

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ A  
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC A TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE  
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR  
POINT MATHIEU

ÉTUDE DES MÉCANISMES NEUROMUSCULAIRES DE LA STRATÉGIE DE  
LA HANCHE : ADAPTATIONS ASSOCIÉES A LA LOMBALGIE CHRONIQUE

JUIN 2007

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
RÉSUMÉ .....	i
REMERCIEMENTS.....	v
LISTE DES TABLEAUX .....	vi
LISTE DES FIGURES .....	vii
LISTE DES SYMBOLES ET ABRÉVIATIONS .....	ix
INTRODUCTION .....	1
CADRE THÉORIQUE .....	7
Pondération des afférences sensorielles dans le contrôle de l'équilibre ...	7
Modèles biomécaniques du contrôle de l'équilibre .....	11
Stratégies posturales du contrôle de l'équilibre .....	13
Contrôle de l'équilibre et lombalgie chronique .....	19
PROBLEMATIQUE.....	24
OBJECTIFS ET HYPOTHESES DE RECHERCHE .....	25
METHODOLOGIE .....	26
Sujets.....	26
Procédures.....	29
Mesures .....	33
Statistiques .....	35

RESULTATS.....	37
Équilibre quasi-statique (protocole A).....	37
Oscillations volontaires à grandes amplitudes (Protocole B) .....	43
 DISCUSSION .....	 52
Influences des afférences proprioceptives neuromusculaires .....	54
Influences de l'exigence d'équilibration.....	58
Influence des LBP lors du contrôle de l'équilibre .....	60
CONCLUSION.....	86
REFERENCES .....	88

## RÉSUMÉ

Le système postural humain fonctionne sur la base de l'intégration de l'information de trois sources d'afférences : vestibulaire, visuelle et proprioceptive. Il est concevable qu'une perturbation d'un de ces systèmes influence le fonctionnement global du système postural. Le système proprioceptif périphérique peut être altéré chez les personnes atteintes de douleur lombo-sacrée chronique. Le projet de recherche proposé vise à étudier le contrôle de l'équilibre des personnes ayant une lombalgie chronique (LBP). Il vise notamment à mieux comprendre le rôle des afférences proprioceptives neuromusculaires (APN), qui interviennent dans la réalisation d'une stratégie motrice d'équilibration appelée « stratégie de la hanche ». Huit sujets LBP et dix sujets sains ont participé à deux protocoles expérimentaux permettant d'étudier la stratégie de la hanche en condition d'équilibre quasi-statique d'une part et en conditions d'oscillations volontaires à grandes amplitudes d'autre part. Afin de créer plusieurs niveaux de difficulté de la tâche à réaliser, les conditions expérimentales ont été modifiées au cours de l'expérimentation en faisant varier la vitesse d'oscillation et la taille des cibles lors du protocole d'oscillations volontaires. Durant les deux protocoles expérimentaux, des perturbations des APN fut imposée aux sujets par l'application de vibrations mécaniques au niveau de la région de la troisième lombaire (L3). Des données cinématiques ont été collectées pour analyser les angles articulaires de la hanche, du genou et de la cheville ainsi que les angles segmentaires du tronc, de la cuisse, de la jambe et du pied. Dans le plan

sagittal, des mesures de covariance, de coefficient de corrélation, ainsi que des vitesses angulaires segmentaires du tronc et articulaires de la hanche, du genou et de la cheville ont été calculées et analysées statistiquement. Les résultats obtenus montrent qu'il n'y a pas de différence significative entre les sujets sains et les sujets LBP pour l'ensemble des variables dépendantes. L'application des vibrations mécaniques montre un changement de stratégie posturale chez les deux groupes de sujets correspondant à une stratégie posturale en antiphase du tronc et des membres inférieurs afin de maintenir l'équilibre. Nous émettons l'hypothèse que les résultats obtenus dans le cadre de cette étude peuvent être expliqués par le fait que les sujets LBP n'avaient pas atteint un état chronique pouvant altérer les APN. Une revue de littérature sur les différents tests permettant d'évaluer la chronicité des sujets LBP a été apportée à cet écrit et une procédure est proposée afin de faciliter le recrutement des sujets LBP pour les études futures.

## ABSTRACT

The human postural system functions as a complex sensorimotor organization. That controls the balance of the body using three types of afferences : vestibular, visual and proprioceptive. It is well known that lack of accuracy of one of these systems contributes to postural instability. The peripheral proprioceptive system or the central treatment of proprioceptive information can be altered in chronic low back pain (LBP) subjects. This study proposes to study the control of balance in people with chronic LBP. The objective is to better understand the role of the proprioceptive neuromuscular afferences (APN), during postural control strategy called: "hip strategy". Eight subjects with LBP and ten healthy took part in two experimental protocols 1) quasi-static equilibrium condition on the one hand and 2) protocol of voluntary whole-body oscillations on the other hand. During the two experimentals, mechanical vibrations were applied at L3 level to reduce the accuracy of erector spinae APN. Kinematics data were collected to calculate lower limb joint angles as well as the trunk, thigh, leg and foot segmental angles. Joint angles covariance, coefficient of correlation, as well as segmental and joint angular velocity were calculated and analyzed. The results showed that there is no significant difference between the healthy subjects and LBP subjects, for all dependent variables. Vibrations induced a change in the postural strategy into anti-phase motion of the trunk and the lower limbs in order to maintain balance. We hypothesized that subjects with LBP had, in this study, not reached a chronic state deteriorating the

accuracy of the APN. A review of literature on different tests allowing to evaluate the chronicity of the LBP was provided and a procedure is proposed in order to facilitate the recruitment of the LBP subjects for future studies.



## REMERCIEMENTS

Je profite de ces quelques lignes qui me sont offertes pour remercier les différentes personnes qui m'ont soutenu, appuyé et guidé au cours de cette recherche.

Dans un premier temps et cela va de soit, je tiens à remercier pour ses qualités scientifiques exceptionnelles, mon directeur de recherche, Danik Lafond, Ph.D., enseignant à l'Université du Québec à Trois-Rivières. Merci Danik pour m'avoir fait découvrir le milieu de la recherche et merci de ta disponibilité, du rapport que tu sais entretenir avec les étudiants, en ne tenant pas compte de la barrière académique parfois trop présente entre enseignants et étudiants. Ce serait un plaisir de retravailler de nouveau avec toi.

De manière identique, je tiens à remercier toutes les personnes ayant participé de près ou de loin à cette recherche. Je veux ainsi rendre un grand merci à Messieurs Martin Descarreaux, Pierre Black, Claude Brouillette et Hugo Centomo pour leurs implications réciproques. De la même façon, un grand remerciement s'impose à ceux qui ont participé aux expérimentations : les quelques personnes qui m'ont assisté (Annick, Guylaine, Mathilde, Renaud et Sylvain) et les sujets qui ont volontairement et bénévolement prit part aux expérimentations.

Je tiens également à remercier le soutien de mes amis, de ma famille et de ma moitié, sans qui je ne serais pas à un tel niveau d'étude.

## LISTE DES TABLEAUX

	Page
1. Caractérisation par l'approche, la condition et les mécanismes d'équilibration mis en place pour certains tests d'équilibre.....	4
2. Caractéristiques des sujets .....	28
3. Valeurs des variables du COP en posture quasi-statique.....	39
4. Récapitulatif des variables du COP avec l'application des vibrations mécaniques...	42
5. Principaux tests et questionnaires d'évaluation de la douleur lombaire et ses conséquences .....	67

## LISTE DES FIGURES

1. Contribution séparée et combinée des différentes afférences sensorielles (Simoneau et al., 1995) .....	5
2. Illustrations des stratégies posturales de la cheville et de la hanche.....	14
3. Illustration du protocole expérimental à oscillations volontaires .....	32
4. Illustration des angles segmentaires et articulaires .....	35
5. Moyenne et écart-type de la covariance articulaire hanche/genou ( $\sigma^2_{hg}$ ) entre les sujets sains et les sujets LBP.....	38
6. Effets de la vibration sur la moyenne des maxima des vitesses angulaires segmentaires du tronc (A) et des vitesses angulaires articulaires de la hanche (B), du genou (C) et de la cheville (D).....	41
7. Effets des vibrations mécaniques sur la moyenne des maxima de vitesse : (A) segmentaire du tronc pendant l'extension du tronc; (B) du tronc pendant la flexion du tronc; (C) articulaire de la hanche pendant l'extension du tronc; (D) de la hanche pendant la flexion du tronc .....	45
8. Comparaison du coefficient de corrélation entre le déplacement angulaire du segment cuisse et du segment jambe selon les conditions avant, pendant ou après les vibrations mécaniques.....	46
9. Comparaison de la covariance hanche/genou ( $\sigma^2_{hg}$ ) selon les conditions avant, pendant ou après les vibrations mécaniques .....	46

10. Effets de la taille des cibles sur la moyenne des maxima de vitesse du tronc pendant la flexion du tronc .....	48
11. Effets de la taille des cibles sur la moyenne des maxima de vitesse de la hanche pendant la flexion du tronc .....	48
12. Effets du rythme d'oscillation imposé sur la moyenne des maxima de vitesse : (A) du tronc pendant l'extension du tronc ; (B) du tronc pendant la flexion du tronc; (C) de la hanche pendant l'extension du tronc ; (D) de la hanche pendant la flexion du tronc .....	50
13. Comparaison du coefficient de corrélation entre le tronc et la cuisse selon les deux conditions de vitesses.....	51

## LISTE DES SYMBOLES ET ABRÉVIATIONS

$F_x$  = force en x

$M_x$  = moment de force en x

$F_y$  = force en y

$M_y$  = moment de force en y

$F_z$  = force en z

$M_z$  = moment de force en z

L1 = localisation du marqueur sur le processus épineux de la première vertèbre lombaire

L3 = région de la troisième vertèbre lombaire

L5 = localisation des électrodes électromyographiques au niveau de la région de la cinquième vertèbre lombaire

dl = degré de liberté

$\varnothing$  = angle

$\sigma^2$  = variance

$\sigma^2_{xy}$  = covariance

COP = centre de pression

COM = centre de masse

CTSIB = Clinical test of sensory interaction of balance

LBP = low back pain (lombalgie)

ODI = Oswestry Disability Index

FAB-Q = Questionnaire sur la notion d'appréhension-évitement

VAS = échelle analogique de douleur

SNC = système nerveux central

EMG = électromyographie

APN = afférences proprioceptives neuromusculaires

bpm = battements par minute

Vcop = vitesse de déplacement du centre de pression

MPF = moyenne du spectre de fréquences

RMS = erreur quadratique moyenne

## INTRODUCTION

L'équilibre requiert le contrôle des forces inertielles pour maintenir la posture debout (Massion et Woollacott, 1996). Biomécaniquement, le contrôle de l'équilibre implique de maintenir le centre de masse (COM) à l'intérieur des limites de la base de support en position debout (Winter, 1995). Par définition mécanique, l'équilibre statique est maintenu lorsque la somme des forces et des moments de force agissant sur le corps est nulle. Cependant, le corps humain, en station debout, n'est jamais en équilibre statique, il est plutôt en équilibre dynamique. En posture debout sans contrainte, le corps est dit en équilibre quasi-statique (Winter, 1995). C'est-à-dire que sans cesse il tend à revenir vers sa position d'équilibre, sans parvenir à y demeurer complètement.

Le système de contrôle de l'équilibre postural est un système sensori-moteur complexe qui fait intervenir des organes sensoriels périphériques, des structures d'intégration, des voies motrices et des structures de rétrocontrôle. Sa finalité est d'assurer l'équilibre, qui est soumis à la nécessité physique de maintenir la projection au sol du centre de masse à l'intérieur de la base de support, tant en des conditions quasi-statiques (e.g. posture debout) qu'en des conditions dynamiques (e.g. la marche). Le contrôle postural est régi en fonction de deux mécanismes : proactif ou réactif, selon le contexte de réalisation du mouvement. L'équilibration proactive se met en place lors de l'équilibre quasi-statique et lorsque les perturbations de l'équilibre sont stables et prévisibles, comme dans la marche par exemple. Tandis

que l'équilibration réactive fait suite à une perturbation soudaine et inattendue, comme une translation de la base de support ou une perturbation des afférences sensorielles.

Par conséquent, le système de contrôle de l'équilibre n'est pas considéré comme une organisation motrice purement réflexe mais il fait plutôt appel à des mécanismes de rétrocontrôle basés sur l'intégration des afférences sensorielles. Plus spécifiquement, il comporte des capteurs neurosensoriels périphériques répertoriés principalement en trois catégories : vestibulaires, visuels et proprioceptifs. Le système vestibulaire comprend les canaux semi-circulaires, qui informent des accélérations angulaires de la tête, ainsi que l'utricule et le saccule sensibles aux accélérations linéaires. Le système visuel comprend la vision centrale, qui permet la reconnaissance et l'identification d'un objet et donc la fixation d'un repère, et la vision périphérique qui permet de situer le corps dans l'environnement et de contribuer au référentiel exocentrique. Les afférences proprioceptives sont issues des muscles (fuseaux neuromusculaires statiques et dynamiques), des tendons (appareils de Golgi), des articulations et des tissus cutanés (mécanorécepteurs et récepteurs tactiles). Les afférences proprioceptives informent le système nerveux central (SNC) de la position et des déplacements des segments corporels entre eux et du corps par rapport à l'environnement. Les afférences proprioceptives contribuent, entre autres, à définir un référentiel égocentrique du schéma corporel.

Le système de contrôle de l'équilibre dépend de différents facteurs, tels le contexte de réalisation et les contraintes environnementales (Huxham et Patla, 2001).



Les recherches scientifiques et cliniques des dernières années ont développé et validé plusieurs tests permettant d'évaluer la qualité du contrôle de l'équilibre et ce, plus spécifiquement pour les personnes âgées. Horak, Henry et Shumway-Cook (1997) proposent de catégoriser les tests d'évaluation de l'équilibre sous l'approche fonctionnelle et sous l'approche par système. L'approche fonctionnelle est employée pour identifier un problème d'équilibre et évaluer le risque de chuter d'une personne (reproduction des activités de la vie quotidienne). Les tests découlant de cette approche sont très souvent adaptés à un contexte d'évaluation clinique. L'approche par système est employée pour déterminer la cause possible du problème d'équilibre afin de mettre en place un programme de traitement pour le sujet (Horak et al., 1997). Cette approche consiste à réduire l'acuité des afférences sensorielles ou à créer des conflits sensoriels pour évaluer la précarité du système de contrôle de l'équilibre et ainsi étudier la pondération relative des différentes afférences sensorielles. Cependant, certains tests évaluent souvent une seule dimension du contrôle de l'équilibre (Horak et al., 1997), par exemple la capacité de maintenir l'équilibre debout sans contraintes. Le Tableau 1 présente des exemples de tests proposés dans la littérature et les dimensions de l'équilibre évaluées.

Tableau 1

Caractérisation par l'approche, la condition et les mécanismes d'équilibration mis en place pour certains tests d'équilibre.

Tests	Approche*	Conditions	Mécanismes d'équilibration
One-leg stance	Par système	Yeux ouverts / Yeux fermés	Proactif; Réduction de la base de support
CTSIB	Par système	Yeux ouverts / Yeux fermés	Proactif; Réduction progressive de la
		Surface instable	disponibilité des afférences
Functional reach	Fonctionnelle		Proactif; Atteinte de la limite de la marge de sécurité
Posturographie	Par système	Yeux ouverts / Yeux fermés	Proactif / Réactif; Contraintes
		Surface instable	environnementales; Réduction progressive de
		Perturbation des afférences	la disponibilité ou de l'acuité des afférences
Posturographie dynamique	Par système	Perturbation de la base de support	Réactif

\* Approche d'évaluation la plus souvent observée; CTSIB = Clinical test of sensory interaction of balance.

Le contrôle de la posture par les centres nerveux supérieurs dépend des afférences visuelles, proprioceptives et vestibulaires. Pour révéler la contribution de chaque système, ceux-ci ont été atténués ou supprimés. Les études sur la pathologie et le vieillissement sont d'un grand intérêt car elles révèlent les adaptations nécessaires et la redondance du système quant à l'exécution des tâches motrices. Ainsi, les études sur les aînés chuteurs et ceux atteints de neuropathies ont été d'une grande utilité pour illustrer le rôle des informations sensorielles lors de la réalisation de tâches complexes comme la marche ou le contrôle de la posture. Une des composantes du contrôle de la posture est le maintien de l'équilibre. Il semble intéressant de porter son attention sur des sujets qui présentent des troubles de l'équilibre afin de mieux comprendre les mécanismes qui régulent le maintien de l'équilibre. Les personnes présentant des lombalgies idiopathiques présentent, dans la majorité des cas, des troubles de contrôle postural (Mientjes et Frank, 1999 ; Takala, Korhonen et Viikari-Juntura, 1997 ; Della Volpe, Popa, Ginanneschi, Spidalieri et al., 2005).

Les lombalgies idiopathiques sont fréquentes. On estime la prévalence à vie de 60 à 90 % chez l'adulte. La prévalence des lombalgies est maximale entre 55 et 65 ans. Les lombalgies figurent au premier rang des affections limitant l'activité de la vie quotidienne avant 45 ans, et leur coût direct représente plus de 5 milliards de francs par an en France. Les lombalgies figurent au troisième rang des affections motivant l'entrée en invalidité (INSERM, 2000). On distingue trois "profils

évolutifs" de lombalgie commune, correspondant à trois façons dont la douleur évolue dans le temps. Selon le profil, le retentissement de la douleur sur la vie quotidienne et sa prise en charge varient de façon importante. On distingue trois types de lombalgies communes selon leur durée : la lombalgie chronique est une lombalgie qui est installée depuis plus de trois mois, la lombalgie aiguë qui est d'une durée inférieure à sept jours et la lombalgie récidivante ou récurrente qui est une suite d'épisodes aigus survenants de façon plus ou moins régulière, sur une durée de quelques mois. La lombalgie chronique se définit par la persistance de douleurs lombaires au-delà de 3 mois. Elle est rare : seulement 5% des personnes touchées continuent à souffrir 3 mois après le début d'une lombalgie aiguë. C'est la forme grave de la lombalgie commune, du fait de son retentissement social, professionnel et économique.

Le projet de recherche proposé vise à étudier le contrôle de l'équilibre des personnes ayant une lombalgie chronique. Il vise notamment à mieux comprendre les mécanismes neuromusculaires, incluant le rôle des afférences proprioceptives, qui interviennent dans la réalisation d'une stratégie motrice d'équilibration appelée « stratégie de la hanche ». La prochaine section de ce document, le cadre théorique, exposera les connaissances provenant de la littérature scientifique sur le sujet, permettant de définir la problématique de recherche.

## **CADRE THEORIQUE**

Avant de présenter notre étude, nous allons définir un cadre théorique qui nous permettra de mettre en place des hypothèses et des objectifs de recherche. Pour ce faire, nous allons d'abord expliquer la pondération des afférences sensorielles dans le contrôle de l'équilibre. Puis, nous nous intéresserons aux différents modèles biomécaniques ainsi qu'aux stratégies posturales du contrôle de l'équilibre. Finalement, nous aborderons le contrôle de l'équilibre en relation à la lombalgie chronique.

### **Pondération des afférences sensorielles dans le contrôle de l'équilibre**

Afin de mieux comprendre les mécanismes du système de contrôle de l'équilibre, les chercheurs ont appliqué diverses modalités de perturbation des afférences sensorielles. Des paradigmes expérimentaux ont été développés pour induire des perturbations internes et externes chez le sujet afin d'identifier des stratégies posturales et de mieux préciser le rôle spécifique de chaque système sensoriel. Les perturbations internes correspondent typiquement à des mouvements volontaires du sujet et sollicitent les mécanismes d'équilibration proactifs. On observe généralement une préparation posturale qui précède le mouvement volontaire. Ces ajustements posturaux sont dits anticipés puisqu'ils interviennent avant la perturbation de l'équilibre résultant du mouvement du bras (Massion, 1992). Les perturbations externes induisent, quant à elles, des conflits sensoriels et/ou une

diminution de l'acuité des afférences sensorielles. Plusieurs modalités de perturbations sont répertoriées dans la littérature :

- Inclinaison ou translation de la base de support (Nashner, 1977; Runge, Shupert, Horak et Zajac 1999), modification de la grandeur, de la configuration ou de la hauteur de la base de support (Winter, 1996).
- Altération de la vision par réduction de la luminosité ambiante, sous la condition yeux fermés et par imposition de conflits visuels, tel le déplacement du champ visuel (Nashner, Black et Wall 1982).
- Applications de vibrations mécaniques sur les muscles, les tendons et sous la plante des pieds (Lackner et Levine, 1979; Kavounoudias, Roll et Roll, 1998; Roll, Romaiguere, Anton, Roth, Casini, 2003).
- Stimulations galvaniques (Fitzpatrick et Day, 2004).

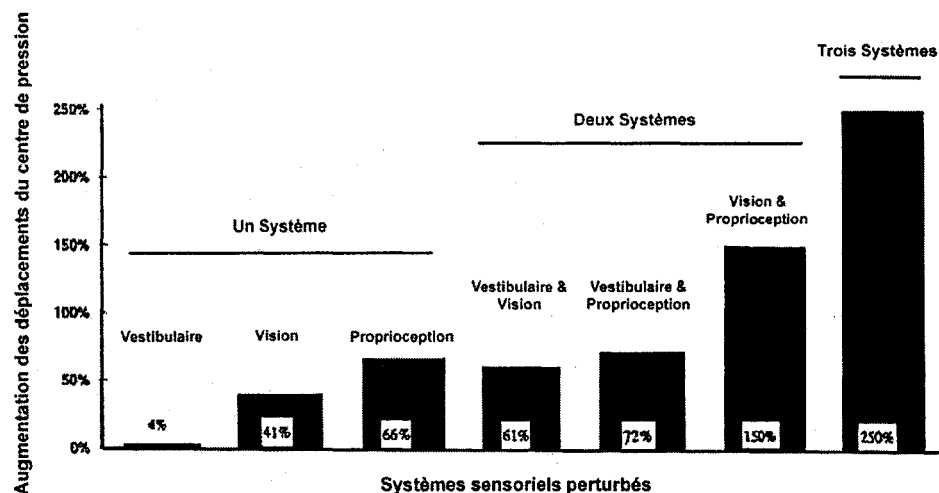


Figure 1. Contribution séparée et combinée des différentes afférences sensorielles (Tiré de Simoneau et al., 1995)

Une afférence sensorielle peut avoir une importance relative plus grande par rapport aux autres, appelée pondération des afférences, en fonction de la situation environnementale et des caractéristiques intrinsèques de chacun (Simoneau, Ulbrecht, Derr, Becker, Cavanaugh, 1995). Afin d'étudier la pondération des afférences sensorielles dans le contrôle de l'équilibre, ces chercheurs ont perturbé une ou plusieurs des afférences visuelles, proprioceptives et vestibulaires (Figure 1). Simoneau et al. (1995) ont montré que les informations visuelles et proprioceptives sont importantes dans le maintien de l'équilibre quasi-statique. De plus, le système visuel et le système vestibulaire ne peuvent compenser complètement la perte de

proprioception des membres inférieurs. Quand un système sensoriel est perturbé, tous n'ont pas la même répercussion sur les déplacements du centre de pression. On peut voir que la perturbation du système vestibulaire a une moindre répercussion sur les déplacements du COP que le système proprioceptif par exemple. On peut voir que les trois systèmes sont d'une grande importance dans le maintien de l'équilibre debout et que la perturbation ou la dégénérescence d'un de ces systèmes a pour conséquence la perturbation de l'équilibre.

La technique la plus fréquemment utilisée pour perturber les afférences proprioceptives neuromusculaires (APN) est l'application de vibrations mécaniques sur le tendon ou le ventre du muscle. L'application de vibrations mécaniques provoque une illusion somesthésique d'élongation du muscle vibré par stimulation des fuseaux neuromusculaires. Les vibrations mécaniques stimulent les fuseaux neuromusculaires provoquant une réponse musculaire apparentée à une réponse réflexe myotatique ou polysynaptique de longue latence (entre 80 et 120 ms). Cette activation réflexe du muscle vibré s'accompagne d'une inhibition du muscle antagoniste (Quoniam, Hay, Roll, Harlay, 1995). En posture debout quasi-statique, la réponse posturale correctrice à l'application de vibrations est une compensation posturale provoquant un déplacement du corps dans la même direction que celle de l'action du muscle vibré (Roll et al., 1998). Ainsi la vibration du tibia antérieur produit une réaction posturale vers l'avant car le sujet perçoit un déplacement corporel en direction postérieure, causé par l'illusion de l'élongation du tibia antérieur. La réaction posturale suite aux vibrations mécaniques amplifie le



déséquilibre et le système nerveux central doit donc analyser des afférences conflictuelles pour recouvrer l'équilibre.

### **Modèles biomécaniques du contrôle de l'équilibre**

Plusieurs modèles biomécaniques ont été développés pour étudier le contrôle de l'équilibre. En conditions statiques et lors de faibles oscillations, le modèle classique du contrôle de l'équilibre considère le corps humain comme un pendule inversé oscillant autour des chevilles. En station debout, les oscillations des parties du corps (cheville, genou, hanche et épaule) sont synchronisées, mais les mouvements du corps se font principalement autour de la cheville à la manière d'un pendule inversé (Gatev, Thomas, Kepple et Hallett, 1999). Le maintien de l'équilibre en station debout dans le plan sagittal, sans contraintes externes, se fait donc par l'activation des muscles tibial antérieur et triceps sural de la cheville (Day, Steiger, Thompson et Marsden, 1993).

Le concept du pendule inversé n'est plus valide lorsque les perturbations de l'équilibre sont importantes. Le corps humain peut alors être considéré comme un double pendule inversé. Ce second modèle considère le corps humain comme un système mécanique à deux segments interdépendants. Le corps humain est par conséquent schématisé par deux segments rigides, le premier segment est formé de la tête, du tronc et des bras créant un moment autour des hanches, et le second, des membres inférieurs créant un moment autour des chevilles.

L'étude biomécanique du contrôle de l'équilibre s'est effectuée à l'aide de variables telles que le centre de masse (COM) ou le centre de pression (COP). Le COM est la représentation de la masse corporelle par un point virtuel qui peut être estimé par la moyenne pondérée des COM de chacun des segments du corps. Le COM est considéré comme une variable passive qui est contrôlée par le système de contrôle de l'équilibre (Winter, 1995). La projection verticale du COM est le centre de gravité. Le centre de pression (COP) est défini comme le point d'application du vecteur de la force de réaction verticale. Il représente la moyenne pondérée de l'ensemble des pressions sur la surface de contact au sol. Le COP témoigne des forces inertielles et des actions musculaires générées pour recouvrer l'équilibre. Le COP et le COM sont des variables distinctes. En appui unipodal, le COP se situera à l'intérieur de la surface de contact sous le pied. En appui bipodal, le COP se situera quelque part entre les deux pieds et ce, en fonction de la répartition relative du poids corporel sur chacun des pieds (Winter, 1995). Le COP est généralement calculé à partir d'une plate-forme de force. Les troubles de l'équilibre sont associés à une augmentation marquée de l'amplitude de déplacement du COP (Diener, Dichg, Dichgans, Bootz et Bacher, 1984). Plusieurs recherches ont prédit que la différence (COP – COM) devrait, dans le modèle du pendule inversé, être directement lié à l'accélération du COM (Winter, 1989 ; MacKinnon et Winter, 1993 ; Winter, Patla, Prince, Ishac et Gielo-Perczak, 1998). Il y a une très forte corrélation négative entre la distance arithmétique COP – COM et l'accélération du COM (Winter, 1995). Puisque le (COP – COM) est directement lié à l'accélération horizontale du COM,

cette variable peut être considérée comme le signal d'erreur du système de contrôle de l'équilibre (Winter, 1995).

### **Stratégies posturales du contrôle de l'équilibre**

En réponse à des perturbations de l'équilibre, l'individu met en place des mouvements segmentaires caractéristiques appelés stratégies posturales. Une stratégie posturale est définie par un patron de mouvement relativement stable et défini dans le temps, qui dépend principalement des conditions d'équilibre au moment de la perturbation et/ou de la grandeur de la contrainte. On peut identifier principalement deux types de stratégies posturales, soit a) la stratégie de la cheville et b) la stratégie de la hanche (Figure 2).

La stratégie de la cheville est caractérisée par des oscillations du corps autour de l'articulation de la cheville, à la manière d'un pendule inversé. Des contractions musculaires des gastrocnémiens, soléaire et tibial antérieur génèrent un moment de force autour de la cheville pour maintenir un état d'équilibre quasi-statique. La stratégie de la hanche se traduit quant à elle par des moments de force exercés principalement au niveau des hanches créant une séquence de mouvements en flexion ou extension du tronc, en direction opposée à la perturbation (Nashner, 1985; Nashner et Mac Collum, 1985). Cette stratégie génère des forces de cisaillement au niveau de la base de support et ramène la projection du centre de gravité à l'intérieur de la base de support (Horak et Nashner, 1986). Une séquence de contractions des

muscles du membre inférieur a été observée selon un ordre proximo-distal (Nashner et Mac Collum, 1985).

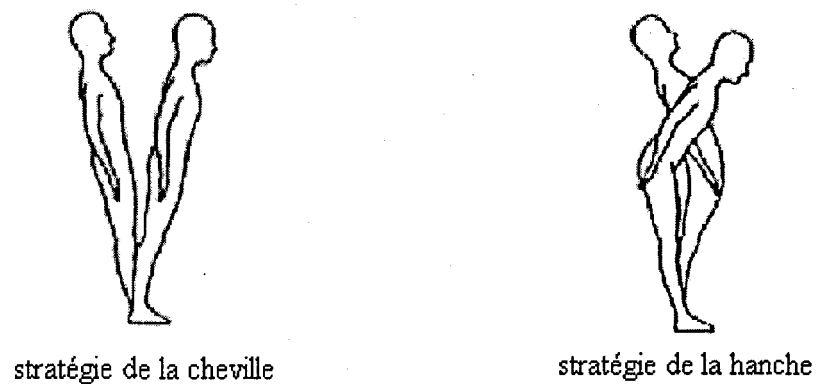


Figure 2. Illustrations des stratégies posturales de la cheville et de la hanche.

Shumway-Cook et Woollacott (1995) proposent un modèle hiérarchique dans lequel la stratégie de la cheville est la première à être activée, suivie de la stratégie de la hanche, puis de la stratégie de « stepping » (ou stratégie du pas). Cependant, Maki et McIlroy (1997) sont en désaccord avec ce modèle hiérarchique et observent que les stratégies se chevauchent. Ces chercheurs ont mis en évidence, par analyse cinématique et électromyographique, un chevauchement des stratégies posturales chez les personnes âgées à la suite de translations de la base de support. Creath, Kiemel, Horak, Peterka et al. (2005) ont également démontré que les stratégies posturales de la hanche et de la cheville ne se succèdent pas le long d'un continuum

linéaire en exposant les sujets sains à des perturbations de la base de support, ce sous différentes conditions de vision. Les stratégies de la hanche et de la cheville peuvent apparaître simultanément, mais l'une peut prédominer en amplitude en fonction de l'acuité des afférences et des caractéristiques de la perturbation.

Amaraki, Nozaki, Masani, Sato, Nakazawa et Yano (2001) ont démontré que l'articulation de la hanche joue un rôle important dans le maintien de l'équilibre quasi-statique. Les sujets devaient se tenir en position debout « en essayant de bouger le moins possible », en ayant les yeux ouverts ou fermés. Amaraki et al. (2001) ont étudié la coordination des articulations de la hanche et de la cheville en estimant la variation angulaire, la vitesse angulaire et l'accélération linéaire de la hanche et de la cheville. Leurs résultats montrent que les variables cinématiques à la hanche se sont avérées significativement plus grandes que celles à la cheville, confirmant que les mouvements de l'articulation de la hanche ne peuvent pas être ignorés, même pendant l'équilibre quasi-statique.

Amaraki et al. (2001) ont également constaté qu'un rapport réciproque cohérent existe entre les accélérations angulaires des articulations de la hanche et de la cheville; l'accélération angulaire positive ou négative de l'articulation de la cheville est compensée par l'accélération angulaire dirigée à l'opposé de l'articulation de la hanche. Ces résultats suggèrent que les mouvements angulaires autour des articulations de la hanche et de la cheville ne maintiennent pas nécessairement le COM à une position constante, mais contribuent plutôt à réduire l'accélération du COM, ce qui est conforme au modèle biomécanique expliqué plutôt.

Blackburn, Riemann, Myers et Lephart (2003) ont montré l'importance des mouvements des hanches et du tronc lors du contrôle de l'équilibre. Les variations angulaires du tronc et des hanches ont été mesurées sous différentes conditions de perturbation de la surface de support et de vision. Les mécanismes de contrôle de l'équilibre impliquent des quantités semblables de mouvement au niveau des articulations des hanches et du tronc. Leurs résultats suggèrent que le tronc et les hanches devraient être considérés séparément pendant l'analyse cinématique du contrôle postural. Ils suggèrent que de fournir une évaluation plus précise du contrôle postural pourrait permettre de mieux comprendre certaines pathologies comme les lombalgies ou des déficits proprioceptifs au niveau du tronc ou des hanches.

La contribution de la hanche dans le contrôle de l'équilibre quasi-statique et dynamique est d'une grande importance. La stratégie de la hanche permet de ramener le centre de gravité à l'intérieur de la base de support en cas d'importantes perturbations et ainsi maintenir l'équilibre. Cette stratégie est aussi utilisée en équilibre quasi-statique, indiquant que ce n'est pas uniquement la stratégie de la cheville qui intervient en cas de faible perturbation. Cependant, la stratégie de la hanche est prédominante en amplitude quand il y a une diminution de l'acuité des afférences proprioceptives neuromusculaires et/ou une augmentation significative de la perturbation (Maki et McIlroy, 1997).

Les prochaines lignes seront consacrées à expliquer comment la stratégie de la hanche est initiée lors de perturbations internes. Les perturbations internes résultent

des mouvements volontaires des segments corporels tels qu'élever un bras ou pencher le tronc vers l'avant. Dans ces situations, les chercheurs ont porté leur réflexion sur les conséquences de la perturbation mais également sur la réponse anticipatoire du SNC afin de préserver l'équilibre.

Tyler et Karst (2004) ont porté leur attention sur le délai d'activation des muscles non focaux lors de mouvements d'atteinte en position debout chez de jeunes sujets sains. Les muscles non focaux sont ceux qui ne sont pas responsables du mouvement proprement dit: par exemple, l'action des muscles du tronc et des membres inférieurs lors de mouvements de l'épaule. Les cibles à atteindre étaient placées à des distances variables devant le sujet, parfois supérieures à la longueur du bras. Leurs résultats montrent une activation anticipée des muscles non focaux du tronc et des membres inférieurs lors des mouvements d'atteinte. Le délai d'anticipation et la séquence d'activation des muscles sont influencés par la distance de la cible. Plus la distance de la cible est grande, plus l'activation des muscles est anticipée. Cependant, les érecteurs du rachis se comportent à l'opposé de cette tendance, probablement pour favoriser la réalisation du mouvement d'atteinte.

Kaminiski et Simpkins (2001) ont étudié la nature du rapport EMG entre les muscles mobilisés lors d'un mouvement et les muscles posturaux pendant une tâche d'atteinte du bras. Ces chercheurs ont utilisé des cibles de courtes distances ( $<$  à la distance du bras) et des cibles plus éloignées ( $>$  à la distance du bras) sous deux conditions : pleine surface de support et sur une base de support réduite. D'autre part, Kaminiski et Simpkins (2001) ont constaté que les durées d'anticipation et les

amplitudes d'oscillation étaient plus grandes avec les perturbations de la base de support. Ces résultats suggèrent que, pendant l'exécution d'une tâche fonctionnelle, les changements dynamiques qui se produisent dans le tronc et les membres inférieurs avant le déclenchement du mouvement d'atteinte du bras servent non seulement à stabiliser le corps, mais sont probablement employés pour initier la stratégie de la hanche afin de permettre l'engagement du corps entier.

Stapley, Pozzo, Cheron et Grishin (2000) ont réalisé une étude portant sur les mouvements l'engagement du corps entier en essayant de garder le COM à une position fixe sur l'axe horizontal. Stapley et al. (2000) ont mis sur pied une simulation informatique, mettant comme contraintes : le COM fixe sur l'axe horizontal (pas de mouvement antéropostérieur du COM) et la trajectoire de la main identique pour chaque atteinte de cible. La comparaison entre les épreuves enregistrées et simulées a montré que la stabilisation du COM était associée avec de plus grands déplacements postérieurs de la hanche, qui sont devenus plus importants avec l'augmentation de la distance de la cible. En gardant le COM à une position horizontale constante, cela a eu comme conséquence une diminution significative des couples de flexion et d'extension de la cheville. Cette étude illustre que l'atteinte d'une cible par mobilisation du corps entier utilise l'articulation de la hanche également pour l'aspect focal du mouvement en plus de l'aspect de l'équilibre postural.



Dans le prochain paragraphe, il est question de comment l'équilibre et notamment la stratégie de la hanche peuvent être affectés par une problématique commune de santé : la lombalgie chronique, d'un point de vue des afférences sensorimotrices.

### **Contrôle de l'équilibre et lombalgie chronique**

Quelques études ont montré une augmentation de l'oscillation posturale en conditions d'équilibre quasi-statique chez les sujets lombalgiques chroniques (LBP) (Mientjes et Frank, 1999 ; Takala, Korhonen et Viikari-Juntura, 1997 ; Della Volpe, Popa, Ginanneschi, Spidalieri, Mazzocchio et Rossi, 2005). Takala et al. (1997) se sont intéressés à la reproductibilité des variables du contrôle postural chez les sujets sains et les sujets ayant des douleurs lombaires. Ils ont calculé, à partir d'une plateforme de force, l'amplitude et la vitesse des oscillations posturales dans une position debout, les yeux ouverts ou fermés. Ils ont constaté que la valeur la plus constante était la vitesse d'oscillation. Les sujets sains ont montré des oscillations posturales moindres et une moins grande reproductibilité que les sujets avec lombalgie chronique.

Mientjes et Frank (1999) ont voulu déterminer si les réponses d'équilibre chez les patients atteints de lombalgie chronique diffèrent des sujets sains dans diverses conditions en posture debout. Pour cela, ils ont manipulé l'acuité des afférences vestibulaires, visuelles et proprioceptives. Les valeurs de l'erreur quadratique moyenne des déplacements du COP en direction médio-latérale ont montré que les

oscillations posturales sont plus importantes chez les sujets ayant une lombalgie quand la tâche demandée comporte une grande complexité (les yeux fermés sur une surface instable).

Della Volpe et al. (2005) ont étudié comment les personnes atteintes de lombalgies chroniques ont un contrôle postural modifié en position debout par rapport à des sujets sains. Les auteurs ont altéré les afférences visuelles en condition « yeux fermés » et les afférences proprioceptives en utilisant une base de support basculant en direction antéropostérieure, afin de perturber l'équilibre des sujets. Les sujets devaient se tenir debout selon trois conditions, les yeux ouverts, les yeux fermés et avec une oscillation du champ visuel proportionnelle aux oscillations du sujet. Ils ont constaté une augmentation des oscillations posturales en direction antéro-postérieure chez les sujets ayant une lombalgie chronique par rapport aux sujets sains, mais que cette différence n'était pas due à la douleur. Ce changement de stratégie posturale peut être à la base d'un dysfonctionnement du système proprioceptif périphérique ou de l'intégration centrale d'information proprioceptive.

Nous avons répertorié dans la littérature quelques études qui ont étudié plus spécifiquement les mouvements de la hanche dans un contexte de contrôle de l'équilibre chez les sujets LBP (Mok, Brauer et Hodges, 2004; Silfies, Squillante, Maurer, Westcott et al. 2004). Mok et al. (2004) ont montré que les patients ayant une lombalgie avaient de la difficulté à initier et à contrôler la stratégie de la hanche. Les auteurs ont constaté que l'utilisation et l'amplitude de la stratégie de la hanche étaient réduites avec l'augmentation de la dépendance visuelle chez les personnes

avec LBP. Cinétiquement, la stratégie de la hanche est caractérisée par une augmentation de force de cisaillement horizontale dans la direction antéropostérieure (Horak et Nashner, 1986). Ces chercheurs ont mesuré les forces antéropostérieures, considérant qu'elles étaient corrélées avec la stratégie de la hanche. En demandant à des sujets de se maintenir sur une base de support réduite, les auteurs ont induits aux sujets l'utilisation de la de la hanche. Dans cette étude, la force de cisaillement antéropostérieure est réduite dans le groupe de sujets ayant une lombalgie. Cela peut indiquer leur difficulté à produire ou à contrôler la stratégie de la hanche.

L'utilisation réduite de la stratégie de la hanche pourrait être due à une capacité réduite de générer un mouvement de la colonne lombaire et de la hanche en raison d'une plus grande activité des muscles lombopelviens. Radebold, Cholewicki et Polzhofer (2001) ont utilisé l'électromyographie et ont rapporté une augmentation de l'activité électrique des muscles du tronc chez les sujets ayant une lombalgie. Les sujets atteints de lombalgie ont de la difficulté dans le contrôle musculaire du tronc, ce qui peut compromettre le contrôle des ajustements posturaux. Della Volpe et al. (2005) ont présumé qu'un dysfonctionnement du système proprioceptif périphérique ou de l'intégration centrale d'informations proprioceptives pourrait être à l'origine de troubles au niveau de la stratégie de la hanche chez les personnes ayant une lombalgie. De plus, Silfies et al. (2004) ont montré, grâce à des analyse de l'activité EMG des muscles du tronc, que chez les personnes présentant une lombalgie chronique, l'activité EMG présentait de plus hauts niveaux d'activation musculaire des muscles oblique externe et rectus abdominus lors du maintien en position

statique durant des mouvements d'atteinte. Par contre, Silfies et al. (2004) n'ont pas constaté de différence significative pour les érecteurs du rachis. Ces résultats démontrent des recrutements musculaires altérés ou modifiés chez les patients avec des LBP chroniques lors de tâches liées au contrôle de l'équilibre debout.

Il est possible que les douleurs chroniques lombaires affectent l'acuité des APN du tronc, réduisant la capacité des sujets ayant une lombalgie à générer la stratégie de la hanche. Il semble donc important de mieux comprendre les troubles qui affectent les stratégies d'équilibre chez les personnes LBP. Les études qui suivent se sont intéressées aux changements proprioceptifs qui sont associés à la lombalgie et à leurs conséquences sur le contrôle de l'équilibre.

Brumagne, Lysens et Spaepen, (1999) ont montré que les vibrations mécaniques appliquées sur les muscles multifides chez des sujets sains entraînaient une augmentation de l'erreur dans une tâche de repositionnement de la région lombaire. Les erreurs de repositionnement en flexion du tronc étaient deux fois plus importantes en présence de vibrations. Brumagne, Cordo, Lysens, Swinnen et al. (2000) ont par la suite comparé un groupe de sujets sains et un groupe de sujets LBP dans cette même tâche de repositionnement lombaire. Ils ont mesuré la performance des sujets à trois moments différents : avant la vibration, pendant la vibration et après la vibration. Sans vibrations, les sujets ayant des douleurs lombaires ont montré une erreur absolue et une erreur constante plus importantes que les sujets sains. De plus, les sujets ayant une lombalgie chronique ont montré une plus grande variabilité que les sujets contrôles dans la condition de repositionnement sans

vibrations. Les chercheurs ont aussi constaté que l'application de vibrations sur les multifides avait des effets différents chez les sujets lombalgiques et chez les sujets sains. La vibration a entraîné une détérioration de la performance chez les sujets contrôles. En revanche, la vibration des muscles multifides dans le groupe de sujets LBP a marqué une diminution significative des erreurs constantes pendant la vibration du muscle. Les auteurs tirent les conclusions suivantes : les fuseaux neuromusculaires des muscles paraspinaux jouent un rôle important dans la capacité de repositionnement de la région lombaire et les sujets LBP semblent présenter un déficit dans cette capacité de repositionnement de la région lombaire.

Les difficultés observées à initier une stratégie de la hanche indique probablement un déficit de la commande posturale et est probablement associée à une réduction de l'acuité ou la pondération des APN de la région lombo-pelvienne chez les personnes atteintes de lombalgies.

## PROBLEMATIQUE

Le contrôle de l'équilibre est un processus basé sur des mécanismes de rétrocontrôle et en partie réalisé par l'intégration des APN. Ces afférences contribuent probablement à la représentation du schéma corporel et à la représentation du corps dans l'espace (Lestienne et Gurfinkel, 1998). Les segments corporels tronc, tête et bras constituent près de 55% de la masse corporelle et leur centre de masse combiné est situé à plus de 2/3 de la taille au-dessus du sol. Leurs positions dans l'espace et leurs pondérations relatives dans le schéma postural deviennent donc des facteurs importants du contrôle de l'équilibre. De plus, le tronc est le segment corporel qui est mis en mouvement durant la stratégie de la hanche pour stabiliser le centre de masse au dessus de la base de support. Par conséquent, l'acuité et la pondération des APN issues des érecteurs du rachis et des extenseurs de la hanche influencent probablement la qualité du contrôle neuromusculaire du tronc et l'efficacité de la stratégie de la hanche à recouvrer efficacement l'équilibre sous perturbations.

La coordination de la commande posturale et l'utilisation relative de la stratégie de la hanche peuvent être affectées chez les personnes ayant une lombalgie chronique (Mientjes et al., 1999; Della Volpe et al. 2005; Mok et al., 2004; Silfies et al., 2004). D'ailleurs, il y a une diminution de l'acuité des APN de la région lombaire observée chez les personnes avec une lombalgie chronique (Brumagne et al., 2000) qui pourrait expliquer en partie un contrôle de l'équilibre moins précis ou

moins efficace. Il est donc probable que l'acuité ou la pondération relative des APN de la région lombo-pelvienne dans le système de contrôle de l'équilibre soit altérée en présence de lombalgie chronique, limitant ainsi la capacité des personnes avec lombalgie chronique à générer adéquatement la stratégie de la hanche.

Enfin, il n'y a pas, à notre connaissance, d'études qui ont examiné le contrôle neuromusculaire du tronc associé à l'émergence de la stratégie de la hanche en fonction du contexte de perturbation de l'équilibre.

## **OBJECTIFS ET HYPOTHESES DE RECHERCHE**

Nous proposons deux hypothèses principales, soient :

a) Les variables biomécaniques caractérisant la stratégie de la hanche diffèrent significativement entre les sujets sains et les sujets ayant une lombalgie chronique.

b) Le contrôle de la stratégie de la hanche est modulé différemment entre les groupes de sujets lors de l'application de vibrations mécaniques sur la musculature lombo-pelvienne.

L'objectif de ce projet de recherche est d'étudier le contrôle de l'équilibre chez les personnes atteintes de lombalgie chronique et plus particulièrement, d'étudier le rôle des APN, qui interviennent dans la réalisation de stratégie de la hanche, par le biais de l'application de vibrations mécaniques comme élément perturbateur des APN.



## METHODOLOGIE

### Sujets

Deux groupes de sujets ont été formés par échantillonnage de convenance, pour réaliser ce projet de recherche. Pour former le premier groupe, dix sujets jeunes adultes en bonne santé ont été recrutés dans la communauté universitaire de Trois-Rivières. Ensuite, pour constituer le second groupe, nous avons recruté huit sujets adultes rapportant des douleurs lombaires chroniques (Tableau 2).

La présence de facteurs d'exclusion chez les sujets avec lombalgie au projet de recherche a été contrôlée par un chiropraticien de plus de trois ans d'expérience. Les critères d'exclusion suivants s'appliquaient aux deux groupes : spondylolisthèse, spondylite ankylosante, arthrite ou arthrose du squelette axial, radiculopathie, collagénose, ostéoporose, chirurgie à la colonne vertébrale, maladie neuromusculaire du tronc, blessure musculo-squelettique des membres inférieurs, tumeur maligne, hypertension, grossesse et allaitement.

Tous les sujets ont donné leur consentement éclairé et le projet de recherche a été approuvé par le comité d'éthique de l'Université du Québec à Trois-Rivières.

Tableau 2

## Caractéristiques des sujets

	<b>Sains</b>	<b>LBP</b>	<b>P</b>
<b>Genre</b>	7 Hommes 3 Femmes	6 Hommes 2 Femmes	—
<b>Age (années)</b>	25,4 (3,2)	26,5 (8,9)	0,353
<b>Taille (cm)</b>	173,7 (11,9)	175,7 (7,2)	0,349
<b>Poids (Kg)</b>	69,8 (21,8)	86,5 (3,5)	0,166
<b>FAB-Q</b>	—	30,7 (15,9) [13 - 58]	—
<b>VAS (mm)</b>	—	16,4 (10,7) [4 - 32]	—
<b>Oswestry Disability</b>	—	7,4 (4,3)	—
<b>Index (ODI)</b>		[2 - 15]	

Moyenne (écart-type); [étendue]; NS = Non Significatif; LBP = sujets ayant une lombalgie chronique; FAB-Q = Questionnaire sur la notion d'appréhension-évitement; VAS = échelle analogique de douleur; ODI = questionnaire d'évaluation de la capacité fonctionnelle.

## Procédures

Les sujets devaient se présenter au laboratoire de biomécanique de l'Université pour une seule séance d'expérimentation, d'une durée d'environ 90 minutes. Les mesures ont été prises dans une salle fermée, exempte de distractions externes.

Les sujets avec une lombalgie chronique ont complétés le Questionnaire sur la notion d'appréhension-évitement (FAB-Q) et l'échelle analogique de douleur (VAS). Le FAB-Q, dont la version française est validée (Chaory, Fayad, Rannou, Lefevre-Colau et al. 2004), est un questionnaire auto-administré comportant 16 items relatifs aux croyances et attitudes spécifiques à l'influence des activités physiques et occupationnelles sur leur douleur lombaire. Les sujets devaient indiquer leur niveau actuel de douleur sur le VAS. Ils devaient également remplir le questionnaire Oswestry Disability Index (ODI) (Fairbank et Pynsent, 2000). Ce questionnaire modifié ODI permet d'évaluer les capacités fonctionnelles d'un patient atteint de douleurs lombaires. Il évalue la capacité d'une personne à réaliser plus ou moins facilement des activités de la vie quotidienne. Les réponses aux dix questions sont compilées et un score sur 100 en est dérivé. Ce score représente le niveau d'incapacité du patient. Plus ce score est élevé, plus le patient prétend avoir des douleurs lombaires qu'affectent ses capacités fonctionnelles. La traduction française validée de ce questionnaire a été utilisée (Baker, Pynsent et Fairbank, 1989).

Tous les sujets ont été exposés à deux protocoles de contrôle de l'équilibre favorisant plus spécifiquement l'émergence de la stratégie de la hanche. Durant toute la procédure, les sujets étaient placés en station debout sur une plate-forme de force,

avec les pieds à la largeur des épaules et les mains placées en croix sur les épaules. La plate-forme de force (org-6, AMTI, USA) était utilisée pour enregistrer les forces de réaction au sol ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) et les moments ( $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ). La fréquence d'échantillonnage était de 20 Hz. Les valeurs, que nous procurait la plateforme de force, permettaient de calculer la position du COP en fonction du temps. La position des pieds était tracée au sol et reproduite entre les essais pour diminuer la variabilité des résultats associée au positionnement sur la base de support.

Dans le premier protocole (A), les sujets ont réalisé deux essais d'une durée de 120 secondes, durant lesquels ils furent informés de « bouger le moins possible, les yeux fermés ». Ce protocole d'équilibre quasi-statique assure d'excellentes qualités métrologiques des résultats (Lafond, Corriveau, Hébert et Prince, 2004).

Dans le second protocole (B), les sujets devaient générer des oscillations volontaires à grande amplitude en posture debout. Dans un premier temps, il était demandé aux sujets de réaliser un essai d'une durée de 30 secondes, les yeux ouverts « en essayant de bouger le moins possible ». Cet essai permettait de déterminer la position moyenne du COP sur la base de support. Durant le deuxième essai, les sujets devaient réaliser des oscillations posturales avec le maximum d'amplitude possible en direction antérieure et postérieure pendant 30 secondes. Il était demandé aux sujets d' « amener, lentement, leur corps le plus loin possible vers l'avant, sans décoller les talons et ensuite d'amener leur corps le plus loin possible vers l'arrière, sans décoller les orteils » (Duarte et Freitas, 2005 ; Freitas, Duarte et Latash, 2006).

Cette procédure permettait de déterminer les marges de stabilité du sujet, qui constituent la perception de la limite de stabilité du sujet.

Un moniteur était situé devant le sujet à une distance approximative d'un mètre et à hauteur des yeux. Ce moniteur servait de feedback visuel de l'oscillation posturale en temps réel grâce au logiciel LABView. La position moyenne du COP permettait de définir la proportion d'oscillation antérieure et postérieure du sujet. Le deuxième essai nous a permis de constituer deux cibles stationnaires équivalentes à un pourcentage de la marge de stabilité du sujet. L'écran représentait la grandeur de la base de support et les cibles (lignes pointillées) constituaient une zone proportionnelle et équivalente à un certain pourcentage de la marge de stabilité du sujet (Figure 3).

Ensuite, pendant 20 essais, d'une durée de 30 secondes, les sujets devaient déplacer, alternativement en direction antéropostérieure, le curseur représentant le COP à l'intérieur des cibles en effectuant des oscillations volontaires du corps. Nous avons modifié la difficulté à réaliser les oscillations volontaires en faisant varier la taille des cibles (70% et 60% de la marge de stabilité) et la vitesse d'oscillation (40 bpm et 55 bpm). La vitesse d'oscillation était imposée à l'aide d'un signal auditif. Ces valeurs ont été déterminées lors d'une étude pilote.

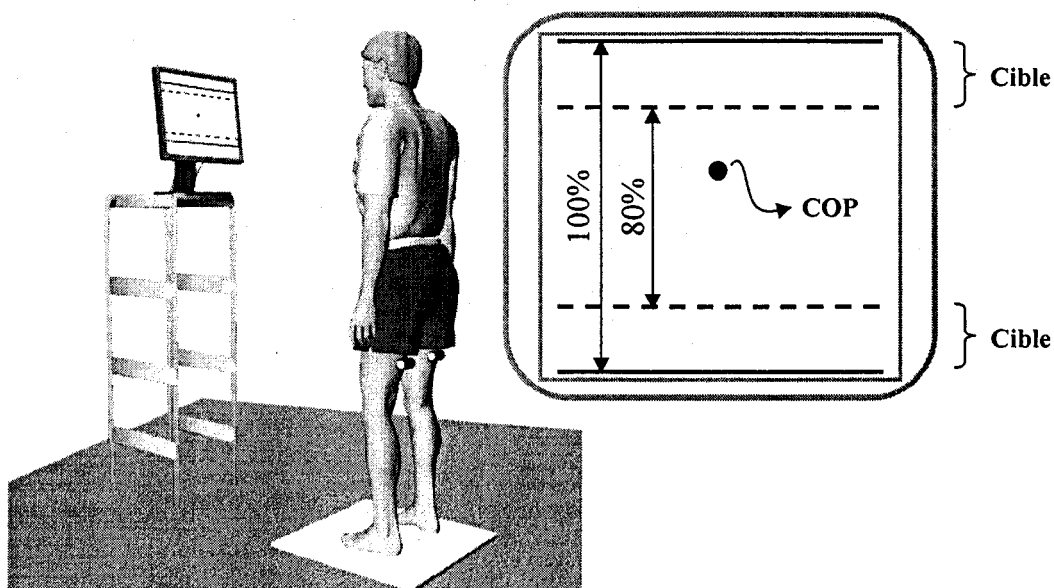


Figure 3. Illustration du protocole expérimental à oscillations volontaires.

Lors des deux protocoles, durant la moitié des essais, des vibrations mécaniques ont été appliquées bilatéralement sur les muscles érecteurs du rachis (L3). Sur le sujet, une ceinture comprenant une paire de vibreurs de 250 g était positionnée et fixée avec une bande élastique au niveau lombaire (L3). Ces vibreurs consistaient en de petits moteurs électriques sur lesquels était fixée une masse excentrée à l'axe de rotation. La fréquence de vibration était de 90 Hz (Roll et al., 1999). Les vibrations mécaniques étaient appliquées après un certain délai suivant le début de la condition expérimentale et ont eu une durée de 8 secondes (Ivanenko, Solopova et Levik, 2000). Chaque sujet était soumis à un ordre d'apparition des essais différent par contre-balancement (carré latin). L'ordre d'apparition des protocoles, des conditions expérimentales et du délai d'application des vibrations a

été permuté afin de réduire les effets de séquence et d'apprentissage. Une période de repos de 30 secondes entre les essais et de cinq minutes entre les protocoles était appliquée.

## Mesures

L'analyse cinématique était effectuée à l'aide du système Optotrak Certus (NDI, Canada), en plaçant des marqueurs unilatéralement, du côté gauche du corps, sur des repères anatomiques au niveau de la septième cervicale (1), de l'acromion (2), des dernières côtes flottantes (3), de la crête iliaque (4), du trochanter (5), du genou (6), de la malléole externe (7) et du cinquième métatarse (8). La fréquence d'échantillonnage des données cinématiques était de 60 Hz. La position en trois dimensions des diodes infra-rouges, avec une précision de la caméra à 0,01 mm, fut captée dans le plan sagittal, afin de calculer les angles articulaires ( $\varnothing$ cheville,  $\varnothing$ genou et  $\varnothing$ hanche) et les angles segmentaires ( $\varnothing$ tronc,  $\varnothing$ cuisse,  $\varnothing$ jambe et  $\varnothing$ pied). Les calculs des angles segmentaires sont basés sur le type de formule suivante :

$$\varnothing \text{ segmentaire} = \arctan \frac{Y_p - Y_d}{X_p - X_d} ; p=\text{proximale et } d=\text{distale}$$

Et les calculs des angles articulaires sont basés sur le type de formules suivantes (Winter, 1990):

$$\varnothing_{\text{Hanche}} = \varnothing_{\text{Tronc}} - \varnothing_{\text{Cuisse}}$$

$$\varnothing_{\text{Genou}} = \varnothing_{\text{Cuisse}} - \varnothing_{\text{Jambe}}$$

$$\varnothing_{Cheville} = \varnothing_{Jambe} - \varnothing_{Pied} + 90^\circ$$

Les coordonnées dans le plan sagittal ont été conservées afin d'effectuer des mesures de covariance et de coefficient de corrélation, ainsi que des calculs des moyennes des maxima de vitesse angulaire segmentaire du tronc et articulaire de la hanche, du genou et de la cheville (Figure 4). Les calculs des variances et covariances moyennes sont basés sur les équations suivantes:

$$\sigma_{hg}^2 = \sigma_h^2 + \sigma_g^2 - \sigma_{h+g}^2$$

$$\sigma_{gc}^2 = \sigma_g^2 + \sigma_c^2 - \sigma_{g+c}^2$$

$$\sigma_{hc}^2 = \sigma_h^2 + \sigma_c^2 - \sigma_{h+c}^2$$

Où :  $\sigma_h^2$ ,  $\sigma_g^2$  et  $\sigma_c^2$  sont les variances moyennes de la hanche, du genou et de la cheville.  $\sigma_{h+g}^2$  est la variance moyenne de la somme des angles articulaires à la hanche et au genou.  $\sigma_{hg}^2$  est la covariance entre les angles articulaires à la hanche et au genou.

L'électromyographie (EMG) bilatérale des muscles érecteurs de rachis (L5), des ischio-jambiers et des gastrocnémiens était enregistrée à une fréquence d'échantillonnage de 900 Hz (Bortec Biomédical, Canada). L'EMG aura pour but ultérieur de comparer, entre les groupes, l'intensité de l'activité électrique des muscles mis en jeu lors de la stratégie de la hanche et le délai d'activation de ces muscles lors de l'émergence de la stratégie de la hanche. L'analyse des données de type EMG ne sera pas prise en compte au sein de ce mémoire mais fera partie d'études ultérieures.



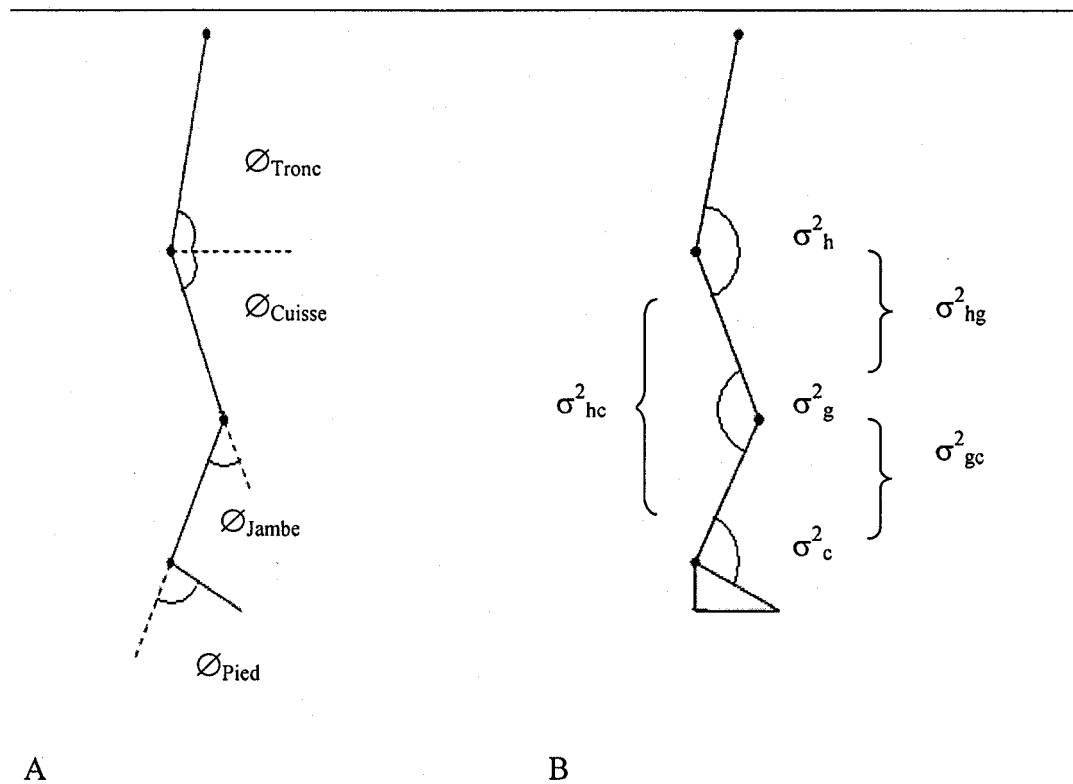


Figure 4 : Illustration des angles segmentaires et articulaires.

Variance des angles segmentaires (A); Covariance des angles articulaires (B).

h = hanche; g = genou; c = cheville.

### Statistiques

Pour le protocole d'équilibre quasi-statique (A), une analyse de variance à mesures répétées du type  $A \times B_r$  a été utilisée, avec comme facteurs : les groupes (deux niveaux : sujets LBP, sujets sains) et l'application des vibrations mécaniques (trois niveaux : avant, pendant et après).

Pour le protocole d'oscillations volontaires à grande amplitude (B), une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées du type  $A \times B_r \times C_r \times D_r$  avec comme facteurs : les groupes (deux niveaux : sujets LBP, sujets sains), la taille des cibles (deux niveaux : 60% et 70% de la marge de stabilité), la vitesse d'oscillation (deux niveaux : 55bpm et 40bpm) et les vibrations mécaniques (trois niveaux : avant, pendant et après).

Des analyses post-Hoc (test de Tuckey) ont été réalisées en présence de différences significatives lors des ANOVAS. Le seuil de signification a été placé lors des analyses statistiques à  $p < 0,05$ .

Après les analyses préliminaires, les résultats ont montré qu'il n'y a pas de différence significative entre l'essai 1 et 2. Une moyenne des deux essais a donc été utilisée, dans la présentation des résultats.

## **RESULTATS**

Lors de l'expérimentation, les sujets des deux groupes étaient conviés à participer à deux protocoles différents. Le premier protocole (protocole A) consistait à exécuter deux essais d'équilibre quasi-statique de deux minutes chacun, les yeux fermés. Dans le second protocole (protocole B), les sujets devaient générer des oscillations volontaires à grande amplitude, yeux ouverts. Pour chacun des protocoles, nous présenterons une analyse des résultats de façon à déterminer l'effet des groupes et des vibrations mécaniques sur les paramètres cinématiques.

### **Équilibre quasi-statique (protocole A)**

#### **a) Comparaison des groupes**

L'analyse des résultats ne révèle aucune différence significative entre le groupe sain et le groupe LBP pour l'ensemble des variables dépendantes. Cependant, à la Figure 5, une tendance vers un effet de groupe significatif est observable au niveau de la covariance hanche/genou ( $F=2,017$  ;  $dl=16$  ;  $p=0,061$ ).

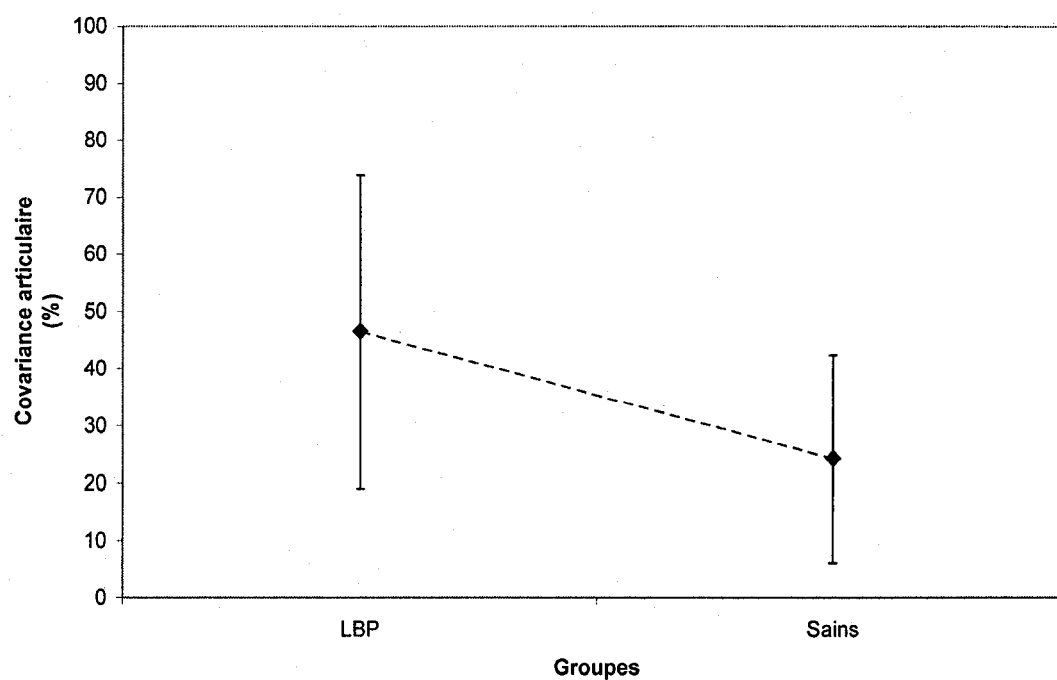


Figure 5 : Moyenne et écart-type de la covariance articulaire hanche/genou

( $\sigma^2_{hg}$ ) entre les sujets sains et les sujets LBP.

L'analyse des variables du centre de pression révèle qu'il n'y a aucun effet de groupe significatif pour les essais d'équilibre quasi-statique sans l'application de vibrations mécaniques, et pour toutes les variables étudiées (Tableau 3).

Tableau 3

Valeurs des variables du COP en posture quasi-statique

	Sujets LBP	Sujets Sains
RMSx (mm)	2,2 ± 1,0	2,3 ± 0,6
RMSy (mm)	5,2 ± 3,0	6,0 ± 3,2
étendue COPx (mm)	11,5 ± 4,3	12,8 ± 4,6
étendue COPy (mm)	29,2 ± 12,9	32,8 ± 13,4
Vcop x (mm/s)	2,0 ± 0,7	2,1 ± 0,9
Vcop y (mm/s)	4,5 ± 1,8	4,2 ± 1,6
MPFx (Hz)	0,13 ± 0,05	0,13 ± 0,06
MPFy (Hz)	0,13 ± 0,03	0,11 ± 0,04

(moyenne ± écart-type); RMSx = erreur quadratique moyenne du COP;

RMSy = erreur quadratique moyenne du COP; Vcop x = Vitesse du COP; Vcop y =

Vitesse du COP; MPFx = Moyenne du spectre de fréquences; MPFy = Moyenne du

spectre de fréquences; x = médio latéral; y = antéropostérieur.

## b) Effets des vibrations mécaniques :

L'expérimentation mise en place lors du protocole d'équilibre quasi-statique démontre que l'application des vibrations mécaniques a un effet significatif sur les vitesses angulaires segmentaires et articulaires. Plus précisément, à la Figure 6, on peut voir qu'il y a un effet significatif des vibrations mécaniques sur la moyenne des maxima de vitesse angulaire segmentaire du tronc ( $F=15,43$  ;  $dl=2$  ;  $p < 0,001$ ) (Figure 6A) et sur les moyennes des maxima de vitesse articulaire de la hanche ( $F=12,173$ ;  $dl=2$  ;  $p < 0,001$ ) (Figure 6B), du genou ( $F=14,544$  ;  $dl=2$  ;  $p < 0,001$ ) (Figure 6C) et de la cheville ( $F=15,128$  ;  $dl=2$  ;  $p < 0,001$ ) (Figure 6D). Ces

effets sont significatifs lors de la flexion du tronc pour les vitesses angulaires segmentaires du tronc et articulaires de la hanche (Figure 6A, 6B) et lors de l'extension du tronc pour les vitesses angulaires articulaires du genou et de la cheville (Figure 6C, 6D).

L'analyse post-Hoc révèle une diminution significative des moyennes des maxima des vitesses angulaires segmentaires du tronc et articulaires de la hanche, du genou et de la cheville pendant l'application des vibrations mécaniques comparativement à la période qui précède l'application des vibrations mécaniques ( $p < 0,001$ ). De plus, l'analyse post-Hoc révèle un effet significatif des vibrations mécaniques sur la moyenne des maxima de vitesse articulaire au genou pendant la période post-vibratoire par rapport à la période pré-vibratoire ( $p=0,015$ ).

L'analyse du COP lors de l'application des vibrations mécaniques révèle une différence significative de l'étendue du COP entre les conditions avant l'application des vibrations mécaniques et pendant l'application des vibrations mécaniques ( $F=5,321$  ;  $dl=2$  ;  $p = 0,008$ ). D'autre part, on constate une différence significative entre avant et pendant l'application des vibrations mécaniques au niveau de la MPF du COP ( $F=93,284$  ;  $dl=2$  ;  $p < 0,001$ ). Le Tableau 4 montre les différentes analyses du COP lors de l'application des vibrations mécaniques.

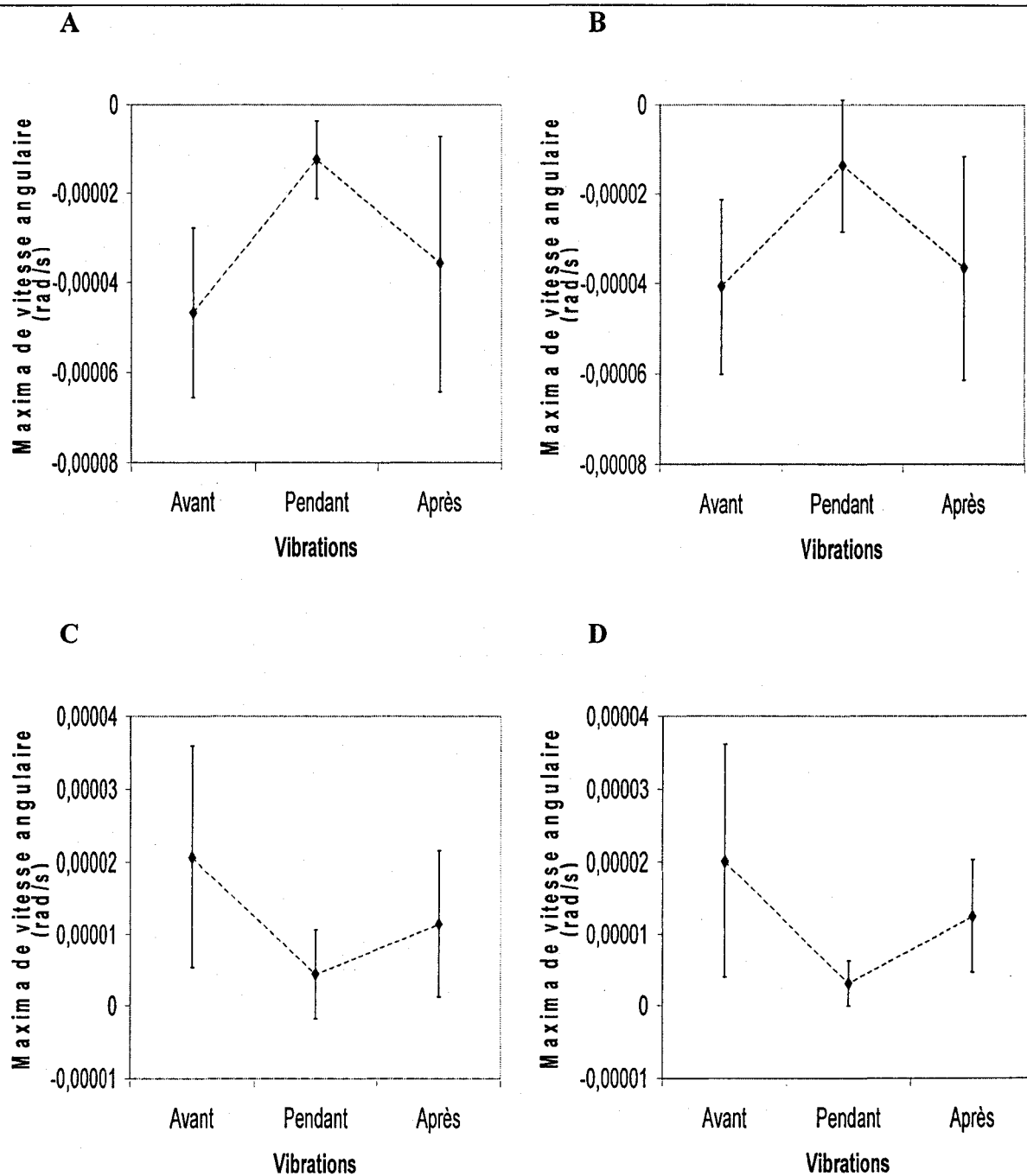


Figure 6 : Effets de la vibration sur la moyenne des maxima des vitesses angulaires segmentaires du tronc (A) et des vitesses angulaires articulaires de la hanche (B), du genou (C) et de la cheville (D).

Tableau 4

Récapitulatif des variables du COP avec l'application des vibrations mécaniques

Vibrations	Sujets LBP			Sujets Sains		
	avant	pendant	après	avant	pendant	après
RMSx (mm)	2,0 ± 0,7	1,9 ± 0,8	2,3 ± 0,6	2,0 ± 1,0	2,5 ± 1,0	2,4 ± 0,6
RMSy (mm)	4,3 ± 1,4	6,5 ± 3,2	5,5 ± 1,5	4,6 ± 1,6	5,8 ± 1,9	5,9 ± 2,5
étendue COPx (mm)	9,4 ± 2,5	7,4 ± 3,2	12,1 ± 4,2	9,9 ± 5,4	10,2 ± 4,1	12,9 ± 4,6
étendue COPy (mm)	20,0 ± 5,1	25,2 ± 12,4	30,2 ± 10,3	22,8 ± 7,3	22,4 ± 8,7	31,1 ± 9,7
Vcop x (mm/s)	2,1 ± 0,6	2,5 ± 1,1	2,3 ± 0,4	2,5 ± 1,5	2,8 ± 1,8	2,7 ± 1,3
Vcop y (mm/s)	4,5 ± 1,6	4,9 ± 1,1	5,1 ± 1,1	4,5 ± 1,8	5,6 ± 2,7	5,0 ± 1,5
MPFx (Hz)	0,20 ± 0,06	0,41 ± 0,12	0,13 ± 0,05	0,22 ± 0,06	0,42 ± 0,16	0,14 ± 0,04
MPFy (Hz)	0,17 ± 0,06	0,35 ± 0,08	0,14 ± 0,03	0,18 ± 0,09	0,38 ± 0,10	0,13 ± 0,05

Moyenne ± écart-type; RMSx = erreur quadratique moyenne du COP; RMSy = erreur quadratique moyenne du COP;

Vcop x = Vitesse du COP; Vcop y = Vitesse du COP; MPFx = Moyenne du spectre de fréquences; MPFy = Moyenne du spectre de fréquences; x = médio latéral; y = antéropostérieur.



## **Oscillations volontaires à grandes amplitudes (Protocole B)**

### **a) Comparaison des groupes**

L'analyse des résultats ne révèle aucune différence significative entre les deux groupes de sujets pour l'ensemble des variables dépendantes. En effet, les résultats de l'ANOVA sur les coefficients de corrélations, les covariances et les moyennes des maxima de vitesses angulaires ne révèlent aucun effet de groupe entre les sujets sains et les sujets ayant une lombalgie chronique.

### **b) Effets des vibrations mécaniques**

Les principaux effets observés lors du protocole d'oscillations volontaires à amplitude maximale sont au niveau de l'application des vibrations mécaniques. L'application des vibrations mécaniques influencent significativement les vitesses segmentaires et articulaires angulaires. La Figure 7 nous montre l'effet de l'application des vibrations mécaniques lors de la flexion du tronc (B et D) et lors de l'extension du tronc (A et C). Plus précisément, les vibrations mécaniques ont provoqué une diminution significative de la moyenne des maxima de vitesse angulaire segmentaire du tronc lors de l'extension du tronc (Figure 7A) ( $F=26,161$  ;  $dl=14$  ;  $p<0,001$ ) et lors de la flexion du tronc (Figure 7B) ( $F=15,591$  ;  $dl=14$  ;  $p<0,001$ ). Les vibrations mécaniques ont aussi provoqué une diminution significative de la moyenne des maxima de vitesse angulaire articulaire de la hanche lors de

l'extension du tronc (Figure 7C) ( $F=18,404$  ;  $dl=14$  ;  $p < 0,001$ ) et lors de la flexion du tronc (Figure 7D) ( $F=10,048$ ;  $dl=14$  ;  $p < 0,001$ ).

De plus, l'analyse post-Hoc révèle un effet significatif des vibrations mécaniques sur la moyenne des maxima de vitesse angulaire segmentaire du tronc (Figure 6A) et articulaire de la hanche (Figure 6C) pendant la période post-vibratoire par rapport à la période pré-vibratoire ( $p<0,001$ ).

L'application des vibrations mécaniques influence aussi la relation entre l'articulation de la hanche et l'articulation du genou. Plus précisément, l'application des vibrations mécaniques influence la variable du coefficient de corrélation entre les segments corporels de la cuisse et de la jambe ( $F=10,751$  ;  $dl=14$  ;  $p<0,001$ ) (Figure 8). L'analyse post-Hoc révèle une diminution significative du coefficient de corrélation cuisse/jambe pendant l'application des vibrations mécaniques ( $p=0,001$ ). De plus, l'analyse post-Hoc révèle un effet significatif des vibrations mécaniques pendant la période post-vibratoire comparativement à la période qui précède l'application des vibrations mécaniques ( $p=0,001$ ).

De plus, l'application des vibrations mécaniques influence significativement la relation entre l'articulation de la hanche et celle du genou ( $F=4,776$  ;  $dl=14$  ;  $p=0,016$ ). Plus précisément, l'analyse post-Hoc révèle que la covariance hanche/genou est significativement plus élevée durant la période post-vibratoire que pendant la période avant l'application des vibrations mécaniques ( $p=0,014$ ) (Figure 9).

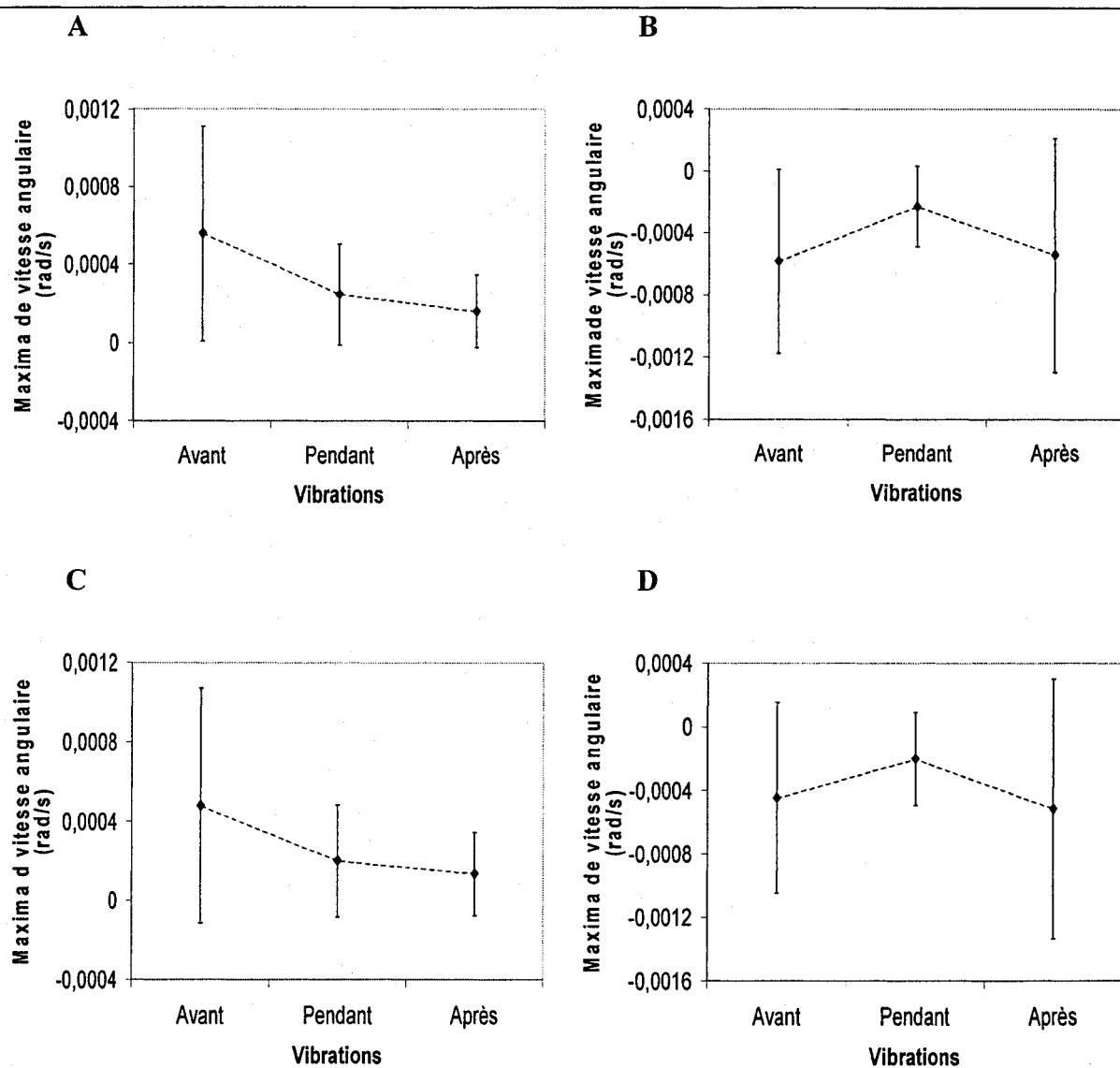


Figure 7 : Effets des vibrations mécaniques sur la moyenne des maxima de vitesse :

(A) segmentaire du tronc pendant l'extension du tronc; (B) du tronc pendant la flexion du tronc; (C) articulaire de la hanche pendant l'extension du tronc; (D) de la hanche pendant la flexion du tronc.

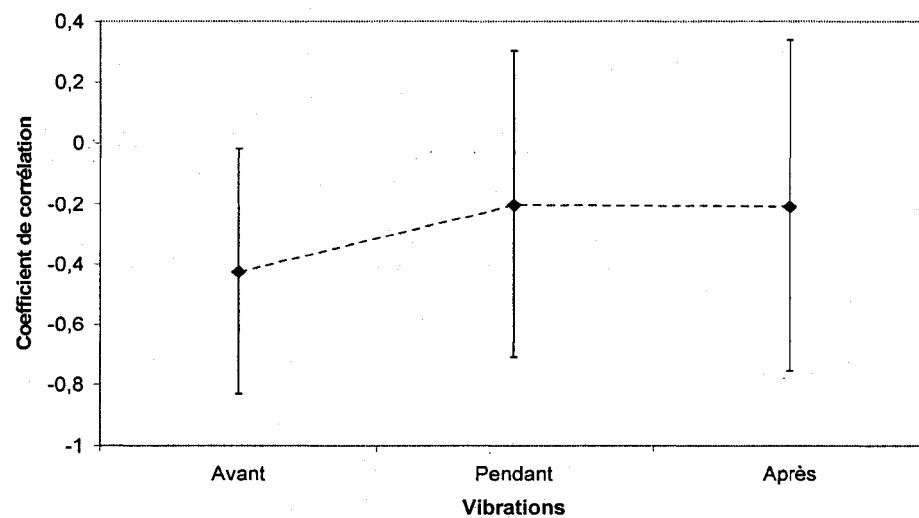


Figure 8 : Comparaison du coefficient de corrélation entre le déplacement angulaire du segment cuisse et du segment jambe selon la condition avant, pendant ou après les vibrations mécaniques.

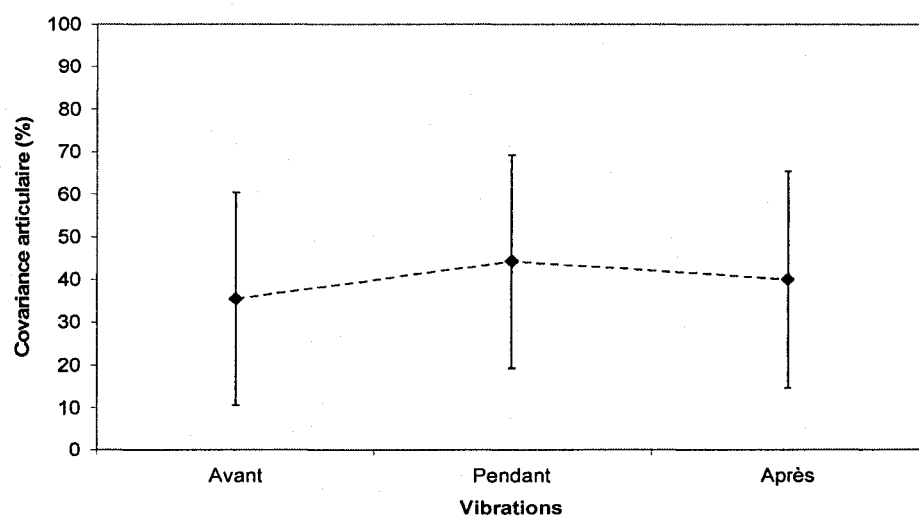


Figure 9 : Comparaison de la covariance hanche/genou ( $\sigma^2_{hg}$ ) selon la condition avant, pendant ou après les vibrations mécaniques.

c) Influence des critères de réalisation du protocole

*a. Effets de cible* : Le protocole mis en place permet de voir si la taille des cibles utilisées a eu un impact sur la réalisation des oscillations volontaires à grandes amplitudes.

La taille de la cible influence significativement les vitesses angulaires segmentaires du tronc. Plus précisément, la vitesse angulaire segmentaire du tronc est significativement plus élevée avec une taille de cible correspondant à 70% de la marge de stabilité qu'avec une cible à 60% de la marge de lors de la flexion du tronc (Figure 10) ( $F=8,694$  ;  $dl=14$  ;  $p=0,01$ ).

De plus, la taille de la cible à atteindre en effectuant les oscillations volontaires à grandes amplitudes influence significativement les vitesses angulaires articulaires à la hanche. En effet, la moyenne des maxima de vitesse angulaire articulaire de la hanche est significativement plus élevée pour la taille de cible à 70% de la limite de stabilité que pour 60% de la limite de stabilité ( $F=5,401$  ;  $dl=14$  ;  $p=0,035$ ) (Figure 11).

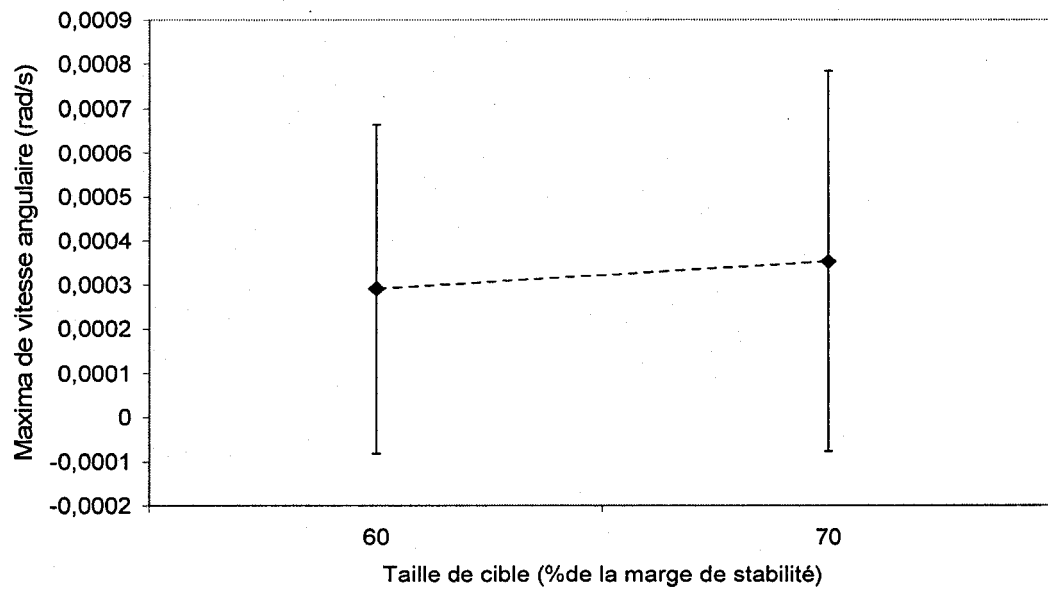


Figure 10 : Effets de la taille des cibles sur la moyenne des maxima de vitesse du tronc pendant la flexion du tronc.

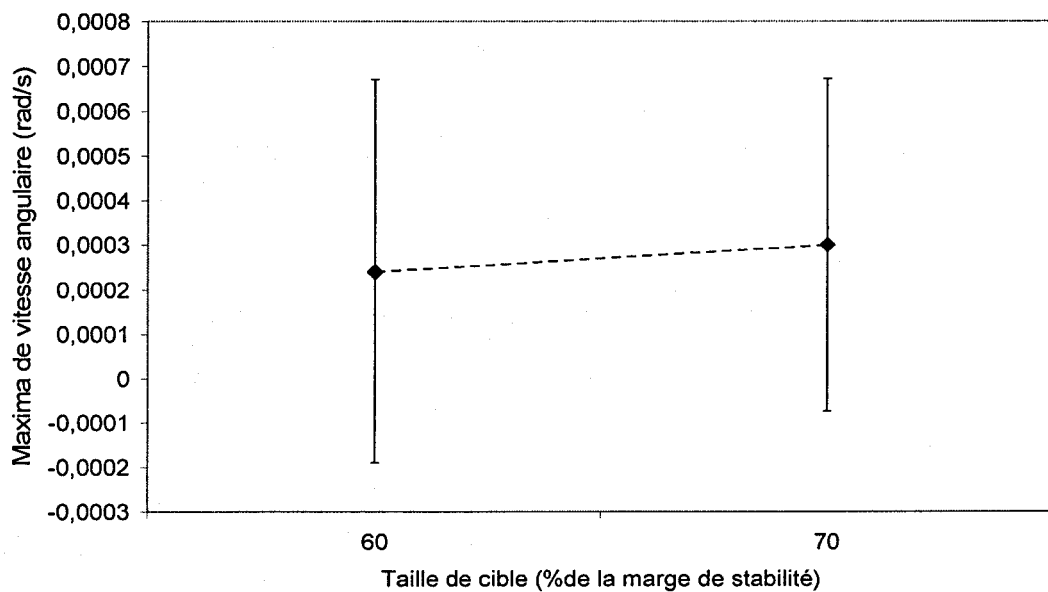


Figure 11 : Effets de la taille des cibles sur la moyenne des maxima de vitesse de la hanche pendant la flexion du tronc.

*b. Effets de vitesse* : Le changement du rythme d'oscillation a une répercussion significative sur la de l'articulation de la hanche et du segment du tronc.

Effectivement, les maxima de vitesse angulaire segmentaire du tronc (Figure 12A) ( $F=15,306$  ;  $dl=14$  ;  $p=0,001$ ) et articulaire de la hanche (Figure 12B) ( $F=6,011$  ;  $dl=14$  ;  $p < 0,001$ ) augmentent significativement lors de l'extension du tronc, quand le rythme d'oscillation est plus élevé (55bpm). Et, quand le rythme d'oscillation est plus lent (44bpm), les maxima de vitesse angulaire segmentaire du tronc (Figure 12C) ( $F=18,677$  ;  $dl=14$  ;  $p < 0,001$ ) et articulaire de la hanche (Figure 12D) ( $F=6,080$  ;  $dl=14$  ;  $p=0,026$ ) augmentent significativement lors de la flexion du tronc.

De plus, le rythme d'oscillation employé a une influence significative sur la relation entre les segments tronc et cuisse. Plus précisément, le coefficient de corrélation tronc/cuisse est plus élevé à 40bpm qu'à une vitesse de 55bpm ( $F=6,297$  ;  $dl=14$  ;  $p=0,025$ ) (Figure 13).

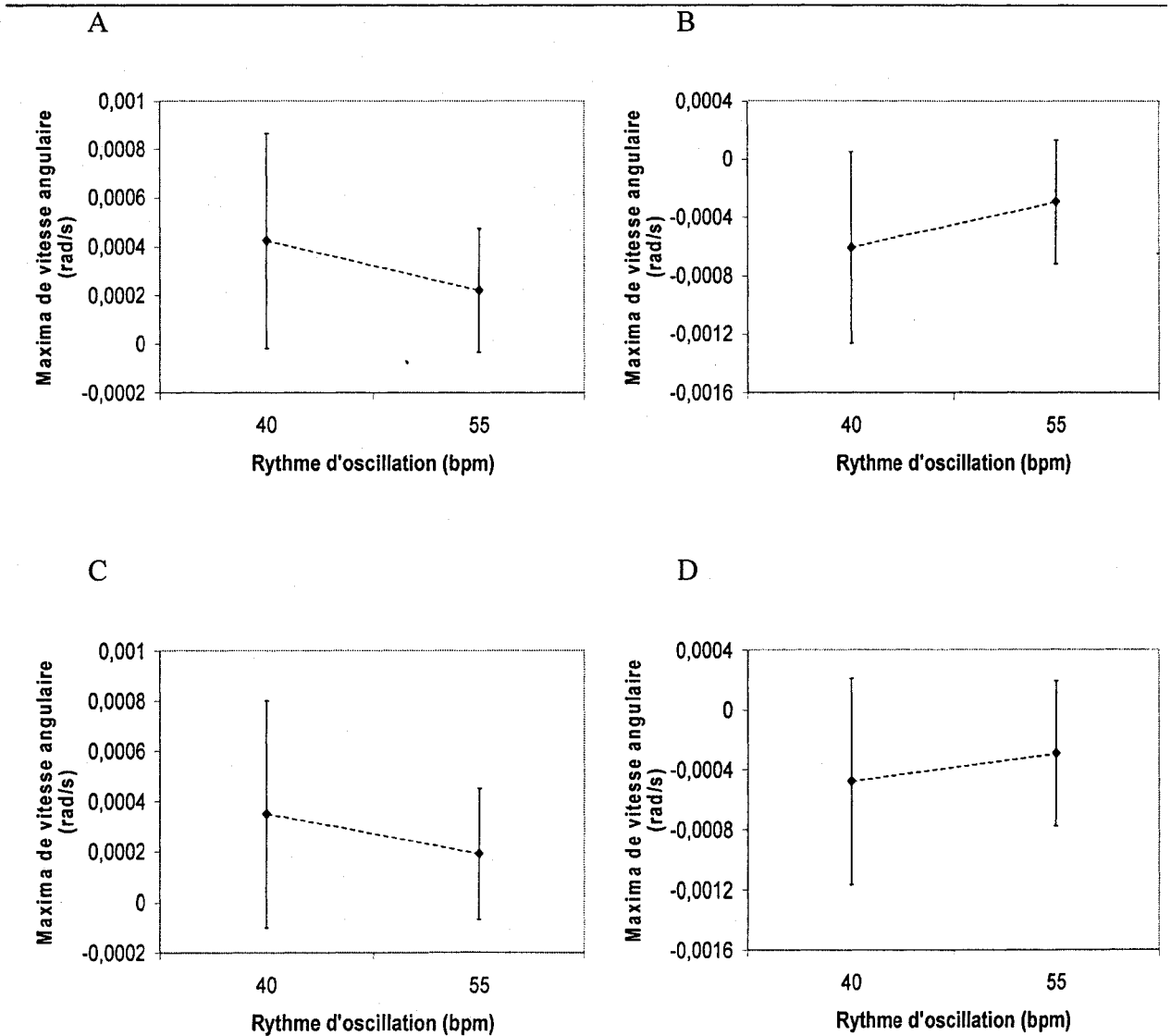


Figure 12 : Effets du rythme d'oscillation imposé sur la moyenne des maxima de vitesse : (A) du tronc pendant l'extension du tronc; (B) du tronc pendant la flexion du tronc; (C) de la hanche pendant l'extension du tronc; (D) de la hanche pendant la flexion du tronc.



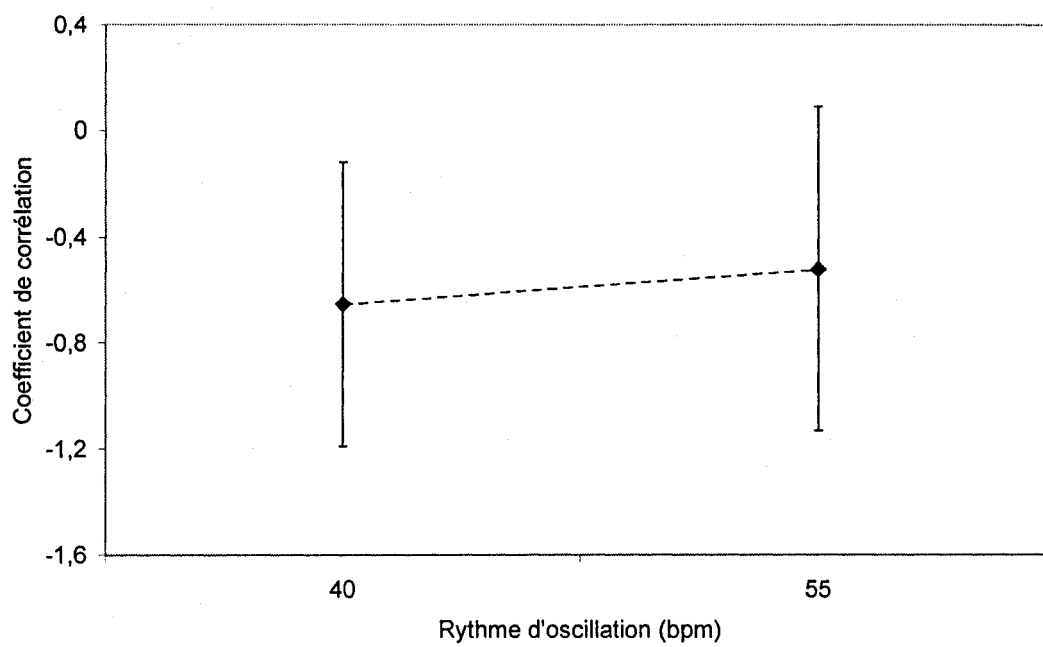


Figure 13 : Comparaison du coefficient de corrélation entre le tronc et la cuisse selon les deux conditions de vitesses.

## DISCUSSION

Dans cette étude descriptive nous avons mis en place un protocole expérimental afin de mieux comprendre le rôle des APN du tronc dans diverses conditions de maintien de l'équilibre en station debout. En effet, le protocole mis en place visait à placer les sujets sous des conditions d'équilibre où le tronc est particulièrement mobilisé comme lors de la stratégie de la hanche. Aussi, le protocole élaboré voulait comparer un groupe de sujets sains avec un groupe de sujets ayant potentiellement un problème au niveau des APN du tronc. Les deux protocoles utilisés lors de l'expérimentation avaient pour but de comparer les sujets LBP et les sujets sains sous deux conditions d'équilibre : quasi-statique (A) et en condition d'oscillations volontaires à grande amplitude (B) pour reproduire la stratégie de la hanche. L'application de vibrations mécaniques lors de ces deux protocoles, avait pour but de perturber l'acuité des APN provenant de la région lombaire. En plus de l'application des vibrations mécaniques, afin de créer plusieurs niveaux de difficulté de la tâche à réaliser, les conditions expérimentales ont été modifiées au cours de l'expérimentation en faisant varier la vitesse d'oscillation et la taille des cibles lors du protocole d'oscillations volontaires.

Les analyses statistiques utilisées nous permettent de voir s'il y a des différences entre les deux groupes de sujets. Plus précisément, l'analyse réalisée nous a permis de savoir si les segments corporels et les articulations étudiés sont en interaction positive ou négative par rapport aux différentes conditions

expérimentales. Cela nous permet notamment de savoir en fonction des conditions expérimentales, si les segments et articulations sont en phase ou en antiphas. Un mode en anti-phase est caractérisé par un déplacement de la cheville et de la hanche dans un sens opposé (i.e. à une flexion de la hanche correspond une extension de la cheville) et un mode en phase est caractérisé par un déplacement de ces deux articulations dans le même sens (i.e. à une flexion de la hanche correspond une flexion de la cheville). Ainsi, on peut étudier les adaptations du corps face à l'augmentation de la difficulté de la tâche à réaliser et à l'application des vibrations mécaniques.

Globalement, les résultats de cette étude indiquent qu'il n'y a pas de différence significative entre le groupe de sujets sains et le groupe de sujets ayant une lombalgie chronique, pour l'ensemble des paramètres cinétiques et cinématiques mesurés. Ceci va à l'encontre des études précédentes qui ont, au contraire, mis en évidence des différences significatives au niveau du maintien de l'équilibre en station debout (Mientjes et al., 1999 ; DellaVolpe et al., 2005 ; Hamaoui et al., 2004) et notamment lors de l'emploi de la stratégie de hanche chez les personnes souffrant de lombalgie chronique (Mok et al., 2004 ; Brumagne et al., 2004). D'un autre côté, l'application des vibrations mécaniques montre des résultats qui convergent vers les études ultérieures (Brumagne et al., 2004) en ce qui concerne le rôle perturbateur des vibrations mécaniques sur les APN. Nous aborderons dans un premier temps les influences des APN sur le contrôle de l'équilibre et les influences de l'exigence

d'équilibration. Par la suite, nous discuterons des conséquences des LBP lors du contrôle de l'équilibre.

### **Influences des afférences proprioceptives neuromusculaires**

Un des objectifs de cette recherche était de comprendre le rôle des APN lors du contrôle de l'équilibre quasi-statique et dynamique. Afin de perturber les afférences proprioceptives neuromusculaires, nous avons utilisé la vibration mécanique. Son principe consiste à induire une illusion proprioceptive au niveau du système nerveux central en appliquant des vibrations sur le ventre du muscle ou au niveau du tendon du muscle. Lorsque la vibration est appliquée sur le tendon, l'illusion induite provoque une fausse perception de l'élongation du muscle stimulé.

Dans cette étude, de nombreux effets des vibrations mécaniques ont été constatés lors du protocole d'équilibre quasi-statique (A) et du protocole d'oscillations volontaires à grandes amplitudes (B). Pendant l'application des vibrations mécaniques, on constate qu'il y a une diminution des maxima de vitesse angulaire segmentaire du tronc et articulaire à la hanche, au genou et à la cheville et qu'il y a une augmentation de la corrélation entre les articulations de la hanche et du genou. Ce changement de commande posturale évoque une perturbation du maintien de l'équilibre dû à une perturbation des afférences proprioceptives neuromusculaires des muscles érecteurs du rachis (L3). La diminution des maxima de vitesse angulaire segmentaire et articulaire ainsi que l'augmentation de la corrélation hanche/genou pendant et après l'application des vibrations mécaniques met l'accent sur

l'importance des muscles et des tendons dans le positionnement du tronc lors du maintien de l'équilibre. Brumagne et al. (2004) se sont intéressé à l'erreur de repositionnement, lors d'une tâche de positionnement du bassin en station debout, avec l'application de vibrations mécaniques au niveau des érecteurs du rachis au niveau de la partie lombaire chez les personnes LBP. Les auteurs ont trouvé que pendant et suite à l'application de vibrations mécaniques, il y a une augmentation du nombre d'erreur de repositionnement du tronc, ce qui montre également l'importance du rôle des muscles paraspinaux dans le maintien de l'équilibre.

En ce qui concerne notre étude, lors de l'application de vibrations mécaniques, on observe une corrélation négative au niveau du coefficient de corrélation entre le déplacement angulaire du segment cuisse et du segment jambe. Cette corrélation négative indique que les segments de la cuisse et de la jambe ne sont plus en phase, ils sont donc en antiphasse lors de l'application des vibrations mécaniques. La covariance hanche/genou montre elle aussi une corrélation négative lors de l'application des vibrations mécaniques. L'articulation de la hanche et celle du genou sont donc en antiphasse.

L'application de vibrations mécaniques induit une diminution significative des maxima de vitesse angulaire segmentaire du tronc. On peut donc mettre en lien le passage en antiphasse des articulations de la hanche et du genou et des segments de la cuisse et de la jambe avec la diminution des maxima de vitesse angulaire segmentaire du tronc lors des vibrations mécaniques. Comme les segments corporels tronc, tête et bras représentent 55% de la masse corporelle, lors de la perturbation

provoquée par l'application des vibrations mécaniques, le corps met en œuvre une stratégie de compensation, en se mettant en antiphasé au niveau des membres inférieurs, afin de stabiliser la vitesse d'oscillation du tronc et ainsi maintenir l'équilibre en réduisant l'accélération du COM. Le fait que les articulations et les segments des membres inférieurs sont en antiphasé lors de l'application de vibrations mécaniques montre que le corps fait une compensation à la perturbation induite par les vibrations mécaniques afin de maintenir l'équilibre. Cette compensation s'effectue par la mise en place d'une stratégie d'équilibration qui mobilise le tronc avec de plus grandes amplitudes et des maxima de vitesse segmentaire réduit, c'est la stratégie de la hanche.

Nos résultats viennent compléter ceux de Amarakı et al. (2001) qui ont étudié la relation entre l'articulation de la hanche et celle de la cheville en équilibre quasi-statique. Ils ont calculé les accélérations et la vitesse angulaire articulaire de la cheville et de la hanche et ont constaté que la gamme de mouvement à la hanche est supérieure à celle de la cheville, ce qui implique qu'il ne faut pas mettre de côté l'articulation de la hanche lors d'étude sur l'équilibre même quasi-statique. Ils ont montré que la rotation à la hanche vient compenser en sens inverse la rotation à la cheville lors du maintien de l'équilibre. Amarakı et al. (2001) expliquent ceci de la même manière que nous, par un passage en antiphasé des articulations afin de prévenir le déséquilibre. D'autres auteurs ont pu montrer que lors de grandes perturbations de l'équilibre, l'articulation de la hanche vient compenser la rotation de

la cheville par une rotation opposée à celle-ci, afin de maintenir l'équilibre (Horak et Mcpherson, 1996 ; Runge et al., 1999).

Les afférences proprioceptives neuromusculaires du tronc jouent donc un rôle important dans le maintien de l'équilibre, car en perturbant celles-ci, le corps doit changer de stratégie posturale afin de compenser le déséquilibre dû à une augmentation de la vitesse segmentaire du tronc. L'articulation de la hanche se trouve donc au centre de cette stratégie d'équilibration car c'est au niveau de la hanche que s'effectue le passage en antiphase des membres inférieurs afin de compenser la perturbation suite à l'application des vibrations mécaniques.

Cependant, Brumagne et al. (2004) ont comparé les sujets atteints de lombalgie chronique avec un groupe contrôle lors de l'application de vibrations mécaniques et ils ont mis en évidence que les sujets LBP ont une réponse, au niveau de la sensibilité aux vibrations mécaniques, moins élevée que chez les sujets sans LBP. De plus, Brumagne et al. (2004) ont montré que suite à l'application de vibrations mécaniques, les sujets sans LBP avaient un délai de récupération de leur orientation de posture normale plus court que les sujets LBP.

Le fait que nous n'ayons pas trouvé de différence significative entre les sujets sains et les sujets LBP, que ce soit lors du protocole d'équilibre quasi-statique ou lors du protocole d'oscillations volontaires à grande amplitude, montre que les vibrations mécaniques ont eu le même effet perturbateur systématique chez nos deux groupes de sujets. La perturbation des APN chez les sujets LBP a eu la même incidence au niveau du contrôle de l'équilibre que chez le groupe de sujets sains. Il

semble que nos sujets LBP ne se comportent pas différemment d'un point vu moteur que les sujets sains.

### **Influences de l'exigence d'équilibration**

Lors du protocole d'oscillation volontaire à grandes amplitudes, nous avons utilisé deux vitesses d'oscillation différentes afin de créer deux niveaux de difficulté. Avec la vitesse d'oscillation à 55bpm par rapport à celle à 40bpm, on a donc augmenté la difficulté de la tâche à réaliser. On constate qu'il existe une corrélation négative entre le tronc et la cuisse qui augmente avec l'augmentation du rythme d'oscillation. Le tronc et la cuisse se placent donc en antiphasé quand la vitesse d'oscillation est plus élevée afin de compenser l'augmentation de vitesse du tronc, pour maintenir un meilleur équilibre. Il existe donc un effet du rythme d'oscillation sur le contrôle de l'équilibre dynamique.

Nous avons mis en place, lors du protocole, deux niveaux de difficulté de cible en modulant les pourcentages de marge de stabilité : 60% (grande cible) et 70% (petite cible). Avec une cible à 60% de la marge de stabilité, on constate que les maxima de vitesse angulaire segmentaire du tronc sont significativement plus faibles que pour une cible à 70% de la marge de stabilité. C'est-à-dire que les maxima de vitesse sont plus grands pour la petite cible comparativement à la grande cible. Cela peut s'expliquer par le fait que le sujet doit, dans un même laps de temps, augmenter l'amplitude d'oscillation. Quand la cible est assez grande, le sujet se contente d'osciller, il n'a pas besoin de réaliser un effort supplémentaire pour atteindre la



cible, tandis qu'avec une cible plus petite, comme à 70% de la marge de stabilité, les sujets doivent réaliser de petites accélérations du tronc afin d'atteindre la cible avec la représentation du COP. C'est pourquoi on retrouve une moyenne des maxima de vitesse angulaire plus élevée avec la cible à 70% de la marge de stabilité comparativement à la cible à 60% de la marge de stabilité. La stratégie employée par les sujets pour contrer l'augmentation de la difficulté de la tâche est donc de mettre en avant une stratégie de la hanche plus prononcée.

Nos résultats sont appuyés par l'étude de Bardy, Marin, Stoffregen et Bootsma (1999) qui ont pu mettre en évidence des changements de phase entre les chevilles et les hanches, en fonction des modifications des contraintes. Les sujets avaient pour consigne de rester debout, bras croisés, en restant orientés vers un objet projeté sur un écran devant eux. La tâche consistait à osciller d'avant en arrière afin de maintenir la distance entre eux et l'objet, et de rester en phase avec celui-ci. Les auteurs ont analysé les corrélations tête-cible, ainsi que les angles des chevilles avec la jambe et des hanches avec le tronc, à partir desquels ils ont pu calculer les phases relatives. C'est en fonction de l'amplitude ou de la fréquence de la cible que les changements dans les modes adoptés par les sujets ont été notés. Pour de petites amplitudes, la phase relative est proche de  $0^\circ$ , le mode en antiphase ayant été adopté pour les grandes amplitudes du déplacement.

Le fait qu'il y a un effet systématique, sur la stratégie de contrôle de l'équilibre, du rythme d'oscillation et de la taille de cible employée lors du protocole d'oscillations volontaires à grande amplitude montre la justesse de notre protocole.

En effet, la variation de la taille de cible et du rythme d'oscillation avait pour objectif d'augmenter la difficulté de la tâche à réaliser et ainsi d'initier la stratégie de la hanche. On peut donc affirmer que l'absence d'effet de groupe n'est pas conséquente au protocole expérimental mis en place.

### **Influence des LBP lors du contrôle de l'équilibre**

Les manifestations des LBP sur les paramètres du contrôle de l'équilibre est probablement due à une altération de l'acuité des afférences proprioceptives provenant des muscles de la partie lombaire (Brumagne et al., 2000 ; Mok et al., 2004).

En considérant les différentes conditions expérimentales présentées lors de ce travail et les résultats obtenus, on peut constater que l'hypothèse selon laquelle : « les variables biomécaniques caractérisant la stratégie de la hanche diffèrent significativement entre les sujets sains et les sujets ayant une lombalgie chronique » n'a pas été confirmée. En effet, il n'y a pas eu de différence significative entre les sujets sains et les sujets LBP lors du protocole d'équilibre quasi-statique. Les résultats obtenus sont en désaccord avec les études réalisées sur le sujet. Les différentes études réalisées sur les stratégies d'équilibration et les LBP ont montré que les personnes atteintes de lombalgie chronique ont, comparativement avec les sujets sains, une augmentation des oscillations posturales (Hamaoui et al., 2004 ; Brumagne et al., 2000 ; Mientjes et al., 1999 ; Mok et al., 2004 ; Radebold et al., 2001).

Hamaoui et al. (2004) ont comparé les sujets sains et les sujets LBP en condition d'équilibre quasi-statique et en condition de flexion/extension du tronc. Un résultat, au niveau de la condition en équilibre quasi-statique, ne présente pas de différence significative entre les sujets LBP et le groupe contrôle. Les valeurs RMS du COP (LBP= $2,6 \pm 0,8$  ; Contrôle= $2,1 \pm 0,5$ ) sont similaires aux résultats obtenus dans notre étude (LBP= $2,2 \pm 1,0$  ; Contrôle= $2,3 \pm 0,6$ ). En augmentant la difficulté de la tâche à réaliser, Hamaoui et al. (2004) ont obtenu une différence significative entre le groupe de sujets sains et de sujets LBP sur cette variable. Dans notre étude, en augmentant la difficulté de la tâche, dans le protocole d'équilibre quasi-statique, les yeux fermés et avec l'application de vibrations mécaniques, contrairement aux résultats d'Hamaoui et al. (2004), nous n'observons pas d'effet de groupe.

Mientjes et al. (1999) ont également constaté que l'augmentation de l'oscillation posturale chez les sujets LBP était liée à l'augmentation de la difficulté de la tâche à réaliser. En condition d'équilibre quasi-statique simple, les auteurs n'ont pas constaté de différence significative entre les sujets sains et les sujets LBP. En augmentant la difficulté de la tâche, en condition "yeux fermés", Mientjes et al. (1999) ont constaté une augmentation de l'oscillation posturale des sujets LBP comparativement aux sujets sains. Les résultats de Mientjes et al. (1999) vont dans le même sens que nos résultats du fait que nous n'avons pas trouvé de différence significative entre les sujets sains et les sujets LBP en condition d'équilibre quasi-statique. Mais les résultats de Mientjes et al. (1999) divergent des nôtres quant aux conditions d'équilibre quasi-statique avec l'application des vibrations mécaniques et

les conditions d'oscillations volontaires à grandes amplitudes. Dans une autre étude récente, Della Volpe et al. (2005) ont constaté lors d'un protocole d'équilibre quasi-statique que les sujets LBP et les sujets sains ne divergent pas d'un point de vue de la vitesse du COP et de la RMS du COP. Mais, Della Volpe et al. (2005) ont aussi montré que la stabilisation de la posture sous des conditions proprioceptives altérées, en augmentant la difficulté de la tâche d'équilibration, induit une augmentation de l'oscillation posturale antéropostérieure plus importante chez les personnes LBP.

Dans le cas de notre étude, il n'y a aucune différence significative entre les sujets sains et les sujets LBP avec l'augmentation de la difficulté de la tâche, que ce soit par les vibrations mécaniques, la vitesse d'oscillation ou la réduction de la taille de cible. Nous n'avons pas pu comparer les données concernant le centre de pression de l'étude de Mientjes et al. avec les nôtres car les auteurs n'ont pas rapporté leurs résultats.

Plusieurs interprétations sont plausibles pour expliquer les différences entre les sujets LBP et les sujets sains au niveau du contrôle de l'équilibre, constatées par les différents auteurs cités précédemment. Mais, la principale interprétation évoque un déficit de l'acuité des APN au niveau de la région lombaire chez les sujets LBP. Ce déficit de proprioception serait à l'origine des troubles de l'équilibre constatés chez les personnes ayant une lombalgie chronique.

Les résultats comparant les sujets LBP aux sujets sains qui découlent de notre étude n'appuient pas les résultats des études précédentes. Comme le protocole expérimental mis en place semble être conforme à nos objectifs de recherche, les

différences de résultats par rapport aux études ultérieures doivent provenir d'un échantillon non représentatif des personnes ayant une lombalgie chronique consécutive. Les sujets LBP de l'expérimentation présentaient tous une douleur lombaire, mais il faut faire une différence entre une douleur ponctuelle et une douleur chronique. De plus, les sujets participaient au projet expérimental sur une base volontaire et donc se sont autoproclamé LBP, ce qui induit une marge d'incertitude consécutive.

L'absence d'effet de groupe est présumée due aux caractéristiques des sujets LBP qui ont suivi l'expérimentation. Les sujets LBP qui ont participé à notre expérimentation ont obtenu en moyenne qu'un score moyen de 16,4mm sur le VAS, un score moyen de 30,7 au FAB-Q, et un score moyen de 14,8% à l'ODI. Les scores obtenus par les sujets ayant des lombalgies chroniques sont possiblement trop faibles pour caractériser un sujet typique ayant une lombalgie chronique. Des sujets ayant une lombalgie chronique ont en général des scores moyens compris entre 20 et 40 sur l'échelle visuelle analogique, proche de 40 au FAB-Q (Chaory et al., 2004) et de 10/50 à l'Oswestry (Kopeck et Esdaile, 1995).

A la vue des résultats obtenus au questionnaires de FAB-Q et Oswestry ainsi qu'à l'échelle visuelle analogique de la douleur, les sujets que nous avons utilisés pour ces expérimentations s'apparentent probablement plus à des personnes ayant des douleurs du bas du dos aigues plutôt que chronique. Les LBP chroniques et aigues semblent diverger du point de vue des conséquences de la lombalgie sur le

comportement moteur de la personne. Les LBP chroniques auraient une plus grande incidence sur les capacités fonctionnelles de la personne tandis que chez les personnes atteintes de LBP aigue, les capacités fonctionnelles ne sont pas autant atteintes.

Il n'existe pas à notre connaissance d'étude qui se soit intéressée à comparer d'un point de vue fonctionnel, les lombalgies de type chronique et de type aigu. Mais, une étude portant sur la marche et les LBP aigue réalisée par Taylor, Evans et Goldie (2003) montre qu'il n'y a pas de différence significative entre les sujets sains et les sujets atteints de LBP aigue au niveau des changements de stratégies posturales à la marche. D'un autre côté, Lamothe, Meijer, Daffertshofer, Wuisman et Beek (2006) ont montré qu'il existait des différences significatives entre les sujets LBP chroniques et les sujets sains à la marche, au niveau des stratégies posturales utilisées. La chronicité serait donc un des facteurs influents sur les variations fonctionnelles qu'induisent les lombalgies.

L'étape du recrutement des sujets LBP chronique semble donc une étape importante lors d'un processus de recherche expérimentale. Ce recrutement est primordial et nécessite d'être très rigoureux afin que les résultats obtenus soient en concordance avec les objectifs de recherche.

Le recrutement des sujets LBP fut effectivement une des grosses difficultés lors de cette étude. La Clinique Universitaire de Chiropratique ne nous ayant pas fourni de sujets LBP comme prévu, il nous a donc fallu fonctionner par le « bouche à

oreille » qui est d'une rigueur moins grande que lorsque le recrutement est effectué dans le cadre médical ou paramédical. Il semblerait intéressant pour l'avancée de la recherche que des relations plus étroites soient installées entre les différents domaines de recherche afin de faciliter le recrutement des sujets. Pour cela, une base commune de sujets pourrait être une bonne solution pour éviter des erreurs de recrutement et de passer plus de temps au recrutement de nos sujets qu'à la recherche en tant que telle. C'est-à-dire qu'un répertoire de personnes consentantes à participer à des expérimentations scientifiques pourrait être réalisé en relation avec la Clinique Universitaire de Chiropratique et les autres laboratoires de recherche pour que la tâche de recrutement des sujets soit simplifiée et que les informations concernant les sujets soient les plus précises possible.

Pour les études futures sur les LBP, il semblerait intéressant de réaliser préalablement une sélection des sujets avec le plus de rigueur possible afin de déterminer exactement à quel type de lombalgie les chercheurs ont à faire. Pour cela, des tests cliniques et des questionnaires peuvent être réalisés avec le sujet. Cela permettrait de clarifier les associations entre les problèmes du sujet étudié et les résultats obtenus. Cela permettrait peut être de répondre aux questions essentielles qui sont : quels phénomènes sont la cause du problème et quelles sont les conséquences du problème?

Il est donc primordial de savoir quels sont les tests nécessaires et efficaces pour effectuer un bon recrutement des sujets LBP. Il existe une panoplie de tests qui sont utilisés pour caractériser les problèmes de douleur au niveau du dos. Mais, il faut

savoir que tous ces tests n'ont pas les mêmes valeurs métrologiques et n'ont pas le même intérêt pour le recrutement de sujets ayant une douleur chronique du bas du dos pour la recherche. Dans ces différents tests, il existe des questionnaires sur la capacité fonctionnelle, des échelles pour quantifier la douleur, des questionnaires sur les conséquences au quotidien de la douleur.

Un autre outil clinique qui pourrait être utilisé pour la détermination d'une douleur lombaire est le test de flexion/relaxation. Colloca, C.J. et Hinrichs, R.N. (2005) ont montrés que l'évaluation du phénomène de flexion/relaxation pourrait être un outil clinique objectif valable pour aider au diagnostic des patients avec LBP. Par contre, cet outil nécessite un équipement d'analyse électromyographique qui nécessite beaucoup de préparation et de temps pour le sujet.

Pour mieux clarifier l'utilité des principaux tests et faire ressortir les tests les plus adaptés à un recrutement efficace de sujets LBP chroniques, il est nécessaire de réaliser un recensement et une comparaison des tests. Le tableau 5 est une récapitulation des principaux tests, reconnus, utilisés pour les personnes souffrant du bas du dos afin de faire une évaluation de cette douleur de des conséquences qu'elle engendre.



Tableau 5

Principaux tests et questionnaires d'évaluation de la douleur lombaire et ses conséquences.

Tests et questionnaires	Références	Type	Description	Dimension ICF
Aberdeen back pain scale (ABPS)	Garrat et al. 2001	Questionnaire auto administré	Évaluation clinique des patients présentant la douleur lombo-sacrée faite de 19 items à simple choix ou à choix multiple, produisant des points de sévérité de douleur dorsale.	Fonction corporelle, activités et participation
EuroQol	Garrat et al. 2001	Questionnaire auto administré	Instrument générique qui incorpore des descriptions et des évaluations des états de santé, appliqué chez les patients avec LBP.	Participation
Jan Van Breemen Institut pain and function questionnaire	Stratford et al. 1994	Questionnaire auto administré	Questionnaire auto administré composé de 6 questions sur la douleur et de 9 questions sur la capacité fonctionnelle chez les patients atteints de LBP.	Fonction corporelle et activités
Low back SF-36 physical functioning scale (Low back SF-36 PF)	Davidson et al. 2004	Questionnaire auto administré	Version spécifique pour le dos de l'échelle de fonctionnement physique SF- 36, combinant les avantages des questionnaires fonctionnels génériques et spécifiques dans un ensemble simple et parcimonieux d'items sélectionnés à partir de l'échelle originale SF-36.	Fonction corporelle et activités

Tableau 5 (Suite)

Tests et questionnaires	Références	Type	Description	Dimension ICF
Oswestry	Stratford et al. 1994	Questionnaire auto administré	Questionnaire auto administré sur l'incapacité des patients atteints de LBP.	Activités
Roland-Morris Questionnaire (RMQ)	Stratford et al. b 1996	Questionnaire auto administré	Mesure auto administrée sur l'incapacité due à la douleur lombo-sacrée reflétant 24 activités de la vie quotidienne.	Activités
Le Mc Gill Pain Questionnaire	Melzac et al. 1975	Questionnaire auto administré	Questionnaire auto administré permettant de quantifier et de qualifier le vécu douloureux et de disposer d'un instrument ayant une validité de contenu, reproductible et sensible au changement.	Fonction corporelle
Le Waddell Disability Index	Waddell et al. 1984	questionnaire auto administré	Questionnaire de 9 questions (réponse par oui ou non) explorant les incapacités liées à la douleur.	Fonction corporelle

Tableau 5 (Suite)

Tests et questionnaires	Références	Type	Description	Dimension ICF
L'échelle visuelle analogique (VAS)	Price et al. 1994	Echelle de douleur auto administrée	Echelle de douleur auto administrée où le patient doit indiquer sa douleur au moment même par un trait compris entre 0 et 10.	Fonction corporelle
The Québec back pain disability scale	Kopec et al. 1995	Questionnaire auto administré	l'échelle québécoise d'incapacité de douleur dorsale est un instrument auto administré de 20 items conçu pour évaluer le niveau de l'incapacité fonctionnelle chez les individus avec LBP.	Fonction corporelle
Le test de flexion/relaxation	Colloca et al. 2005	Test clinique	Test clinique où le patient doit effectuer une flexion du tronc suivi d'une relaxation. Ce test s'effectue avec un système d'analyse EMG pour analyser l'activité électrique des muscles érecteurs du rachis.	Fonction corporelle

Les différents tests, qui sont présentés dans le tableau 5, n'ont pas tous la même efficacité afin de prédire le caractère de la douleur du bas du dos d'une personne. La pertinence d'une échelle ou d'un questionnaire exige trois qualités métrologiques principales : sensibilité, validité, fidélité ; auxquelles il faut ajouter faible coût et rapidité de passation.

**Sensibilité d'un test :** Elle réside dans la capacité d'un instrument de mesure à différencier deux objets avec la finesse requise pour l'objectif (Guillevic et al., 1998). Elle dépend de la capacité à noter des variations entre états différents. Elle évalue le pouvoir discriminant d'une méthode d'évaluation, c'est-à-dire sa capacité à relever des résultats suffisamment différenciés entre les sujets (Bernaud, 1998).

On distingue deux types de sensibilité (Pardinielli, 1995) :

- la sensibilité intra-individuelle : capacité de détection des différences chez un même sujet aux cours de mesures répétées ;
- la sensibilité inter-individuelle : capacité à discriminer des individus différents.

**Fidélité d'un test :** Tout test doit être fidèle, c'est-à-dire présenter une bonne stabilité temporelle et une bonne consistance interne. La fidélité renvoie à la constance de sa mesure (Bernaud, 1998). Il existe plusieurs types de fidélités :

- *la fidélité test-retest* : elle évalue pour un même échantillon de sujets, la constance des résultats dans le temps (en comparant la stabilité de la mesure entre t1

et t2). Plus la corrélation entre les deux pointages est élevée et positive, plus le test est jugé fidèle.

- *la fidélité de type accord inter-juges* : évaluation du niveau d'accord entre deux juges ou plus pour vérifier à quel point ils s'entendent quant à leur jugement concernant la présence ou l'absence d'une caractéristique psychologique dans un échantillon de population (Vallerand et al., 2000).

- *la consistance interne* : évalue l'homogénéité entre les différentes dimensions du construit ; elle apprécie ainsi dimension par dimension, la cohérence intra-items. On peut l'évaluer, par exemple, en calculant la valeur du coefficient de corrélation entre chaque item et le score global (item total corrélation) ou par le coefficient Alpha de Cronbach ( $\alpha > 0,70$ ).

- *la fidélité inter-évaluateurs* : estime le degré d'accord entre deux ou plusieurs évaluateurs chargés de coter ou d'interpréter les résultats d'une méthode d'évaluation. Elle compare le degré d'accord entre évaluateurs différents. Dans le cas quantitatif, on utilise un coefficient de corrélation intraclasse (pour  $N > 40$ ), dans le cas qualitatif, on calcule le coefficient de Kappa (pour  $N > 30$ ) (Fermanian, 1984a et b).

**Validité d'un test** : Pour admettre qu'un test mesure effectivement ce qu'il est censé mesurer, il faut plus que les affirmations de l'auteur. Il faut un ensemble d'éléments prouvant la validité de ce test. « La validité renvoie à la pertinence et à la possibilité de justifier les affirmations que l'on peut faire à partir des scores à un test,

elle concerne également les éléments dont on dispose pour justifier les inférences que l'on peut faire à partir des scores à un test » (Bartram et al., 1994). Il existe plusieurs types de validité (Bartram et al., 1994 ; Kline et al., 1994 ; Bernaud et al., 1998):

- *la validité apparente* : correspond à l'appréciation subjective de la validité d'un test (Fermanian et al., 1995) et à son acceptation par les sujets. Un test a une bonne validité apparente, si son contenu semble mesurer ce qu'il affirme mesurer. Un test qui semble absurde ou non pertinent, quelles que soient, par ailleurs, ses qualités psychométriques, sera certainement mal accepté par les sujets.

- *la validité de construit* : les instruments de mesure évaluent bien souvent des « construits », c'est-à-dire des aspects abstraits non directement saisissables (e.g. la douleur). La validité de construit correspond à la connaissance que l'on peut tirer des résultats (par exemple, prédire un comportement). Un des moyens de l'évaluer est l'accumulation convergente/divergente des résultats obtenus à partir de différentes méthodes. La validité de construit repose donc sur la configuration de l'ensemble des résultats et des informations obtenues en utilisant ce test.

- *la validité concourante* d'un test se manifeste à travers ses corrélations avec d'autres tests semblables. Elle contribue à la validation de construit : savoir avec quoi un test est corrélé contribue beaucoup à la connaissance du trait que mesure le test.

Afin de pouvoir comparer plus précisément les principaux tests et questionnaires utilisés avec les LBP, il est important de connaître leur validité,

sensibilité et fidélité ainsi que leurs principales caractéristiques. Dans les paragraphes suivants, la pertinence de chacun des tests présentés dans le Tableau 3 est détaillée.

**Aberdeen back pain scale (ABPS) :** Le Aberdeen back pain scale est un questionnaire auto administré pour évaluer des résultats de santé chez les patients présentant une douleur lombo-sacrée. Ce questionnaire est composé de 19 items portant sur les jours de douleur, l'analgésie, les facteurs aggravant et soulageant, l'endroit de la douleur, les sensations altérées, la faiblesse et la perte de puissance musculaire, la flexion lombaire, l'interférence de douleur avec le sommeil, avec s'asseoir, avec le maintien debout, avec la marche, avec le travail et les activités quotidiennes, la vie sexuelle, les activités de loisirs, les soins personnels et les jours d'alitement.

*La fidélité test-retest* montre un coefficient de corrélation = 0.94 pour deux semaines d'intervalle chez des patients ne présentant pas de changement au niveau du statut de leur santé (Ruta, Garratt, Wardlaw, Russell, 1994). Le ABPS a une bonne fidélité avec un coefficient de corrélation intraclass (ICC) = 0.94 pour un intervalle de dix jours (Leung, Lam, Hedley, Twomey, 1999). La consistance interne est exprimée avec un coefficient de Cronbach  $\alpha = 0.80$  (Ruta et al., 1994 ; Leung et al., 1999).

*La validité de contenu :* Le questionnaire a été conçu à partir de questions utilisées généralement dans l'évaluation clinique des patients avec LBP. Leur

contenu a été vérifié par un panel d'expert (Ruta et al., 1994). Un nombre important de questions n'ont pas rapport aux limitations fonctionnelles (e.g. nombre de jours de douleur, analgésie, facteurs aggravant/facilitant, sensation altérée, perte de force). L'ABPS contient un mélange d'items à choix dichotomique et d'items à choix multiples.

*Validité de construit* : Il existe des corrélations de modérées à fortes avec le RDQ (Leug et al., 1999). Il existe des corrélations de modérées à faibles avec le statut général de santé (SF-36, EuroQoL), avec la douleur, l'absentéisme au travail, et le nombre de visites chez un généraliste (Ruta et al., 1994). Les changements dans l'ABPS sont faiblement corrélés avec des changements de la douleur mesurée par la VAS (Leug et al., 1999).

La sensibilité de l'ABPS est reportée comme supérieure aux mesures du statut général de la santé (SF-36 ou EuroQoL) (Ruta et al., 1994). Les changements de score de l'ABPS devraient être interprétés avec prudence.

**EuroQol** : L'EuroQol est un instrument standardisé mesurant cinq aspects de santé (mobilité, prendre soin de soi, activités quotidiennes, douleur/gêne et angoisse/dépression) auxquels un score (peu, modérément, beaucoup de problèmes) est attribué. Un indice de santé pondéré peut en être déduit pour un individu ou une population. EuroQol est complémentaire à d'autres instruments de mesure de « qualité de vie » (tel que le SF-36). Il est conçu pour être rempli en quelques minutes par le patient lui-même.



*La fidélité test-retest* de l'EuroQol montre des ICCs de 0.87 pour des intervalles de six à sept semaines (Solberg, T.K., Olsen, J.A., Ingebrigtsen, T., Hofoss, D., Nygaard, O.P., 2005).

*La consistance interne* exprime un Coefficient Cronbach  $\alpha = 0.69$  à la première entrevue et  $\alpha = 0.76$  avec un intervalle de 12 mois, ce qui est acceptable pour un questionnaire de cinq items (Solberg et al., 2005).

L'EuroQol possède une *validité de construit* convenable. Le coefficient de corrélation de prétraitement entre les scores de l'EuroQol et de l'ODI est de 0.74 (Solberg et al., 2005).

Dans une étude par Garratt et al. (2001), l'EuroQol a démontré seulement un niveau modéré de sensibilité, en évaluant des patients présentant la douleur lombosacrée. Cette étude a été effectuée en pratique générale sur des patients présentant des symptômes de courts termes.

#### **Jan Van Breemen Instituut pain and function questionnaire (JVB) :**

JVB est un questionnaire auto administré qui prend moins de cinq minutes à être rempli. Le JVB questionnaire consiste en deux parties de questions : six questions portant sur la douleur et neuf questions en relation avec la capacité fonctionnelle. Chaque question est quottée sur une échelle de 0 à 10. le score de l'échelle sur la douleur peut varier de 0 (pas de douleur) à 60 (douleur maximale) et le score de l'échelle sur la capacité fonctionnelle peut varier de 0 (capacité fonctionnelle médiocre) à 90 (excellente capacité fonctionnelle).

*La fidélité test-retest* établie par Lankhorst, Van de Stact, Voglelaar, (1982) a montrée que le JVB a un haut niveau de fidélité test-retest avec un ICC = 0.90 pour chacune des sections sur la douleur et sur la capacité fonctionnelle. Aussi, la fidélité inter-évaluateurs montre un coefficient de corrélation élevé ( $r = 0.90$ ), pour chacune des sections (Lankhorst et al., 1983).

**Low back SF-36 physical functioning scale (Low back SF-36 PF) :** Le SF-36 évalue 8 dimensions de la santé : l'activité physique, la vie et les relations avec les autres, les douleurs physiques, la santé perçue, la vitalité, les limitations dues à l'état psychique, les limitations dues à l'état physique et la santé psychique. Il s'agit d'un questionnaire auto administré rempli par le sujet (en 8 à 15 minutes) en fonction de son ressenti par rapport à son état au cours des quatre dernières semaines.

*Consistance interne :* Le SF-36 montre de bonnes qualités métrologiques. Le SF-36 présente des coefficients de Cronbach compris entre 0,80 et 0,92 pour les différentes sous-échelles selon les études.

Le taux de succès pour la validité discriminante est de 99,3 %, ce qui signifie que les dimensions physique et mentales présentent peu de corrélation.

Ce questionnaire est complexe car il comporte des instructions assez longues et spécifiques, qui peuvent causer des problèmes dans certaines populations (e.g. personnes ayant un faible niveau d'éducation). (Ware, Kosinski, Gandek, 1998).

**Oswestry :** Le questionnaire Oswestry est un questionnaire auto administré conçu pour évaluer le degré de limitation fonctionnelle chez les patients consultant avec une douleur lombo-sacrée. Il est composé de dix items couvrant l'intensité de douleur, le soin personnel, la vie sexuelle, la vie sociale, le déplacement et la capacité à se lever d'une chaise, à marcher, à se reposer, à se tenir debout, à dormir. L'Oswestry prend environ cinq minutes pour être complété.

*La fidélité test-retest* de l'Oswestry montre des ICCs de 0.83 pour des intervalles jusqu'à 6 semaines (Kopec et Esdaile, 1995).

*La consistance interne* de l'Oswestry a un Coefficient Alfa de Cronbach = 0.77 (Kopec et Esdaile, 1995).

*La validité de contenu* n'est pas clairement démontrable (Kopec et Esdaile, 1995). Il n'y a aucun item concernant le mouvement du corps et le mouvement de flexion du tronc.

Pour ce qui est de la *validité de construit*, il existe des corrélations de modérées à fortes avec d'autres questionnaires auto administrés comme le RMQ (Beurskens, De Vet, Koke, van der Heijden, Knipschild, 1995a). Il y a des corrélations de modérées à faibles avec la douleur, l'examen physique, et les variables psychosociales (Beurskens et al., 1995a). Il y a des corrélations de modérées à fortes entre les items sur se lever d'une chaise, la tolérance à la marche, et la tolérance à s'asseoir, et l'exécution des tests comportementaux du lever, de la marche et de s'asseoir (Reneman, Jorritsma, Schellekens, Goeken, 2002).

La sensibilité de l'Oswestry a été généralement soutenue, bien que puisse être légèrement moins sensible que le RMQ (Beurskens et al., 1995b). Une étude récente n'a trouvé aucune différence sur la sensibilité entre l'Oswestry et le SF-36 (Walsh, Hanscom, Lurie, Weinstein, 2003).

**Roland-Morris Questionnaire (RMQ) :** Le RMQ est un test auto administré sur l'incapacité due à la douleur lombo-sacrée reflétant 24 activités de la vie quotidienne. Ce test ne prend environ que cinq minutes pour être rempli.

*La fidélité test-retest* du RMQ montre des ICCs généralement au-dessus de 0.80 pour des intervalles jusqu'à 3 semaines (Roland et Morris, 1983a ; Kopec et Esdaile, 1995 ; Deyo, 1986). Deux études ont indiqué une fidélité sensiblement inférieure, soit : ICC=0.42 (Riddle, Stratford, Davidson, Keating, 2002) et ICC=0.66 (Davidson et Keating, 2002).

Le RMQ a une bonne *consistance interne* avec un coefficient Alfa de Cronbach= 0.88 (Turner, Fulton-Kehoe, Franklin, Wickizer, Wu, 2003).

*La validité de contenu* n'est pas clairement démontrable (Kopec et Esdaile, 1995). Toutes les activités fonctionnelles prévues pour être affecté par la douleur lombo-sacrée ne sont pas incluses, par exemple soulever, porter, pousser ou tirer des objets.

Il existe des corrélations de modérées à fortes avec d'autres questionnaires auto administrés comme le Oswestry, le Québec back pain disability scale ou le Aberdeen back pain scale :  $r = 0.50$ . Et, il existe des corrélations de modérées à faibles avec la

douleur, l'examen physique, les variables psychosociales, l'absentéisme au travail, et les visites chez un généraliste (Kopec et Esdaile, 1995 ; Garratt, Klaber, et Farrin, 2001).

Le RMQ est fortement sensible au changement. Généralement trouvé pour être plus sensible que l'Oswestry, particulièrement pour les niveaux mineurs de la limitation fonctionnelle (Deyo, et Centor, 1986 ; Stratford, Binkley, Riddle, 1996b). Le RMQ est relativement sensible à une détérioration de la condition du patient (Turner et al., 2003).

**McGill Pain Questionnaire :** Le McGill Pain Questionnaire est employé pour spécifier l'expérience subjective de douleur en utilisant des mots décrivant l'état sensoriel, affectif et évaluatif du sujet. Il y a trois mesures principales : l'index d'estimation de douleur, basé sur deux types de valeurs numériques qui peuvent être assignées à chaque mot descripteur ; le nombre de mots choisis ; l'intensité actuelle de douleur basée sur une échelle d'intensité de un à cinq. Le principal inconvénient est que chaque item (mot descripteur) n'a pas forcément la même signification pour chaque patient.

Le McGill Pain Questionnaire s'est avéré sensible et fidèle, tant dans l'évaluation des douleurs aiguës que des douleurs chroniques. Les études ont cependant montré que la composante sensorielle était plus affectée dans les douleurs aiguës tandis que la composante affective l'était plus dans les douleurs chroniques. (Reading, 1982).

**Le Waddell Disability Index :** *La fidélité test-retest* des mesures obtenues avec l'index d'incapacité de Waddell n'a pas été précédemment rapportée pour une version auto administrée du questionnaire. Davidson, Keating, (2002) ont calculé un  $ICC = 0.74$  (95%CI 0.58-0.85). L'utilité clinique potentielle de l'index d'incapacité de Waddell est peu recommandée car le changement minimal détectable est relativement grand. En effet, dans l'étude de Davidson et Keating (2002), 21% de l'échantillon ont marqué moins de trois points et 20% plus de six points à la mesure initiale.

La fidélité des mesures obtenues avec l'index d'incapacité de Waddell est modérée, mais la largeur de l'échelle est insuffisante pour le recommander pour l'application clinique.

**L'échelle visuelle analogique (VAS) :** L'échelle visuelle analogique se présente sous forme d'une ligne droite de 100 mm. A l'une des extrémités est indiqué: absence de douleur, à l'autre : douleur insupportable. Le patient place une marque entre ces 2 extrémités en fonction de l'intensité de sa douleur à un temps donné. La VAS peut être présentée verticalement ou horizontalement. Strong, Ashton, Chant, (1991) ont rapporté que des patients présentant la douleur dorsale sont connus pour interpréter une ligne verticale en tant que leur colonne vertébrale et ainsi placer une marque sur la ligne à l'endroit de leur douleur, plutôt que d'indiquer son intensité. La VAS doit donc être utilisée horizontalement avec les personnes

LBP. La VAS constitue une mesure réelle (au sens mathématique du terme), continue de l'intensité de la sensation, au moins en situation expérimentale (Price, Bush, Long, Harkins, 1994). Malgré le dogme présenté dans la littérature sur la douleur, qui décrit la validité de l'échelle visuelle analogique comme outil d'évaluation de la douleur, la validité de l'usage de cette échelle dans la mesure de l'efficacité n'a pas été établie. La VAS semble intéressante mais n'est pas suffisante pour le recrutement de sujets LBP chronique car elle permet seulement de savoir à quelle intensité se situe la douleur du sujet au moment où le sujet remplit l'échelle et cela reste subjectif car l'interprétation de la douleur varie d'un individu à l'autre. Une autre échelle analogique de douleur comme proposée par Von Korff, Deyo, Cherkin et Barlow (1993) peut compenser la faiblesse de la VAS. En effet, les auteurs proposent une quadruple échelle analogique, en tenant compte de la douleur du sujet au moment même du remplissage de l'échelle, de la douleur typique habituelle, du niveau de douleur quand il est à son maximum et du niveau de douleur quand il est à son minimum. La VAS reste quand même un bon moyen pour le chercheur de discriminer les sujets ayant une trop grande douleur pour éviter des risques de complication pendant le protocole expérimental. (Collins, S.L., Moore, R.A., McQuay, H.J., 1997).

### **Québec back pain disability scale (QBPDS) : Le Québec Back Pain**

Disability Scale est un questionnaire auto administré conçu pour évaluer le degré de limitation fonctionnelle chez les patients présentant la douleur lombo-sacrée

composé de 20 items couvrant le mouvement, s'asseoir/se lever, le déplacement, la manipulation de grands et lourds objets, la manipulation de petits objets (dextérité), et flexion/extension du tronc. Le questionnaire prend entre cinq et dix minutes pour être rempli.

Le QBPDS démontre une bonne fidélité test-retest avec des ICCs de 0.84 pour des intervalles jusqu'à 6 semaines (Kopec et Esdaile, 1995). De plus, une étude sur les LBP aiguës a reporté un ICC=0.55 pour des intervalles de 4 semaines (Fritz, Irrgang, 2001)

*La consistance interne* du QBPDS montre un Coefficient Alfa de Cronbach = 0.95 (Kopec et Esdaile, 1995).

Le QBPDS présente une très bonne validité de contenu. Les items du QBPDS ont été tirés d'entrevues avec des patients LBP et de l'opinion du consensus professionnel de soins de la santé (Kopec, Esdaile, Abrahamowicz, Abenhaim, Wood-Dauphinee, Lamping, Williams, 1996).

Il existe des corrélations de modérées à fortes avec d'autres questionnaires auto administrés comme le Oswestry, le RMQ, le SF-36 (Kopec et Esdaile, 1995). Il existe des corrélations de modérées à faibles avec la douleur (Kopec et Esdaile, 1995). Il y a des corrélations modérées entre les items assortis sur se lever, porter un objet, pousser/tirer, marcher et sur l'exécution des tests comportementaux de ces activités (Reneman et al., 2002). Les corrélations entre s'asseoir, se tenir debout, atteindre un objet et l'exécution des tests comportementaux de ces activités, sont



faibles (Reneman et al., 2002). Le QBPDS démontre donc une bonne *validité de construit*.

*La sensibilité* du QBPDS est bonne et a été rapportée comme semblable au RMQ et à l'ODI (Kopeck et al., 1996 ; Fritz et Irrgang, 2001).

Des changements de score dans le QBPDS devraient être interprétés avec prudence. Un changement de score entre 15 et 19 points est susceptible de distinguer les patients qui se plaignent d'amélioration globale de ceux qui ne rapportent aucun changement ou détérioration (Fritz et Irrgang, 2001).

**Test de flexion/relaxation :** Le test de flexion/relaxation est un outil clinique qui pourrait être utilisé pour la détermination d'une douleur lombaire. Colloca, et Hinrichs, (2005) ont montré que l'évaluation du phénomène de flexion/relaxation pourrait être un outil clinique objectif valable pour aider à la détermination des LBP chez les patients. Par contre, cet outil nécessite un équipement d'analyse électromyographique qui nécessite beaucoup de préparation et de temps pour le sujet. Le test de flexion/relaxation consiste en la réalisation d'une flexion lombaire d'une durée de cinq secondes suivie d'un temps d'arrêt de trois secondes et enfin d'une extension du tronc d'une durée de cinq secondes. Ce test pourrait servir à diagnostiquer des patients LBP avec l'utilisation de l'électromyographie car il a été constaté que les muscles érecteurs du rachis de la région lombaire n'ont pas d'activité électrique pendant la phase de relaxation sauf chez les sujets LBP.

Chaque test n'est pas, à lui seul, assez complet pour déterminer précisément si le sujet LBP convient ou non aux critères de l'étude envisagée.

On peut se demander si des tests fonctionnels sur la capacité d'utilisation du dos peuvent servir à prédire si un sujet est lombalgique ou non et si cette lombalgie est chronique ou aigue. Takala et Viikari-Juntura (2000) se sont penchés sur cette question d'efficacité d'un test de la capacité fonctionnelle pour prédire une lombalgie chez un sujet. Ils ont constaté qu'il y a un lien entre les LBP chroniques et les capacités fonctionnelles réduites du rachis mais que les tests qui mesurent des performances physiques liées au dos ne sont pas efficaces pour prédire si un sujet est lombalgique ou non. Les tests fonctionnels sont en effets pour la plupart du temps difficile à appliquer du fait de la grande variabilité entre les sujets. De plus, les résultats de tests fonctionnels dépendent non seulement de la capacité fonctionnelle du sujet mais sont aussi influencés par la motivation du sujet, par son état psychologique et par des facteurs comportementaux. McGregor, Doré, McCarthy et Hughes (1998) ont mis en évidence la difficulté de corréler les résultats d'une étude sur les LBP avec un test sur la capacité de mouvement du tronc à cause de la trop grande variabilité qui existe d'un sujet à l'autre ainsi que d'une LBP à une autre. MCGregor et al. (1998) propose d'ailleurs de considérer les facteurs psychologiques et sociaux afin de prédire plus efficacement un problème de mobilité du tronc chez les personnes lombalgiques.

Deyo et al. (1998) ont proposé une solution basée sur six champs d'interrogation qui correspond aux critères pour un bon recrutement de sujets LBP

chronique. Au regard des qualités métrologiques de chacun des tests, nous pouvons proposer les tests les plus performants pour chacun des champs proposés par Deyo et al. (1998). Le premier champ porte sur les symptômes de la douleur, où il serait posé des questions sur la sévérité et la fréquence de la douleur. Un test simple comme le VAS peut fournir les données nécessaires sur la perception de la sévérité de la douleur actuelle. Dans un deuxième temps, deux champs sont questionnés, ce sont la fonctionnalité et l'incapacité du sujet. Pour ce faire, les tests du type Rolland Morris et ODI conviennent pour fournir les informations utiles sur la fonctionnalité et sur la capacité du sujet. Le quatrième champ de question se situe au niveau du bien-être et peut être complété par les tests du SF-36 ou de l'EuroQol. Le cinquième champ de questionnement se situe au niveau du rôle social de l'incapacité. Ce questionnement peut être fait à partir de questions simples comme par exemple le nombre de jours de congé maladie pris par le patient dans les six derniers mois. Les auteurs proposent une sixième question concernant la satisfaction des soins qui ont été proposés au patient. Deyo et al. (1998) considèrent que le sixième champ de questionnement est optionnel. Cet outil que propose Deyo et al. (1998) semble être satisfaisant pour effectuer un bon recrutement de sujets LBP pour la recherche.

Il semblerait tout de même intéressant de rajouter un test clinique portant sur la douleur et l'incapacité pour compléter cette batterie de tests.

## CONCLUSION

Des études récentes ont montré que les troubles du contrôle de l'équilibre chez les personnes atteintes de lombalgie sont probablement dus à une diminution de l'acuité des APN. Notre recherche n'a pas montré de différence significative entre les sujets LBP et les sujets sains, en position debout, que ce soit en condition d'équilibre quasi-statique comme en condition d'équilibre dynamique (protocole d'oscillations volontaires à grande amplitude). La chronicité des LBP chez nos sujets est ici remise en cause. Pour pallier aux difficultés de recrutement de sujets LBP chronique, nous proposons certains tests qui nous semblent les plus complets et avec les meilleures qualités métrologiques. Ainsi, nous proposons quatre tests à faire passer au sujet lors du recrutement de celui-ci. Dans un premier temps, il est important de questionner la sévérité et la fréquence de la douleur. Pour cela, la quadruple VAS proposée par Von Korff et al., (1993) semble l'outil idéal. Dans un deuxième temps, la fonctionnalité et l'incapacité du sujet doivent être clairement établies et le questionnaire auto administré ODI est, d'un point de vue de la fidélité, de la validité et de la sensibilité, le test qui a les meilleurs qualités métrologiques. de plus, ça ne prend environ que cinq minutes pour compléter ce questionnaire. Dans un troisième temps, la version spécifique pour le dos de l'échelle SF-36 semble le questionnaire idéal pour compléter les informations des sujets sur les différentes dimensions de la santé en rapport avec les LBP. Enfin, pour compléter les informations pour déterminer si les sujets conviennent aux critères de LBP chronique, la mise en place du test de flexion/relaxation semble un outil clinique

objectif valable pour aider à la détermination des LBP chez les patients. L'ensemble de ces tests et questionnaires nous apparaît une solution idéale pour les études futures, afin de réaliser un recrutement spécifique de sujets LBP chronique.

## RÉFÉRENCES

- Amaraki, Y., Nozaki, D., Masani, K., Sato, T., Nakazawa, K., Yano, H. (2001). Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Experimental Brain Research*, 136, 463-473.
- Baker, D., Pynsent, P., Fairbank, J. (1989). The Oswestry Index revisited. In: Roland M, Jenner J (Dir.) *Back pain: new approaches to rehabilitation and education* (pp. 174-186). Manchester University Press, Manchester, UK.
- Bardy, B.G., Marin, L., Stoffregen, T.A., Bootsma, R.J. (1999). Postural coordination modes considered as emergent phenomena. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. 25, 1284-1301.
- Bernaud, J. (1998). Les méthodes d'évaluation de la personnalité. Ed. Dunod, Paris.
- Beurskens, A.J., de Vet, H.C., Koke, A.J., van der Heijden, G.J., Knipschild, P.G. (1995). Measuring the functional status of patients with low back pain. Assessment of the quality of four disease-specific questionnaires. *Spine*, 20, 1017-1028.
- Blackburn, J., Riemann, B., Myers, J., Lephart, S. (2003). Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm, foam, and multiaxial support surfaces. *Clinical Biomechanics*, 18, 655-661.

Brumagne, S., Lysens, R., Spaepen, A. (1999). Lumbosacral repositioning accuracy in standing posture: A combined electrogoniometric and videographic evaluation. *Clinical Biomechanics*, 14, 361–3.

Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R., Swinnen, S., Verschueren, S. (2000). The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*, 25, 989–994.

Cavanaugh, J., Shinberg, M., Ray, L., Shipp, K., Kuchibhatla, M., Schenkman, M. (1999). Kinematic characterization of standing reach: comparison of younger vs. older subjects. *Clinical Biomechanics*, 14, 271-279.

Chaory, K., Fayad, F., Rannou, F., Lefevre-Colau, M.M., Fermanian, J., Revel, M., Poiraudau, S. (2004). Validation of the French version of the fear avoidance belief questionnaire. *Spine*, 29, 908-913.

Collins, S.L., Moore, R.A., McQuay, H.J. (1997). The visual analogue pain intensity scale: what is moderate pain in millimetres? *Pain*, 72, 95-97.

Colloca, C.J., Hinrichs, R.N. (2005). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28, 623-631.

Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*, 377, 75–80.

Davidson, M., Keating, J.L. (2002). A Comparison of Five Low Back Disability Questionnaires: Reliability and Responsiveness. *Physical Therapy*, 82, 8-25.

Day, B.L., Steiger, M.J., Thompson, P.D., Marsden, C.D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *Journal of Physiology*, 469, 479–499.

Day, B.L. (1999). Galvanic vestibular stimulation: new uses for an old tool. *Journal of Physiology*, 517, 931-939.

Della Volpe, R., Popa, T., Ginanneschi, F., Spidalieri, R., Mazzocchio, R., Rossi, A. (2005). Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait & Posture*, 28, 1-7.

Deyo, R.A. (1986). Comparative validity of the Sickness Impact Profile and shorter scales for functional assessment in low-back pain. *Spine*, 11, 951-954.

Deyo, R.A., Centor, R.M. (1986). Assessing the responsiveness of functional scales to clinical change: an analogy to diagnostic test performance. *Journal of Chronic Diseases*, 39, 897-906.



Deyo, R.A., Battie, M., Beurskens, A.J., Bombardier, C., Croft, P., Koes, B., Malmivaara, A., Roland, M., Von Korff, M., Waddell, G. (1998). Outcome measures for low back pain research. A proposal for standardized use. *Spine*, 23, 2003-2013.

Diener, H.C., Dichgans, J., Bootz, F., Bacher, M. (1984). Early stabilization of human posture after a sudden disturbance: influence of rate and amplitude of displacement. *Experimental Brain Research*, 56, 126-34.

Duarte, M., Freitas, S.M. (2005). Speed-accuracy trade-off in voluntary postural movements. *Motor Control*, 2, 180-96.

Duncan, P.W., Weiner, D.K., Chandler, J., Studenski, S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*, 45, 192-197.

Fairbank, J.C., Pynsent, P.B. (2000). The Oswestry Disability Index. *Spine*, 25, 2940-52.

Fermanian, J. (1984a). Mesure de l'accord entre deux juges : cas qualitatif. *Revue d'épidémiologie et de santé publique*. 32, 140-7.

Fermanian, J. (1984b). Mesure de l'accord entre deux juges : cas quantitatif. *Revue d'épidémiologie et de santé publique*. 32, 408-13.

Fitzpatrick, R., Day, B. (2004). Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *Journal of applied physiology*, 96, 2301-16.

Freitas, S., Duarte, M., Latash, M. (2006). Two kinematic synergies in voluntary whole-body movements during standing. *Journal of Neurophysiology*, 95, 636-645.

Fritz, J.M., Irrgang, J.J. (2001). A comparison of a modified Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire and the Quebec Back Pain Disability Scale. *Physical Therapy*, 81, 776-788.

Garratt, A.M., Klaber, M.J., Farrin, A.J. (2001). Responsiveness of generic and specific measures of health outcome in low back pain. *Spine*, 26, 71-7.

Garratt, A.M. (2003). Rasch analysis of the Roland disability questionnaire. *Spine*, 28, 79-84.

Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology*, 514, 915-928.

Gill, K.P., Callaghan, M.J. (1998). The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine*, 23, 371-377.

Guillevic, C., Vautier, S. (1998). Diagnostic et tests psychologiques. Ed. Armand Collin : Paris.

Hlavacka, F., Krizkova, M., Horak, F. B. (1995). Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. *Neuroscience letters*, 189, 9-12.

Horak, F.B., Macpherson, J.M. (1996). Postural orientation and equilibrium, dans Rowell, L.B., Shepherd, J.T., *Handbook of physiology. Exercise: regulation and integration of multiple systems* (pp. 255-292). New York, DC : American Physiology Society.

Horak, F.B., Nashner, L.M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55, 1369-1381.

Horak, F.B., Henry, S.M., Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 77, 517-533.

Huxham, F.E., Goldie, P.A., Patla, A.E. (2001): Theoretical considerations in balance assessment. *Australian Journal of Physiotherapy*, 47, 89-100.

INSERM, expertise collective (2000). *Lombalgies en milieu professionnel quels facteurs de risque et quelle prévention ?* Paris : INSERM.

Ivanenko, Y.P., Solopova, I.A., Levik, Y.S. (2000). The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans. *Neuroscience Letters*, 292, 103-106.

Kaminski, T.R., Simpkins, S. (2001). The effects of stance configuration and target distance on reaching. I. Movement preparation. *Experimental Brain Research*, 136, 439-446.

Kavounoudias, A., Roll, R., Roll, J.P. (1998). The plantar sole is a dynamometric map for human balance control. *Neuroreport*, 9, 3247-3252.

Kline, P. (1994). Choisir le meilleur test. In J.R. Beech et L. Harding. Tests, mode d'emploi... *Guide de psychométrie*. Editions du centre de psychologie Appliquée : Paris, 125-37.

Kopec, J.A., Esdaile, J.M. (1995). Functional disability scales for back pain. *Spine*, 20, 1943-1949.

Kopec, J.A., Esdaile, D.M., Abrahamowicz, M., Abenhaim, L., Wood-Dauphinee, S., Lamping, D.L., Williams, J.I. (1996). The Quebec Back Disability Scale: conceptualization and development. *Journal of Clinical Epidemiology*, 49, 151-161.

Kozak, K., Ashton-miller, J.A., Alexander, N.B. (2004). The effect of age and movement speed on maximum forward reach from an elevated surface: a study in healthy women. *Clinical Biomechanics*, 18, 190–196.

Lackner, J.R., Levine, M.S. (1979). Changes in apparent body orientation and sensory localization induced by vibration of postural muscles: vibratory myesthetic illusions. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 50, 346-354.

Lacquaniti, F., Le Taillanter, M., Lopiano, L., Maioli, C. (1990). The control of limb geometry. In cat posture. *Journal of Physiology*, 426, 177-193.

Lafond, D., Corriveau, H., Hébert, R., Prince, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 896-901.

Lamoth, C.J.C., Meijer, O.G., Daffertshofer, A., Wuisman, P., Beek, P.J. (2006). Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal*, 15, 23-40.

Lankhorst, G.J., Van de Stact, R.S., Voglelaar, T.W. (1982). Objectivity and repeatability of measurement in low back pain. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 14, 21-26.

Leung, A.S.L., Lam, T.H., Hedley, A.J., Twomey, L.T. (1999). Use of a subjective health measure on Chinese low back pain patients in Hong Kong. *Spine*, 24, 961-6.

Levangie, P.K. (1999). Four clinical tests of sacroiliac joint dysfunction: the association of test results with innominate torsion among patients with and without low back pain. *Physical Therapy*, 79, 1043-57.

Lord, S.R., Lloyd, D.G., Li, S.K. (1996). Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age Ageing*, 25, 292-299.

Luoto, S., Aalto, H., Taimela, S. (1998). One-footed and external disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects: a controlled study with follow-up. *Spine*, 23, 2081-2090.

MacKinnon, C.D., Winter, D.A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26, 633-44.

Maki, B.E., McIlroy, W.E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy. *Physical Therapy*, 77, 488-507.

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium : interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.

Massion, J., Woollacott, M.H. (1996). Posture and equilibrium. In Bronstein, A., Brandt, T. and Woollacott, M. (Eds), *Clinical Disorders of Balance Posture and Gait*. London: Arnold, pp. 1-18.

McGregor, A.H., Doré, C.J., McCarthy, I.D., Hughes, S.P. (1998) Are subjective clinical findings and objective clinical tests related to the motion characteristics of low back pain subjects? *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 28: 370-377

Mientjes, M.I.J., Frank, J.S. (1999). Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics*, 14, 710-716.

Mok, N.W., Brauer, S.G., Hodges, P.W. (2004). Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*, 29, 107-112.

Nashner, L.M. (1977). Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*, 30, 13-24.

Nashner, L.M., Black, F.O., Wall, C. (1982). Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *Journal of Neuroscience*, 2, 536-544.

Nashner, L.M. (1985). Strategies for organization of human posture. In : Igarashi, M. Et Black, F.O. (Dir.). *Vestibular and Visual Control of Posture and Locomotor Equilibrium* (pp. 1-8). Basel: Karger.

Nashner, L.M., McCollum, G. (1985). The organisation of human postural movements : a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8, 135-172.

Pedinielli, J.L. (1995). Recherche clinique et méthodes quantitatives. In : Bourguignon, O., Bydlowski, M. (Eds.), *La recherche clinique en psychopathologie*. Paris : 123-134.

Price, D.D., Bush, F.M., Long, S., Harkins, S.W. (1994). A comparison of pain measurement characteristics of mechanical visual analogue and simple numerical rating scale. *Pain*, 56, 217-226.

Quoniam, C., Hay, L., Roll, J.P., Harlay, F. (1995). Age effects on reflex and postural responses to propriomuscular inputs generated by tendon vibration. *Journals of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 50, 155-165.

Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G.K. (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.



Reading, A.E. (1982). A comparison of the Mac Gill pain questionnaire in chronic and acute pain. *Pain*, 13, 185-192.

Reneman, M.F., Jorritsma, W., Schellekens, J.M., Goeken, L.N. (2002). Concurrent validity of questionnaire and performance-based disability measurements in patients with chronic nonspecific low back pain. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 12, 119-129.

Ribot-Ciscar, E., Rossi-Durand, C., Roll, J.P. (1998). Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neuroscience Letters*, 258, 147- 50.

Riddle, D.L., Stratford, P.W., Davidson, M., Keating, J. (2002). Roland-Morris Scale reliability. *Physical Therapy*, 82, 512-5.

Roll, J.P., Ribot-Ciscar, E., Gilhodes, J.C. (1995). Human motor activity during post-vibratory and imitative voluntary contractions. *Brain Research*, 716, 84-90.

Roll, R., Gilhodes, J.C., Roll, J.P., Popov, K., Charade, O., Gurfinkel, V. (1998). Proprioceptive information processing in weightlessness. *Experimental Brain Research*, 122, 393-402.

Roll, J.P., Calvin-Figuere, S., Romaiguere, P. (2000). Relations between the directions of vibration-induced kinesthetic illusions and the pattern of activation of antagonist muscles. *Brain Research*, 881, 128–138.

Roll, J.P., Romaiguere, P., Anton, J.L., Roth, M., Casini, L. (2003). Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia. *Cognitive Brain Research*, 16, 74–82.

Roland, M., Morris, R. (1983). A study in the natural history of back pain. Part I: Development of a reliable and sensitive measure of disability in low-back pain. *Spine*, 8, 141-144.

Runge, C.F., Shupert, C.L., Horak, F.B., Zajac, F.E. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*, 10, 161-170.

Ruta, D.A., Garratt, A.M., Wardlaw, D., Russell, I.T. (1994). Developing a valid and reliable measure of health outcome for patients with low back pain. *Spine*, 19, 1887-1896.

Shumway-Cook, A., Woollacott, M. (1995). *Motor Control. Theory and Practical Applications*. Williams & Wilkins: BaltimoreM.D.

Silfies, S., Squillante, D., Maurer, P., Westcott, S., Karduna, A. (2005). Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clinical Biomechanics*, 20, 465–473.

Simoneau, G.G., Ulbrecht, J.S., Derr, J.A., Becker, M.B., Cavanaugh, P.R. (1994). Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care*, 17, 1411-21.

Solberg, T.K. Olsen, J.A. Ingebrigtsen, T. Hofoss, D. Nygaard, O.P. (2005). Health-related quality of life assessment by the EuroQol-5D can provide cost-utility data in the field of low-back surgery. *European Spine Journal*, 14, 1000–1007.

Stapley, P.J., Pozzo, T., Cheron, G., Grishin, A. (1999). Does the coordination between posture and movement during human whole-body reaching ensure center of mass stabilization? *Experimental Brain Research*, 129, 134–146.

Stratford, P.W., Binkley, J.M., Riddle, D.L. (1996b). Health status measures: strategies and analytic methods for assessing change scores. *Physical Therapy*, 76, 1109-1123.

Strong, J., Ashton, R., Chant, D. (1991). Pain intensity measurement in chronic low back pain. *Clinical Journal of Pain*, 7, 209–218.

Takala, E., Korhonen, I., Viikari-Juntura, E. (1997). Postural sway and stepping response among working population: reproducibility, long-term stability, and associations with symptoms of the low back. *Clinical Biomechanics*, 12, 429-431.

Teasdale, N., Stelmach, G., Bard, C., Fleury, M. (1992). Posture and elderly persons: deficits in the central integrative mechanisms. In M. Woollacott & F. Horak (Eds.), *Posture and Gait: control Mechanisms* (Vol. 2, pp. 203-207). Portland : University of Oregon.

Tousignant, M., Poulin, L., Marchand, S., Viau, A., Place, C. (2005). The Modified-Modified Schober Test for range of motion assessment of lumbar flexion in patients with low back pain: a study of criterion validity, intra- and inter-rater reliability and minimum metrically detectable change. *Disability Rehabilitation*, 27, 553-559.

Turner, J.A., Fulton-Kehoe, D., Franklin, G., Wickizer, T.M., Wu, R. (2003). Comparison of the Roland-Morris disability questionnaire and generic health status measures: a population-based study of workers' compensation back injury claimants. *Spine*, 28, 1061-1067.

Tyler, A., Karst, G. (2004). Timing of muscle activity during reaching while standing: systematic changes with target distance. *Gait & Posture*, 20, 126-133.

Vallerand, R.J., Guay, F., Blanchard, C. (2000). La mesure du phénomène étudié. Méthodes de recherche en psychologie. Ed. Gaétan Morin: Paris, 241-284.

Von Korff, M., Deyo, R.A., Cherkin, D., Barlow, S.F. (1993). Back pain in primary care : Outcomes at 1 year. *Spine*, 18, 855-862.

Walsh, T.L., Hanscom, B., Lurie, J.D., Weinstein, J.N. (2003). Is a condition-specific instrument for patients with low back pain/leg symptoms really necessary? The responsiveness of the Oswestry Disability Index, MODEMS, and the SF-36. *Spine*, 28, 607-615.

Ware, J.E., Kosinski, M., Gandek, B. (1998). The Factor Structure of the SF-36 Health Survey in 10 Countries : Results from the IQOLA Project. *Journal of Clinical Epidemiology*, 51, 1159-1165.

Winter, D.A. (1989). Biomechanics of normal and pathological gait: implications for understanding human locomotor control. *Journal of Motor Behavior*, 21, 337-55.

Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3, 193-213.

Winter, D.A., Patla, A., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*, 80, 1211-1221.