dans chaque analyse de fidélité; ET : écart-type; MEAb : moyenne erreur absolue; MEAI : moyenne erreur algébrique; ETAI : écart-type de l'erreur algébrique;

\*Les résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance.  $\sigma_S^2$  : sujet;  $\sigma_J^2$  : jour;  $\sigma_{SJ}^2$  : sujet  $\times$  jour

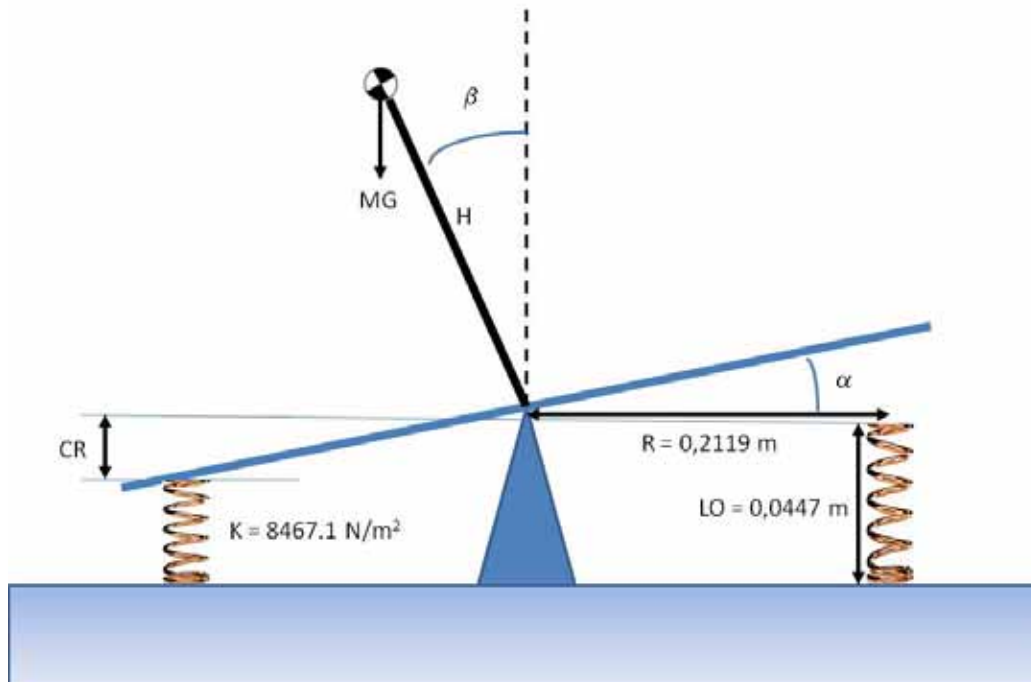
† Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. ID : index de dépendabilité; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne. Ici, les stratégies de mesure sont en fonction du nombre d'essais considérés dans le calcul des variables, c.-à-d. 3 ou 5 essais par jour.

## **ANNEXE B : Résultats pour le test de contrôle postural**

### ANNEXE B-1 : Procédure de calibrage de la chaise instable

Ce calibrage permet d'ajuster la position des ressorts de manière à évaluer la performance des sujets à des niveaux comparables de stabilité relative et ceci peu importe les caractéristiques anthropométriques des sujets. Le principe est de déterminer la position des ressorts par rapport au pivot ( $R_{\text{ressort}}$ ) permettant un équilibre optimal (100 % $\nabla$ G) pour un individu ayant des caractéristiques anthropométriques données. Par la suite, il est alors possible de positionner les ressorts à une fraction de  $R_{\text{ressort}}$  (ex.  $0,6 \times R_{\text{ressort}}$ ) afin que le système soit instable, mais à un niveau de difficulté (60 % $\nabla$ G dans cet exemple) comparable entre les individus.

Tel qu'illustré à la **Figure B-1**, la chaise a été conçue de manière à ce qu'une inclinaison de son siège (angle  $\alpha$ ) impliquera une force de réaction des ressorts [ $KR\sin(\alpha)$ ]. Les ressorts s'opposent donc au moment gravitationnel généré par le centre de masse du sujet [ $MgH\sin(\beta)$ ]. Les ressorts peuvent être positionnés à une distance variant entre 6 et 21 cm du pivot. Cette distance est convertie en pourcentage de  $MgH$  pour correspondre au ratio de la force du ressort et de la force gravitationnelle.



**Figure B-1 : Modélisation du système sujet/chaise en termes de géométrie et forces en jeu. Les ressorts ne sont pas attachés à la surface du siège de la chaise, tel que démontré avec le ressort de droite. Les dimensions de ce diagramme ne respectent pas les proportions du système réel afin de mieux illustrer les composantes du système.**

Voici les données de base du système, telles qu'illustrées à la Figure B-1 :

- Constante de rigidité du ressort :  $K = 8467,1 \text{ N/m}$ ;
- Longueur initiale du ressort :  $L0 = 0,0447 \text{ m}$ ;

- Distance initiale du ressort par rapport au pivot :  $R=0,2119$  m;
- Compression du ressort en fonction de l'angle du siège :

$$CR = R \times \sin(\alpha) \text{ (Eq.1)}$$

On a l'équation représentant l'état d'équilibre de la chaise et qui est la somme des moments appliqués au pivot, qui est donnée par :

$$(M \times g) \times H \times \sin(\beta) - (K \times CR) \times R = 0 \text{ (Eq.2)}$$

En remplaçant Eq.1 dans Eq.2 on a :

$$(M \times g) \times H \times \sin(\beta) = K \times R^2 \times \sin(\alpha) \text{ (Eq.3)}$$

Slota et coll. (2008) utilise un guide, positionné sur la partie arrière de la chaise, de manière à ce que le tronc demeure perpendiculaire au siège dans les deux positions statiques (à la verticale et tronc en flexion avant) servant au calibrage. Cela permet de faire l'hypothèse simplificatrice que les angles  $\alpha$  et  $\beta$  sont équivalents et d'ainsi simplifier l'équation en éliminant les sinus de ces deux angles. Or, ce guide, fait de bois, change les propriétés du système. Conséquemment, nous avons choisi de procéder autrement en demandant au sujet d'initier un tout petit mouvement du tronc vers l'avant afin que tout le système bascule et avons fait l'hypothèse simplificatrice que les angles  $\alpha$  et  $\beta$  sont équivalents, notamment dans la phase définie par les bornes a et b de la **Figure B-2**. Les résultats démontrent effectivement que les angles  $\alpha$  et  $\beta$  sont très similaires à l'intérieur de ces bornes. Il est alors possible d'approximer la distance du ressort par rapport au pivot, ou le rayon du ressort ( $R_{\text{ressort}}$ ) correspondant à une chaise en équilibre (en éliminant les sinus des deux angles  $\alpha$  et  $\beta$  à partir de l'(Eq.3).

$$R_{\text{ressort}} = \sqrt{\frac{M \times g \times H}{K}} \text{ (Eq.4)}$$

L'inconnue dans l'(Eq.4) est le produit  $M \times g \times H$ . Trois méthodes de calibrage ont été comparées afin de déterminer celui-ci :

- (1) La méthode cinématique inertielle où l'angle  $\alpha$  de la chaise et l'angle du tronc  $\beta$  sont mesurés avec des senseurs inertiels positionnés sur le siège et à C7, respectivement;
- (2) La méthode cinématique optoélectronique où l'angle  $\alpha$  de la chaise est mesuré avec les diodes électroluminescentes (DEL) positionnées sur le siège. L'angle du tronc  $\beta$  (en 2D) est obtenu en utilisant le centre des DELs positionnées sur le senseur inertielle de C7 et le centre des DELs positionnées sur le senseur inertielle du Sacrum;
- (3) La méthode dynamométrique (avec plate-forme de force) où l'angle du tronc  $\beta$  est obtenu comme dans la méthode optoélectronique. Ici, le moment ( $M$ ) de la plate-forme est calculé en multipliant la force verticale avec le bras de levier de cette force (distance par rapport au pivot). La position relative de la chaise et de la plate-forme est obtenue avec le système optoélectronique.

En reformulant l'équation (Eq.2) pour deux positions a et b du tronc (**Figure B-2**) on a :

$$M \times g \times H \times \sin(\beta_a) = K \times CR_r \times R \text{ (Eq.5)}$$

$$M \times g \times H \times \sin(\beta_b) = K \times CR_b \times R \text{ (Eq.6)}$$

Des équations (Eq.5 et Eq.6) on a une estimation de  $M \times G \times H$  tel que :

$$M \times g \times H = K \times R \times \frac{CR_b - CR_a}{\sin(\beta_b) - \sin(\beta_a)} \quad (\text{Eq.7})$$

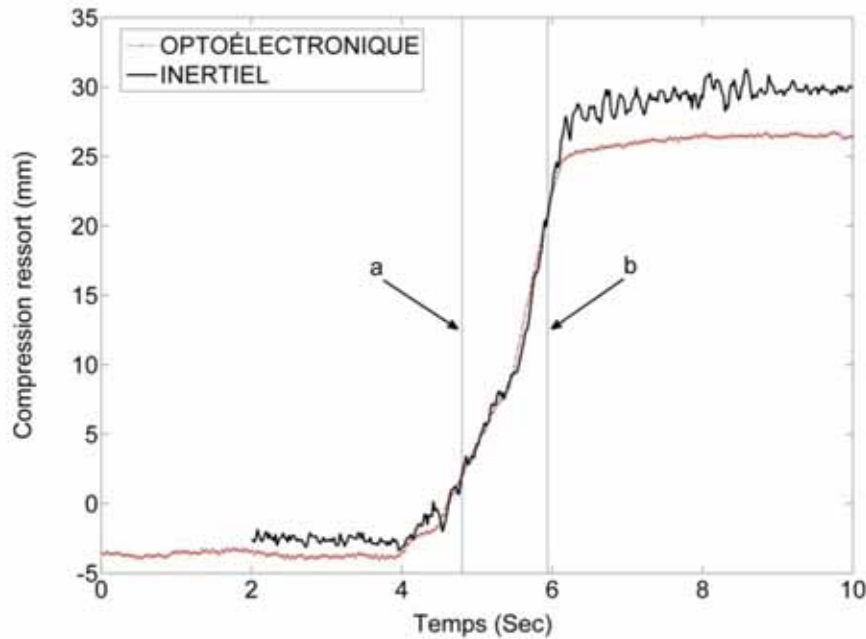
De la même manière, on peut estimer  $M \times G \times H$  en faisant deux mesures du moment de force ( $M$ ) appliqué sur la plateforme aux mêmes positions distinctes a et b, on a :

$$M \times g \times H \times \sin(\beta_a) = M_a \quad (\text{Eq.8})$$

$$M \times g \times H \times \sin(\beta_b) = r_b \quad (\text{Eq.9})$$

De (Eq.8) et (Eq.9) on obtient:

$$M \times g \times H = \frac{M_b - M_a}{\sin(\beta_b) - \sin(\beta_a)} \quad (\text{Eq.10})$$



**Figure B-2 : Compression du ressort (CR) en fonction du temps lors d'un essai de calibrage où le sujet fléchi très lentement le tronc vers l'avant jusqu'à ce que le ressort atteigne sa limite en compression. Les deux barres verticales indiquent la région d'intérêt pour les calculs subséquents.**

**On voit les estimations CR obtenues avec les deux systèmes cinématiques (inertiel et optoélectronique) permettant de suivre le mouvement de la chaise.**

Contrairement à Slota et coll. (2008), au lieu d'utiliser deux positions statiques distinctes du tronc pour estimer  $MgH$ , tous les points de la région [a, b] de la Figure B-3 ont été considérés afin de calculer une pente entre les mesures d'intérêt pour la méthode cinématique (**Figure B-3**), la méthode optoélectronique (**Figure B-4**) et la méthode dynamométrique (**Figure B-5**). Si nous reformulons l'(Eq.7), applicable pour la méthode inertielle et optoélectronique afin de représenter cette pente, nous obtenons :

$$M \times g \times H = K \times R \times Pente \quad (\text{Eq.11})$$

Pour la méthode dynamométrique, d'après l'Eq.10, la pente représente directement le produit  $M \times G \times H$ :



$$M \times g \times H = Pente \text{ (Eq.12)}$$

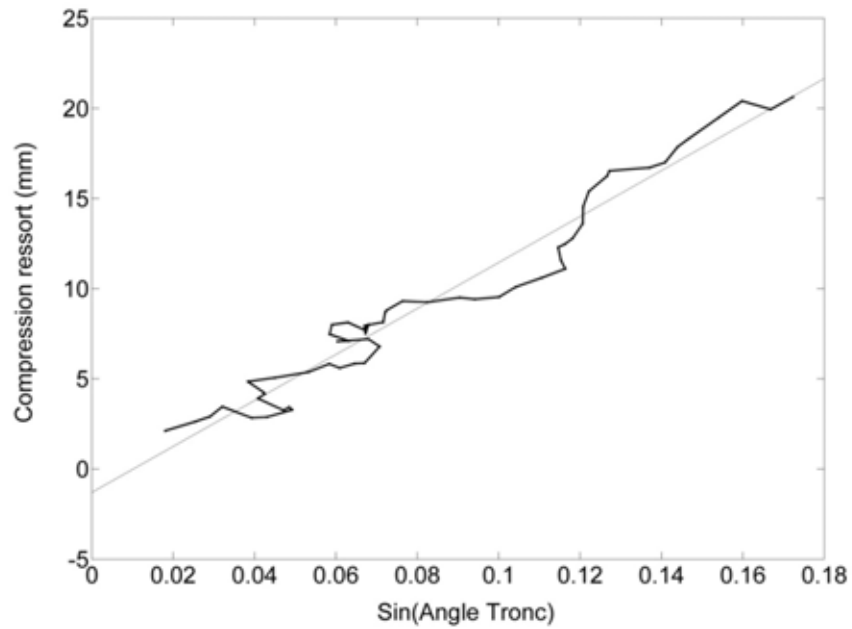


Figure B-3 : Compression du ressort en fonction du sinus de l'angle du tronc dans la région de la courbe où il y a un changement pour ces deux variables (voir bornes a et b illustrées à la Figure B-2). La Pente est calculée à travers ces points à l'aide d'un polynôme du 1<sup>er</sup> degré (régression linéaire).

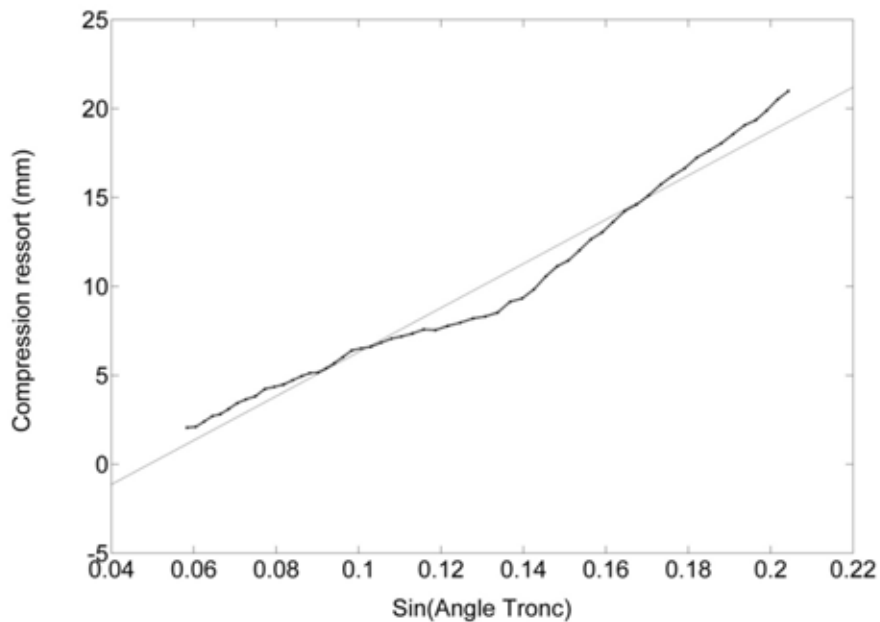
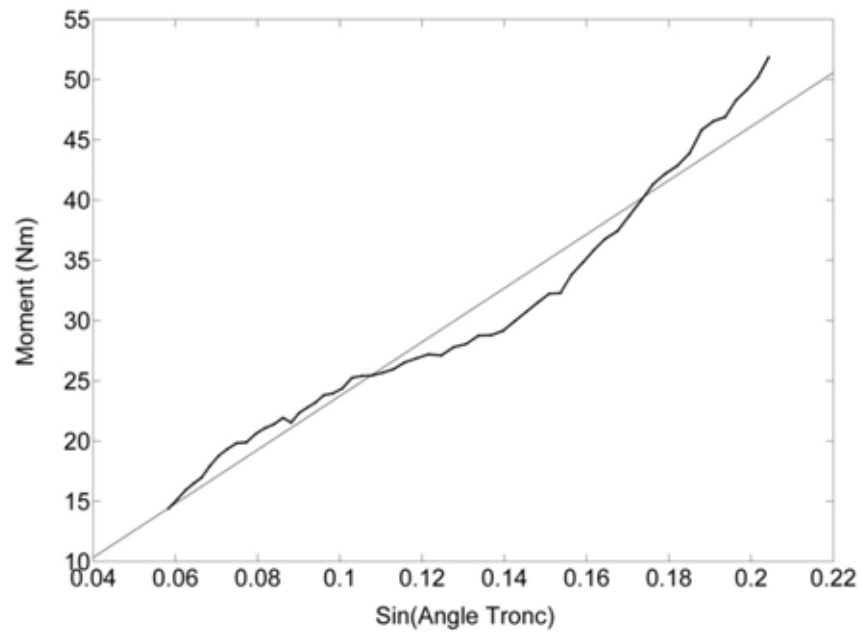


Figure B-4 : Compression du ressort en fonction du sinus de l'angle du tronc ( $\beta$ ) dans la région de la courbe où il y a un changement pour ces deux variables (voir bornes a et b illustrées à la Figure B.2). La Pente est calculée à travers ces points à l'aide d'un polynôme du 1<sup>er</sup> degré (régression linéaire).



**Figure B-5 : Moment de force (M) mesuré par la plate-forme dynamométrique en fonction du sinus de l'angle du tronc ( $\beta$ ) dans la région de la courbe où il y a un changement pour ces deux variables (voir bornes illustrées à la Figure B-2). La Pente est calculée à travers ces points à l'aide d'un polynôme du 1<sup>er</sup> degré (régression linéaire).**

**ANNEXE B-2 : Description des variables sommaires du test de contrôle postural**

Les variables sont parfois calculées selon les mouvements dans l'axe antéro-postérieur (AP) ou l'axe médio-latéral (ML) ou à l'aide des données recueillies sur les deux axes à la fois, c'est-à-dire selon ce que l'on nommera l'axe radial (R). Ces variables sont très brièvement décrites dans le tableau suivant alors le lecteur est dirigé vers les références citées afin de comprendre leur vraie nature.

**Tableau B-1 : Description des variables sommaires permettant de quantifier un stabilogramme**

<b>Abréviation (unités)</b>	<b>Description</b>
<b>Variables traditionnelles (Prieto <i>et coll.</i> 1996)</b>	
RMSdist (°)	Distance RMS (root mean square) par rapport au centre du stabilogramme
MVELO (°/s)	Vélocité angulaire moyenne
MFREQ (Hz)	Fréquence moyenne : fréquence de rotation, en révolutions par seconde, de la position angulaire
FD	Dimension fractale : mesure sans unité permettant de quantifier le degré avec lequel une courbe remplit l'espace occupé par le stabilogramme
MedFREQ (Hz)	Fréquence médiane du spectre de fréquences
FREQD	Dispersion de fréquences : mesure sans unité de la variabilité dans le contenu fréquentiel du spectre de fréquences
<b>Nouvelle variable développée dans la présente étude</b>	
%C-RX° (%)	Proportion du parcours angulaire total réalisé à l'intérieur d'un cercle d'un certain rayon de X degrés.
<b>“Hurst rescaled range analysis” – HRRA (Delignieres <i>et coll.</i> 2003)</b>	
HRRA	Les valeurs près de zéro indiquent que les perturbations risquent d'être contrôlées et attirées vers un état d'équilibre alors que les valeurs supérieures à 0,5 suggèrent que les perturbations augmenteront.
<b>« Recurrence quantification analysis » – RQA, avec les fonctions Matlab produites par (Marwan <i>et coll.</i> 2007)</b>	
%RECUR	Pourcentage de points récurrents du graphique de récurrence. Un vecteur de dimension N est considéré comme récurrent que lorsque sa distance Euclidienne avec un autre vecteur est en deçà d'un certain seuil.
% DET	Pourcentage de déterminisme : Pourcentage de points récurrents formant les diagonales du graphique de récurrence, permettant de quantifier si des séquences (patterns) se répètent dans le temps.
DIAG	Longueur moyenne de la diagonale du graphique de récurrence
ENTROP	Entropie : Permet de quantifier le degré de complexité d'un signal

**Tableau B-1 : (suite)**

<b>Abréviation (unités)</b>	<b>Description</b>
« Sway density », avec les fonctions Matlab produites par (Baratto <i>et coll.</i> 2002)	
numMax	Nombre maximal de pics par seconde sur la courbe de densité oscillatoire (SDC - « sway density curve »)
mDUR	Temps moyen entre les pics consécutifs de la SDC
sdDUR	Écart-type des temps entre les pics consécutifs de la SDC
mDIST	Moyenne de la distance spatiale entre les pics consécutifs de la SDC
sdDIST	Écart-type de la distance spatiale entre les pics consécutifs de la SDC
mPEAKS	Durée moyenne des pics consécutifs de la SDC
sdPEAKS	Écart-type de la durée des pics consécutifs de la SDC
« Diffusion plots » (Collins et De Luca 1993)	
Ds	Coefficient de diffusion correspondant à la région à court (short) terme du graphique de diffusion
DI	Coefficient de diffusion correspondant à la région à long terme du graphique de diffusion
Hs	« Scaling exponent » correspondant à la région à court (short) terme du graphique de diffusion
HI	« Scaling exponent » correspondant à la région à long terme du graphique de diffusion
CP	Point critique séparant les deux régions (courte et longue) du graphique de diffusion

**Tableau B-2 : Résultats de l'étude de fidélité (étude D) pour les variables de contrôle postural en position assise sur chaise instable**

Variable	Dir.*	Moyenne (ET)	Stratégie: 1 mesure/jour			Stratégie: 3 mesures/jour			Stratégie: 5 mesures/jour			N †
			ID	ESM	ESM(%)	ID	ESM	ESM(%)	ID	ESM	ESM(%)	
<b>Variabes traditionnelles (Prieto <i>et coll.</i> 1996)</b>												
RMSdist	R	5,59 (2,61)	<b>0,79</b>	1,23	22	<b>0,82</b>	1,11	20	<b>0,83</b>	1,09	19	1
(°)	AP	3,98 (1,91)	<b>0,75</b>	1,00	25	<b>0,79</b>	0,89	22	<b>0,80</b>	0,87	22	1
	ML	3,88 (1,79)	<b>0,78</b>	0,86	22	<b>0,83</b>	0,74	19	<b>0,84</b>	0,71	18	1
MVELO	R	8,84 (4,93)	<b>0,78</b>	2,34	26	<b>0,80</b>	2,18	25	<b>0,81</b>	2,15	24	1
(°/s)	AP	5,67 (3,18)	0,72	1,71	30	<b>0,75</b>	1,58	28	<b>0,76</b>	1,55	27	3
	ML	5,57 (3,16)	<b>0,83</b>	1,34	24	<b>0,85</b>	1,21	22	<b>0,86</b>	1,18	21	1
MFREQ	R	0,33 (0,11)	0,73	0,06	18	<b>0,79</b>	0,05	15	<b>0,80</b>	0,05	14	2
(Hz)	AP	0,29 (0,09)	<b>0,75</b>	0,05	16	<b>0,81</b>	0,04	14	<b>0,82</b>	0,04	13	1
	ML	0,33 (0,10)	0,70	0,06	17	<b>0,79</b>	0,05	14	<b>0,81</b>	0,04	13	2
FD ††	PD	1,60 (0,12)	0,66	0,07	4	<b>0,78</b>	0,05	3	<b>0,81</b>	0,05	3	3
	CC	1,70 (0,11)	0,70	0,06	4	<b>0,78</b>	0,05	3	<b>0,80</b>	0,05	3	2
	CE	1,69 (0,11)	0,70	0,06	4	<b>0,77</b>	0,05	3	<b>0,78</b>	0,05	3	2
MedFREQ	R	0,27 (0,08)	0,61	0,05	19	<b>0,76</b>	0,04	13	<b>0,80</b>	0,03	12	3
(Hz)	AP	0,30 (0,09)	0,65	0,05	18	<b>0,75</b>	0,04	14	<b>0,77</b>	0,04	13	4
	ML	0,37 (0,11)	0,67	0,06	17	<b>0,75</b>	0,05	14	<b>0,77</b>	0,05	13	3
FREQD	R	0,59 (0,04)	0,46	0,03	5	0,70	0,02	3	<b>0,78</b>	0,01	2	5
	AP	0,57 (0,05)	0,55	0,03	6	<b>0,78</b>	0,02	3	<b>0,84</b>	0,02	3	3
	ML	0,53 (0,05)	0,61	0,03	6	<b>0,79</b>	0,02	4	<b>0,84</b>	0,02	3	3
<b>Proportion temps dans un cercle de rayon X (nouvelle variable)</b>												
%C-R2°	R	22 (21)	0,65	12	57	0,70	11,21	51	0,71	10,94	50	∞
%C-R2.5°	R	29 (24)	0,71	13	45	<b>0,75</b>	11,67	40	<b>0,76</b>	11,34	39	3
%C-R4°	R	48 (28)	<b>0,79</b>	13	28	<b>0,83</b>	11,52	24	<b>0,84</b>	11,12	23	1

ET : Écart-type; ID : Index de dépendabilité (ID > 0,75 identifiés en gras); ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne (ESM (%) < 10 % identifiés en gras);

\* Direction du mouvement pour lequel la variable est calculée : R = radial; AP = antéro-postérieur; ML = médio-latéral;

† Nombre d'essais nécessaires pour atteindre un ID ≥ 0,75, ∞ indiquant lorsqu'il est impossible d'atteindre cette valeur.

†† Calculé selon trois approches : PD = diamètre planaire; CC = cercle de confiance à 95 %; CE = ellipse de confiance à 95 %

Tableau B-2 (suite)

Variable	Dir.*	Moyenne (ET)	Stratégie: 1 mesure/jour			Stratégie: 3 mesures/jour			Stratégie: 5 mesures/jour			N †
			ID	ESM	ESM(%)	ID	ESM	ESM(%)	ID	ESM	ESM(%)	
«Hurst rescaled range analysis» – HRRA (Delignieres <i>et coll.</i> 2003)												
HRRA	AP	0,88 (0,06)	0,62	0,04	<b>4</b>	0,74	0,03	<b>3</b>	<b>0,76</b>	0,03	<b>3</b>	4
	ML	0,89 (0,06)	0,67	0,04	<b>4</b>	<b>0,79</b>	0,03	<b>3</b>	<b>0,82</b>	0,02	<b>3</b>	2
« Sway density », avec les fonctions Matlab produites par (Baratto <i>et coll.</i> 2002)												
numMax	R	1,57 (0,14)	0,51	0,10	<b>7</b>	0,72	0,07	<b>4</b>	<b>0,78</b>	0,06	<b>4</b>	4
mDUR	R	0,64 (0,06)	0,43	0,05	<b>8</b>	0,64	0,03	<b>5</b>	0,71	0,03	<b>4</b>	8
sdDUR	R	0,27 (0,10)	0,22	0,09	35	0,39	0,06	23	0,46	0,05	20	∞
mDIST	R	4,02 (2,61)	<b>0,81</b>	1,16	29	<b>0,84</b>	1,05	26	<b>0,84</b>	1,03	26	1
sdDIST	R	3,31(1,76)	<b>0,76</b>	0,87	26	<b>0,81</b>	0,75	23	<b>0,82</b>	0,72	22	1
mPEAKS	R	2,80 (3,72)	0,31	3,13	112	0,37	2,70	96	0,39	2,60	93	∞
sdPEAKS	R	1,81 (2,51)	0,35	2,05	113	0,42	1,77	98	0,43	1,71	95	∞
« Diffusion plots » (Collins et De Luca 1993)												
Ds	R	56,3 (56,6)	<b>0,78</b>	27,05	48	<b>0,81</b>	24,95	44	<b>0,81</b>	24,51	44	1
DI	R	-1,99 (4,66)	0,54	3,23	162	0,70	2,29	115	0,74	2,06	103	6
Hs	R	1,78 (0,02)	0,27	0,01	<b>1</b>	0,52	0,01	<b>0</b>	0,65	0,01	<b>0</b>	9
HI	R	0,12 (0,16)	0,47	0,12	97	0,63	0,08	70	0,67	0,08	63	51
CP	R	1,73 (0,64)	0,47	0,48	28	0,61	0,36	21	0,64	0,34	20	∞
« Recurrence quantification analysis » – RQA, avec les fonctions Matlab produites par (Marwan <i>et coll.</i> 2007)												
%RECUR	R	0,0006 (0,0006)	0,17	0,00	90	0,35	0,00	57	0,43	0,00	47	∞
% DET	R	0,85 (0,11)	0,67	0,06	<b>8</b>	<b>0,77</b>	0,05	<b>6</b>	<b>0,80</b>	0,05	<b>6</b>	3
DIAG	R	3,69 (1,00)	0,42	0,79	21	0,64	0,49	13	0,72	0,41	11	7
ENTROP	R	1,65 (0,42)	0,52	0,30	18	0,70	0,20	12	<b>0,75</b>	0,18	11	6

ET : Écart-type; ID : Index de dépendabilité (ID > 0,75 identifiés en gras); ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne (ESM (%) < 10 % identifiés en gras);

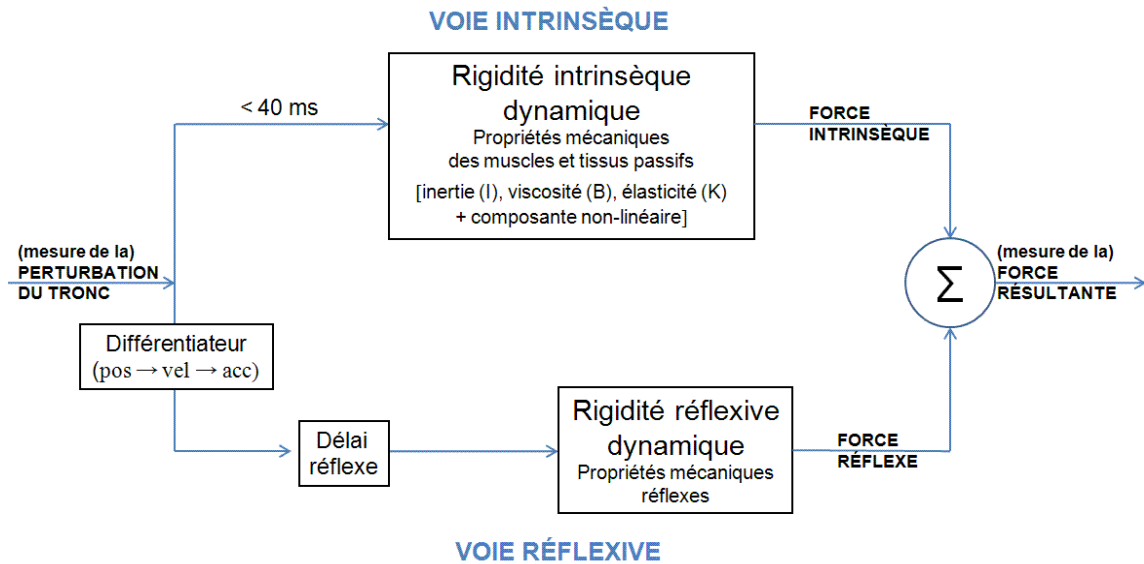
\* Direction du mouvement pour lequel la variable est calculée : R = radial; AP = antéro-postérieur; ML = médio-latéral; CC = cercle de confiance à 95 %; CE = ellipse de confiance à 95 %

† Nombre d'essais nécessaires pour atteindre un ID ≥ 0,75, ∞ indiquant lorsqu'il est impossible d'atteindre cette valeur.

## **ANNEXE C : Analyses et résultats pour le test de réflexes**

### Description des étapes de traitement et d'analyse des signaux cinématiques et cinétiques pour départager les contributions intrinsèques et réflexives de la rigidité lombaire

La Figure C-1 illustre la séquence des analyses réalisées pour obtenir les estimations désirées.



**Figure C-1 : Diagramme démontrant la structure en cascade-parallèle permettant d'estimer les contributions intrinsèque et réflexive de la rigidité lombaire résultante. À chaque bout de ce diagramme sont représentées les mesures cinématiques (à gauche : perturbation du tronc) et cinétiques (à droite : force résultante) recueillies lors du test. La rigidité intrinsèque est estimée avec les signaux des 40 premières ms suivant les perturbations (avant toute activité réflexe) alors que les signaux qui suivent sont sous l'influence combinée de la rigidité intrinsèque et réflexive (détails ci-dessous).**

Voici une brève description des étapes des analyses d'identification de système menant aux estimations désirées :

1. La vitesse et l'accélération sont calculées par différenciations numériques successives du signal de position;
2. Les signaux de position, de vitesse, d'accélération et de force nette (ou résultante) sont décimés par un facteur 10, pour réduire à une fréquence de 100 Hz. Cette décimation est faite en filtrant d'abord les données avec un filtre Chebyshev de type 1 et d'ordre 8 avec une fréquence de coupure de 40 Hz, pour ensuite sous-échantillonner à 100 Hz;
3. Les premières 14 secondes et la dernière seconde de chaque signal ont été supprimées afin d'éliminer la portion d'ajustement du sujet aux perturbations et pour ainsi enlever les comportements erratiques du début et de la fin du test;
4. À l'aide des données recueillies lors de l'essai à vide (sans le sujet), la force due aux caractéristiques mécaniques de l'appareil est estimée en appliquant le produit de convolution de la position et d'une fonction de réponse impulsionnelle (FRI) bilatérale afin de décrire les effets propres à la mécanique de l'appareil. Cette force est ensuite soustraite des mesures de force obtenues lors des essais avec le sujet;
5. La composante intrinsèque linéaire est estimée en calculant une FRI bilatérale avec un délai maximal de 40 ms entre la position et la force nette  $y_n$ ;



6. La force intrinsèque linéaire  $y_{il}$  est estimée en appliquant une du produit de la position et de la FRI intrinsèque linéaire. La force résiduelle est estimée en soustrayant la force intrinsèque linéaire de la force nette;
7. La composante intrinsèque non-linéaire est estimée en appliquant un système Hammerstein entre la vélocité et la force résiduelle. Le système Hammerstein consiste en un élément statique non-linéaire, estimé par un polynôme du 4<sup>e</sup> degré, et un élément dynamique linéaire, estimé par une FRI unilatérale avec un délai maximal de 30 ms;
8. La force intrinsèque non-linéaire  $y_{int}$  est estimée en transformant la vélocité avec le polynôme estimé à l'étape 7 et puis en appliquant le produit de convolution de la FRI estimé à l'étape 7. La force résiduelle est ré-estimée en soustrayant les forces intrinsèques linéaire et non-linéaire de la force nette (ou résultante);
9. La composante réflexe est estimée en trouvant une FRI unilatérale avec un délai maximal de 500 ms entre l'accélération et la force résiduelle;
10. La force réflexe  $y_r$  est estimée en appliquant le produit convolution de la FRI réflexe et de l'accélération;
11. La proportion de variance totale expliquée (%VTE) est calculée par
 
$$\left[ 1 - \frac{\text{var}(y_n - y_{il} - y_{int} - y_r)}{\text{var}(y_n)} \right] \times 100\%;$$
12. Les étapes 5-11 (excepté qu'à l'étape 5,  $y_n$  est remplacé par  $y_n - y_r$ ) sont réitérées jusqu'à ce que la %VTE totale cesse d'augmenter;
13. La %VTE de chaque voie (intrinsèque et réflexive) est calculée par
 
$$\left[ 1 - \frac{\text{var}(y_n - y_x)}{\text{var}(y_n)} \right] \times 100\%$$

où  $y_x$  est la force attribuée à la voie désirée.

La souplesse intrinsèque (l'inverse dynamique de la rigidité intrinsèque) est calculée en appliquant le produit de convolution de la FRI intrinsèques linéaire et d'un bruit filtré, et puis en appliquant l'inverse en identifiant une FRI linéaire unilatérale avec un délai maximal de 250 ms entre le résultat de la convolution et le bruit filtré.

La souplesse intrinsèque est ajustée au modèle de second degré suivant :  $\frac{1}{Is^2 + Bs + K}$

où  $I$ ,  $B$  et  $K$  sont les paramètres inertiel, visqueux et élastique, respectivement, et  $s$  est la variable de Laplace. L'ajustement est réalisé en utilisant un algorithme Levenberg-Marquardt pour les moindres-carrés non-linéaires.

Le gain de la voie réflexive est calculé en intégrant la FRI réflexe. Le délai de la voie réflexe est estimé en trouvant le temps pour lequel la FRI réflexe dévie de plus de 10 % du maximum par rapport à zéro.

Le pourcentage de puissance expliqué (%PE) est calculé par  $\left[ 1 - \frac{S_x}{S_n} \right] \times 100\%$

où  $S_n$  est le spectre de fréquences de  $y_n$  et  $S_x$  est le spectre de fréquences de  $y_n - y_x$ .

**Tableau C-1 : Résultats statistiques (ANOVAs) correspondant aux comparaisons entre les cinq essais\* et les deux jours pour ce qui est de la préactivation des muscles du tronc (variable *NPreEMG*) durant le test de réflexe**

Muscle	Côté	N	Essai 1		Essai 5		Valeurs P (ANOVA)			Tests <i>a posteriori</i> † (sur facteur ESSAI)
			50 <sup>e</sup> %ile (25 <sup>e</sup> – 75 <sup>e</sup> )	%ile (25 <sup>e</sup> – 75 <sup>e</sup> )	50 <sup>e</sup> %ile (25 <sup>e</sup> – 75 <sup>e</sup> )	%ile (25 <sup>e</sup> – 75 <sup>e</sup> )	ESSAI (E)	JOUR (J)	E × J	
L1	G	30	26 (17 – 39)		25 (15 – 34)		0,427	0,954	0,129	/
	D	30	30 (22 – 48)		35 (17 – 46)		0,376	0,781	0,225	/
L3	G	27	40 (22 – 64)		29 (19 – 65)		<b>0,002</b>	0,229	0,890	1 > 3,4,5
	D	28	29 (19 – 52)		26 (16 – 43)		<b>0,003</b>	0,995	0,290	1 > 3,4,5
L5	G	30	30 (20 – 44)		25 (19 – 34)		< <b>0,001</b>	0,232	0,522	1 > 2,3,4,5
	D	30	28 (20 – 49)		27 (20 – 39)		< <b>0,001</b>	0,931	0,357	1 > 3,4,5
DA	G	30	8 (2 – 22)		7 (2 – 19)		<b>0,023</b>	0,464	0,541	1 > 4
	D	29	10 (4 – 55)		6 (3 – 43)		< <b>0,001</b>	0,170	0,614	1 > 3,4,5
OE	G	27	40 (24 – 69)		38 (22 – 70)		< <b>0,001</b>	0,740	<b>0,022</b>	1 > 3,4,5; 2 > 5
	D	29	33 (20 – 44)		28 (18 – 41)		< <b>0,001</b>	0,668	0,807	1 > 3,4,5; 2 > 4
OI	G	30	12 (5 – 46)		10 (5 – 36)		<b>0,011</b>	0,900	<b>0,048</b>	1 > 4
	D	30	16 (6 – 43)		17 (5 – 46)		<u>0,086</u>	0,430	0,150	/

%ile : percentile; G : gauche; D : droit; N : nombre de sujets considérés dans les analyses (sujets manquant lorsque le nombre d'essais n'était pas de cinq)

\* Seules les statistiques descriptives des essais 1 et 5 ont été rapportées ici afin de juger de l'effet maximal détecté entre les essais.

† Les tests *a posteriori* étaient nécessaires lorsque le facteur ESSAI était significatif afin de préciser entre quels essais ces différences étaient obtenues.

Les valeurs  $P \leq 0,05$  sont identifiées en gras alors que les valeurs situées entre 0,05 et 0,10 sont soulignées.

**Tableau C-2 : Comparaisons statistiques entre les cinq essais et deux jours pour ce qui est des variables mécaniques issues de l'analyse d'identification de systèmes**

Variable	N	Valeurs P (ANOVA)			Tests <i>a posteriori</i> † (sur facteur ESSAI)
		ESSAI (E)	JOUR (J)	E × J	
K (N/m)	31	0,089	<b>0,014</b>	0,247	/
B (N·s/m)	31	0,257	0,625	0,420	/
I (N·s <sup>2</sup> /m)	31	< <b>0,001</b>	0,205	0,400	1 > 2, 3, 4, 5
Gain (N·s <sup>2</sup> /m)	31	0,093	0,367	<b>0,017</b>	Jour 1 : 1 > 2, 3

K (N/m) : composante élastique de la rigidité intrinsèque (gain); B (N·s/m) : composante visqueuse de la rigidité intrinsèque; I (N·s<sup>2</sup>/m) : composante inertielle de la rigidité intrinsèque; Gain : Gain du réflexe (N·s<sup>2</sup>/m)

N : nombre de sujets considérés dans les analyses (sujets manquant lorsque le nombre d'essais n'était pas de cinq)

† Les tests *a posteriori* étaient nécessaires lorsque le facteur ESSAI était significatif afin de préciser entre quels essais ces différences étaient obtenues.

Les valeurs  $P \leq 0,05$  sont identifiées en gras.

Tableau C-3 : Résultats de l'étude de fidélité (étude D) pour les variables du test de réflexe

Variable	Moyenne (ET)	Stratégie: 1 mesure/jour			Stratégie: 3 mesures/jour			Stratégie: 5 mesures/jour			N †
		ID	ESM	ESM(%)	ID	ESM	ESM(%)	ID	ESM	ESM(%)	
Moment de force en extension à L5/S1 avant la perturbation (dernières 25 ms)											
Moment L5/S1	17 (4)	0,35	3	21	0,39	3	19	0,40	3	19	∞
Variables NPreEMG: préactivation des muscles du tronc (dernières 25 ms) normalisée par rapport à l'EMG de référence											
L1 - gauche	28 (18)	0,00	20	69	0,00	19	67	0,00	19	67	∞
L1 - droit	40 (37)	0,00	39	99	0,00	38	95	0,00	37	94	∞
L3 - gauche	54 (63)	0,52	44	81	0,53	43	80	0,53	43	80	∞
L3 - droit	36 (34)	0,00	36	100	0,00	35	99	0,00	35	99	∞
L5 - gauche	31 (18)	0,52	13	41	0,53	12	40	0,53	12	40	∞
L5 - droit	34 (26)	0,64	16	46	0,65	15	45	0,66	15	45	∞
DA - gauche	18 (28)	0,11	27	147	0,11	26	144	0,12	26	144	∞
DA - droit	24 (31)	0,23	27	114	0,24	27	113	0,24	27	113	∞
OE - gauche	63 (75)	0,36	61	97	0,40	57	91	0,40	56	90	∞
OE - droit	34 (24)	0,47	18	52	0,48	17	51	0,48	17	51	∞
OI - gauche	25 (35)	0,00	38	149	0,00	37	147	0,00	37	146	∞
OI - droit	45 (70)	0,05	69	153	0,06	68	150	0,06	67	150	∞
Variables mécaniques provenant de l'analyse par identification de systèmes											
K (N/m)	-1128 (1435)	0,68	827	73	<b>0,83</b>	535	47	<b>0,87</b>	454	40	2
B (N·s/m)	398 (124)	<b>0,82</b>	53	13	<b>0,88</b>	42	11	<b>0,89</b>	39	<b>10</b>	1
I (N·s <sup>2</sup> /m)	11 (6)	<b>0,76</b>	3	27	<b>0,81</b>	2	23	<b>0,82</b>	2	22	1
Gain (N·s <sup>2</sup> /m)	-30 (21)	0,42	16	53	0,59	12	38	0,64	10	34	∞

K (N/m) : composante élastique de la rigidité intrinsèque (gain); B (N·s/m) : composante visqueuse de la rigidité intrinsèque; I (N·s<sup>2</sup>/m) : composante inertielle de la rigidité intrinsèque; Gain : Gain du réflexe (N·s<sup>2</sup>/m)

ET : Écart-type; ID : Index de dépendabilité (ID > 0,75 identifiés en gras); ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne (ESM (%) < 10 % identifiés en gras);

† Nombre d'essais nécessaires pour atteindre un ID ≥ 0,75, ∞ indiquant lorsqu'il est impossible d'atteindre cette valeur.