

Université de Montréal

Étude de la fidélité des paramètres de la raideur passive de l'articulation de la
hanche et analyse de leurs relations avec les mesures cliniques

11596333

par

Anabèle Brière
École de Réadaptation
Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
En vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences (M. Sc.)
En sciences biomédicales
Option réadaptation

Juillet, 2004

© Anabèle Brière, 2004



W

4

U58

2004

v. 149

Direction des bibliothèques

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Étude de la fidélité des paramètres de la raideur passive de l'articulation de la
hanche et analyse de leurs relations avec les mesures cliniques

présenté par :
Anabèle Brière

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dre Debbie Feldman	Président-rapporteur
Dr Denis Gravel	Directeur de la recherche
Dre Sylvie Nadeau	Codirecteur de la recherche
Dre Anouk Lamontagne	Membre externe du jury

Mémoire accepté le: _____

SOMMAIRE

La raideur à la hanche peut limiter l'amplitude articulaire et ainsi, affecter la réalisation des activités fonctionnelles. Le premier objectif de cette étude (article #1) était de déterminer, chez vingt sujets sains adultes, la fidélité des paramètres expérimentaux d'évaluation de la raideur à la hanche. Un montage expérimental composé d'un dynamomètre Biodex relié à un système de suspension par des câbles et des poulies a été utilisé. Ce montage a permis d'enregistrer les moments de force et les angles à la hanche droite, en décubitus latéral, lors d'oscillations passives en flexion et en extension et ce, pour trois positions du genou : le genou en extension complète ($K0^\circ$), le genou fléchi à 45° ($K45^\circ$) et à 90° ($K90^\circ$). Les données de moments de force et d'angles ont ensuite été utilisées pour établir la courbe moment-angle de chaque sujet afin d'estimer les paramètres expérimentaux de raideur (moment de force, angle et rigidité) en extension. Trois essais répétés sur deux jours espacés d'un intervalle d'une semaine ont été effectués pour chaque sujet. La théorie de la généralisabilité a permis de déterminer la fidélité des trois paramètres et les écarts-types de l'erreur de mesure. Le deuxième objectif (article #2) consistait à analyser, chez dix des vingt sujets sains, la relation entre les paramètres expérimentaux de raideur à la hanche et les mesures cliniques de raideur. La raideur a été mesurée lors de trois tests cliniques : le test de Thomas, le test d'extension active du genou et le test de flexion antérieure du tronc en position debout. Ces trois tests cliniques évaluent la raideur du muscle psoas, des muscles ischio-jambiers et des structures postérieures des membres inférieurs et du dos, respectivement. Les corrélations entre les mesures cliniques et expérimentales ont été évaluées par le coefficient de corrélation de Spearman (r_s). L'étude de fidélité a montré des coefficients de fidélité variant de modérés à bons pour les paramètres moment et angle (0.48 à 0.85) et de pauvres à modérés pour le paramètre rigidité (0.26 à 0.73). Ces coefficients ont été légèrement influencés par la position du genou. Les écarts-types de l'erreur

de mesure maximales étaient de 6.65 Nm pour le paramètre moment, de 8.4° pour le paramètre angle et de 0.36 Nm/° pour le paramètre rigidité. Un effet aléatoire résultant de l'interaction entre les facteurs sujet et jour, un effet systématique jour et une fidélité inter-essais élevée ont aussi été trouvés. L'étude corrélative a établi qu'il existait des associations modérées à élevées entre les mesures au test de Thomas (psoas) et les paramètres moment ($-0.69 < r_s < -0.82$) et angle (K90° : $r_s = -0.69$), entre le paramètre moment et les mesures au test de flexion antérieure du tronc (K45° : $r_s = 0.62$ et K90° : $r_s = 0.82$) ainsi qu'entre le paramètre angle et le test d'extension active du genou (K45° : $r_s = -0.62$). En conclusion, l'étude de fidélité a permis de déterminer que le moment et l'angle étaient les paramètres les plus fidèles pour évaluer en laboratoire la raideur lors du mouvement d'extension de la hanche. L'étude corrélative semble justifier l'utilisation du test de Thomas en clinique pour évaluer la raideur des structures antérieures à la hanche. Par ailleurs, l'étude corrélative suggère également que la raideur pourrait être un phénomène général, puisque des corrélations ont été trouvées entre les paramètres de raideur et les mesures cliniques évaluant la raideur de structures opposées.

Mots clés : Raideur articulaire, hanche, fidélité, mesures expérimentales, théorie de la généralisabilité, tests cliniques, corrélations, sujets sains

SUMMARY

Hip passive stiffness can limit joint range of motion and therefore, can affect the ability to perform functional activities. The first objective of this study (first paper) was to estimate, for a group of twenty healthy adults, the reliability of the experimental hip stiffness parameters. The experimental apparatus included a Biodex dynamometer connected with two pulleys and steel cables to a suspension system. This set-up allowed to record the moments and angles of the right hip in a side-lying position during passive oscillations of flexion and extension for three knee positions: knee in extension ($K0^\circ$), knee in flexion at 45° ($K45^\circ$) and at 90° ($K90^\circ$). Afterwards, the moment and angle values were used to establish the moment-angle curve of each subject and then, to estimate the stiffness parameters for the extension movement. Three trials repeated on two days separated by a one-week interval were completed for each subject. The generalizability theory allowed determining the reliability of the three parameters as well as the standard errors of measurement. The second objective of this study (second paper) consisted of analysing, for ten of the twenty healthy subjects, the level of association between the experimental hip stiffness parameters and the clinical measures of tightness. The three clinical tests used to evaluate the tightness were: the Thomas test, the Active-Knee-Extension test and the Toe-Touch test. These three tests evaluate the tightness of the psoas muscle, the hamstrings muscles and the posterior structures of the lower limbs and back, respectively. The Spearman rank-correlation coefficient (r_s) was used to determine the level of association between the experimental and clinical measures. The reliability study revealed moderate to good reliability coefficients for the moment and angle parameters (0.48 to 0.85) and low to moderate ones for the stiffness coefficient (0.26 to 0.73). These coefficients were slightly influenced by the knee position. The maximal standard errors of measurement were 6.65 N.m for the moment parameter, 8.4° for the angle parameter and 0.36 N.m° for the stiffness coefficient. A random effect from the

interaction between the subject and day factors, a systematic day effect and a high intra-trial reliability were also found. The correlative study revealed moderate to high associations between the Thomas test (psoas) and the moment ($-0.69 < r_s < -0.82$) and angle ($r_s = -0.69$) parameters, as well as between the moment parameter and the Toe-Touch test (K45°: $r_s = 0.62$ and K90° : $r_s = 0.82$) and the angle parameter and the Active-Knee-Extension test (K45° : $r_s = -0.62$). In conclusion, the reliability study determined that the moment and angle parameters were the most reliable to assess the stiffness at the hip during the extension movement in a laboratory setting. The correlative study supports the usefulness of the Thomas test to assess stiffness of hip anterior structures. In addition, the correlative study suggests that stiffness could be a phenomenon generalized to various muscles since associations were found between stiffness parameters of anterior hip structures and clinical measures evaluating the stiffness of posterior structures.

Key words: Joint stiffness, hip, reliability, experimental measures, generalizability theory, clinical tests, correlations, healthy subjects

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE	iii
SUMMARY	v
LISTE DES TABLEAUX	x
LISTE DES FIGURES	xiii
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xvi
DÉDICACE	xviii
REMERCIEMENTS	xix

CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE

1.1 Introduction	1-1
1.2 Objectifs de l'étude	1-5
1.3 Hypothèses	1-5
1.4 Pertinence de l'étude.....	1-7

CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS

2.1 La raideur articulaire	2-1
2.1.1 Définition, terminologie et mécanisme	2-1
2.1.2 Principales sources de raideur passive articulaire normale	2-2
2.2 La raideur musculaire	2-4
2.2.1 Définitions et terminologie de la raideur musculaire.....	2-4
2.2.2 Éléments de l'unité musculo-tendineuse contribuant à la raideur passive musculaire normale	2-6
2.3 La hanche.....	2-7
2.3.1 L'anatomie de la hanche.....	2-7
2.3.2 Mobilité de la hanche dans le plan sagittal	2-8
2.3.3 Évaluation clinique de la raideur musculaire de la hanche	2-10

2.3.4 Facteurs influençant les mesures de la mobilité et de la raideur musculaire de l'articulation de la hanche	2-12
2.4 Évaluation expérimentale de la raideur	2-13
2.4.1 Mesures des forces et des angles	2-13
2.4.2 Contrôle sur l'activité musculaire	2-14
2.4.3 Contrôle sur la vitesse du mouvement.....	2-15
2.4.4 Contrôle de l'effet de la gravité	2-15
2.4.5 Les paramètres définissant la raideur articulaire	2-16
2.5 Études sur l'évaluation de la raideur passive à la hanche chez les sujets sains	2-17
2.6 Lien entre les mesures cliniques et expérimentales	2-20
2.7 La théorie de la généralisabilité	2-20

CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

Reliability of passive hip extension mechanical parameters in healthy subjects	3-3
Abstract.....	3-4
Introduction	3-6
Methods.....	3-9
Subjects	3-9
Study design.....	3-9
Procedures.....	3-9
Experimental apparatus	3-9
Subject preparation and positioning.....	3-10
Testing procedures	3-11
Data processing	3-11
General data processing.....	3-11
Data selection	3-12
Statistical analysis.....	3-14
Results.....	3-16
Discussion.....	3-21
Conclusion	3-24
Acknowledgements.....	3-25
References.....	3-26

Associations between clinical scores and experimental measurements of joint stiffness in healthy adults.....	3-39
Abstract.....	3-40
Introduction	3-42
Methods	3-44
Subjects.....	3-44
Study design.....	3-44
Clinical measures of tightness of the lower limbs and back.....	3-45
Experimental measures of hip stiffness	3-46
Data processing.....	3-48
Statistical analysis	3-49
Results.....	3-49
Discussion.....	3-50
Limits of the study	3-55
Conclusion	3-55
Acknowledgements.....	3-56
References.....	3-57

CHAPITRE 4 : DISCUSSION

4.1 Fidélité des trois paramètres d'évaluation de la raideur à la hanche lors du mouvement d'extension pour trois positions du genou.....	4-2
4.2 Relation entre les valeurs des paramètres quantifiant la raideur à la hanche et les valeurs obtenues par les mesures cliniques	4-8
4.3 Limites de l'étude.....	4-12

CHAPITRE 5 : CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS 5-1

CHAPITRE 6 : BIBLIOGRAPHIE 6-1

ANNEXE I : CERTIFICAT D'ÉTHIQUE.....	A-1
ANNEXE II : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT.....	A-2
ANNEXE III : ABRÉGÉS	A-3

LISTE DES TABLEAUX

Article #1

Table 1 Subjects' characteristics (means, 1 standard deviation and ranges)

Table 2 Range of percentages (%) of variance calculated in the G-study for the first reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and for the moments (angle column) common across the subjects, but specific to each knee position. The ranges cover the percentages found at the three knee positions.

Table 3 Reliability coefficients and SEMs for the first reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and for the moments (angle column) common across the subjects but specific to each knee position (D-study design for the mean of five trials measured in one day).

Table 4 Range of percentages (%) of variance calculated in the G-study for the second reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and moments (angle column) common across days but specific to each subject and to each knee position. The ranges cover the percentages found at the three knee positions.

Table 5 Reliability coefficients and SEMs for the second reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and moments (angle column) common across days but

specific to each subject and to each knee position (D-study design for the mean of five trials measured in one day).

Table 6 Range of percentages (%) of variance calculated in the G-study for the third reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and moments (angle column) common across the three knee positions but specific to each subject. The ranges cover the percentages found at the three knee positions.

Table 7 Reliability coefficients and SEMs for the third reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and moments (angle column) common across the three knee positions but specific to each subject (D-study design for the mean of five trials measured in one day).

Article #2

Table 1 Subjects' characteristics (means, 1 standard deviation (SD) and ranges)

Table 2 Subjects' (n = 10) individual scores sorted by increasing order of hip tightness at the Thomas test. Means and 1 standard deviation (SD) are also provided.

Table 3 Subjects' (n = 10) individual scores obtained during the experimental measurements of hip stiffness for three experimental stiffness parameters at three knee positions. Means and 1 standard deviation (SD) are also provided.

Table 4 Spearman rank-correlation coefficients (r_s) for the associations between experimental parameters (moment, angle and stiffness

coefficient) and clinical scores at the Thomas tests (hip and shank angles) for ten healthy subjects.

Table 5 Spearman rank-correlation coefficients (r_s) for the associations between experimental parameters (moment, angle and stiffness coefficient) and clinical scores at the Active-Knee-Extension (AKE) test and the Toe-touch test for ten healthy subjects.

LISTE DES FIGURES

Recension des écrits

Figure 2.1 Anatomie de la hanche. A : Articulation coxo-fémorale. B : Ligaments antérieurs. C : Principaux muscles fléchisseurs

Article #1

Figure 1 Experimental hip stiffness measures. A: Experimental apparatus. B: Subject positioning.

Figure 2 Examples of moment-angle curves. A: Moment-angle curves of two subjects (s#1 and s#2) recorded during the hip extension movement with the knee in a 90°-flexion position (K90°). The vertical line at 3° indicates the common extension angle at which the moment value for each subject was taken. B: Moment-angle curves recorded on each day for one subject. The vertical line at 20° shows the specific maximal extension angle common across the two days that permitted the extraction of the moment value for each day. Positive values refer to passive flexion moments of the hip anterior structures (Y-axis).

Figure 3 Mean values and standard deviations of the moment (A), angle (B) and stiffness coefficient (C) parameters measured at day 1 and day 2 for the angles (moment and stiffness parameters graphics) and moments (angle parameter graphic) common across the three knee positions but specific to each subject. Positive values (Y-axis) indicate flexion moments of the hip anterior structures in graphic A, hip extension angles in graphic B and stiffness coefficients of the hip anterior structures in graphic C.

Article #2**Figure 1**

Clinical measures of tightness. A: Hip angle (psoas tightness) during the Thomas test. B: Shank angle (rectus femoris tightness) during the Thomas test. C: Knee angle (hamstring tightness) during the Active-Knee-Extension test (AKE). D: Distance from the tip of the right middle finger to the ground (tightness of the posterior chain muscles) during the Toe-touch test.

Figure 2

Experimental measures of hip stiffness. A: Experimental apparatus. B: Subject positioning.

Figure 3

Scatterplots of the relation between the clinical scores of the Thomas test (shank angle) and the experimental angle parameter for the three knee positions ($K0^\circ$, $K45^\circ$ and $K90^\circ$). Positive values (Y-axis) indicate the angles between the shank segment and the vertical line in a knee extension direction at the Thomas test.

Figure 4

Scatterplots of the relation between the clinical scores of the Thomas test (hip angle) and the experimental angle parameter for the three knee positions ($K0^\circ$, $K45^\circ$ and $K90^\circ$). Positive values (Y-axis) indicate hip extension angles at the Thomas test.

Figure 5

Scatterplots of the relation between the clinical scores of the Toe-touch test and the experimental moment parameter for the three knee positions ($K0^\circ$, $K45^\circ$ and $K90^\circ$). Positive values (Y-axis) indicate distances above ground level (0 cm) at the Toe-Touch test.

Figure 6

Examples of moment-angle curves of two subjects (s#1 and s#2) for one trial taken at the $K90^\circ$ knee position. S#1 and s#2 presented a Thomas angle of 7° and 11° , respectively. A: Maximal

moments and angles stem from the moment-angle curves of each subject. B: Moment values taken at a common angle across the two subjects. C: Angle values taken at a common moment across the two subjects. Positive values refer to passive flexion moments of the hip anterior structures on the Y-axis.

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AKE	Active-Knee-Extension test
ANOVA	Analyse de variance
EMG	Electromyographic
K0°	Genou en extension complète/ Knee in complete extension
K45°	Genou fléchi à 45°/ Knee in a 45°-flexion position
K90°	Genou fléchi à 90°/ Knee in a 90°-flexion position
r	Coefficient de corrélation de Pearson
r_s	Coefficient de corrélation de Spearman
SD	Standard deviation
SLR	Straight-Leg-Raising

Théorie de la généralisabilité :

σ^2_{abs}	Variance d'erreur absolue/ Absolute error variance
σ^2_{rel}	Variance d'erreur relative/ Relative error variance
ETM	Écart-type de l'erreur de mesure/ Standard error of measurement (SEM)
SEM_{ABS}	Absolute standard error of measurement
SEM_{REL}	Relative standard error of measurement
Étude D	Étude de dépendabilité/ Decision study (D-study)
Étude G	Étude de généralisabilité/ Generalizability study (G-study)
n_e	Nombre d'essais
n_j	Nombre de jours
Φ	Index de dépendabilité/ Dependability index
ρ^2	Coefficients de généralisabilité/ Generalizability coefficients

Sources de variance (article #1):

S	Subject
D	Day
T	Trial
DT	Day-trial
SD	Subject-day
ST	Subject-trial
SDT	Subject-day-trial

DÉDICACE

À Roger,

Simplement pour ce qu'il est...

source d'ambition et de détermination,
m'encourageant sans cesse à repousser mes limites.

REMERCIEMENTS

Je remercie tout d'abord mon directeur, Dr Denis Gravel, pour ses nombreuses explications, sa disponibilité, ses encouragements, ainsi que pour m'avoir partagé sa passion pour la recherche, sa rigueur scientifique et son savoir. Dr Gravel a su alimenter mes réflexions tout au long de ma maîtrise et m'a incitée à aller au fond des choses. Je remercie également ma codirectrice, Dre Sylvie Nadeau, pour son encadrement, son grand dévouement et son écoute, ainsi que pour son apport considérable à toutes les étapes de mon projet de maîtrise. La participation de Mme Marie-Hélène Milot, étudiante au doctorat, à la collecte, à l'élaboration du protocole expérimental et à la rédaction du deuxième article a également été grandement appréciée.

Je tiens aussi à exprimer ma reconnaissance envers le personnel du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Institut de réadaptation de Montréal. Je remercie particulièrement M. Michel Goyette, ingénieur, qui a mis à contribution son expertise principalement dans le développement de programmes d'analyse et M. Daniel Marineau, électrotechnicien pour sa grande implication à la mise au point de l'équipement. Je voudrais aussi souligner l'aide de Mme France Piote dans l'analyse des données ainsi que celle de Mme Anne-Marie Gingras, stagiaire de recherche d'été, à la collecte des données. Je tiens également à remercier les sujets ayant participé à cette étude, sans qui ce projet n'aurait pu avoir lieu.

L'apport financier des Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC) et du Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) a permis la réalisation de ce projet de recherche. Je remercie également le FRSQ, l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) et la Faculté des études supérieures pour m'avoir octroyé une bourse d'étude.

Enfin, je remercie mon amie Guylaine Roy pour son support, son aide à la mise en page et à la correction orthographique de mon mémoire, ma famille pour leurs encouragements, et surtout mon complice Roger, pour sa compréhension, son appui inconditionnel et ses précieux conseils.

CHAPITRE 1 PROBLÉMATIQUE

1.1 Introduction

L'augmentation de la raideur articulaire et l'apparition de contractures musculaires sont des déficiences fréquemment rencontrées chez les patients ayant des atteintes neuro-musculo-squelettiques (Shimada, 1996; Nadeau, Gravel et Olney, 2001; Hof, 2001). Celles-ci ont un impact sur plusieurs activités fonctionnelles dont la marche. Par exemple, les sujets atteints d'ostéoartrite de la hanche présentent souvent une réduction du mouvement d'extension de la hanche, ce qui entraîne une diminution de la longueur du pas controlatéral et un accroissement des mouvements du bassin et de la colonne lombaire (Murray, Gore et Clarkson, 1971). L'augmentation de la raideur articulaire peut également être présente chez le sujet sportif (Gleim et McHugh, 1997). Chez ce groupe d'individus, elle affecterait la performance selon le sport pratiqué et les structures concernées (Gleim et McHugh, 1997). Selon McHugh, Connolly, Eston, Kremenec, Nicholas et Gleim (1999), les personnes plus souples seraient moins susceptibles de présenter des dommages musculaires suite à des exercices.

Une articulation caractérisée par une raideur augmentée offre une plus grande résistance lorsqu'elle est mobilisée dans son amplitude articulaire normale ou elle peut présenter une limitation de mobilité (Roberson et Giurintano, 1995). Dans ce dernier cas, la limitation est souvent désignée par le terme contracture qui caractérise habituellement un changement au niveau de la longueur du muscle et du tendon (Llorens, 1986). La perte d'amplitude articulaire peut provenir de changements au niveau des différentes structures qui composent une articulation. Premièrement, elle peut être attribuée à des atteintes des tissus mous offrant une résistance accrue à l'étirement lors du

mouvement à une articulation. Ainsi, les rétractions capsulaires et ligamentaires de même que les contractures musculaires peuvent expliquer les pertes d'amplitudes articulaires (Roberson et Giurintano, 1995). La mobilité articulaire peut également être réduite par des atteintes directes de l'articulation dans des maladies telles l'arthrite rhumatoïde et l'ostéoarthrite qui affectent la congruence des surfaces articulaires (Messier, Loeser, Hoover, Semble et Wise, 1992; Roberson et Giurintano, 1995).

La plupart des articulations peuvent présenter une augmentation de la raideur de même que des contractures musculaires, mais il est possible de croire que ces modifications causent davantage de problèmes fonctionnels lorsqu'elles affectent des articulations qui sont sollicitées dans leur amplitude extrême. La hanche et son mouvement d'extension en constitue un exemple. Durant la marche, l'amplitude complète d'extension est utilisée et le mouvement d'extension atteint sa limite à la fin de la phase d'appui. A cet instant du cycle de marche, le moment de force créé par l'ensemble des structures passives contribuerait pour 10% (Vrahas, Brand, Brown et Andrews, 1990) à 30-50% (Yoon and Mansour, 1982) du moment net. Dans ce contexte, il n'est pas surprenant que le manque d'extension ou la contracture en flexion de la hanche soit une problématique clinique rencontrée dans diverses pathologies (Bartlett, Wolf, Shurtleff et Stahell, 1985; Shimada, 1996; Lee, Kerrigan et Croce, 1997).

Jusqu'à maintenant, trois études ont quantifié la raideur lors du mouvement d'extension de l'articulation de la hanche (Yoon et Mansour, 1982; Vrahas et al., 1990; Riener et Edrich, 1999). Ces études ont démontré que le moment de force augmentait au cours de la phase d'étirement et que la position du genou influençait l'intensité des moments de force. Ceci a été expliqué par la présence de muscles biarticulaires croisant à la fois l'articulation de la hanche et celle du genou. Aucune de ces études n'a évalué rigoureusement la fidélité de leurs mesures par les méthodes d'évaluation des qualités métrologiques modernes.

Dans la plupart des études, le moment de force pour un angle donné a servi de critère pour quantifier la raideur, mais il est possible d'utiliser d'autres paramètres à partir de la courbe moment-angle. L'angle pour une intensité donnée de moment de force est un paramètre qui se rapproche des mesures cliniques puisque ces dernières portent sur les angles maximaux que peuvent atteindre les articulations. Le coefficient de rigidité à un angle donné est aussi un paramètre pouvant fournir un indice quantitatif de la raideur à une articulation. Toutefois, il est à noter que pour comparer des sujets entre eux ou pour comparer les résultats d'un sujet, par exemple, avant et après un programme d'étirement, un point de référence commun devra d'abord être déterminé. Ainsi, un sujet sera alors considéré plus raide qu'un autre si le moment de force passif est plus élevé pour le même angle, si l'angle est plus petit pour le même moment de force imposé à l'articulation ou si le coefficient de rigidité est plus grand pour un même angle initial (Roberson et Giurintano, 1995; Harlaar, Becher, Snijders et Lankhorst, 2000). Ces trois paramètres feront l'objet de l'analyse de fidélité dans le présent projet.

Considérant que les mesures expérimentales de la raideur sont réalisées en contrôlant rigoureusement diverses variables, il est d'intérêt d'analyser les relations qu'elles ont avec les tests cliniques afin d'établir la validité de ces derniers. Au niveau de la hanche, plusieurs mesures cliniques sont couramment utilisées pour évaluer la raideur des muscles entourant cette articulation. Parmi ceux-ci, il y a le test de Thomas qui mesure la raideur des fléchisseurs de la hanche, le test d'extension active du genou et la flexion de la hanche avec le genou en extension (Straight-leg-Raising) qui sont pour leur part, des estimateurs de la raideur des ischios-jambiers. Finalement, la flexion antérieure du tronc en position assise (Sit-and-Reach Test) et la flexion antérieure du tronc en position debout (Toe-Touch Test) servent à mesurer la raideur des muscles de la chaîne postérieure (muscles du dos et muscles croisant en postérieure la hanche, le genou et la cheville). Tous ces tests utilisent divers critères d'amplitude pour quantifier la raideur.

Les relations que peuvent présenter les tests cliniques avec les mesures expérimentales dépendent de la spécificité de la raideur entourant la hanche. La spécificité réfère au fait que la raideur dans une direction soit indépendante de celle mesurée dans les autres directions. En d'autres termes, si un sujet présente une raideur en flexion, il ne sera pas nécessairement raide en extension. Si cette indépendance est suffisamment importante, elle déterminera, sur un ensemble de sujets, une absence de corrélations statistiques entre les raideurs mesurées dans les différentes directions. Ceci est une condition nécessaire pour arriver à trouver ultérieurement des corrélations spécifiques entre les tests cliniques et les paramètres expérimentaux. En effet, si les résultats des différents tests cliniques ont des niveaux de corrélations semblables entre eux, il sera impossible qu'un test clinique mesurant la raideur d'un groupe musculaire donné soit spécifiquement corrélé avec la mesure expérimentale portant sur ce groupe musculaire.

Il est impératif d'étudier la fidélité des mesures de raideur à la hanche chez les sujets sains afin d'établir si les différences entre les sujets sains et les sujets atteints de pathologies sont réelles, de même que pour évaluer la vraie contribution des structures passives lors de tâches fonctionnelles. De plus, ne connaissant pas la fidélité de ces mesures, celles-ci ne peuvent être utilisées pour détecter des changements et mesurer l'efficacité de nos interventions. À notre connaissance, il n'existe aucune étude portant sur la fidélité de la raideur passive de l'articulation de la hanche telle que mesurée en laboratoire chez les sujets sains, comportant un nombre acceptable de sujets et réalisée selon une méthodologie rigoureuse, caractérisée par des manipulations standardisées et une amplitude de mouvement moins restreinte. De plus, aucune étude n'a encore traité du lien entre les mesures expérimentales de la raideur passive de l'articulation de la hanche lors du mouvement d'extension et les tests de souplesse utilisés à l'articulation de la hanche dans le milieu clinique.

1.2 Objectifs de l'étude

Le premier objectif de cette étude est de déterminer, chez un groupe de vingt sujets sains, la fidélité des mesures expérimentales de raideur en extension à la hanche quantifiée à l'aide de trois paramètres. Cette fidélité prendra en considération les variances associées aux facteurs essai et jour et sera estimée pour trois positions du genou. Le deuxième objectif est d'analyser la relation entre les valeurs des paramètres quantifiant la raideur à la hanche et les valeurs obtenues par les mesures cliniques. Ces dernières sont le test de Thomas (psoas et quadriceps), le test d'extension active du genou (Active-Knee-Extension test) et le test de flexion antérieure du tronc en position debout (Toe-Touch Test).

1.3 Hypothèses

- 1) Les mesures de raideur en extension à la hanche seront fidèles d'un essai à l'autre lors d'un même jour et le seront également lors de jours différents. Cependant, la fidélité sera plus grande pour les mesures prises lors d'essais successifs dans un même jour que pour les mesures effectuées sur des jours différents. Cette hypothèse peut être justifiée à l'aide de l'étude de Vrahas et al. (1990). Pour des mesures répétées lors d'un même jour (essais), ces auteurs ont trouvé une différence moyenne chez cinq sujets de 0.75 Nm. Pour les mesures faites lors de jours différents, la différence moyenne était de 4.4 Nm à un angle prédéterminé. De plus, il est logique de s'attendre à ce que la fidélité soit plus grande pour les mesures prises lors d'essais successifs puisque le sujet demeure dans la même position lors de l'évaluation et qu'aucune modification n'est apportée au montage au cours d'une même session.

- 2) La fidélité sera similaire pour les trois paramètres d'évaluation de la raideur. En effet, ces paramètres estiment la raideur à partir des mêmes courbes moment-angle et ne sont que des variables corrélées d'un même phénomène.
- 3) La fidélité sera également similaire pour les différentes positions du genou. En effet, puisque le protocole expérimental ne varie pas entre les essais pour des positions différentes du genou et que le sujet demeure dans le montage pour la durée totale de l'expérimentation, la fidélité devrait être similaire.
- 4) Il y aura des corrélations modérées à élevées entre les valeurs des paramètres expérimentaux quantifiant la raideur à la hanche en extension et celles recueillies par les mesures cliniques. Les corrélations seront faibles à modérées entre les mesures expérimentales et cliniques dans le cas où ces deux types de tests n'évaluent pas les mêmes structures. Dans les deux cas, les corrélations pourront être modérées car d'autres facteurs peuvent influencer les tests cliniques tels que le niveau de stabilisation du sujet, le caractère actif de certains tests et l'influence non contrôlée de la gravité.

Les trois premières hypothèses abordées dans l'article #1 seront vérifiées à l'aide de la théorie de la généralisabilité (Shavelson et Webb, 1991). Cette théorie permettra de déterminer la part de variance d'erreur associée à chacun des facteurs à l'étude soit, les jours, les essais, ainsi que leurs interactions (Shavelson et Webb, 1991; Streiner et Norman, 1995). Cette théorie fournira également les index de dépendabilité et les coefficients de généralisabilité, ainsi que les écarts-types de l'erreur de mesure (ETM) en terme d'unité de mesure pour chacun des paramètres d'évaluation de la raideur. La dernière hypothèse sera vérifiée par le coefficient de corrélation de Spearman et sera abordée dans l'article #2.

1.4 Pertinence de l'étude

Aucune étude n'a encore traité de manière exhaustive de la fidélité des mesures de raideur passive à la hanche chez les sujets sains en utilisant différents paramètres d'évaluation de la raideur, ainsi qu'en variant les positions du genou. Nonobstant l'aspect de la fidélité, les études portant sur l'évaluation de la raideur à la hanche chez les personnes saines demeurent rares et comportent peu de sujets (section 2.6). Pourtant, la raideur à la hanche, qu'elle soit due à un manque de souplesse articulaire ou musculaire peut entraîner diverses compensations posturales chez les sujets sains. Selon Perry (1987), les conséquences d'une raideur en flexion de la hanche de 30° dépendent de la mobilité permise au niveau de la colonne vertébrale des sujets pour compenser cette dernière. Les sujets ayant une grande souplesse au niveau du dos compensent en augmentant leur lordose lombaire pour aller chercher l'extension perdue. Selon Hoffer, Knoebel et Robert (1987), des contractures de 20° des fléchisseurs de la hanche sont fréquentes chez les sujets sains et peuvent être très bien camouflées par une augmentation de la lordose lombaire.

Chez les patients présentant des atteintes neuro-musculo-squelettiques tel l'ostéoarthrite, l'arthrite rhumatoïde, la paralysie cérébrale et la dystrophie musculaire, l'apparition de contractures musculaires à la hanche est fréquemment rencontrée (Shimada, 1996; Hurwitz, Hulet, Andriacchi, Rosenberg et Galante, 1997; Hof, 2001; Nadeau, Gravel et Olney, 2001). Par conséquent, la quantification de la raideur passive à la hanche tout d'abord chez les sujets sains est primordiale, afin de s'assurer d'avoir une méthode fidèle et rigoureuse. Par la suite, cette méthode pourra servir de base pour l'évaluation des sujets présentant des contractures musculaires, bien que des études de fidélité devront être effectuées à nouveau pour chacune des clientèles visées. Cette quantification rigoureuse des contractures pourra ensuite servir à déterminer leur contribution à la marche dans diverses pathologies et à aider les cliniciens dans le choix et la mesure de leurs interventions.

Jusqu'à maintenant, Vrahas et al. (1990) demeurent les seuls à avoir abordé la fidélité des mesures de raideur à la hanche en laboratoire chez les sujets sains sans toutefois fournir de coefficient de fidélité. En effet, ils ont rapporté uniquement des différences moyennes de moments de force recueillis à deux et trois occasions et ce, pour cinq sujets seulement. De plus, les résultats des quelques études sur les mesures de raideur passive à la hanche démontrent une grande variabilité pouvant être attribuée à l'utilisation de montages et de protocoles différents, particulièrement au niveau des amplitudes choisies pour l'évaluation (section 2.6).

En somme, étant donné que la raideur, ainsi que les contractures musculaires à l'articulation de la hanche, sont assez répandues tant chez les sujets sains que chez ceux atteints de pathologies et qu'il y a un manque flagrant de données dans ce domaine, la présente étude contribuera à l'avancement des connaissances sur le sujet. Cette étude de fidélité permettra de suggérer le ou les meilleur(s) paramètre(s) pour évaluer la raideur en laboratoire (angle, moment de force ou rigidité) et la position du genou la plus fidèle. Elle permettra également de déterminer s'il existe un lien entre les mesures cliniques de raideur à la hanche et les mesures expérimentales. Les résultats de cette étude ne pourront toutefois être généralisés qu'aux sujets sains. Néanmoins, ils fourniront une base solide pour l'évaluation de la raideur à la hanche chez des sujets souffrant de pathologies.

CHAPITRE 2 RECENSION DES ÉCRITS

Dans ce chapitre, il sera tout d'abord question de la raideur articulaire et de la raideur musculaire. Dans le but de bien distinguer ces deux types de raideur passive, une définition, les diverses terminologies utilisées et les sources normales responsables de la raideur seront abordées pour chacune d'entre elles. Une description anatomique de la hanche suivra, incluant les facteurs influençant la mesure de sa mobilité et de sa raideur. Il sera également question des différentes façons d'évaluer la raideur (expérimentale et clinique) et de la quantifier. Les études sur l'évaluation de la raideur à la hanche chez les sujets sains seront par la suite rapportées et discutées, en mentionnant la fidélité des mesures de raideur à la hanche. Enfin, le lien entre les mesures cliniques et expérimentales sera abordé et ce chapitre se conclura par une explication de la théorie de la généralisabilité, utilisée dans le cadre de cette étude pour estimer la fidélité des mesures de raideur passive à l'articulation de la hanche chez des sujets sains.

2.1 La raideur articulaire

2.1.1 Définition, terminologie et mécanisme

La raideur articulaire est communément définie comme une condition entraînant soit une résistance accrue lors du mouvement d'une articulation dans son amplitude normale ou une limitation de l'amplitude permise à une articulation (Roberson et Giurintano, 1995). Dans ce dernier cas, elle est souvent nommée contracture (Llorens, 1986). Dans le présent projet, le terme contracture sera réservé à une condition pathologique propre aux muscles caractérisée par une diminution permanente de leur longueur.

2.1.2 Principales sources de raideur passive articulaire normale

Une articulation est une structure anatomique entourée de muscles et principalement composée d'os, ainsi que de tissus conjonctifs (Liebesman et Carafelli, 1994). Il existe trois principales classes d'articulations soient, les articulations fibreuses, cartilagineuses et synoviales. La majorité des articulations du corps appartiennent à cette dernière classe (Marieb, 1999). Dans les articulations synoviales, les os, revêtus de cartilage articulaire et enfermés dans une capsule articulaire, s'unissent par l'intermédiaire d'une cavité remplie de liquide synovial leur conférant ainsi une grande liberté de mouvement. La couche externe de la capsule articulaire, la capsule fibreuse, est fixée au périoste des os et l'intérieur de cette capsule fibreuse est tapissé d'une membrane synoviale lisse, responsable de la sécrétion du liquide synovial. Enfin, l'articulation synoviale est généralement renforcée par des ligaments et associée à des bourses et gaines de tendons, éléments réduisant la friction entre les articulations et les structures adjacentes, au cours des mouvements (Marieb, 1999).

Tel que rapporté dans l'article synthèse de Liebesman et Cafarelli (1994), la mobilité maximale obtenue à une articulation serait grandement influencée par la quantité de tissu conjonctif présent à cette même articulation. Les principales structures composées de tissu conjonctif entourant une articulation étant les tendons, les ligaments et les fascias. Généralement, le tissu conjonctif peut être divisé en deux catégories : les fibres de collagène et celles d'élastine (Gray, 1995). Le collagène est une substance non-extensible et très résistante, alors que l'élastine peut s'étirer et reprendre sa forme initiale suite à un étirement (Bloom et Fawcett, 1975). Tel que rapporté par Liebesman et Carafelli (1994), près de la moitié de la masse du tendon est composée de fibres de collagène. Par conséquent, une force considérable est requise pour étirer le tendon. Les ligaments sont aussi composés principalement de fibres de collagène. Toutefois, bien qu'ils contiennent aussi de l'élastine, ils ne sont guère plus extensibles que les tendons (Gray, 1995). Pour ce qui est des fascias,

ceux-ci recouvrent le ou les muscles et sont composés de tissu conjonctif dense régulier (Liebesman et Carafelli, 1994; Marieb, 1999). Des trois structures composées de tissu conjonctif mentionnées précédemment, le fascia est le plus susceptible d'influencer les amplitudes articulaires et d'entraîner de la raideur à une articulation (Liebesman et Carafelli, 1994). En effet, contrairement au tendon et au ligament, lorsque le muscle est étiré, le tissu conjonctif du fascia s'étire et se tend à son tour, influençant ainsi l'amplitude articulaire permise (Liebesman et Carafelli, 1994).

De plus, le modèle biomécanique présenté dans l'étude de Harlaar et al. (2000), suggère que parmi les structures entourant une articulation, non seulement les fascias, mais surtout les éléments passifs constituant le muscle squelettique seraient les principaux responsables de la raideur normale ou pathologique mesurée lors d'un mouvement passif à une articulation. En effet, la raideur étant habituellement évaluée au cours de mouvements couvrant les limites physiologiques normales, l'influence des forces provenant de l'étirement de la peau et de la capsule est diminuée. Si le mouvement est évalué dans une position non influencée par la gravité, la compression entre les surfaces articulaires est également réduite au minimum résultant en une friction minimale entre les surfaces articulaires. Ces deux conditions d'évaluation permettent également d'ignorer une possible contribution des ligaments à la raideur enregistrée. De plus, pour des mouvements passifs, c'est-à-dire en l'absence de contraction musculaire et à des niveaux de force relativement bas, les tendons réagissent comme des éléments non-élastiques. Par conséquent, ils ne sont pas pris en considération dans les moments de force mesurés puisque à ces niveaux de forces très faibles, n'étant pas étirés, ils n'offrent aucune résistance. En effet, tel que rapporté par Harlaar et al. (2000), la raideur passive d'un muscle au repos, c'est-à-dire celle provenant du tissu conjonctif de ce muscle incluant le fascia, est approximativement 100 fois moindre que la raideur provenant du tendon. Ce dernier requière donc une grande force pour être étiré. Par conséquent, le changement de longueur de l'unité musculo-

tendineuse lors d'un mouvement passif physiologique se ferait alors, presque uniquement au niveau du ventre musculaire et du fascia (Latash et Zatsiorski, 1993). Selon ce modèle biomécanique suggéré par Harlaar et al. (2000), la raideur articulaire proviendrait donc principalement des structures passives du muscle squelettique.

Johns et Wright, en 1962, ont réalisé une étude sur les poignets de chats afin d'identifier la contribution des diverses structures anatomiques au moment de force passif total à une articulation. Ces auteurs ont trouvé que 47% de la résistance au mouvement, à la moitié de l'amplitude totale permise, provenait de la capsule articulaire. Les autres sources de résistance au mouvement venaient du muscle (41%), des tendons (10%) et de la peau (2%). Par contre, à l'amplitude maximale permise, la raideur venant de la capsule a diminué à 40%, alors que celle des tendons a augmenté à 17%. Les contributions du muscle et de la peau ont été peu modifiées, c'est-à-dire qu'au maximum de l'amplitude, ceux-ci expliquaient toujours respectivement environ 41% et 2% de la résistance totale. En résumé, ces deux modèles supportent une contribution prédominante du muscle squelettique au moment de force total mesuré lors d'un mouvement passif à une articulation. Ceci explique probablement pourquoi les auteurs ont élaboré davantage sur le concept de raideur musculaire, lequel sera maintenant décrit.

2.2 La raideur musculaire

2.2.1 Définitions et terminologie de la raideur musculaire

Tel que rapporté par Gleim et McHugh (1997), le terme souplesse est fréquemment employé par *The American Orthopaedic Society for Sports Medicine* pour caractériser la capacité du muscle squelettique et du tendon à s'allonger. Cependant, dans le présent travail, le terme raideur sera utilisé afin d'uniformiser la terminologie requise pour décrire les comportements observés au niveau de l'articulation et du muscle. Bien qu'il soit difficile de distinguer une

perte d'amplitude articulaire causée par un muscle raccourci, une rétraction capsulaire ou une atteinte des surfaces articulaires, il est important de ne pas confondre raideur articulaire et raideur musculaire. En effet, dans le premier cas, il est question de l'ensemble des structures composant et entourant une articulation, alors que dans le deuxième, le muscle est le seul concerné. Cette différence entre raideur articulaire et raideur musculaire a été clairement établie par Gleim et McHugh (1997).

Les mesures de raideur passive musculaire sont soit statiques ou dynamiques. Toutefois, il faut souligner que ces types de mesures pourraient aussi bien s'appliquer à la raideur articulaire dans un cas où l'ensemble des sources de raideur à une articulation seraient prises en considération. La raideur statique est obtenue en mesurant l'amplitude articulaire permise à une articulation ou à un groupe d'articulations (Gleim et McHugh, 1997). Tel que rapporté par Gleim et McHugh (1997), ce type de raideur musculaire est habituellement évalué à l'aide de tests de souplesse cliniques tel le Toe-Touch Test (test évaluant la souplesse de la chaîne postérieure) ou avec un goniomètre universel.

Quant à la raideur passive musculaire dynamique, celle-ci est évaluée lors d'un mouvement passif ou actif. Pour le présent mémoire, la description sera limitée à la raideur évaluée lors d'un mouvement passif. Dans ce cas, elle réfère à la résistance obtenue lors de l'exécution d'un mouvement passif dans l'amplitude articulaire permise et peut être quantifiée en terme de rigidité passive. Celle-ci est obtenue en calculant la pente de la courbe moment-angle décrite lors du mouvement passif d'une articulation (Litsky et Spector, 1994; Gajdosik, 1991). L'inverse de la rigidité passive se nomme la compliance et représente un ratio entre le changement de longueur pour une variation unitaire de moment de force (Gajdosik, 1991). Toutefois, comme il en sera question à la section 2.5.5, la raideur passive musculaire dynamique peut aussi être définie par l'un ou l'autre des paramètres constituant la courbe moment-angle obtenue

lors d'un mouvement passif, soit l'intensité du moment de force pour un angle donné et l'angle pour une intensité de moment de force donné (Harlaar et al., 2000).

La raideur passive musculaire, bien qu'elle soit une réaction normale à l'étirement d'un muscle squelettique, varie beaucoup en intensité parmi les sujets sains et peut augmenter de façon considérable chez les sujets atteints de pathologies entraînant la formation de contractures musculaires. Une contracture musculaire est installée lorsqu'il est impossible d'étirer un muscle dans une amplitude normale avec une force raisonnable. Ce muscle ou groupe de muscles est alors défini comme hypoextensible car il offre une résistance à l'étirement passif à une longueur moindre que celle normalement observée (Olney et Wright, 1994).

2.2.2 Éléments de l'unité musculo-tendineuse contribuant à la raideur passive musculaire normale

La raideur musculaire mesurée en terme de moment de force résulte de la résistance à l'étirement linéaire de chacun des muscles. Tel que rapporté par Gajdosik, (2001), cette résistance augmente de façon exponentielle avec la longueur d'étirement du muscle et impliquerait tant la composante contractile que les composantes non-contractiles de l'unité musculo-tendineuse. Au niveau de la composante contractile, la raideur passive musculaire pourrait résulter de l'étirement d'interactions stables ou de ponts croisés entre les filaments d'actine et de myosine du sarcomère. Ces derniers résisteraient à l'étirement sur une courte distance par rapport à la position initiale du muscle avant de refaire un autre pont plus loin (Proske et Morgan, 1999). Deuxièmement, tel que rapporté dans l'article synthèse de Gajdosik (2001), de récentes études ont indiqué que la résistance passive viendrait de filaments non-contractiles tel : les cytosquelettes endosarcomériques (protéine titin) et exosarcomériques (protéine desmin). Étant donné que ces filaments résident dans la substance même du tissu musculaire, la résistance passive à l'étirement serait influencée par la quantité ou la masse du tissu musculaire (Gajdosik, Linden et Williams, 1999;

Klinge, Magnusson, Simonsen, Aagaard, Klausen et Kjaer, 1997; Gajdosik, Vander et Linden, 1999). La raideur passive du muscle pourrait venir également des tissus conjonctifs de l'endomysium, du pérимysium et de l'épimysium lesquels constituent les éléments structuraux de la composante élastique en parallèle. Le pérимysium, présent en grande quantité et composé de nombreuses fibres de collagène, est considéré comme le principal responsable de la résistance passive extracellulaire induite lors d'un étirement. Par conséquent, une partie de la résistance ressentie par le clinicien lorsqu'un muscle au repos est étiré au maximum proviendrait probablement de l'allongement du tissu conjonctif du muscle, principalement au niveau du pérимysium.

2.3 La hanche

Cette section décrira l'anatomie fonctionnelle, la mobilité et les facteurs susceptibles d'influencer cette mobilité, de même que les tests d'évaluation clinique de la raideur musculaire de l'articulation de la hanche. Puisque le mémoire porte sur le mouvement d'extension de la hanche, la description se limitera principalement aux mouvements de flexion-extension qui ont lieu dans le plan sagittal.

2.3.1 L'anatomie de la hanche

L'articulation de la hanche ou coxo-fémorale est de type énarthroïde. Elle possède trois degrés de liberté permettant ainsi les mouvements de flexion-extension autour d'un axe transversal, d'abduction-adduction autour d'un axe sagittal et de rotation externe et interne autour d'un axe longitudinal. L'articulation coxo-fémorale est composée de la tête fémorale qui s'articule avec la cavité cotyloïde située sur la face externe de l'os iliaque (Kapandji, 1997; Gray, 1995). Les surfaces articulaires sont maintenues en place par la capsule de la hanche qui s'étend de l'os iliaque à l'extrémité supérieure du fémur, c'est-

à-dire à la base du col fémoral (Figure 2.1-A). La capsule est renforcée par de puissants ligaments sur ses faces antérieure et postérieure. La face antérieure comporte deux ligaments : l'ilio-fémoral ou ligament de Bertin (faisceau prétrôchantérien et faisceau prétrôchantinien) et le pubo-fémoral (Figure 2.1-B). Sur la face postérieure, il n'y a qu'un seul ligament, le ligament ischio-fémoral. Pour le mouvement d'extension, qui est étudié dans le présent mémoire, tous les ligaments se tendent car ils s'enroulent autour du col fémoral, alors que durant le mouvement de flexion, tous les ligaments sont détendus (Kapandji, 1997).

De nombreux muscles entourent l'articulation de la hanche permettant la réalisation de plusieurs mouvements actifs et contribuant parfois à restreindre passivement les mouvements opposés à leurs fonctions (Kapandji, 1997). Les plus importants fléchisseurs de la hanche (Figure 2.1-C) sont : le psoas et l'iliaque, le sartorius, le droit fémoral et le tenseur du fascia lata. Le pectiné, le moyen adducteur, le droit interne et les faisceaux les plus antérieurs du petit et du moyen fessiers possèdent accessoirement une composante de flexion sur la hanche. Les muscles extenseurs de la hanche sont principalement : le grand fessier et les ischio-jambiers (long biceps, semi-tendineux et semi-membraneux).

2.3.2 Mobilité de la hanche dans le plan sagittal

En ce qui a trait aux amplitudes articulaires des mouvements à la hanche, selon Norkin et White (1995), les valeurs sont très variables d'une étude à l'autre puisque l'âge et le sexe des sujets, ainsi que la méthode utilisée diffèrent.

En ce qui concerne l'extension de la hanche, les auteurs rapportent habituellement des valeurs moyennes se situant entre 10° et 25° à partir de la position anatomique (Boone et Azen, 1979; Roach et Miles, 1991). Pour la flexion de la hanche réalisée avec le genou fléchi, les valeurs moyennes atteignent entre 120° et 140° (Boone et Azen, 1979; Roach et Miles, 1991).

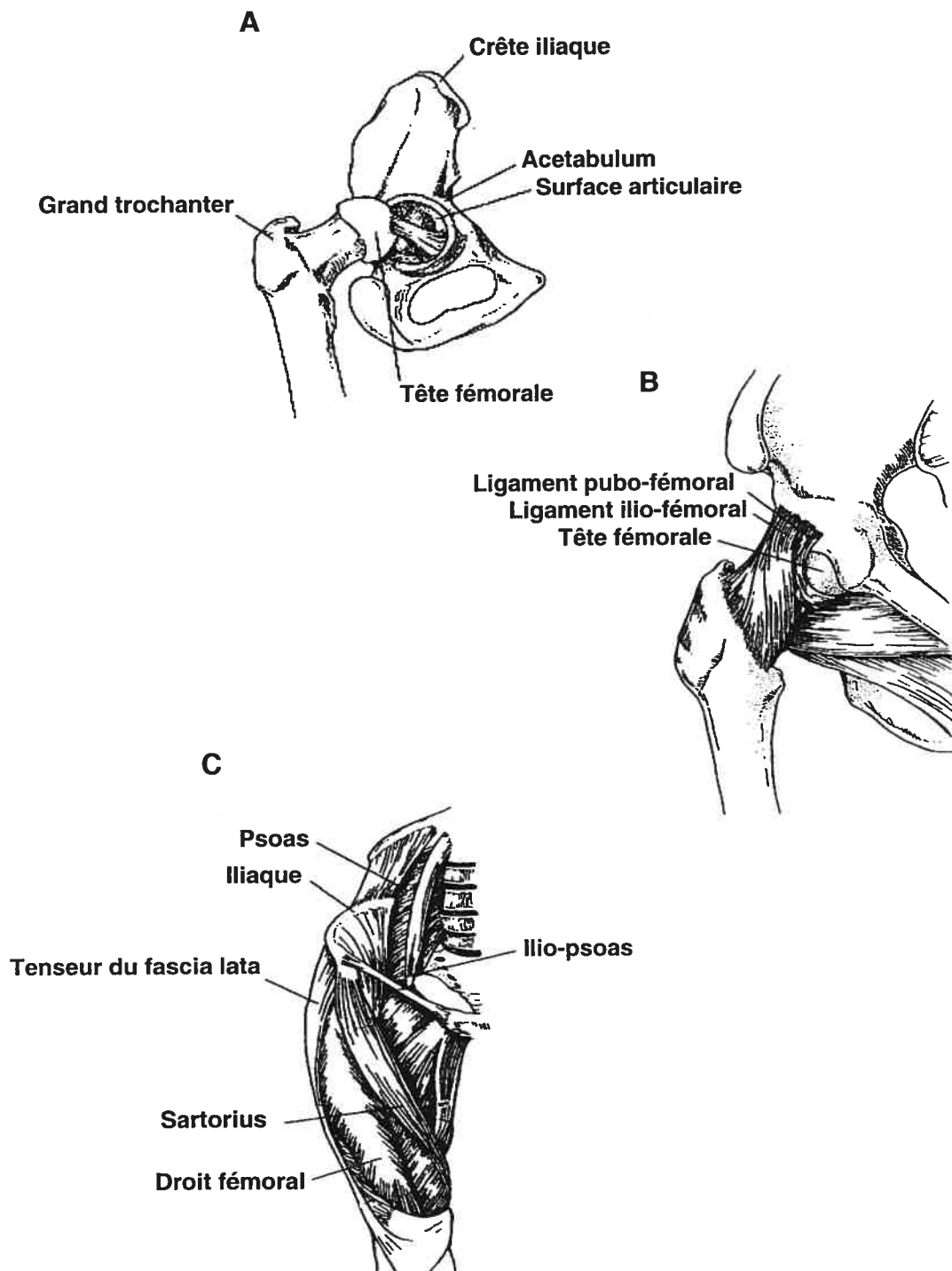


Figure 2.1 : Anatomie de la hanche. A : Articulation coxo-fémorale. B : Ligaments antérieurs. C : Principaux muscles fléchisseurs (adapté de Whiting et Zernicke, 1998, pp. 138 et 144)

2.3.3 Évaluation clinique de la raideur musculaire de la hanche

En plus des mesures goniométriques, il existe plusieurs tests cliniques fréquemment utilisés au membre inférieur pour évaluer la raideur de certains muscles. La présente étude portant sur l'articulation de la hanche, seules les mesures cliniques concernant cette articulation seront abordées.

Test de Thomas et test d'Ely : Le test de Thomas est utilisé pour évaluer la raideur des fléchisseurs de hanche, plus précisément du psoas ou du droit fémoral (Thomas, 1876; Magee 1997). La personne évaluée doit être en décubitus dorsal sur une surface ferme, les membres inférieurs dans le vide à partir des ischions. Puis, elle doit fléchir une hanche jusqu'à ce que sa lordose lombaire s'estompe. La cuisse opposée doit tomber librement dans le vide. Si celle-ci adopte une position de flexion, il faut soupçonner une raideur ou une contracture du muscle psoas à la hanche. L'angle entre le fémur du membre inférieur évalué et la médiane au niveau du tronc est mesuré à l'aide d'un goniomètre universel (Thomas, 1876; Bartlett et al., 1985; Hoppenfeld, 1997). Selon Magee (1997), le test de Thomas peut également donner des informations sur la raideur du droit fémoral, car il implique une position requérant une extension de la hanche et une flexion du genou. Par conséquent, lors de la flexion de la hanche, si le patient ne peut conserver une flexion du genou controlatéral de 90°, une raideur ou contracture du droit fémoral peut être soupçonnée. La raideur du droit fémoral peut également être mesurée par le test d'Ely où le patient est en décubitus ventral et le thérapeute exécute une flexion passive du genou. Si une flexion simultanée survient à la hanche en ipsilatérale, une raideur ou une contracture du droit fémoral en est possiblement la cause (Magee, 1997).

Flexion de la hanche avec le genou en extension (Straight-leg-Raising) et l'extension active du genou : Afin de mesurer la raideur des ischios-jambiers, un test souvent utilisé en clinique est la flexion de la hanche avec le genou en extension (Straight-Leg Raising). La personne évaluée est en décubitus dorsal sur une surface ferme et le thérapeute lève passivement le membre inférieur avec le genou tendu jusqu'à l'amplitude maximale tolérée. L'angle entre le fémur

et la médiane au niveau du tronc est alors mesuré et les symptômes ressentis sont notés (Göeken et Hof, 1993). Toutefois, selon Bohannon (1982), la mesure prise à la hanche ne donnerait pas une indication valide de la raideur des ischios-jambiers étant donné la bascule du bassin survenant lors de la flexion de la hanche avec le genou tendu. De plus, ce test met également en tension le nerf sciatique pouvant interférer avec la mesure d'amplitude maximale tolérée. Par conséquent, il est préférable d'utiliser le test d'extension active du genou (Gajdosik et Lusin, 1983). Dans ce test, plutôt que de mesurer la raideur des ischios-jambiers par l'angle obtenu à la hanche, elle est mesurée à partir de l'angle de flexion du genou, limitant ainsi la rotation du bassin et permettant par le fait même d'obtenir une mesure plus juste de la raideur des ischios-jambiers. La personne évaluée est en décubitus dorsal avec une jambe allongée. Le thérapeute lui demande d'effectuer du côté opposé une flexion de 90° à la hanche suivie d'une extension active au genou jusqu'à la limite du mouvement.

Flexion antérieure du tronc en position debout (Toe-Touch Test) et flexion antérieure du tronc en position assise (Sit-and-Reach Test) : Tel que rapporté par Kippers et Parker (1987), la flexion antérieure du tronc en position debout est reconnue comme une mesure de raideur globale de la chaîne postérieure par plusieurs auteurs. Par contre, certains contredisent cette utilisation du test, dont Kippers et Parker (1987), définissant celui-ci davantage comme une mesure de la capacité des ischios-jambiers à s'allonger. Ce test consiste à demander à la personne évaluée de se pencher vers l'avant et de tenter de toucher le sol du bout des doigts tout en conservant les genoux en extension. La distance majeur-sol est mesurée comme indice de raideur. Les personnes très souples, qui ont la capacité d'aller plus loin que le niveau du sol, peuvent être évaluées sur une plate-forme d'une hauteur connue. Dans ce contexte, si la distance majeur-sol est positive cela signifie que le sujet n'a pu toucher le sol (i.e. la plate-forme) du bout des doigts, alors que si la distance est négative, cela signifie que la personne a dépassé le niveau du sol ou de la plate-forme (Kippers et Parker, 1987). Il n'existe pas encore de norme pour interpréter les résultats de ce test (Kippers et Parker, 1987).

2.3.4 Facteurs influençant les mesures de la mobilité et de la raideur musculaire de l'articulation de la hanche

Deux facteurs doivent être pris en considération dans l'analyse de la mobilité et de la raideur musculaire de la hanche dans le plan sagittal soit, les mouvements du bassin et la présence des muscles biarticulaires.

Influence de la bascule du bassin sur les mouvements à la hanche

La bascule du bassin peut influencer la mesure des mouvements de flexion et d'extension à la hanche. Il s'agit d'une problématique clinique connue de longue date. En effet, comme l'explique Kapandji (1997), lors du mouvement de flexion de la hanche et particulièrement, lors de la flexion bilatérale des coxo-fémorales, une bascule du bassin vers l'arrière s'ajoute à la flexion de la hanche par un redressement de la lordose lombaire. Les résultats de l'étude de Bohannon, Gajdosik et LeVeau (1985a, 1985b) appuient cette explication. Pour une flexion bilatérale des hanches (genou en extension), ces derniers ont observé que chaque degré de rotation du bassin était accompagné de 2.3° à 3.3° d'élévation du fémur par rapport à l'horizontale. Pour une flexion unilatérale de hanche, le mouvement du bassin était moindre par rapport à celui du fémur (1° de rotation du bassin pour 2.7° à 3.8° d'élévation du fémur). Kapandji (1997) mentionne également la présence d'une bascule du bassin dans le mouvement d'extension de la hanche. En effet, l'extension serait grandement augmentée par la bascule avant du bassin grâce à une hyperlordose lombaire. À notre connaissance, la seule étude qui fournit des données objectives sur ce phénomène est celle de Clayson, Newman, Debevec, Anger, Showlund et Kottke (1962). Grâce à des radiographies, ils ont rapporté un mouvement total d'extension de 41° entre le tronc et la cuisse. Les contributions moyennes de l'extension de la hanche, du mouvement de la sacro-iliaque et de la lordose étaient respectivement de 11°, 3° et 27°. C'est donc dire que chaque degré d'extension de la hanche peut déterminer près de 3° de mouvement au niveau du bassin et de la lordose.

Les muscles polyarticulaires à la hanche

Certains des muscles assurant les mouvements à la hanche sont polyarticulaires, c'est-à-dire qu'ils croisent d'autres articulations dont la position peut influencer la mobilité ou la raideur de la hanche. Le sartorius, le droit fémoral et les ischios-jambiers sont des muscles biarticulaires croisant la hanche et genou. Par conséquent, la mobilité ou la raideur musculaire à la hanche en flexion et en extension peut être influencée par la position du genou. Il y a peu d'études qui ont comparé sur les mêmes sujets l'influence de la position du genou sur la flexion de la hanche. Cuthbertson (1952) rapporte une amplitude moyenne de flexion de la hanche de 122° avec le genou en flexion et de 75° avec le genou en extension. Pour le mouvement d'extension, cet auteur observe une amplitude de 12.6° avec le genou en extension et une de 1° avec le genou en flexion à 90° . Comme il sera décrit plus tard, les études expérimentales de la raideur de la hanche confirment ces mesures goniométriques.

2.4 Évaluation expérimentale de la raideur

Les mesures expérimentales de la raideur consistent généralement à mesurer simultanément les forces (ou moments) et les angles correspondants lors d'un mouvement passif d'une articulation. De plus, il faut exercer un contrôle sur certaines variables dont l'activité musculaire, la vitesse de déplacement et la pesanteur des segments. Enfin, des paramètres de mesures de la raideur doivent être définis.

2.4.1 Mesure des forces et des angles

Les montages expérimentaux pour la mesure de la raideur varient d'une étude à l'autre. La plupart des études utilisent des dynamomètres (désignés parfois sous le terme d'arthromètres ou d'arthrographes) qui mesurent les forces ou les moments de force par des capteurs intercalés entre le segment mobilisé et le mécanisme qui génère le mouvement du système (Riebel et Nashold,

1962; Herman, Schaumburg et Reiner, 1967; Thompson, Wright et Dowson, 1973; Löfstedt, 1978; Vrahas et al., 1990; Harlaar et al., 2000). L'axe de ces dynamomètres est aligné avec celui de l'articulation et celle-ci est déplacée sur une amplitude plus ou moins grande, soit par un moteur électrique ou parfois par l'expérimentateur lui-même (Riener et Edrich, 1999). Deux types de mouvement sont généralement utilisés, soit un mouvement en rampe et de vitesse constante qui couvre l'amplitude complète permise par l'articulation (Löfstedt, 1978; Vrahas et al., 1990; Harlaar et al., 2000), soit un mouvement de forme sinusoïdale qui est imposé sur une petite plage de mouvement et dans une zone déterminée de l'amplitude articulaire (Thompson, Wright et Dowson, 1973; Price, 1990). Les données d'angles sont recueillies grâce à des potentiomètres montés sur le système mécanique ou par des électrogoniomètres placés sur les segments évalués. Dans le cas des mesures d'angles prises à partir du système mécanique, leur exactitude dépend du bon alignement de l'axe du dynamomètre avec celui de l'articulation.

2.4.2 Contrôle sur l'activité musculaire

Le moment net musculaire à une articulation peut résulter de la contraction des muscles croisant cette articulation (composante active) et des propriétés viscoélastiques des muscles, ligaments et tissus mous entourant l'articulation (composante passive) (Tardieu, Lespargot, Tabary et Bret, 1989; Siegler, Moskowitz et Freedman, 1984). Il est donc essentiel de contrôler l'activité des muscles, afin de s'assurer que le mouvement de l'articulation évaluée est entièrement passif. L'absence de contractions musculaires se vérifie par des mesures électromyographiques enregistrées par des électrodes de surface placées sur les muscles agonistes et antagonistes entourant l'articulation évaluée. Il est important d'enregistrer non seulement les muscles étirés, mais aussi leurs antagonistes qui peuvent montrer des réactions de raccourcissement (Sahrmann, Norton, Bomze et Eliasson, 1974). Par ailleurs, afin de favoriser au maximum la relaxation des muscles, il est préférable d'utiliser une vitesse de mouvement lente car les mouvements rapides sont plus

susceptibles de provoquer l'apparition d'activité musculaire (Lehmann, Price, DeLateur, Hinderer et Traynor, 1989).

2.4.3 Contrôle sur la vitesse du mouvement

Un contrôle de la vitesse du mouvement est nécessaire pour plusieurs raisons. La première a été décrite précédemment et concerne la probabilité de l'apparition d'activité musculaire lors de mouvements rapides. La seconde raison est technique du fait que des vitesses élevées impliquent des accélérations plus grandes ou plus longues. Conséquemment, les moments de force dépendent alors de l'inertie du segment et de l'appareil utilisé. Il est donc important de réduire et de stabiliser les accélérations grâce à des dynamomètres de type isocinétique qui assurent une plage de déplacement angulaire où les vitesses sont constantes. Dans le cas où les accélérations sont variables, comme lors de l'utilisation des déplacements sinusoïdaux, il faut faire des corrections sur les mesures de force pour tenir compte des effets d'inertie. La troisième raison est que les muscles squelettiques présentent des propriétés visqueuses qui déterminent, entre autres, des réponses mécaniques variant en fonction de la vitesse du mouvement. Les mesures chez l'animal (Taylor, Dalton, Seaber et Garrett, 1990) et chez l'humain en l'absence d'activité musculaire (Lamontagne, Malouin, Richards et Dumas, 1997; Gajdosik, 1997) indiquent des augmentations de résistance passive qui sont surtout évidentes pour les hautes vitesses de mouvement. Considérant ces trois raisons, la plupart des auteurs s'entendent pour dire que la raideur passive doit être évaluée lors d'un mouvement passif à basse vitesse (10°/s à 20°/s).

2.4.4 Contrôle de l'effet de la gravité

En l'absence de contractions musculaires, les forces ou moments de force passifs peuvent être induits tant par la raideur articulaire que par les effets de la gravité si les segments sont déplacés verticalement. Pour éliminer l'effet de la gravité, la solution la plus simple consiste à déplacer les segments dans le plan horizontal. Si cela n'est pas possible, il faut compenser techniquement l'effet de la gravité en utilisant un contre-poids qui équilibre les effets de

pesanteur (Herman, Schaumburg et Reiner, 1967; Thompson et al., 1973; Löffstedt, 1978). Une autre alternative consiste à corriger les valeurs mesurées en utilisant diverses équations. En effet, tel que rapporté par Riener et Edrich (1999), le moment gravitationnel peut être calculé à partir de la masse (m) et du centre de gravité (l_{cog}) du segment distal à l'articulation évaluée. Le moment de force passif articulaire (M_{pas}) peut donc être estimé par l'équation suivante :

$$M_{pas} \approx Fl - mgl_{cog} \sin(\varphi - \varphi_r)$$

F : force
 l : distance entre la force appliquée et le centre de rotation de l'articulation évaluée
 g : accélération gravitationnelle
 φ : angle de l'articulation
 φ_r : angle où le segment tombe à la verticale

2.4.5 Les paramètres définissant la raideur articulaire

En clinique, la plupart des mesures de raideur passive aux articulations sont fournies sous forme d'angles à l'aide d'un goniomètre universel dans des positions standardisées de mesures goniométriques ou lors de tests évaluant la raideur pour des articulations et des muscles spécifiques. En goniométrie, l'amplitude articulaire maximale atteinte à une articulation durant un mouvement donné indique le niveau de mobilité du sujet par rapport à des normes établies (Norkin et White, 1995). La raideur passive statique d'un sujet à une articulation peut donc être estimée via le paramètre angle en degré, mais aucune inférence ne peut être faite sur les facteurs limitant l'amplitude articulaire, sur la longueur ou sur la rigidité du ou des muscles impliqués dans le mouvement évalué (Gajdosik et Bohannon, 1987; Gleim et McHugh, 1997).

En laboratoire, les résultats des études sur la raideur passive sont habituellement donnés en terme de moment de force obtenu pour chaque angle parcouru par le segment évalué lors d'un mouvement passif (courbe moment-angle). Par exemple, il pourrait s'agir d'un mouvement de hanche débutant en flexion jusqu'à une extension maximale donc, les structures passives en antérieure seraient étirées et les valeurs de moment de force de ces structures seraient enregistrées pour chaque angle parcouru. Selon Harlaar et al. (2000), à

partir de cette courbe moment-angle, la raideur peut également être rapportée sous forme d'angle pour un moment de force donné. De plus, les résultats peuvent aussi être donnés en terme de rigidité représentant la pente de la courbe moment-angle (Harlaar et al., 2000). En effet, lorsqu'une force plus grande que la normale est requise pour induire un changement de longueur à un muscle, ce dernier se caractérise par une rigidité augmentée (Olney et Wright, 1994). Tel que rapporté par Gajdosik et Bohannon (1987), la rigidité est une propriété physiologique du muscle squelettique et est définie par la relation force-longueur des tissus pouvant être représentée par le ratio suivant: la variation de tension passive d'un muscle sur sa variation de longueur. Elle représente donc la résistance d'une structure à une déformation.

2.5 Études sur l'évaluation de la raideur passive à la hanche chez les sujets sains

Jusqu'à ce jour, trois études ont évalué spécifiquement la raideur passive à la hanche chez les sujets sains soit celle de Yoon et Mansour (1982), celle de Vrahas et al. (1990) et celle de Riener et Edrich (1999). Dans les études de Yoon et Mansour (1982) et de Riener et Edrich (1999), les moments de force ont été enregistrés à l'aide de capteurs de force placés sur le membre inférieur évalué et ce, lors d'un mouvement manuellement induit par un évaluateur. Vrahas et al. (1990) ont plutôt utilisé un montage comprenant une jauge de pression intégrée à un système de poulie. Ce système bougeait automatiquement le membre évalué à une vitesse pré-sélectionnée. Les sujets étaient positionnés en décubitus latéral pour éliminer l'influence de la gravité dans les études de Yoon et Mansour (1982) et Vrahas et al. (1990). Dans l'étude de Riener et Edrich (1999), les sujets étaient en décubitus dorsal sur une table d'évaluation, les membres inférieurs tombant à l'extérieur de la table à partir des ischions et ils ont soustrait la portion due à la gravité du moment de force total enregistré à l'aide d'une équation (section 2.5.4). Dans ces trois études, la raideur à la hanche a été rapportée uniquement en terme de moment

de force (Nm) et chacune d'entre elles ont noté une influence de la position du genou sur les valeurs de raideur enregistrées à la hanche.

Tout d'abord, Yoon et Mansour (1982) ont trouvé des valeurs moyennes de moments de force passifs à la hanche chez quatre hommes sains variant entre 10 Nm et 15 Nm (moments de force passifs de flexion) pour des amplitudes à la hanche et au genou équivalentes à celles observées durant la marche à la phase de poussée, c'est-à-dire environ 0° d'extension à la hanche et 40° de flexion au genou. Pour des amplitudes se rapprochant de celles rencontrées à la marche durant la phase de l'attaque du talon, c'est-à-dire 60° de flexion à la hanche et 0° au genou, Yoon et Mansour (1982) ont enregistré des valeurs moyennes de moments de force passifs d'extension à la hanche variant de 20 Nm à 40 Nm. Ces moments de force passifs ont été recueillis à une vitesse de 0.20 rad/s. Ces auteurs ont également rapporté graphiquement l'effet de la position du genou sur les valeurs de moments de force passifs mesurées à la hanche pour un sujet. Lorsque la hanche était à 0°, les moments de force de flexion enregistrés à la hanche étaient d'environ 10 Nm et 30 Nm pour un genou d'abord en position 0° et à 51° de flexion, respectivement. Lorsque la hanche était en flexion de 65°, les moments de force d'extension variaient entre 57 Nm et 11 Nm, pour les mêmes positions du genou respectives.

Le seconde étude est celle Vrahas et al. (1990). Ces auteurs ont rapporté des valeurs moyennes de moments de force beaucoup moins élevées chez un groupe de 15 hommes sains. À une vitesse de 10°/s, ils ont enregistré un moment de force passif moyen de flexion à la hanche de 6.5 Nm avec la hanche à 0° et le genou à 80° de flexion, alors que pour une position de hanche en flexion de 60° accompagnée d'une extension complète du genou, le moment de force passif moyen d'extension était de 18.5 Nm. Afin de vérifier la reproductibilité de leurs mesures, Vrahas et al. ont évalué deux de leurs sujets à trois reprises sur trois jours, ainsi que trois de leurs sujets sur deux jours. Ces

auteurs ont trouvé pour les mesures répétées lors d'un même jour (essais), une différence moyenne pour les cinq sujets de 0.75 Nm. Pour les mesures faites lors de jours différents, la différence moyenne était de 4.4 Nm à un angle prédéterminé.

La troisième étude soit celle de Riener et Edrich (1999) a été réalisée auprès de 10 hommes sains. Ceux-ci ont effectué des mesures du moment de force passif à la hanche pour trois positions différentes du genou soit 0°, 45° et 90° de flexion sur une amplitude de mouvement allant d'environ 30° d'extension de la hanche à 120° de flexion de la hanche. À 30° d'extension de la hanche, les valeurs moyennes de moments de force passifs de flexion étaient d'environ 45 Nm pour les positions du genou 0° et 45° et d'environ 35 Nm lorsque le genou était fléchi à 90°. Pour ce qui est du mouvement en flexion de hanche à environ 120°, les valeurs moyennes de moments de force passifs d'extension allaient de 70 Nm à 45 Nm, puis à 7 Nm pour les positions du genou 0°, 45° et 90°, respectivement. Les résultats de cette dernière étude sont comparables à ceux obtenus par Vrahas et al. (1990), car les valeurs de moments de force à 0° et 60° de flexion de hanche étaient d'environ 10 Nm (moment de force de flexion avec le genou fléchi à 90°) et 16 Nm (moment de force d'extension, genou à 0°), respectivement. En somme, peu d'études ont été réalisées sur l'évaluation de la raideur passive à la hanche et bien que ces trois études aient utilisé des méthodes expérimentales différentes avec peu de sujets, elles constituent un premier aperçu de l'ordre de grandeur des moments de force passifs pouvant être obtenus à la hanche à diverses amplitudes de mouvement chez les sujets sains en variant la position du genou.

Ces études (Yoon et Mansour, 1982; Vrahas et al., 1990; Riener et Edrich, 1999) ont trouvé une forte corrélation entre les moments de force passifs mesurés à la hanche et l'angle du genou. En effet, Yoon et Mansour (1982) ainsi que Vrahas et al. (1990) ont observé que lorsque le genou était en position maximale de flexion, le moment de force passif mesuré à la hanche était plus

élevé en extension et moindre en flexion. Ceci a été attribué à l'étirement du droit fémoral induit par la flexion du genou jumelé à une extension de la hanche. À l'inverse, lorsque que le genou était en extension complète, le moment de force passif mesuré à la hanche était moins élevé en extension qu'en flexion. Dans ce cas-ci, l'étirement des ischios-jambiers serait responsable de l'augmentation du moment de force lors de la flexion de la hanche.

2.6 Lien entre les mesures cliniques et expérimentales

À notre connaissance, une seule étude a évalué le lien entre les mesures cliniques et expérimentales. Gajdosik (1991) a établi le lien entre les résultats au test de flexion de la hanche avec le genou en extension (Straight-leg-Raising) et la compliance passive (section 2.2.1) mesurée lors de l'extension du genou chez un groupe de trente hommes sains. Cet auteur a trouvé que, pour un moment de force donné appliqué au genou, les hommes présentant des ischios-jambiers courts (flexion de la hanche avec le genou en extension sous 65°) avaient moins de compliance passive, donc moins d'extension du genou, que les hommes ayant des ischios-jambiers longs (flexion de la hanche avec le genou en extension entre 65° et 80°). Ces résultats supportent l'existence d'un lien entre les mesures cliniques au test de flexion de la hanche avec le genou en extension et le paramètre expérimental compliance.

2.7 La théorie de la généralisabilité

La théorie de la généralisabilité sera utilisée dans cette étude pour quantifier la fidélité des paramètres de la raideur à la hanche. Cette théorie, développée par Cronbach, Glester, Nanda et Rajaratnam (1972), est basée sur l'analyse de la variance. Les conditions de la mesure sont appelées facettes (comme les facteurs, dans l'ANOVA) et la population, l'objet de la mesure. Cette théorie peut être considérée comme une extension des concepts sous-tendant le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) élaboré dans la théorie

classique (Hayes, 1993). Effectivement, tel qu'énoncé dans la théorie classique, la théorie de la généralisabilité considère qu'un score observé peut être décomposé en deux parties: le score univers (comme le score vrai, dans la théorie classique), ainsi qu'une ou plusieurs sources d'erreurs. Ce qui différencie principalement la théorie de la généralisabilité de la théorie classique réside dans le fait qu'elle reconnaît la présence d'une multitude de sources de variance d'erreurs peu importe la situation de la mesure, alors que la théorie classique tient compte d'une seule source d'erreur. La théorie de la généralisabilité permet donc d'identifier ces sources d'erreurs et d'en connaître leur importance pour ensuite, développer des stratégies pouvant réduire leur influence sur la mesure (Shavelson et Webb, 1991; Streiner et Norman, 1995).

La théorie de la généralisabilité comporte deux étapes. La première est l'étude de type G (étude de généralisabilité) qui consiste à déterminer la part de la variance totale attribuée aux sujets, ainsi que celles associées aux facteurs de l'étude, à leurs interactions et à la résiduelle. Cette dernière comprend d'autres sources inexplicables de variance d'erreurs aléatoires, ainsi que l'interaction entre toutes les sources de variance d'erreurs (Shavelson et Webb, 1991). Il existe deux types de variance d'erreurs : les variances d'erreurs aléatoires et les variances d'erreurs systématiques. Les erreurs aléatoires sont celles qui résultent des interactions entre les différentes sources de variances des facteurs de l'étude et des interactions entre les sujets et ces facteurs, alors que les erreurs systématiques viennent des variances des facteurs de l'étude (Streiner et Norman, 1995). Dans la recherche actuelle, les variances qui devront être considérées sont les suivantes :

$$\sigma_s^2 = \text{variance inter-sujets}$$

$$\sigma_e^2 = \text{variance associée aux essais (variance systématique)}$$

$$\sigma_j^2 = \text{variance associée aux jours (variance systématique)}$$

σ_{ej}^2 = variance associée aux interactions essais-jours (variance aléatoire)

σ_{se}^2 = variance associée aux interactions sujet-essais (variance aléatoire)

σ_{sj}^2 = variance associée aux interactions sujet-jours (variance aléatoire)

σ_{sej}^2 = variance associée aux interactions sujet-essais-jours (variance résiduelle aléatoire)

L'étude de dépendabilité (étude D) est la seconde étape où les résultats de l'étude G sont utilisés pour déterminer la fidélité attendue pour un protocole particulier de mesures (Shavelson et Webb, 1991; Streiner et Norman, 1995). Dans la présente recherche, l'étude G sera réalisée en prenant les résultats de trois essais et de deux jours et la fidélité sera estimée pour une étude D où 5 essais sont complétés au cours d'un seul jour. Ce protocole hypothétique a été choisi car il est facilement réalisable d'un point de vue clinique.

Divers indices de fidélité peuvent être calculés à partir du protocole hypothétique choisi. Les premiers sont les index de dépendabilité (Φ) et les coefficients de généralisabilité (ρ^2). L'index de dépendabilité Φ est donné par la formule suivante (Shavelson et Webb, 1991):

$$\Phi = \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + \sigma_{abs}^2}$$

Φ : coefficient de dépendabilité

σ_s^2 : variance-sujet

σ_{abs}^2 : variance d'erreur absolue

La variance d'erreur absolue représente l'ensemble des erreurs du modèle. Dans le calcul de l'index, ces variances sont pondérées pour tenir compte du nombre d'essais (n_e) et de jours (n_j) inclus dans l'étude D. La valeur de l'index vaut donc:

$$\Phi = \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + \frac{\sigma_e^2}{n_e} + \frac{\sigma_j^2}{n_j} + \frac{\sigma_{ej}^2}{n_e n_j} + \frac{\sigma_{se}^2}{n_e} + \frac{\sigma_{sj}^2}{n_j} + \frac{\sigma_{sej}^2}{n_e n_j}}$$

Où $n_e = 5$ et $n_j = 1$ (pour le protocole choisi dans cette étude)

L'index de dépendabilité est donc le rapport entre la variance inter-sujets et la somme de la variance inter-sujets et de l'ensemble des composantes d'erreurs du modèle. En terme d'interprétation, une mesure est fidèle si l'erreur absolue est minimale. L'absence d'erreur détermine un coefficient maximal de 1. Plus le terme d'erreur prend de l'importance par rapport à la variance inter-sujets, plus la valeur du coefficient diminue (Shavelson et Webb, 1991).

Le coefficient de généralisabilité ρ^2 est semblable au coefficient Φ . Il est donné par:

$$\rho^2 = \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + \sigma_{rel}^2}$$

ρ^2 : coefficient de généralisabilité
 σ_s^2 : variance-sujet
 σ_{rel}^2 : variance d'erreur relative

La variance d'erreur relative n'inclut que les variances d'erreur interagissant avec les sujets. Les variances systématiques associées aux essais et aux jours et l'interaction entre ces facettes sont disparues au niveau du dénominateur. Tout comme pour l'index de dépendabilité, les variances d'erreurs sont pondérées pour tenir compte du nombre d'essais et de jours prévus pour l'étude D. Le coefficient de généralisabilité vaut donc:

$$\rho^2 = \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + \frac{\sigma_{se}^2}{n_e} + \frac{\sigma_{sj}^2}{n_j} + \frac{\sigma_{sej}^2}{n_e n_j}}$$

Puisque le nombre de termes au dénominateur est diminué, il en résulte que ce coefficient de généralisabilité est plus élevé que l'index de dépendabilité en autant qu'il existe des erreurs systématiques dans les mesures. Un exemple

d'erreur systématique serait la diminution des moments de force mesurés à la hanche pour tous les sujets au cours des derniers essais par suite de l'assouplissement des muscles.

Puisque les coefficients sont des rapports de variance, ils n'indiquent pas les erreurs en terme d'unité de la mesure. Ces indices d'erreurs sont donnés par les écarts-types de l'erreur de mesure (ETM). Celles-ci sont simplement la racine carrée de l'erreur absolue ou de l'erreur relative (Shavelson et Webb, 1991).

Le choix des indices de fidélité de nature absolue ou relative est fonction de l'utilisation attendue des valeurs de fidélité. Dans le cas des indices absolus (index de dépendabilité et écart-type de l'erreur de mesure correspondants), ils sont appropriés s'il faut tenir compte des erreurs systématiques. Par exemple, si l'on désire juger de l'effet d'un programme de rééducation pour un sujet, il devient important de prendre en considération l'erreur systématique associée à la facette jour. Ainsi, pour être certain qu'une amélioration est réellement causée par le programme de rééducation, il faudra qu'elle dépasse l'erreur systématique attribuée aux jours. De plus, la connaissance des erreurs systématiques peut conduire le chercheur à les identifier concrètement et à les corriger pour des études futures. Les indices relatifs (coefficient de généralisabilité et écart-type de l'erreur de mesure correspondants) sont utiles dans les études où le rang des sujets les uns par rapport aux autres est important. Ceci est le cas dans les études corrélatives où un effet systématique ne risque pas d'influencer le niveau de corrélation puisque tous les sujets présentent un biais comparable.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

L'essentiel de la méthodologie et des résultats de ce projet de maîtrise est décrit dans les deux articles suivants :

□ **Reliability of passive hip extension mechanical parameters in healthy subjects**

Anabèle Brière, Denis Gravel, Sylvie Nadeau (À soumettre à la revue Clinical Biomechanics à l'automne 2004)

□ **Association between clinical scores and experimental measurements of joint stiffness in healthy adults**

Anabèle Brière, Denis Gravel, Sylvie Nadeau, Marie-Hélène Milot (À soumettre à la revue Physiotherapy Theory and Practice à l'automne 2004)

L'auteur principal confirme son apport à chacune des étapes de la réalisation de cette étude soit à: l'acquisition, le traitement, l'analyse et l'interprétation des données, ainsi qu'à la rédaction de deux articles scientifiques. Une brève description de la contribution apportée par chacun des coauteurs est présentée ci-dessous.

Dr Denis Gravel et Dre Sylvie Nadeau, directeur et codirectrice de ce projet de recherche, ont encadré l'ensemble des travaux présentés. Plus particulièrement, Dr Denis Gravel a grandement contribué à l'élaboration du protocole expérimental, ainsi qu'à l'interprétation des résultats de fidélité évaluée avec la théorie de la généralisabilité. Dre Sylvie Nadeau a également apporté une contribution considérable à l'élaboration du protocole expérimental, au traitement des données de fidélité, ainsi qu'à l'interprétation des résultats des corrélations avec les tests cliniques. Madame Marie-Hélène Milot a participé à la

mise au point du protocole d'évaluation de la raideur et à la collecte des données. Elle a aussi participé à la rédaction de l'article #2.

ABSTRACT

Background: Joint stiffness at the hip decreases an individual's ability to perform functional activities such as walking. However, reliable data on stiffness measures at the hip are required to better understand the mechanics of the hip.

Objective: To estimate the reliability of three stiffness parameters (moment, angle and stiffness coefficient) of the hip extension movement, for three knee positions.

Methods: Twenty healthy subjects, aged between 20 and 63, were assessed on two days separated by a one-week interval. A Biodex dynamometer, modified to assess the subject in a side-lying position, was used to move the right lower limb passively at a slow velocity ($15^\circ/\text{s}$) and to record the hip angle and passive moment during the movement. Electromyographic recordings allowed controlling the hip muscle activity level. Three trials with the knee positioned at 0° (K 0°), 45° (K 45°) and 90° (K 90°) of flexion were performed each day. Passive stiffness of the hip anterior structures was quantified by three parameters derived from the moment-angle curve of each subject: the moment (N.m) at a specific angle, the angle (in degrees) at a specific moment and the stiffness coefficient (N.m/ $^\circ$). The reliability analyses were performed according to the generalizability theory (Shavelson and Webb, 1991) with reliability coefficients and standard errors of measurement (SEM) computed for a practical design comprising five trials in one day.

Results: Overall, the reliability coefficients were moderate to good for the moment and angle parameters (0.48 to 0.85) and low to moderate for the stiffness coefficient (0.26 to 0.73) at the three knee positions. They varied slightly with the knee position. The maximal SEM values were 6.65 Nm, 8.4° and 0.36 Nm/ $^\circ$ for the moment, angle and stiffness coefficient parameters, respectively. The main source of error variance was related to the subject-day interaction factor (12.9% to 58.4% of the total variance). A systematic day effect was also noted, which explained up to 15.8% of the total variance. The "trial" factor variance was low, revealing a high intra-trial reliability.

Conclusion: The results revealed that the reliability was good for the moment and angle parameters and generally poor for the stiffness coefficients. It is also believed that future studies will need to control better the alignment of the hip to reduce the systematic day error on the stiffness parameter.

Relevance: Results of this study constitute a first step towards a better understanding and measuring of joint stiffness. Healthy subjects might be used to develop and improve the method of experimental stiffness measurements that could later be used to evaluate joint stiffness in a patient population.

Key Words: Joint stiffness, hip, reliability, Biodex system, healthy subjects, generalizability theory, stiffness parameters

Introduction

Abnormal joint stiffness and muscular contractures are frequently observed in patients with motor impairments (Shimada, 1996; Nadeau, Gravel and Olney, 2001; Hof, 2001). It has been shown that these deficiencies decrease an individual's ability to perform functional activities such as walking (Nadeau et al., 2001; Hof, 2001). Increased joint stiffness can also be present in healthy subjects as well as in athletes. For these individuals, joint stiffness can affect their sport performance and may increase the risk of muscuro-skeletal injuries (Gleim and McHugh, 1997).

There are many anatomical structures that contribute to passive joint stiffness. In a study investigating the relative importance of various tissues to passive stiffness of the cat's wrist, Johns and Wright (1962) reported that the contributions of the skin, tendon, capsule and muscle to the total stiffness measured in the mid-range of motion were 2%, 10%, 47% and 41%, respectively. Obviously, the importance of each tissue cannot be determined in human joints, but the muscles and their surrounding connective tissues (endomysium, perimysium and epimysium) appear to be significant factors to consider (Gajdosik, 2001). An indirect evidence of the importance of these structures is provided by the influence of the angular positions of adjacent joints on the stiffness measured at a joint. At the hip joint, it was observed that the stiffness associated with the flexion movement is increased by the extension of the knee (Yoon and Mansour, 1982; Vrahas, Brand, Brown and Andrews, 1990) and this was attributed to the lengthening of the hamstring muscles. A similar phenomenon was demonstrated at the ankle, where the stiffness associated with the dorsiflexion movement is increased by the knee extension position (Riemann, DeMont, Ryu and Lephart, 2001). In this case, it was inferred that the lengthening of the gastrocnemius muscles caused this increase of stiffness.

The evaluation of hip extension passive stiffness is particularly relevant because of the limited range of motion of hip extension in humans. Indeed, the entire available range of hip extension is used during gait where full extension is reached at the end of the push-off phase. At this point, the contribution of the passive moment to the total gait moment was estimated to be near 10% (Vrahas et al., 1990) to 30-50% (Yoon and Mansour, 1982). Thus, it is not surprising that a decrease of hip extension may affect gait performance (Murray, Gore and Clarkson, 1971; Shimada, 1996; Lee, Kerrigan and Della Croce, 1997).

Until now, only three studies have investigated the passive stiffness at the hip during the extension movement (Yoon and Mansour, 1982; Vrahas et al., 1990; Riener and Edrich, 1999). These studies on healthy subjects demonstrated that the passive moment increases non-linearly with the augmentation of the hip extension. In all of these studies, the hip extension moment was increased by a flexed knee position and this result was explained by the presence of the biarticular rectus femoris muscle.

Among these three studies, only one evaluated the consistency of their method (Vrahas et al., 1990). Vrahas et al. (1990) made repeated measurements on five subjects (two subjects were tested on three different days, and three additional subjects were tested on two different days) and they found a typical variability from day to day of 2 N.m. However, for some angles, the average maximum variability was of 4.4 N.m.

The previous studies measured hip passive stiffness using only the moment parameter. However, passive stiffness can also be evaluated by two other stiffness parameters derived from the moment-angle curve (Roberson and Giurintano, 1995; Harlaar, Becher, Snijders and Lankhorst, 2000). The first is the angle measured for a specific moment (Harlaar, Becher, Snijders and Lankhorst, 2000). This parameter may be useful if comparisons are to be made with goniometric angles measured by clinicians. The second parameter is the

stiffness coefficient (slope of the moment-angle curve) calculated at a specific angle (Harlaar, Becher, Snijders and Lankhorst, 2000). This parameter is often reported in the literature because it integrates the moment and angle values. However, a common reference point (moment or angle) has to be determined in order to compare subjects on their level of stiffness or to compare stiffness measures before and after a stretching program. For example, a subject will be considered more stiff than another if the passive moment recorded at a similar or common angle is higher, if the angle measured at a common moment is smaller or if the stiffness coefficient is higher for a common angle (Roberson and Giurintano, 1995; Harlaar et al., 2000).

In order to appreciate the difference between normal subjects and patients, to follow the evolution of pathologies as well as to evaluate the effects of interventions and to establish the real contribution of passive moment during functional tasks such as walking, it is imperative to study the reliability of passive stiffness measures in healthy subjects. To our knowledge, no study has been done on the reliability of experimental hip stiffness measures in healthy subjects including a larger number of subjects and carried out with a rigorous methodology. The purpose of this study was to estimate the reliability of three passive stiffness parameters (moment, angle and stiffness coefficient) for the hip extension movement in healthy subjects and this, for three different knee positions. A test-retest design with multiple trials was used to establish the reliability associated with trial and day factors. The generalizability theory (Shavelson and Webb, 1991) served as the framework to determine the sources of variance (G-study) as well as the level of reliability and errors expected for a particular design (D-study).

Methods

Subjects

A convenience sample of twenty healthy subjects (12 women and 8 men), aged between 20 and 63, participated in the present study (Table 1). All of the participants presented normal right lower limb range of motion according to a global evaluation and were free of any back or lower extremity problems. They were employees of the Montreal Rehabilitation Institute and students of the University of Montreal. Written informed consent was obtained before participation in the study.

Study design

A test-retest design was used to assess the reliability of the stiffness parameters. Each subject was assessed at the same time of day on two days, separated by a one-week interval. Hip stiffness was evaluated at three knee positions and the testing sequence of these positions was randomised across the subjects. For each subject, this sequence was the same for the two days. On the first day, a clinical exam was done to verify that the lower limb had no obvious deformation or orthopaedic problems not reported by the subject and to gather information on the physical characteristics of the subjects (anthropometrical measures and inferior limb range of motions). In addition, measures related to the position of the subjects on the examination table (accessory adjustment and height of the table) were taken on the first assessment and were used to assure a similar positioning of the subjects at the second evaluation.

Procedures

Experimental apparatus

The experimental apparatus included a Biodex dynamometer used to move the subject's hip through the maximum permissible range of flexion and

extension at a constant velocity ($15^\circ/\text{s}$) while measuring simultaneously the passive moment as well as the position of the evaluated hip. The dynamometer was connected with two pulleys and steel cables to a suspension system fixed on a rigid metal frame. The suspension system was used to support the lower limb during its displacements, which occurred in a horizontal plane with the subject placed in a lateral decubitus position (Figure 1-A). This position eliminated the influence of gravity on the moment recorded at the hip. Supports were provided at the thigh and at the ankle in order to change easily the knee position and to facilitate muscle relaxation.

In addition, electromyographic (EMG) activities of the hip muscles were recorded by active bipolar electrodes (Model DE-2.3, DelSys Inc. Wellesley, MA) and amplified by a Nihon Kohden module (Model AM-601G). The amplifiers had a noise background of less than $6 \mu\text{V}$ and the bandwidth was set at 1-500 Hz. Biodex dynamometric and EMG signals were sampled at 1200 Hz.

Subject preparation and positioning

After an adequate preparation of the skin, EMG electrodes were placed longitudinally on the following muscles: rectus femoris, tensor fasciae latae, semimembranosus, biceps femoris, gluteus maximus and lumbar spinae erector. With the subject in a left lateral decubitus position, the flexion/extension axis of the right hip was aligned with the rotation axis of the pulley driving the support system. Then, the right lower limb was fixed into the supports and the first knee position was adjusted. The subject's left limb (non-tested) was strapped to the table with the hip flexed at 45° and the knee at 90° . To limit as much as possible the pelvis movements during the hip motion, it was stabilised by two cushioned supports clamped firmly against the lumbosacral region and the anterior superior iliac spines (Figure 1-B).

Testing procedures

A first data acquisition was taken at rest in a neutral position (0°) of the hip that is, with the trunk and thigh aligned in the same frontal plane. This acquisition was done to make sure that every subject would have the same hip position from one day to the other and it gave the reference angle to construct the moment-angle curves. A second data acquisition of 30 seconds was done at rest in a 30° hip flexion position to record the basic muscle EMG activity level of the six muscles evaluated. This recording was later used in the data analysis to verify the level of muscle activity during the passive movements.

Afterwards, measures of hip passive stiffness were taken for the three knee positions. These were: knee in complete extension ($K0^\circ$), knee in a 45° -flexion position ($K45^\circ$) and knee in a 90° -flexion position ($K90^\circ$). For each of these positions, the evaluator determined the maximum range of hip motion tolerated by the subject and the limits in flexion and in extension were fixed on the Biodex dynamometer. Three 60-second trials separated by a one-minute rest period were recorded for each knee position. During each of these trials, two to three passive oscillation phases of flexion and extension were completed and each change of direction between these phases lasted a second. After completion of three trials, for each of the three knee positions, a fourth trial was recorded without the subject in the suspension system within the same range of motion. This recording was taken to correct the measures of stiffness for the moment created by the suspension system.

Data processing

General data processing

All the data (EMG signals, moment, velocity and position values) was processed with software developed at our research center to keep only the one recorded during the extension phases. The EMG signals were full-wave rectified and then filtered by a digital low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency

of 3 Hz. Magnitude of EMG signal was calculated from the resting trial. Recordings having values that were greater than two times this EMG resting level were discarded from the analysis. The moment signal was filtered at 1 Hz to eliminate the mechanical vibrations present at the beginning of each phase. The next step was to re-sample all signals in order to have values at each degree of movement. Then, at each angle, the moment created by the suspension system was subtracted from the total moment recorded, in order to obtain the moment generated only by the passive structures surrounding the hip. Finally, the mean of two extension phases was calculated to obtain the moment-angle curve for each trial. The stiffness coefficient was calculated by subtracting the moment value found at a given angle from the moment found at the preceding angle. Therefore, the units of the stiffness coefficient were defined as N.m/degree.

Data selection

Since every subject had their specific moment-angle curve with a different maximal angle of extension and maximal moment value, it was important to define the data point on the moment-angle curve that represented the proper criterion to establish the reliability. The point selected to estimate the reliability of the three stiffness parameters (moment, angle and stiffness coefficient) was different in order to cover the expected use of the measures in future studies. Thus, three reliability analysis were conducted to address different research objectives:

- First analysis: reliability for maximal angle or maximal moment values common across subjects and across days for each knee position

In order to distinguish the subjects according to their level of stiffness, the moment at a common angle as well as the stiffness coefficient at a common angle and the angle at a common moment had to be selected. A typical application of this type of reliability analysis would be to establish the correlation between the stiffness parameters and the cross-sectional area or volume of a

segment. Therefore, for this reliability analysis, the first step was to find the common angle or the common moment across all subjects. In this case, the common angle or moment was the lowest one found among all subjects. To illustrate this approach, figure 2-A presents an example with the moment-angle curves of two subjects recorded during the hip extension movement with the knee in a 90°-flexion position (K90°). The vertical line at 3° indicates the common extension angle at which the moment value for each subject was taken. It is important to note that the 3° angle was the maximal one found on the curve of subject #1 which determined, in this example, the common angle for the two subjects. Therefore, for the first reliability analysis, the moment and the stiffness coefficient values at the common angle as well as the angle values at the common moment were taken. Obviously, for each subject and for the same knee position, the common moment or the common angle were the same across days because this was a test-retest study. However, these common angles and moments were not the same for the three knee positions because reliabilities were calculated independently for each knee position.

- Second analysis: reliability for maximal angle or maximal moment values common across days for each subject and for each knee position

The data processing for the second reliability analysis consisted in identifying for each subject the maximal specific angle or the maximal specific moment common across the two days of evaluation. The corresponding moment, angle and stiffness coefficient values proper to each subject were the ones kept for the second reliability analysis. This reliability approach would be relevant, for example, for studies aiming to evaluate the effect of a stretching program. Figure 2-B shows the moment-angle curve recorded on each day for one single subject. The vertical line indicates the maximal extension angle common across the two days (20°) that permitted the extraction of the moment value for each day. As for the first reliability analysis, the common angle or common moment was different for each of the three knee positions.

- Third analysis: reliability for maximal angle and maximal moment values common across knee positions and across days for each subject

The data processing for the third reliability analysis consisted in identifying the angle and moment common across the three knee positions and the two days for each subject. The corresponding moment, angle and stiffness coefficient values proper to each subject were the ones kept for the third reliability analysis. This type of reliability analysis could be useful to evaluate how the level of stiffness, which is expected to increase with the knee flexion, affects reliability. Such a consideration could be relevant, for example, to test the effect of the knee position on the response to a stretching program. Indeed, for this third reliability analysis, since the angle and moment were common across the three knee positions, it was possible to compare the reliability coefficients between the knee positions for each stiffness parameter.

Statistical analysis

The reliability for the stiffness measures was evaluated by the generalizability theory for a crossed design where each subject was exposed to the same repeated measurement conditions (Shavelson et Webb, 1991). In this theory, multiple sources of errors, either systematic or random can be considered. Random errors are due to pure chance happenings whereas systematic errors are present across subjects. In the generalizability theory, the subject is the object of measurement and the factors, called facets, are the conditions of the measure.

The generalizability theory is based on the analysis of variance. It is divided into two steps: the first one is the generalizability study (G-study) and the second one, the decision study (D-study). The G-study aims at identifying the magnitude of the variances attributed to the subject (σ^2_s), to the systematic errors related to the day (σ^2_D) and trial (σ^2_T) facets as well as to the random errors associated with the interactions between variance components. These interactions include the day-trial (σ^2_{DT}), subject-day (σ^2_{SD}), subject-trial (σ^2_{ST})

and the residual error defined by the interaction between all sources of errors, i.e. subject-day-trial (σ^2_{SDT}).

The D-study uses the information of the G-study to determine the reliability of a particular protocol. In the present study, the hypothetical protocol that was retained is one where five trials are done on one day. Two reliability coefficients will be reported, the dependability indices and the generalizability coefficients. The reliability coefficient, defined by Brennan and Kane (1977) as a dependability index (Φ) is a ratio of the inter-subject variance (σ^2_S) to the total variance that sums the inter-subject variance (σ^2_S) and the absolute error variance (σ^2_{ABS}). This last term is composed of the six error variances (systematic and random) described in the preceding paragraph. The dependability index for a D-study using the mean of five trials in one day is given by:

$$\Phi = \frac{\sigma^2_S}{\sigma^2_S + \sigma^2_{ABS}} \quad \text{where}$$

$$\sigma^2_{ABS} = (\sigma^2_D) + (\sigma^2_T)/5 + (\sigma^2_{DT})/5 + (\sigma^2_{SD}) + (\sigma^2_{ST})/5 + (\sigma^2_{SDT})/5$$

Since the systematic variance is not relevant in some forms of research (cf: correlational study), the generalizability coefficient will also be presented. This coefficient considers only the random error variances associated with the subject factor (σ^2_{SD} , σ^2_{ST} and σ^2_{SDT}). Therefore, all the systematic error variances, σ^2_D and σ^2_T , and the random error associated with their interaction σ^2_{DT} are absent in the calculation. The sum of the three random error variances is called the relative error variance (σ^2_{REL}). The generalizability coefficient for the D-study using the mean of five trials in one day is given by:

$$\rho^2 = \frac{\sigma^2_S}{\sigma^2_S + \sigma^2_{REL}} \quad \text{where}$$

$$\sigma^2_{REL} = (\sigma^2_{SD}) + (\sigma^2_{ST})/5 + (\sigma^2_{SDT})/5$$

When inter-subject variance is high relative to the absolute or relative error variance, the reliability coefficients increase. The scores of these coefficients range between 0 and 1: 0 representing null reliability and 1, perfect reliability. However, these coefficients can be high even when the measurement error is so important that, in some applications, the measure cannot be used. This is why it is appropriate to report the errors in terms of the unit of measure, which are given by the standard errors of measurement (SEM). Thus, this statistic was computed for both types of reliability coefficients (Shavelson and Webb, 1991). The absolute standard error of measurement (SEM_{ABS}) and relative standard error of measurement (SEM_{REL}) are the root square of the absolute (σ^2_{ABS}) and relative (σ^2_{REL}) error variances, respectively (Shavelson and Webb, 1991). In the present study, the SEMs were described in N.m for the moment parameter, in degrees for the angle parameter and in N.m/^o for the stiffness coefficient. The generalizability analysis was done with the GENOVA program (Crick and Brennan, 1983)¹.

Results

The results of the three reliability analyses will be presented in separate sections in which the results of the G-study will first be described, followed by the reliability coefficients and corresponding SEMs obtained for a D-study involving the mean of five trials measured in one day.

- First analysis: reliability for maximal angle or maximal moment values common across subjects and across days for each knee position

The G-study results (Table 2) revealed that the subject component represented the highest proportion of the total variance for the three knee positions and stiffness parameters. The subject variable explained between

¹ Information can be obtained by writing to JE Crick, National Board of Medical Examiners. 3930 Chestnut St. Philadelphia. PA 19104. See free software at: (www.uiowa.edu/~itp/pages/SWGENOVA.SHTML)

63.43% and 70.18%, 61.03% and 77.14% and 55.91% and 68.66% of the total variance for the moment, angle and stiffness coefficient parameters, respectively. There was an important random effect from the interaction between the subject and day facets, which represented the second most important source of variance with values ranging from 15.31% to 30.79% depending on the parameter and the knee position. In addition, a systematic effect of the day facet was noted for the three knee positions and stiffness parameters. This systematic day effect, characterised by higher moments and stiffness coefficients as well as smaller extension angles or higher flexion angles on day 2, was the third most important source of variance and yielded 0.1 % to 11.1% of the total variances. The lowest value (0.1%) was obtained for the stiffness coefficient at the K45° knee position. The residuals (interaction between subject, day and trial facets) represented less than 4.84% of the total variances. However, for the K45° knee position, it was the third most important source of variance for the stiffness coefficient. Finally, trial, subject-trial and day-trial facets represented less than 1.0% of the total variances.

The D-study (Table 3) for the mean of five trials measured in one day determined generalizability coefficients and dependability indices ranging from 0.58 to 0.83, which are moderate to good coefficients according to the classification, suggested by Portney and Watkins (2000). As expected, the generalizability coefficients were higher than the dependability indices. The values were in the same range for all parameters at the K45° and K90° knee positions and the K0° knee position revealed the highest coefficients for the moment and angle parameters but the lowest for the stiffness coefficient. It also has to be noted that the generalizability and dependability coefficients for the moment and angle parameters slightly diminished with the increase of flexion at the knee ($K0^\circ > K45^\circ > K90^\circ$). The inverse was observed for the stiffness coefficients.

The greatest SEM values for the three knee positions, were 4.15 N.m, 8.44° and 0.23 N.m/° for the moment, angle and stiffness coefficient, respectively. The SEMs for the moment and angle parameters increased with the augmentation of the knee flexion, whereas the ones associated with the stiffness coefficients, decreased. This is consistent with the variations in function of the knee position noted for the reliability coefficients.

- Second analysis: reliability for maximal angle or maximal moment values common across days for each subject and for each knee position

The contribution of each variance component to the total variance for the moment and angle parameters was rather similar to those found in the first reliability analysis (Table 4). The subject factor component was the most important source (58.74% to 76.71%) followed by the subject-day error component (12.88% to 29.12%), the systematic day error (3.66% to 11.65%), characterised by higher moments and smaller extension angles on day 2, and the residual (0.25% to 2.91%). The most notable results of this reliability analysis concern the stiffness coefficients, which revealed high percentages of variance associated with the subject-day interaction (48.14% to 58.44%) and the residual (11.99% to 23.32%). Together, the variance of these two error components exceeded the contribution of the subject variance to the total variance. For the stiffness coefficient, the day facet determined a systematic effect ranging from 0% to 9.54%, which increased with the augmentation of the knee flexion ($K0^\circ = 0\%$, $K45^\circ = 5.51\%$ and $K90^\circ = 9.54\%$). Finally, trial, subject-trial and day-trial facets represented less than 1.08 % of the total variances.

The generalizability coefficients and dependability indices presented in Table 5 for the moment and angle parameters were moderate to good (0.61 to 0.85) as it was found in the first study, while for the stiffness coefficient, the reliabilities were poor (0.26 to 0.35). In addition, the reliability values showed a variation in function of the knee position for the angle parameter, with the $K45^\circ$ knee position presenting the highest reliability.

The greatest SEM values were 6.65 N.m for the moment parameter, 7.8° for the angle parameter and 0.36 N.m/° for the stiffness coefficient (Table 5). For the angle parameter, SEM differences were observed between the K45° and the K90° knee positions. The highest SEM for the stiffness coefficient was found at the K0° knee position. By comparison to the results of the first reliability analysis, the SEM values were higher for the moment and the stiffness coefficient parameters and generally lower for the angle parameter.

- Third analysis: reliability for maximal angle and maximal moment values common across knee positions and across days for each subject

Results indicated that the K90° knee position determined higher moments as well as smaller extension angles and lower stiffness coefficients than the K0° and K45° knee positions (Figure 3). Moreover, the moment values were higher on the second day than on the first day. The inverse was noted for the angle values.

The G-study (Table 6) revealed that the subject variance represented the highest proportion of the total variances for the moment and angle parameters. For the stiffness coefficient, the range for the subject variance was similar to the one associated with the subject-day variance. However, in this case, the contribution of the subject variance to the total variance was dependant of the knee position with the percentage of subject variance being lower than the percentage of subject-day variance at the K90° position. As for the two other reliability analyses, an important random effect from the interaction between the subject and day variables was found. This interaction represented the second most important source of variance for the three stiffness parameters, except for the stiffness coefficient at the K90° knee position as indicated previously. As reported in the two previous reliability analyses, a systematic effect of the day variable was noted for the moment and angle parameters. As for the stiffness coefficient, the value of 4.97% (Table 6) was for the K0° knee position. These

systematic day effects can clearly be observed in Figure 3 where the mean values of day one differ from values of day two. The residual was not an important contributor to the total variance, except for the stiffness coefficient with a value of 11.27 % obtained at the K90° knee position. Finally, trial, subject-trial and day-trial facets represented less than 1.41 % of the total variances.

For this third analysis, the generalizability coefficients and dependability indices were generally moderate to good (0.57 to 0.85; Table 7), except for the angle at the K0° knee position and the stiffness coefficient at the k90° knee position. For these two parameters respectively, the dependability index ($\Phi = 0.48$) and both coefficients ($\Phi = 0.36$ and $\rho^2 = 0.37$) were poor. In addition, for the moment parameter, the reliability showed a slight reduction with the increase of the knee flexion as noted in the first reliability analysis. The highest reliability was found at the K45° knee position for the angle parameter and the lowest one was reported for the stiffness coefficient parameter at the K90° knee position.

The ranges of the SEM values (Table 7) were comparable to those reported in the two previous reliability analyses. For the moment parameter, the SEM increased with the knee flexion, which is consistent with the variations in function of the knee position noted for the associated reliability coefficients. For the angle parameter, the lowest SEM found at the K45° knee position was associated with the highest reliability values across the knee positions. This inverse association between the SEMs and the reliability values was not observed for the stiffness coefficient parameter since the highest reliability value (0.63) corresponded to an SEM value of 0.22 N.m/° at the K0° knee position and a reliability value of 0.60 corresponded to an SEM value of 0.18 at the K45° knee position.

Discussion

The purpose of this study was to estimate the reliability of three passive stiffness parameters (moment, angle and stiffness coefficient) for the hip extension movement in healthy subjects and this, for three different knee positions. The stiffness evaluation was completed in two days separated by a one-week interval. Three trials for each knee position were performed on each day. Thus, a test-retest design with multiple trials was used to establish the reliability associated with trial and day factors. The generalizability theory was used to determine the sources of variance (G-study) as well as the level of reliability and errors associated with the three passive stiffness parameters expected for a particular random D-study design, which consisted in five trials measured in one day. The influence of the knee position on the reliability coefficients and errors was also examined. These reliability coefficients were interpreted according to the classification suggested by Portney and Watkins (2000) in which values above 0.75 can be considered as good reliability, those between 0.50 and 0.75 as moderate and those under 0.5, as poor. Because the results were quite similar for the three analyses, the discussion will be general with considerations to the particular analyses if necessary.

Generally, the subject component represented the highest proportion (45.65% to 77.25%) of the total variance for the three reliability analyses as well as for all the stiffness parameters and knee positions. These percentages are related directly to the reliability values because they are the proportion of the total variance free of measurement error. A high percentage of subject variance necessarily implies a low percentage of error variances and high reliabilities for D-studies.

The results of the three G-analyses revealed that the variances associated with the trial facet (σ^2_T , σ^2_{DT} , σ^2_{ST} , σ^2_{STD}) represented a small percentage of the total variances. This could be explained by the fact that the

subjects did not change position in the experimental apparatus between each trial. A consequence of the low variance percentage associated with the trial factor is the trivial effect of the number of trials on reliability. Thus, a D-study design with less than five trials in one day should not change the reliability too much. In fact, computation of the reliability coefficients for a D-study using a mean of three trials gave exactly the same coefficients as for five trials. Therefore, hip stiffness could suitably be evaluated with three trials instead of five.

An important random effect from the interaction between the subject and day facet (σ^2_{SD}) was also common to the three analyses (12.88% to 52.39%). In fact, this interaction was generally the most important source of error variance for the three parameters and knee positions. This random effect indicates variable changes across days among subjects; in comparison to their results on the first day, some had increased stiffness values on the second day, while others had reduced or equal values.

A systematic effect of the day facet (3.66% to 15.75%), clearly shown in Figure 3, was also revealed in the three analyses, for the moment and angle parameters at the three knee positions. For the stiffness coefficient, this systematic day effect was not always present or not as important as for the two other stiffness parameters. This systematic day effect could be explained by a different alignment of the hip rotation axis between day 1 and day 2 for the acquisition taken in the neutral position. Since this acquisition gave the reference angle to construct the moment-angle curves of each subject, the difference encountered between these angles from day 1 to day 2 probably engendered this systematic day effect. Therefore, theoretically taking measures on more than one day would increase the reliability of the measures but clinically it is not necessarily realistic. Finally, these common sources of variance between the three reliability analyses are not surprising since they were all performed from the same moment-angle curves.

The results of the three D-studies demonstrated that the reliability of the moment and angle stiffness parameters was generally moderate to good for the three knee positions. For the reliability of the stiffness coefficient, it was moderate in the first reliability analysis and at the $K0^\circ$ and $K45^\circ$ knee positions in the third one but poor for all the other conditions in the second and third analyses. This generally poor reliability of the stiffness coefficient could be explained by the fact that it was calculated using only two successive values at the end of the moment-angle curve instead of more scattered values. Moreover, because low reliability of the stiffness coefficient was mainly found in the second analysis where the maximal values for each subject was used, we suspect that, in some subjects on one particular day, we actually measured the stiffness coefficient in the deceleration phase of the movement instead of in the constant velocity phase. Thus, the stiffness coefficients were influenced by the concomitant changes in moment due to the inertia of the lower extremity. In fact, we actually found that the moment-angle curve of some subjects started to form a plateau at the end of the movement, which is compatible with the proposed explanation. Indeed, the effect of inertia is opposed to the stiffness moment created by the passive structures.

In general, the reliability coefficients varied slightly according to the knee position. Among the three parameters, the angle parameter varied most, especially in the third reliability analysis. Actually, we have no explanation for this fluctuation of the reliability indices when measuring an angle for a moment common across the knee positions. The stiffness coefficient presented also an important difference in the third reliability analysis between the $K90^\circ$ and the two other knee positions. The reason for that finding is probably also related to the measurement taken in the deceleration phase. Indeed, in the third analysis, the stiffness coefficients were computed at the end of the movement mainly for the $K90^\circ$ knee position because this was the condition determining the common angle across the three knee positions.

With regards to the SEMs for the moment and angle parameters, the values were generally similar across the three-reliability analyses. The SEM values reported for the moment coefficient (3.43 N.m to 6.65 N.m) are comparable to the average maximum variability test-retest reported in the study of Vrahas et al. (1990). For the other two parameters, no study has reported their associated SEM values. However, the values obtained for the angle parameter can be compared with the errors associated with goniometric measurements. Boone et al. (1978) found measurement errors of 3° to 4° for test-retest reliability, which is slightly less than the associated SEM values found in this study (5.79 to 7.80). This is surprising considering that the moment applied to move passively the evaluated segment was carefully controlled, which is not the case in goniometric measurement. However, the Biodex dynamometer used in this study to record the hip angles could not provide any information on the movement of the pelvis in relation to the femur, which is possible to control with goniometric measurements. In the present study, movements could have occurred even though the motion of the pelvis was constrained as much as possible. Therefore, the high SEM values associated with the angle parameter could be explained, partly by this lack of information.

Conclusion

Overall, the results of the G-analyses revealed that the variances associated with the trial facet represented a small percentage of the total variances. Therefore, hip stiffness could be evaluated with three trials instead of five. An important random effect from the interaction between the subject and day facet was found. This interaction was generally the most important source of error variance for the three parameters and knee positions. A systematic effect of the day facet was also revealed, mostly for the moment and angle parameters at the three knee positions. These two sources of error were probably associated with a different alignment of the hip rotation axis between day 1 and day 2 for the acquisition giving the reference angle to construct the moment-

angle curves of each subject. The results of the D-studies demonstrated that the reliability of the moment and angle stiffness parameters was generally moderate to good for the three knee positions. The reliability associated with the stiffness coefficient was generally poor and this could be explained by the method chosen to calculate this coefficient. Therefore, these results suggest that the best parameters to evaluate hip stiffness would be the moment and the angle. However, for the angle parameter, high SEM values were found in comparison with errors associated with goniometric measures.

Acknowledgements

This research was completed at the pathokinesiology laboratory of Dr. Gravel and Dr. Nadeau and was realised with financial support of the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) and the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). Anabèle Brière is supported by a M.Sc. Scholarship of the FRSQ and the Ordre Professionnel de la Physiothérapie du Québec (OPPQ). Dr. Nadeau holds a Junior II investigator award of the FRSQ. The authors acknowledge Mrs Marie-Hélène Milot, Mr Daniel Marineau, Mr Michel Goyette and Mrs France Potte for their technical support.

REFERENCES

Boone, D.C., Azen, S. P., Lin, C.M., Spence, C., Baron, C., & Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther*, 58, 1355-1390.

Brennan, R., & Kane, M. (1977). An index of dependability for mastery tests. *J Educ Measurem*, 14, 277-289.

Gajdosik, R.L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech*, 16, 87-101.

Gleim, G. W., & McHugh, M. P. (1997). Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Medicine*, 5 (Nov. 24), 289-299.

Harlaar, J., Becher, J.G., Snijders, C.J., & Lankhorst, G.J. (2000). Passive stiffness characteristics of ankle plantar flexors in hemiplegia. *Clin Biomech*, 15, 261-270.

Hof, A.L. (2001). Changes in muscles and tendons due to neural motor disorders: implications for therapeutic intervention. *Neural Plasticity*, 8, 71-81.

Johns, R.J., & Wright, V. (1962). Relative importance of various tissues in joint stiffness. *J Appl Physiol*, 17, 824.

Lee LW, K.D., Della Croce U. (1997). Dynamic implications of hip flexion contractures. *Am J Phys Med Rehabil*, 76, 502-508.

Murray, M., Gore, D., & Clarkson, B. (1971). Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteo-arthritis and avascular necrosis. *J bone Joint Surg*, 53, 259-274.

Nadeau, S., Gravel, D., & Olney, S.J. (2001). Determinants, limiting factors, and compensatory strategies in gait. *Crit Rev Phys Rehabil Med*, 13, 1-25.

Portney, L.G., & Watkins, M.P. (2000). *Foundations of clinical research; Applications to practice* (Second ed.). Upper Saddle River: Julie Alexander.

Riemann, B.L., Demont, R.G., Ryu, K., & Lephart, S.M. (2001). The effect of sex, joint angle, and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness. *J Athletic training*, 36, 369-375.

Riener, R., & Edrich, T. (1999). Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech*, 32, 539-544.

Roberson, L., & Giurintano, D.J. (1995). Objective measures of joint stiffness. *J Hand Ther*, 8, 163-166.

Shavelson, R.J., & Webb, N.M (1991). *Generalizability Theory: a primer* (Vol. 1). Sage publications.

Shimada, T. (1996). Factors affecting appearance patterns of hip-flexion contractures and their effects on postural and gait abnormalities. *Kobe J Med Sci*, 42, 271-290.

Vrahas, M., Brand, R., Brown, T., & Andrews, J. (1990). Contribution of passive tissues to the intersegmental moments at the hip. *J Biomech*, 23, 357-362.

Yoon, Y.S., & Mansour, J.M. (1982). The passive elastic moment at the hip. *J Biomech*, 15, 905-910.

Table 1. Subject's characteristics (means, 1 standard deviation and ranges)

CHARACTERISTICS	MEAN	STANDARD DEVIATION	RANGE
Age (years)	38.2	14.4	20 – 63
Body mass (kg)	67.0	14.5	52 – 104
Height (cm)	159.2	37.8	148.5 – 192.5

Table 2: Range of percentages (%) of variance calculated in the G-study for the first reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and for the moments (angle column) common across the subjects, but specific to each knee position. The ranges cover the percentages found at the three knee positions.

	MOMENT	ANGLE	STIFFNESS COEFFICIENT
Sources of variance	% of variance (range)	% of variance (range)	% of variance (range)
Subject	63.43 - 70.18	61.03 -77.14	55.91 -68.66
Day	6.50 - 8.55	4.07 - 11.11	0.10 - 9.50
Trial	0.00 - 0.00	0.00 - 0.14	0.00 - 0.00
Subject-day	19.42 - 29.64	15.31 -25.63	23.72 -30.79
Subject-trial	0.00 - 0.07	0.00 - 0.72	0.00 - 0.77
Day-trial	0.00 - 0.00	0.00 - 0.00	0.00 - 0.23
Subject-day-trial	0.35 - 1.81	2.19 - 4.11	1.22 - 4.84
Total variance	100	100	100

Table 3: Reliability coefficients and SEMs for the first reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and for the moments (angle column) common across the subjects but specific to each knee position (D-study design for the mean of five trials measured in one day).

Reliability coefficients and SEMs	Knee positions	MOMENT	ANGLE	STIFFNESS COEFFICIENT
Generalizability coefficients (ρ^2)	K0°	0.78	0.83	0.64
Dependability indices (Φ)		0.71	0.79	0.58
SEM _{REL}		3.43	5.27	0.20
SEM _{ABS}		4.10	5.91	0.23
Generalizability coefficients (ρ^2)	K45°	0.75	0.72	0.71
Dependability indices (Φ)		0.70	0.68	0.71
SEM _{REL}		3.56	6.94	0.16
SEM _{ABS}		4.05	7.67	0.16
Generalizability coefficients (ρ^2)	K90°	0.68	0.70	0.73
Dependability indices (Φ)		0.64	0.62	0.66
SEM _{REL}		3.76	7.07	0.15
SEM _{ABS}		4.15	8.44	0.17

Table 4: Range of percentages (%) of variance calculated in the G-study for the second reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and moments (angle column) common across days but specific to each subject and to each knee position. The ranges cover the percentages found at the three knee positions.

	MOMENT	ANGLE	STIFFNESS COEFFICIENT
Sources of variance	% of variance (range)	% of variance (range)	% of variance (range)
Subject	68.60 - 72.35	58.74 - 76.71	22.82 - 28.55
Day	3.66 - 6.42	8.83 - 11.65	0.00 - 9.54
Trial	0.05 - 0.08	0.05 - 0.20	0.00 - 0.38
Subject-day	21.49 - 24.99	12.88 - 29.12	48.14 - 58.44
Subject-trial	0.10 - 0.50	0.00 - 1.08	0.00 - 0.00
Day-trial	0.00 - 0.00	0.00 - 0.00	0.00 - 0.24
Subject-day-trial	0.25 - 2.91	0.69 - 2.46	11.99 - 23.32
Total variance	100	100	100

Table 5: Reliability coefficients and SEMs for the second reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and moments (angle column) common across days but specific to each subject and to each knee position (D-study design for the mean of five trials measured in one day).

Reliability coefficients and SEMs	Knee positions	MOMENT	ANGLE	STIFFNESS COEFFICIENT
Generalizability coefficients (ρ^2)	K0°	0.76	0.69	0.35
Dependability indices (Φ)		0.71	0.61	0.35
SEM _{REL}		5.85	5.15	0.36
SEM _{ABS}		6.65	6.18	0.36
Generalizability coefficients (ρ^2)	K45°	0.73	0.85	0.27
Dependability indices (Φ)		0.70	0.78	0.26
SEM _{REL}		5.45	4.33	0.24
SEM _{ABS}		5.98	5.61	0.25
Generalizability coefficients (ρ^2)	K90°	0.75	0.67	0.29
Dependability indices (Φ)		0.73	0.61	0.26
SEM _{REL}		5.44	6.77	0.27
SEM _{ABS}		5.85	7.80	0.29

Table 6: Range of percentages (%) of variance calculated in the G-study for the third reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and moments (angle column) common across the three knee positions but specific to each subject. The ranges cover the percentages found at the three knee positions.

	MOMENT	ANGLE	STIFFNESS COEFFICIENT
Sources of variance	% of variance (range)	% of variance (range)	% of variance (range)
Subject	70.79 - 75.88	45.65 - 77.25	32.53 - 57.11
Day	3.90 - 6.48	8.35 - 15.75	0.00 - 4.97
Trial	0.05 - 0.08	0.03 - 0.11	0.00 - 0.48
Subject-day	16.02 - 24.89	13.06 - 33.71	31.74 - 52.39
Subject-trial	0.00 - 0.12	0.00 - 1.41	0.00 - 0.91
Day-trial	0.00 - 0.00	0.00 - 0.00	0.00 - 0.30
Subject-day-trial	0.27 - 1.46	0.59 - 3.41	4.71 - 11.27
Total variance	100	100	100

Table 7: Reliability coefficients and SEMs for the third reliability analysis involving values for the angles (moment and stiffness coefficient columns) and moments (angle column) common across the three knee positions but specific to each subject (D-study design for the mean of five trials measured in one day).

Reliability coefficients and SEMs	Knee positions	MOMENT	ANGLE	STIFFNESS COEFFICIENT
Generalizability coefficients (ρ^2)	K0°	0.82	0.57	0.63
Dependability indices (Φ)		0.77	0.48	0.60
SEM _{REL}		3.79	5.33	0.22
SEM _{ABS}		4.48	6.43	0.23
Generalizability coefficients (ρ^2)	K45°	0.79	0.85	0.60
Dependability indices (Φ)		0.74	0.78	0.60
SEM _{REL}		4.09	4.54	0.18
SEM _{ABS}		4.64	5.79	0.18
Generalizability coefficients (ρ^2)	K90°	0.74	0.70	0.37
Dependability indices (Φ)		0.71	0.64	0.36
SEM _{REL}		5.49	6.74	0.27
SEM _{ABS}		5.90	7.80	0.28

FIGURES LEGEND

Figure 1

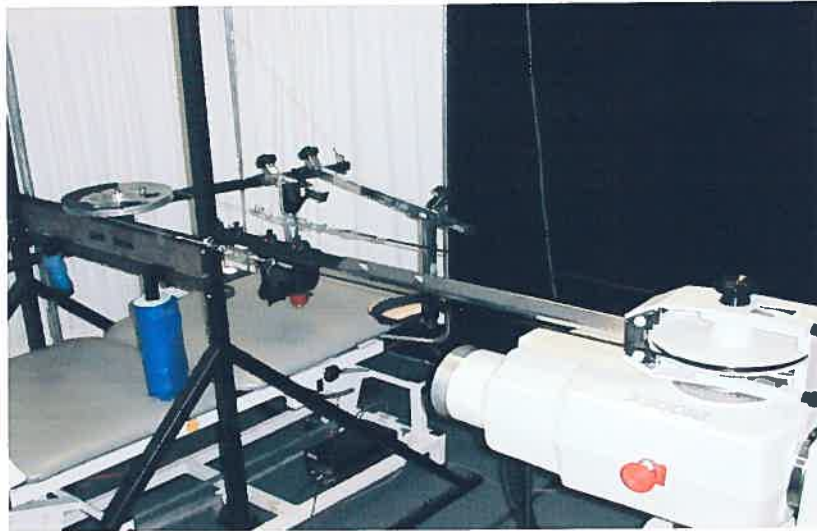
Experimental hip stiffness measures. A: Experimental apparatus. B: Subject positioning.

Figure 2

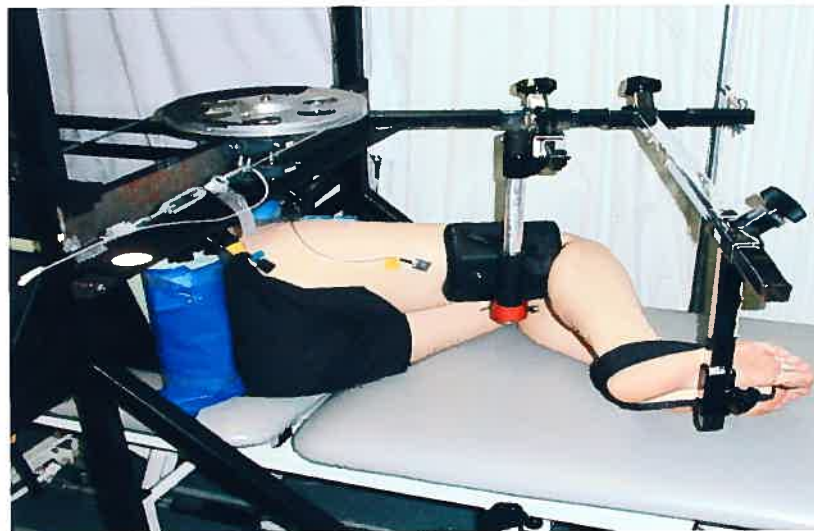
Examples of moment-angle curves. A: Moment-angle curves of two subjects (s#1 and s#2) recorded during the hip extension movement with the knee in a 90°-flexion position (K90°). The vertical line at 3° indicates the common extension angle at which the moment value for each subject was taken. B: Moment-angle curves recorded on each day for one subject. The vertical line at 20° shows the specific maximal extension angle common across the two days that permitted the extraction of the moment value for each day. Positive values refer to passive flexion moments of the hip anterior structures (Y-axis).

Figure 3

Mean values and standard deviations of the moment (A), angle (B) and stiffness coefficient (C) parameters measured at day 1 and day 2 for the angles (moment and stiffness parameters graphics) and moments (angle parameter graphic) common across the three knee positions but specific to each subject. Positive values (Y-axis) indicate flexion moments of the hip anterior structures in graphic A, hip extension angles in graphic B and stiffness coefficients of the hip anterior structures in graphic C.



A



B

Figure 1

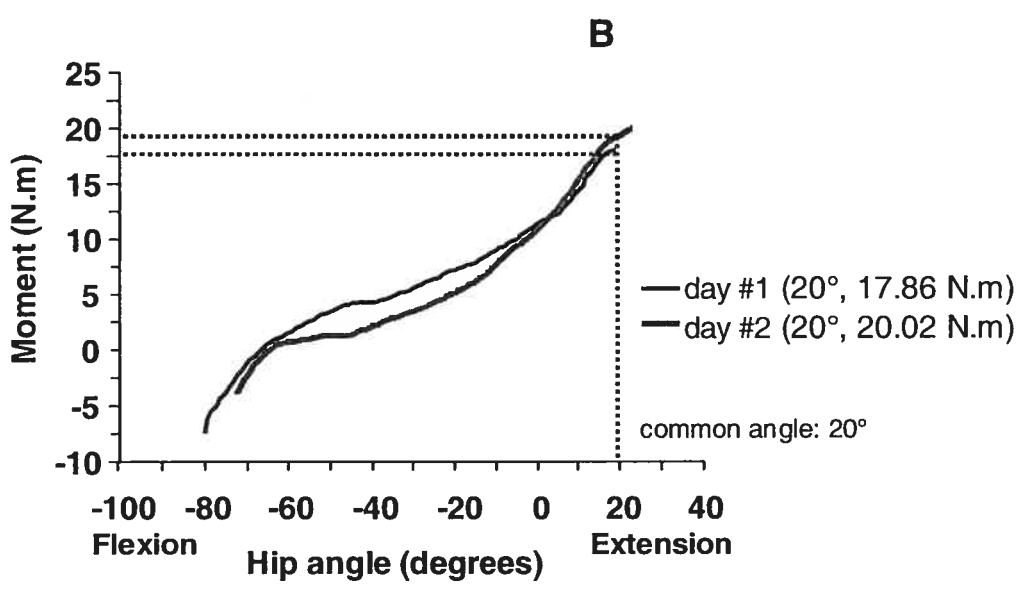
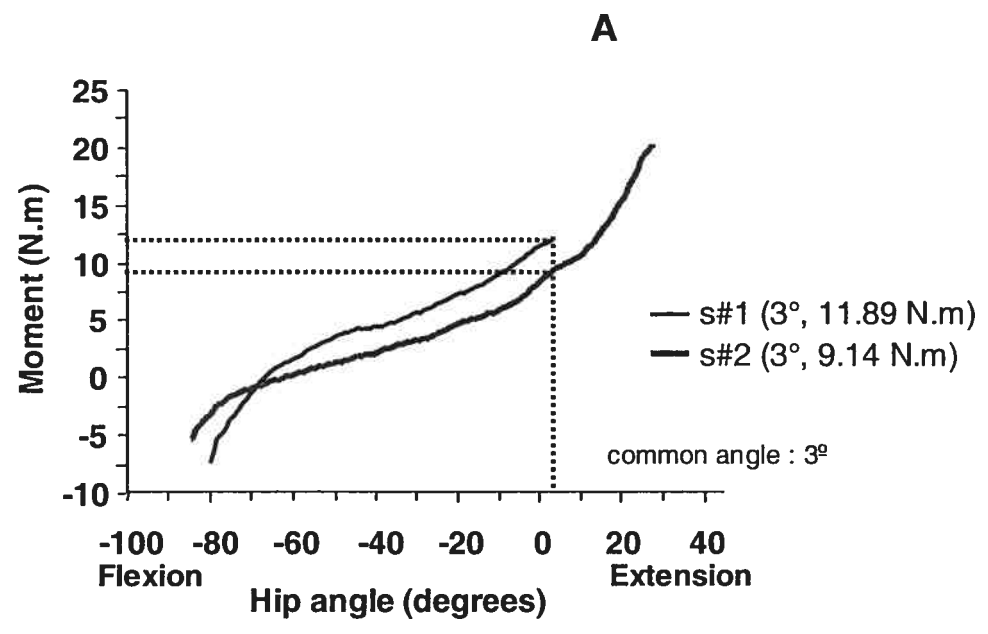


Figure 2

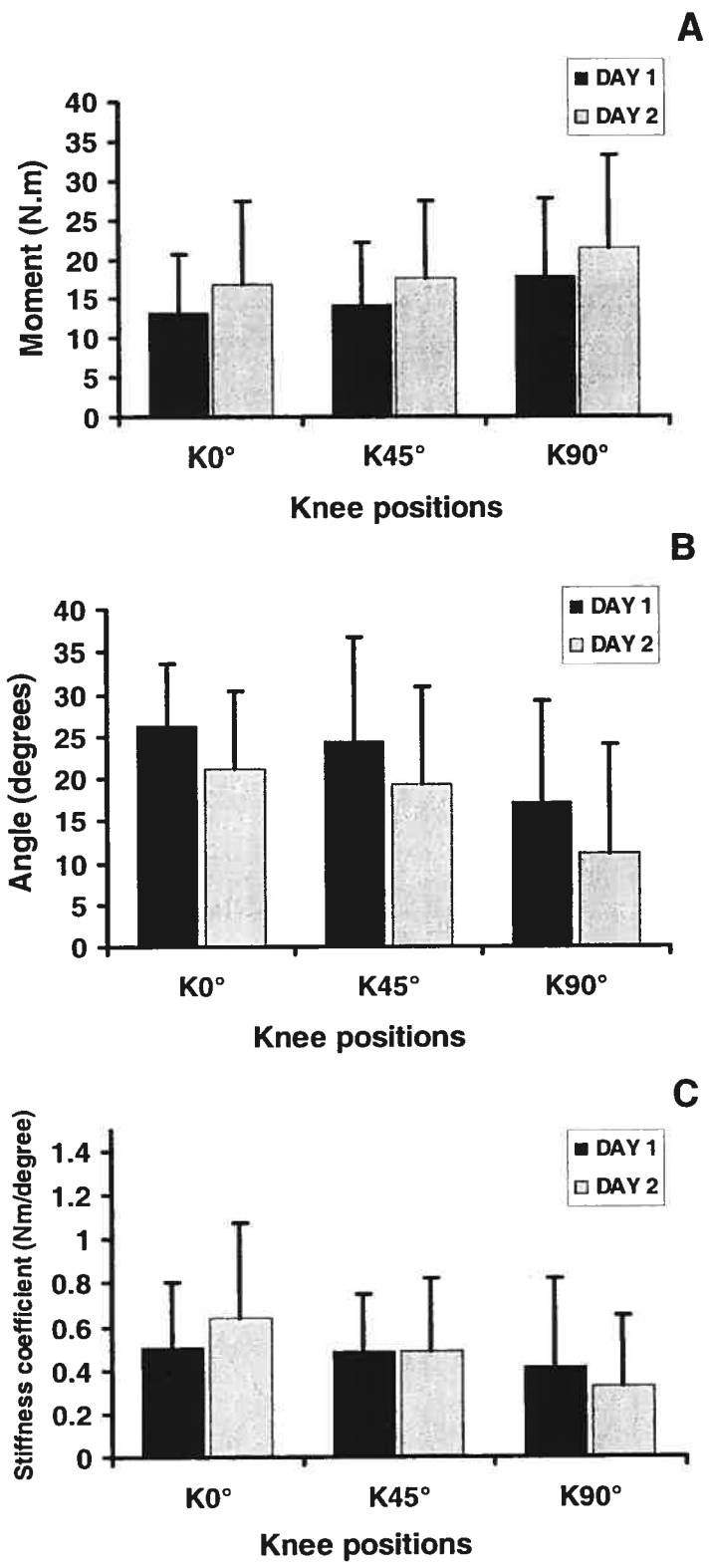


Figure 3

**ASSOCIATIONS BETWEEN CLINICAL SCORES AND EXPERIMENTAL
MEASUREMENTS OF JOINT STIFFNESS IN HEALTHY ADULTS**

Anabèle Brière^{a,b},
Denis Gravel^{a,b},
Sylvie Nadeau^{a,b},
Marie-Hélène Milot^{a,b}

^a Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal
métropolitain, Institut de réadaptation de Montréal, Québec, Canada

^b École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal

Address of correspondence and requests to reprints to:


Dr Denis Gravel

École de réadaptation, Faculté de Médecine, Université de Montréal

C.P. 6128 Succ. Centre-ville, Montréal QC, Canada, H3C 3J7

Phone : (514) 343-5984

Fax : (514) 343-2105



ABSTRACT

Background: Passive stiffness is commonly assessed by physical therapists. It can limit joint range of motion and therefore, can affect the ability to perform functional activities.

Objective: To examine the level of association between the tightness scores of three clinical tests and the experimental measures of stiffness of the anterior structures of the hip joint.

Subjects: A convenience sample of ten healthy subjects (mean age 44 ± 16 years) participated in the study.

Methods: The clinical assessment included the Thomas test, evaluating tightness of the psoas muscle, the Toe-Touch test as a global measure assessing the posterior chain muscles' tightness and the Active-Knee-Extension test (AKE) measuring tightness of the hamstring muscles. The experimental measures were obtained using a Biodex dynamometer adapted to eliminate the effect of gravity. The stiffness resulting from an extension movement at the hip was assessed during passive oscillations in flexion and extension with the knee positioned at 0° (K 0°), 45° (K 45°) or 90° (K 90°) of flexion. The moment, angle and stiffness coefficient (mean values of six trials) were computed using the data at the end of the passive moment-angle curve.

Analysis: Descriptive statistics were calculated for all variables. The Spearman rank-correlation coefficient (r_s) was used to determine the level of association between the experimental and clinical measures.

Results: For the three knee positions, the moment parameter was highly associated with the results of the Thomas test ($-0.69 < r_s < -0.82$). Significant negative associations were also identified for the angle parameter at the K 90° position ($r_s = -0.69$). Moderate ($r_s = 0.62$) to high ($r_s = 0.82$) significant associations were obtained between the moment parameter and the Toe-Touch test scores for the K 45° and K 90° positions as well as between the angle parameter and the AKE test at the K 45° position ($r_s = -0.62$). An influence of the knee position on the associations between the moment parameter and the Toe-Touch test as well as between the angle parameter and the Thomas test was

also noted. The level of association greatly increased from the K0° to the K90° knee positions.

Conclusion: The results of this study demonstrated that the clinical and experimental measurements of stiffness in healthy subjects are related to some extent, particularly when the moment and angle parameters are used. These results also suggest that joint stiffness could be a phenomenon generalized to various muscles since associations were found between stiffness parameters of anterior hip structures and clinical measures evaluating the stiffness of posterior structures.

Relevance: The results support the usefulness of the Thomas test to assess stiffness of hip flexion structures. The angle measured explained as much as 67% of the variance of the experimental moment parameter between subjects.

Key Words: Hip passive stiffness, tightness, clinical tests, experimental measures, healthy subjects, correlations

Introduction

Physical therapists often deal with clients presenting with decreased mobility and joint stiffness. In some individuals, for example those with osteoarthritis and neuromuscular diseases, joint stiffness is an important cause of impairment and disability (Bartlett, Wolf, Shurtleff and Stahell, 1985; Shimada, 1996; Lee, Kerrigan and Della Croce, 1997). Joint stiffness originates from the tissues surrounding a joint and can be increased by capsule and ligament tightness, tendon adhesions, skin and subcutaneous tissue loss, muscle contractures or a combination of these factors (Roberson and Giurintano, 1995). Joint stiffness can also be observed in healthy subjects and in athletes, particularly in movements of small excursions such as hip extension. In active individuals, joint stiffness may increase the risk of musculoskeletal injuries and affect their performance (Gleim and McHugh, 1997).

Passive joint stiffness can either be quantified by clinical (Gajdosik and Bohannon, 1987) or experimental measures (Harlaar, Becher, Snijders and Lankhorst, 2000; Salsich and Mueller, 2000; Halbertsma, Göeken, Hof, Groothoff and Eisma, 2001). In clinical settings, physical therapists use measurements of range of motion in standard positions and in specific clinical tests, which combine different positions of adjacent joints to evaluate the tightness of specific muscles as in the Toe-touch test (Gajdosik and Bohannon, 1987). The maximal position of the segment or the body is measured in degrees or centimetres relatively to a known reference. The measure is usually obtained without controlling for confounding factors such as the forces applied to the segment(s), the effect of speed at which the segment is moved and the level of activity of the muscles involved. These factors have been shown to have an effect on passive stiffness (Amis and Miller, 1982; Göeken and Hof, 1993; Lamontagne, Malouin, Richards and Dumas, 1997). Even without considering all these factors, it is assumed that the maximal position measured yields

information about the stiffness of the muscles and joints involved in the examined motion.

The experimental stiffness measures allow a better control of the confounding factors enumerated above than the clinical measures (Roberson and Giurintano, 1995). These experimental measures also offer the possibility to measure joint stiffness with different parameters. These parameters are derived from the moment-angle curve obtained during passive oscillations of the evaluated segment (Harlaar et al., 2000; Salsich and Mueller, 2000; Halbertsma et al., 2001) and include: the moment obtained at a specific angle, the angle obtained for a specific moment applied and the stiffness coefficient, which is the slope of the moment-angle curve (Harlaar et al., 2000).

To our knowledge only one study has examined the association between clinical scores of tightness and experimental stiffness measures. Gajdosik (1991) investigated the relationship between the results of the Straight-Leg-Raising (SLR) test and the passive compliance of knee extension in healthy men. The compliance was defined as the ratio of the change in muscle length to the change in passive muscle tension (reciprocal of passive stiffness). This author found that men with short hamstring muscles presented less passive compliance indicating that, for a given moment applied, the individual with short hamstrings (SLR under 65°) had less knee extension than the ones with normal hamstring muscles (SLR between 65° and 80°). These results support the existence of an association between clinical scores of the SLR test and experimental stiffness measures. However, in order to provide physical therapists with a clearer picture of the associations between clinical scores of tightness and experimental measurements of stiffness, research must be expanded to include other joints and stiffness parameters (angle, moment or stiffness coefficient). Therefore, our study is an additional attempt to address the question whether the clinical measures of tightness are related or not to the experimental measures of stiffness in a group of healthy adults.

The purpose of this study was to examine, in healthy subjects, the level of association between the tightness scores of three clinical tests (Thomas test, Active-knee-extension test (AKE) and Toe-Touch test) and the experimental measures of stiffness of the anterior structures of the hip joint obtained during passive extension movements. The first objective was to assess the level of association between the results of the Thomas test and the three experimental parameters of hip stiffness (angle, moment and stiffness coefficient). The second objective was to quantify the level of association between the clinical scores of the AKE and the Toe-touch tests and the experimental measures of hip stiffness in order to determine if joint stiffness is extended to various structures. For example, it could be hypothesized that a subject with stiff anterior hip structures also has stiff posterior hip structures. The third objective was to examine whether the knee position, which changes the length of the biarticular muscle acting at the hip (rectus femoris), modifies the level of association between the clinical and experimental measures.

Methods

Subjects

A convenience sample of ten healthy subjects (7 women and 3 men), aged between 20 and 63, participated in the present study (Table 1). They were employees of the Montreal Rehabilitation Institute and students of the University of Montreal. Written informed consent was obtained before participation in the study.

Study design

All subjects had a clinical examination by a physical therapist to ensure that their lower limbs had no deformation or orthopaedic problems. According to this global evaluation, they all presented normal right lower limb range of motion and were free of any back or lower extremity problems. Then, the Thomas test, the AKE test and the Toe-Touch test were performed to obtain the tightness

measures of the lower limbs and back. Afterwards, the subjects were instrumented and the experimental measures of stiffness at the hip were collected. For all measurements, the evaluator verified that the subject understood the instructions clearly before performing the tests and one practice trial was done before taking the measures.

Clinical measures of tightness of the lower limbs and back

The Thomas test was performed first. This test evaluates the tightness of the psoas and the rectus femoris muscles (Thomas, 1876; Magee, 1997). The subjects were placed on an examination table in a supine position, with their legs over the end. Then, the subjects had to flex their left hip to 120° in order to flattened out their lumbar spine. While the subjects were holding their flexed hip, the angle at the right hip was measured with a hydrogoniometer placed on the distal part of the femur just above the patella (Figure 1-A). Positive values indicated hip extension relative to the horizontal. In the same position, the angle at the right knee was also measured with a universal goniometer in order to evaluate the tightness of the rectus femoris muscle (Figure 1-B). The greater trochanter, lateral epicondyle and lateral malleolus were used as body landmarks to measure the knee angle. Since the effect of gravity acting on the shank is influenced by the position of the thigh, the measure of the knee angle was corrected for this effect. Therefore, the angle used in the analysis corresponded to the angle lacking in order to have an absolute vertical position of the shank segment. A tight rectus femoris muscle will tend to move the shank away from the absolute vertical, in a knee extension direction.

The second clinical test was the AKE test (Figure 1-C). This test evaluates the tightness of the hamstring muscles (Gajdosik and Lusin, 1983). Each subject was positioned supine on an examination table and the left lower limb was secured to the table with a stabilisation strap across the thigh. Another strap was placed over the anterior superior iliac spines to stabilize the pelvis. Then, the subjects were asked to flex their right hip at 90 degrees; this angle

was controlled with a universal goniometer by the evaluator. While maintaining this flexion position at the hip, the subjects had to actively extend their right knee to the maximum range tolerated. The angle at the right knee was measured with a universal goniometer using the same body landmarks defined previously.

The third clinical test was the Toe-Touch test (Figure 1-D). This test evaluates the tightness of the posterior chain muscles (Kraus and Eisenmenger-Weber, 1945; Scott and French, 1950). First of all, the subjects had to stand on a 25-cm high platform, with their feet joined together and their toes align with the edge of the platform. Then, they were asked to try to touch the ground with their fingers while keeping their knees and arms extended. The evaluator measured the distances between the tip of the right middle finger and the ground to the nearest centimetre with a positive sign allocated to values above the edge of the platform, which was defined as ground level (0 cm).

Experimental measures of hip stiffness

The experimental apparatus included a Biodex dynamometer used to move the subject's hip through the maximum permissible range of flexion and extension at a constant velocity ($15^\circ/\text{s}$) while measuring simultaneously the passive moment as well as the position of the evaluated hip. The dynamometer was connected with two pulleys and steel cables to a suspension system fixed on a rigid metal frame. The suspension system was used to support the lower limb during its displacements, which occurred in a horizontal plane with the subject lying in a lateral decubitus position (Figure 2-A). This position eliminated the influence of gravity on the moment recorded at the hip. Supports were provided at the thigh and at the foot in order to change easily the knee position and to facilitate muscle relaxation. The flexion/extension axis of the right hip was aligned with the rotation axis of the pulley driving the support system and the right lower limb was fixed into the supports. The subject's left limb (non-tested) was strapped to the table with the hip and knee flexed at 45° and 90° ,

respectively. To eliminate pelvis movement during hip motion, the pelvis was firmly clamped between cushioned supports localised at the posterior superior and the anterior superior iliac spines (Figure 2-B).

To control the level of muscular activity, active bipolar electrodes (Model DE-2.3, DeSys Inc. Wellesley, MA) were used on six muscles around the hip and knee (rectus femoris, tensor fasciae latae, semimembranosus, biceps femoris, gluteus maximus and lumbar erector spinae) to record electromyographic (EMG) activity. The EMG signals were amplified by a Nihon Kohden module (Model AM-601G). The amplifiers had a noise background of less than 6 μV and the bandwidth was set at 1-500 Hz. Biodex dynamometric and EMG signals were sampled at 1200 Hz.

The measures of hip passive stiffness were taken for the knee positioned in complete extension ($K0^\circ$), in 45° of flexion ($K45^\circ$) and in 90° of flexion ($K90^\circ$). For each of these positions, the evaluator determined the maximum range of hip motion tolerated by the subject and the limit in extension was fixed on the Biodex dynamometer. The experimental apparatus allowed a maximal hip flexion angle around 70° . Three 60-second trials, separated by a one-minute rest period were recorded for each knee position. During each of these trials, two to three passive oscillation phases of flexion and extension were completed and every changes of direction between these phases lasted a second. After completion of three trials, for each of the three knee positions, a fourth trial was recorded without the subject in the suspension system within the same range of motion. This recording was taken to correct the measures of stiffness for the moment created by the suspension system. The experimental protocol was repeated on two sessions at the same time of day, one week apart. The mean data of six trials (three per session) were used in the analysis. According to a previous analysis of the reliability of the experimental data of stiffness (see Brière, Gravel et Nadeau, in preparation), using repeated measurements over two days instead of on a single day increased the reliability coefficients (e.g.

generalizability coefficient: $\rho^2 = 0.86$ vs. $\rho^2 = 0.75$ for the moment parameter) and therefore, provided a better estimate of the subjects' hip joint stiffness values.

Data processing

All the data (EMG signals, moment, velocity and position values) were processed by software to keep only those recorded during the extension phase. The EMG signals were full-wave rectified and then filtered by a digital low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 3 Hz. Recordings having values greater than two times the EMG resting level measured with the hip at 30° of flexion were discarded from the analysis. The moment signal was filtered at 1Hz to eliminate the mechanical vibrations present at the beginning of each phase. The next step was to re-sample all signals in order to have values at each degree of movement. At each angle, the moment created by the suspension system was subtracted from the total moment recorded in order to obtain the moment generated only by the passive structures surrounding the hip.

To obtain the moment-angle curve for each trial, the mean of two extension phases was calculated (For details, see Brière et al., in preparation). From these moment-angle curves, it is possible to obtain three parameters defining stiffness at the end of the extension phase (Harlaar et al., 2000; Salsich and Mueller, 2000; Halbertsma et al., 2001; Brière et al., in preparation). Therefore, for each trial and for the three knee positions, the following parameters were computed: the moment for the maximal angle obtained by the subject, the angle for the maximal moment obtained by the subject and the stiffness coefficient, which represented the slope of the moment-angle curve at the maximal angle obtained by the subject. In this study, the stiffness coefficient was calculated by subtracting the moment value found at the maximal angle from the moment found at the preceding angle. Therefore, the units of the stiffness coefficient were defined as Nm/degree.

Statistical analysis

Descriptive statistics were calculated for the subjects' characteristics, the clinical scores of the Thomas, AKE and Toe-Touch tests as well as for the experimental measures of stiffness for each parameter (angle, moment and stiffness coefficient) at the three knee positions. The level of association between the clinical scores of tightness and the experimental measures of stiffness were determined by the Spearman rank-correlation coefficient.

Results

The clinical scores of tightness (Table 2) revealed a mean hip extension angle at the Thomas test of 19.7° (± 6.9) and a mean shank absolute angle from the vertical of 17.2° ($\pm 10.0^{\circ}$). For the AKE test, the mean knee extension angle was 24.6° ($\pm 10.8^{\circ}$) indicating a lack of amplitude of movement in order to obtain complete knee extension. The mean score at the Toe-Touch test was 21.3 cm (± 7.1 cm) above the ground level.

The individual scores of the experimental stiffness measures (mean and 1SD) for the three parameters and knee positions are reported in Table 3. Regardless of the knee position, the moment, angle and stiffness parameters ranged from 6.2 N.m to 40.7 N.m, -3.26° to 40.1° of extension and 0.03 to 0.98 N.m/ $^{\circ}$, respectively.

The Spearman rank-correlation coefficients computed between the clinical scores of the Thomas test and the experimental measures of stiffness at the hip (first objective) are reported in Table 4. Good to high negative correlations were observed between the hip angle obtained at the Thomas test and the experimental moment parameter with coefficient values ranging from -0.69 to -0.82 for the three knee positions. Such an association was not found with the shank angle measured during the Thomas test. The experimental angle parameter was associated with the hip angle at the Thomas test ($r_s = -0.69$) only

at the K90° knee position and with the shank angle measured at the Thomas test ($r_s = 0.72$) at the K45° and at the K90° ($r_s = 0.81$) knee positions. The stiffness coefficient did not correlate significantly with the Thomas test scores neither for the hip or the knee angle.

Correlation analyses also revealed significant associations between the experimental stiffness parameters, the AKE test and the Toe-touch test (second objective). The experimental moment parameter, for the K45° and the K90° knee positions, revealed a significant association with the Toe-Touch test scores. For the experimental angle parameter, the subjects' values at the K45° knee position were significantly associated with the knee angles obtained during the AKE test. The stiffness coefficient did not correlate significantly with either the AKE test or the Toe-Touch test (Table 5).

Results related to the effect of knee positions on the association between the clinical scores and the experimental stiffness parameters (third objective) indicated an influence for the angle parameter, which seemed to become better associated with the clinical scores of the Thomas test (hip and shank angles) when the knee flexion increased (Table 4, Figure 3 and Figure 4). Results also indicated that knee positions influenced the association between the experimental moment and the distance measured at the Toe-touch test with Spearman coefficients ranging from poor (0.43 at K0°; not significant) to very good (0.82 at K90°; very significant) (Table 5, Figure 5). The scatterplots in Figures 3 to 5 show that with the increase of knee flexion from 0° to 90°, the individual's data are closer to the computed regression line.

Discussion

The purpose of this study was to examine the level of association between clinical and hip experimental measurements of stiffness in healthy subjects. Scores of three clinical tests (Thomas test, AKE test, Toe-Touch test)

were correlated with experimental measures of stiffness of the hip's anterior structures averaged over two sessions. The Spearman rank-correlation coefficient was used to determine the level of association between these measures.

The results of the correlation analyses supported the existence of an association between clinical measures of tightness and some experimental parameters of joint stiffness. The subjects who had the smallest hip extension angle during the Thomas test were those showing the highest passive moment during the experimental measurements, regardless of the knee position. These results support the use of the Thomas test, as described by Thomas (1876) and Magee (1997), to assess the tightness of the anterior structures at the hip. In addition, these results follow the same trend as those found by Gajdosik (1991), i.e. individuals with short hamstring muscles, as assessed by the SLR test, presented less passive compliance (or more stiffness) than the individuals judged to have normal hamstring muscles length.

In the present study, the results of the Thomas test also suggest that clinicians should choose the hip angle over the shank angle measure to infer on the passive resistance (moment) at the evaluated hip. Indeed, the shank angle measures of the Thomas test were less associated with the passive moment values than the hip angle measures. Thus, it could be hypothesized that the subjects who have the greatest tightness at the hip during the Thomas test will be the ones having the highest passive moment of the hip anterior structures, but this could not be inferred for those having the greatest knee extension (or shank angle) during that test.

Regarding the association between the experimental angle parameter and the Thomas scores, unusual results were found. At the K90° knee position, a good ($r_s = -0.69$) to very good ($r_s = 0.81$) association was found with the hip and shank angles, respectively. However, these associations were in the

opposite direction to the ones expected. In fact, the association between the hip angle at the Thomas test and the experimental angle parameter revealed that individuals presenting the smallest hip extension angle at the Thomas test were the ones having the greatest experimental hip extension angle, meaning that they were among the less tight individuals. The same relationship was found for the shank angle, as the subjects showing the greatest shank angle during the Thomas test were the ones showing the greatest hip extension angle during the experimental test. These associations were strong at the K90° knee position and it is hypothesized that these findings might be explained by the method used to select the experimental hip stiffness parameters. This point is shown in Figure 6 where the moment-angle curves of two subjects (s#1 and s#2), having a Thomas hip angle of 7° and 11° respectively, are presented. Thus, based on the Thomas test, subject #1 had greater tightness of the hip anterior structures than subject #2. These two subjects had a maximal experimental moment of 50 N.m and 28 N.m, respectively. Therefore, in accordance with the clinical measures, subject #1 would again be considered as the most tightened one. However, results of the maximal experimental angle revealed that subject #1 had a greater extension angle (36°) than subject #2 (23°). Based on this last result, subject #1 would be less tight than subject #2. Therefore, because the experimental stiffness parameters chosen for the correlation analyses were at the limits of the moment-angle curves of each subject, the unexpected results found for the experimental angle parameters is explainable. It is suggested that the angle and moment parameters, taken at the end of the moment-angle curves, are associated with a different component of stiffness and therefore, did not classify the subjects in the same order. A solution to this problem would be to correlate the clinical test measures with the angle and moment values taken at a common moment and at a common angle, respectively, across the subjects (see Figures 6-B and 6-C). Using common values classified the subjects in the same order for the two parameters. Additional analyses of the data with a common value of moment across the ten subjects to obtain the angles resulted in a positive

relationship ($r_s = 0.73$ at $K0^\circ$) between the hip angle obtained at the Thomas test and the experimental angle parameter.

With regards to the stiffness coefficient parameter, associations between this coefficient and the results at the Thomas test (hip angle) were expected. Since the stiffness coefficient was obtained from the same moment-angle curves used to determine the moment and angle parameters and because these two parameters showed some associations with the hip angle at the Thomas test, such expectations were well founded. However, no significant correlation between the Thomas scores and the stiffness coefficient were found. The results of the studies of Halbertsma, Bolhuis and Göeken (1996) and Magnusson, Aagard, Simonsen and Bojsen-Møller (1998) might help to interpret these findings. According to these authors, an increase in the range of motion after a stretching program could be better explained by an increase tolerance to stretching than to real physiological changes in the muscle. In fact, they did not find any changes of the stiffness coefficient of the hamstring muscles after a stretching program and that, even with an increased range of motion. Thus, subjects with different joint stiffness might present similar stiffness coefficient preventing to observe an association between the clinical measures and this specific parameter.

The lack of association between the stiffness coefficient and the Thomas measures might also be related to the method used to compute the stiffness coefficient (see Brière et al. in preparation). In this study, the stiffness coefficient was calculated using two successive moment values at the end of the moment-angle curves of each subject. For some subjects it was observed that, at the very end of the moment-angle curve, the slope was less abrupt than a few degrees before the end of the movement. Therefore, a calculation of the stiffness coefficient in an earlier portion of the moment-angle curve could have provided us with different results. In a further step of the analysis, it will be very interesting to re-compute the stiffness coefficient at an other point on the curve

(ex. maximal slope) and re-examine the association with the Thomas test results.

The second objective of the present study was to investigate if joint stiffness might be a general phenomenon. This was done by analysing the level of association between experimental measures of joint stiffness and clinical tests assumed to be assessing different structures. The presence of a general pattern of stiffness might originate from the interactions between the muscle chains and the fascias at the evaluated joints. In a recent study (Pilon, Gravel, Nadeau, Arsenault and Tremblay, 2004), it was found that an accentuation of the lumbar lordosis increased the passive plantar flexion moment at the ankle. Otherwise, the presence of a general stiffness phenomenon might also simply be a characteristic of the physical fitness of an individual. The experimental moments at $K45^\circ$ and $K90^\circ$ and the angles at $K45^\circ$ showed a significant association with the Toe-touch and the AKE tests, respectively. The results with the moment parameter indicated that the subjects who presented the greatest resistance of the hip anterior structures were those presenting the highest distance from the ground when they executed the Toe-touch test. Since this test assesses the tightness of the posterior chain muscles (Kraus and Eisenmenger-Weber, 1945; Scott and French, 1950), which is directly opposite to the tightness of the anterior structures at the hip, it is believed that the level of tightness (or stiffness) might be a general phenomenon as it has been proposed for joint hypermobility in children with fibromyalgia (Gedalia, Press, Klein and Buskila, 1993). The correlations computed between the scores of the Thomas and the Toe-touch tests (not presented), also seemed to support this idea of a general phenomenon.

The third objective of this study consisted of examining the influence of knee positions on the level of association between the clinical and experimental measures at the hip joint. The knee position did have an influence on the associations between the Thomas test (hip angle) and the experimental angle

parameter as well as between the distance measured at the Toe-touch test and the experimental moment parameter. In fact, the correlations reached their highest levels with the increase of the knee flexion in both cases. For the angle and the moment parameters, it appears that a K90° knee position could better discriminate subjects' stiffness than the two other knee positions. Actually, we do not have strong explanations for this finding. However, we believe that, for the angle parameter, this finding could be associated with the extension angle's range, which was affected by the knee position (see Figure 3). It moved toward less hip extension with the increase of knee flexion. Moreover, at the K90° position, the knee angle was more similar to the one found in the Thomas test. Other factors like the activity of deep muscles (for example, the psoas), unable to be controlled by surface EMG electrodes, could also have contributed (Vrahas et al., 1990) to modify the level of correlation observed between the clinical scores and the experimental parameters at the K90° knee position. Future study with a larger group of subjects will need to be performed before concluding definitively on these aforementioned factors.

Limits of the study

The main limit of this study is the small sample size. Future studies will need to assess a larger group of subjects. In addition, other factors associated with some clinical measures will need to be taken into account such as: height, weight, gender and age (Gajdosik and Bohannon, 1987; Gajdosik, 2001). There is also a limit associated to the method used to compute the experimental stiffness parameters as discussed previously.

Conclusion

The results of this study, which can only be generalized to healthy subjects, suggest that the clinical and experimental measurements of hip stiffness in healthy subjects are related to some extent, particularly when the

moment and angle parameters are used. However, studies with a larger sample size are needed to support these results as well as studies on patients for their generalization. Future studies are also needed to better explain the associations found between the clinical tests evaluating the tightness of the posterior structures of the hip (Toe-Touch test and AKE test) and the experimental moment and angle values of the hip anterior structures as well as to elucidate the influence of knee positions on the associations examined. As for the clinical implication of this study, the results support the relevance of the Thomas test (hip angle) for measurement of the anterior structures' stiffness of the hip. The hip extension angle appears to be an appropriate approximation of hip passive resistance (moment).

Acknowledgements

This research was completed at the pathokinesiology laboratory of Dr. Gravel and Dr. Nadeau and was realised with the financial support of the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) and the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). Anabèle Brière is supported by a M.Sc. Scholarship of the FRSQ and the Ordre Professionnel de la Physiothérapie du Québec (OPPQ). Dr. Nadeau holds a Junior II investigator award of the FRSQ. The authors acknowledge Mr Daniel Marineau, Mr Michel Goyette and Mrs France Pottie for their technical support.

REFERENCES

- Amis, A.A., & Miller, J.H. (1982). The elbow. *Clin Rheum Dis*, 8, 571-593.
- Bartlett, M.D., Wolf, L.S., Shurtleff, D.B., & Stahell, L.T. (1985). Hip flexion contractures: a comparison of measurement methods. *Arch Phys Med Rehabil*, 66, 620-625.
- Brière, A., Gravel, D., & Nadeau, S. Reliability of passive hip extension mechanical parameters in healthy subjects. In preparation.
- Gajdosik, R.L., & Lusin, G. (1983). Hamstring muscle tightness: reliability of an Active-Knee-Extension Test. *Phys Ther*, 63, 1085-1088.
- Gajdosik, R.L., & Bohannon, R.W. (1987). Clinical measurement of range of motion: Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther*, 67, 1867-1872.
- Gajdosik, R.L. (1991). Passive compliance and length of clinically short hamstring muscles of healthy men. *Clin Biomech*, 6, 239-244.
- Gajdosik, R.L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech*, 16, 87-101.
- Gedalia, A., Press, J., Klein, M., & Buskila, D. (1993). Joint hypermobility and fibromyalgia in schoolchildren. *Ann Rheum Dis*, 52, 494-496.
- Gleim, G. W., & McHugh, M. P. (1997). Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports medicine*, 5 (Nov. 24), 289-299.
- Goeken, L., & Hof, L. (1993). Instrumental straight-leg raising : results in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 74, 194-203.
- Halbertsma, J.P., Bolhuis, A.I., & Göeken, L.N.H. (1996). Sport stretching: Effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Arch Phys Med Rehabil*, 77, 688-692.
- Halbertsma, J. P., Goeken, L.N., Hof, A.L., Groothoff, J.W., & Eisma, W. H. (2001). Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 232-238.

Harlaar, J., Becher, J.G., Snijders, C.J., & Lankhorst, G.J. (2000). Passive stiffness characteristics of ankle plantar flexors in hemiplegia. *Clin Biomech*, 15, 261-270.

Kraus, H., & Eisenmenger-Weber, S. (1945). Evaluation of posture based on structural and functional measurements. *Phys Ther Rev*, 25, 261-271.

Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C.L., & Dumas, F. (1997). Impaired viscoelastic behaviour of spastic plantarflexors during passive stretch at different velocities. *Clin Biomech*, 12, 508-515.

Lee LW, K.D., Della Croce U. (1997). Dynamic implications of hip flexion contractures. *Am J Phys Med Rehabil*, 76, 502-508.

Magee, D. J. (1997). *Orthopedic Physical Assessment*. 3e édition. W.B. Saunders Company. Philadelphia, PA.

Magnusson, S.P., Aagard, P., Simonsen, E., & Bojsen-Moller, F. (1998). A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int J Sports Med*, 19, 310-316.

Pilon, F., Gravel, D., Nadeau, S., Arsenault, B., & Tremblay, L. (2004). Influence de la lordose thoraco-lombaire et d'un étirement statique sur la raideur articulaire de la cheville. *Physio-Québec*, 29, 16-17.

Roberson, L., & Giurintano, D.J. (1995). Objective measures of joint stiffness. *J Hand Ther*, 8, 163-166.

Salsich, G.B., & Mueller, M.J. (2000). Effect of plantar flexor muscle stiffness on selected gait characteristics. *Gait and Posture*, 11, 207-216.

Scott, M.G., & French, E. (1950). *Evaluation in physical education*. C V Mosby Co: St. Louis, Mo.

Shimada, T. (1996). Factors affecting appearance patterns of hip-flexion contractures and their effects on postural and gait abnormalities. *Kobe J Med Sci*, 42, 271-290.

Thomas, H. O. (1876). *Diseases of hip, knee and ankle joints, with their deformities, treated by new and efficient method*. Ed 2, Liverpool, Dobb.

Vrahas, M., Brand, R., Brown, T., & Andrews, J. (1990). Contribution of passive tissues to the intersegmental moments at the hip. *J Biomech*, 23, 357-362.

Table 1. Subjects' characteristics (means, 1 standard deviation (SD) and ranges)

CHARACTERISTICS	MEAN	SD	RANGE
Age (years)	44	16	20 – 63
Body mass (kg)	69.7	17.4	52.0 – 104.0
Height (cm)	164.7	9.0	155.0 – 183.0

Table 2. Subjects' (n = 10) individual scores sorted by increasing order of hip tightness at the Thomas test. Means and 1 standard deviation (SD) are also provided.

Subjects	Thomas		Active-Knee-Extension test (AKE) (°)	Toe-Touch test (cm)
	Hip angle (psoas)	Shank angle (rectus femoris)		
1	7*	26**	27***	32.3****
2	11	27	39	25.7
3	15	30	12	8.5
4	18	12	30	28.5
5	20	19	24	26.0
6	22	7	30	17.2
7	25	25	14	21.5
8	25	17	32	20.6
9	26	9	5	15.0
10	28	0	33	17.3
Mean	19.7	17.2	24.6	21.3
SD	6.9	10.0	10.8	7.1

* Positive values refer to hip extension angles.

** The shank angles indicate the position relative to the absolute vertical with positive values indicating a movement towards a knee extension position.

*** The knee flexion angles indicate the position relative to complete extension (0 degree).

**** Positive values represent values above the ground level.

Table 3. Subjects' (n = 10) individual scores obtained during the experimental measurements of hip stiffness for three experimental stiffness parameters at three knee positions. Means and 1 standard deviation (SD) are also provided.

Subjects	Experimental parameters of stiffness											
	Knee at 0° (K0°)			Knee at 45° (K45°)			Knee at 90° (K90°)					
	Moment (N.m)*	Angle (°)**	Stiffness coefficient (N.m/°)	Moment (N.m)	Angle (°)	Stiffness coefficient (N.m/°)	Moment (N.m)	Angle (°)	Stiffness coefficient (N.m/°)	Moment (N.m)	Angle (°)	Stiffness coefficient (N.m/°)
1	40.10	34.39	0.98	40.68	29.46	0.15	38.27	23.52	0.91			
2	30.47	26.08	0.05	35.74	22.79	0.48	29.89	19.34	0.17			
3	16.63	29.83	0.31	14.77	29.32	0.37	9.55	19.77	0.15			
4	23.20	26.09	0.58	18.41	13.80	0.26	18.19	5.82	0.34			
5	11.21	10.33	0.54	18.92	16.78	0.10	21.92	5.51	0.27			
6	21.68	24.42	0.36	21.74	14.57	0.47	15.93	1.06	0.31			
7	20.07	40.13	0.32	17.13	35.12	0.20	14.16	15.65	0.05			
8	10.94	18.21	0.29	14.67	16.73	0.18	13.08	4.02	0.32			
9	13.66	26.16	0.27	14.65	28.79	0.24	12.01	18.93	0.10			
10	11.37	27.81	0.35	8.33	9.25	0.03	6.20	-3.26	0.17			
Mean	19.93	26.35	0.41	20.50	21.66	0.25	17.92	11.04	0.28			
SD	9.50	8.13	0.25	10.05	8.61	0.15	9.76	9.40	0.24			

* Positive values refer to a passive flexion moment of the hip flexion structures.

** Positive values refer to hip extension angles.

Table 4. Spearman rank-correlation coefficients (r_s) for the associations between experimental parameters (moment, angle and stiffness coefficient) and clinical scores at the Thomas tests (hip and shank angles) for ten healthy subjects.

		Experimental parameters		
		Knee at 0° (K0°)		
Clinical Scores		Moment	Angle	Stiffness coefficient
Thomas	Hip angle	-0.69*	-0.06	-0.27
	Shank angle	0.35	0.27	-0.16
		Knee at 45° (K45°)		
		Moment	Angle	Stiffness coefficient
Thomas	Hip angle	-0.82**	-0.35	-0.39
	Shank angle	0.46	0.72*	-0.26
		Knee at 90° (K90°)		
		Moment	Angle	Stiffness coefficient
Thomas	Hip angle	-0.73*	-0.69*	-0.44
	Shank angle	0.38	0.81**	-0.10

* Significant correlation at 0.05.

** Significant correlation at 0.01.

Table 5. Spearman rank-correlation coefficients (r_s) for the associations between experimental parameters (moment, angle and stiffness coefficient) and clinical scores at the Active-Knee-Extension test (AKE) and the Toe-touch test for ten healthy subjects.

		Experimental parameters		
		Knee at 0° (K0°)		
Clinical Scores		Moment	Angle	Stiffness coefficient
AKE		0.12	-0.37	-0.04
Toe-touch		0.43	-0.05	0.58
		Knee at 45° of flexion (K45°)		
		Moment	Angle	Stiffness coefficient
AKE		0.18	-0.62*	0.03
Toe-touch		0.62*	0.03	-0.27
		Knee at 90° of flexion (K90°)		
		Moment	Angle	Stiffness coefficient
AKE		0.21	-0.43	0.43
Toe-touch		0.82**	0.18	0.59

* Significant correlation at 0.05.

** Significant correlation at 0.01.

FIGURES LEGEND

Figure 1

Clinical measures of tightness. A: Hip angle (psoas tightness) during the Thomas test. B: Shank angle (rectus femoris tightness) during the Thomas test. C: Knee angle (hamstring tightness) during the Active-Knee-Extension test (AKE). D: Distance from the tip of the right middle finger to the ground (tightness of the posterior chain muscles) during the Toe-touch test.

Figure 2

Experimental measures of hip stiffness. A: Experimental apparatus. B: Subject positioning.

Figure 3

Scatterplots of the relation between the clinical scores of the Thomas test (shank angle) and the experimental angle parameter for the three knee positions ($K0^\circ$, $K45^\circ$ and $K90^\circ$). Positive values (Y-axis) indicate the angles between the shank segment and the vertical line in a knee extension direction at the Thomas test.

Figure 4

Scatterplots of the relation between the clinical scores of the Thomas test (hip angle) and the experimental angle parameter for the three knee positions ($K0^\circ$, $K45^\circ$ and $K90^\circ$). Positive values (Y-axis) indicate hip extension angles at the Thomas test.

Figure 5

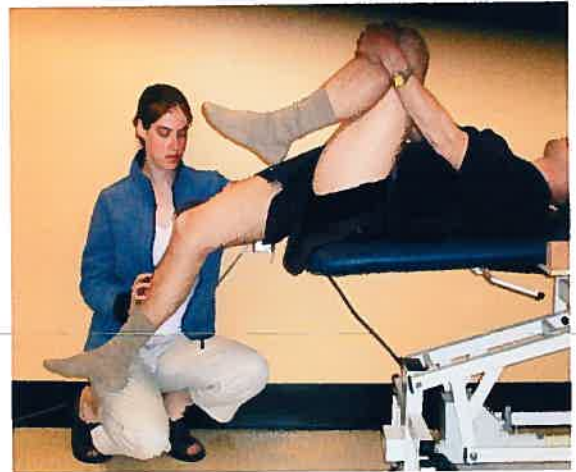
Scatterplots of the relation between the clinical scores of the Toe-touch test and the experimental moment parameter for the three knee positions ($K0^\circ$, $K45^\circ$ and $K90^\circ$). Positive values (Y-axis) indicate distances above ground level (0 cm) at the Toe-Touch test.

Figure 6

Examples of moment-angle curves of two subjects (s#1 and s#2) for one trial taken at the K90° knee position. S#1 and s#2 presented a Thomas angle of 7° and 11°, respectively. A: Maximal moments and angles stem from the moment-angle curves of each subject. B: Moment values taken at a common angle across the two subjects. C: Angle values taken at a common moment across the two subjects. Positive values refer to passive flexion moments of the hip anterior structures on the Y-axis.



A



B

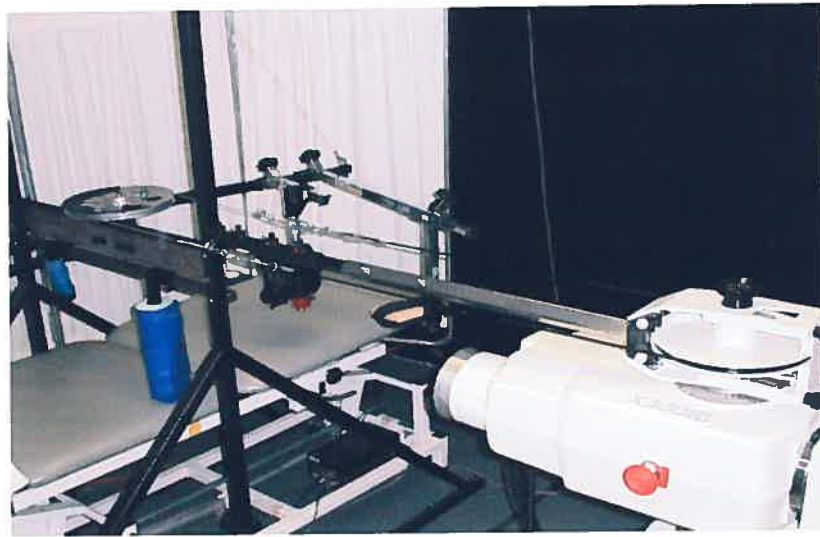


C

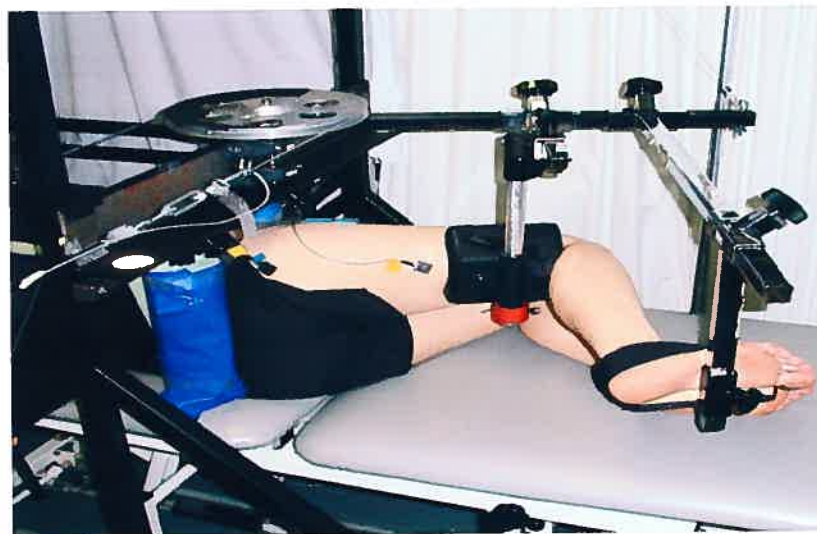


D

Figure 1



A



B

Figure 2

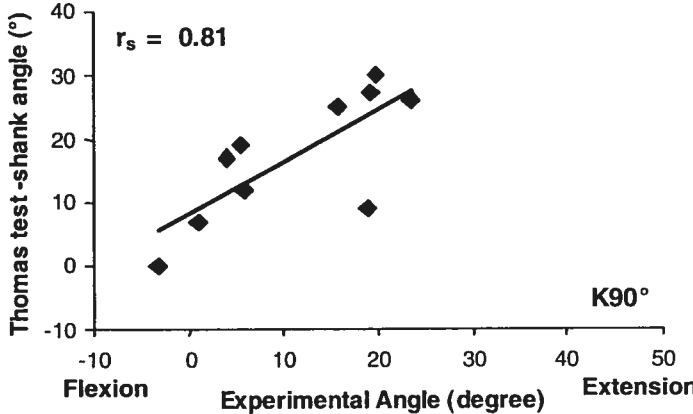
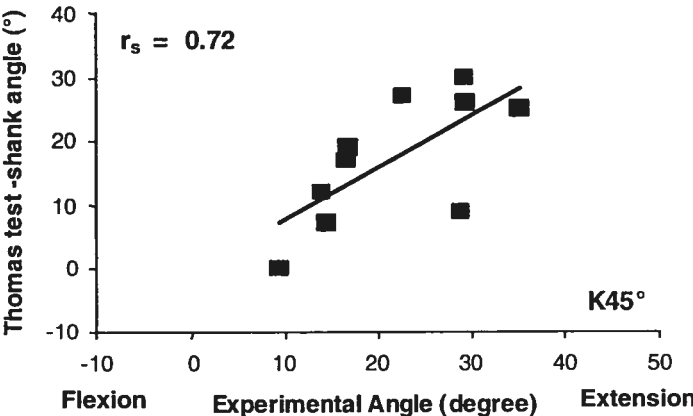
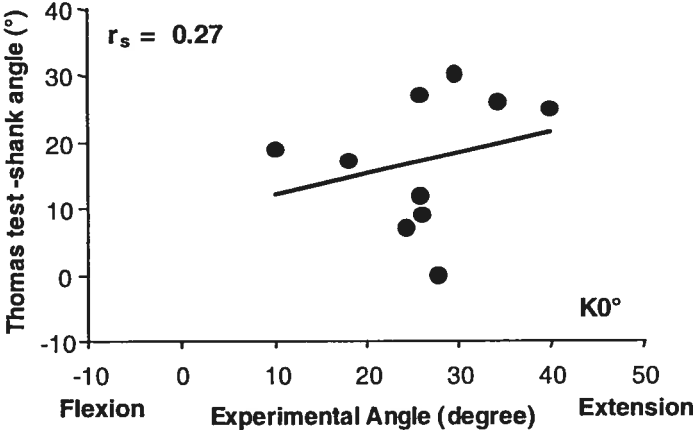


Figure 3

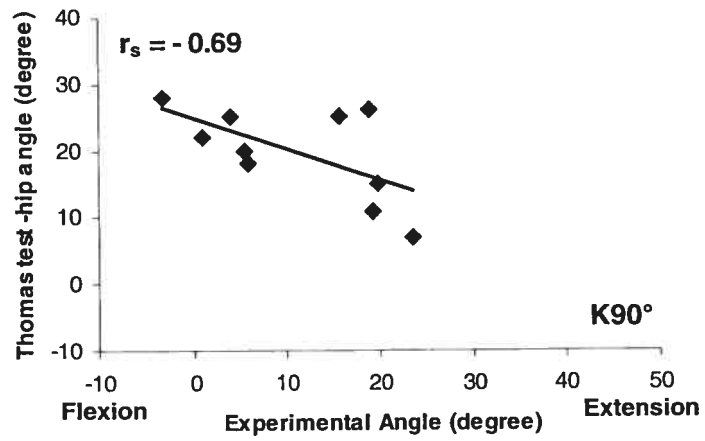
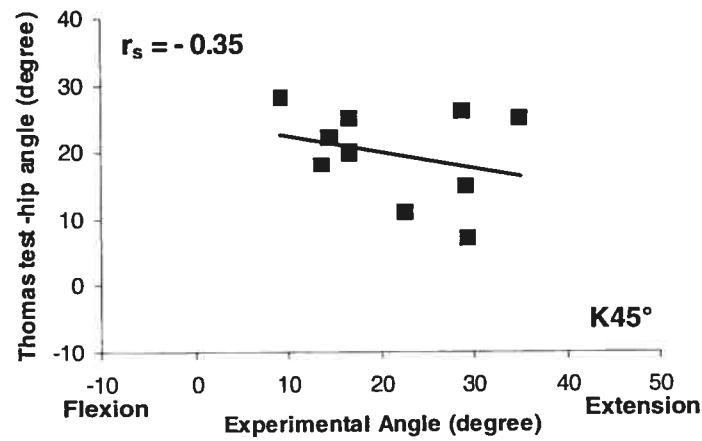
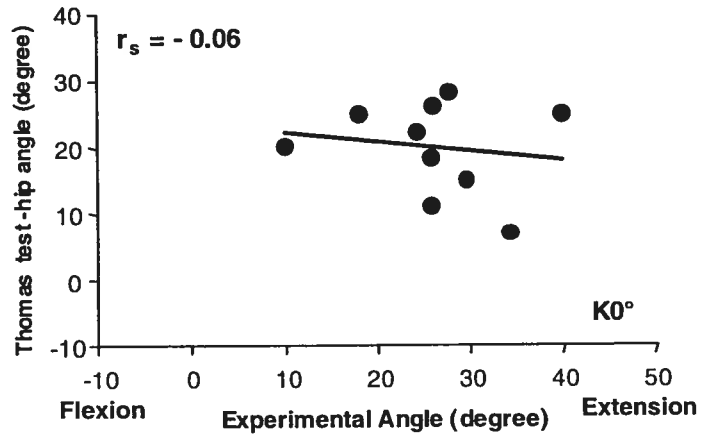


Figure 4

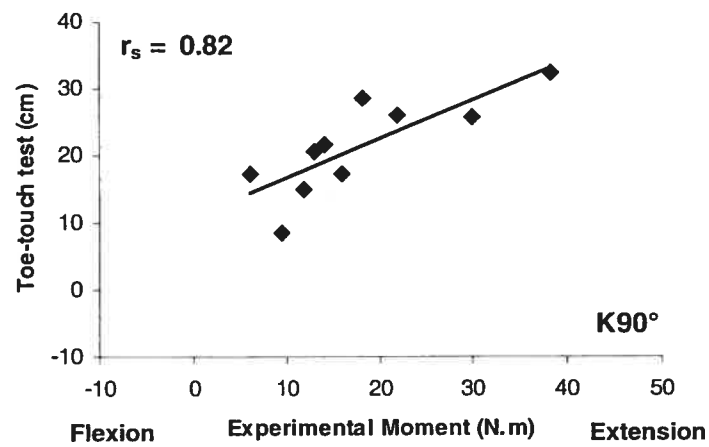
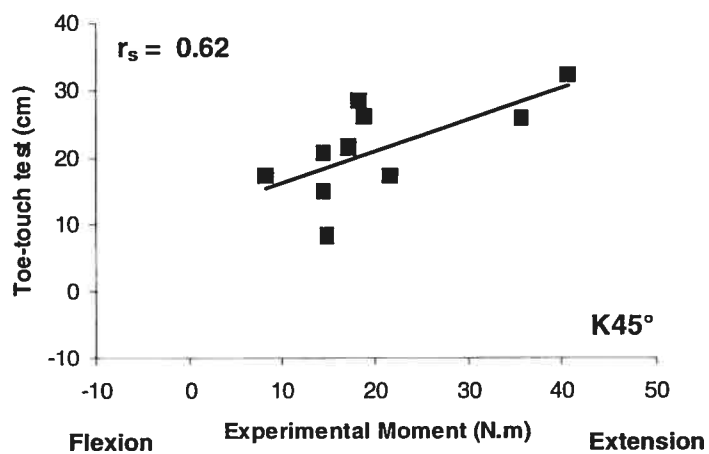
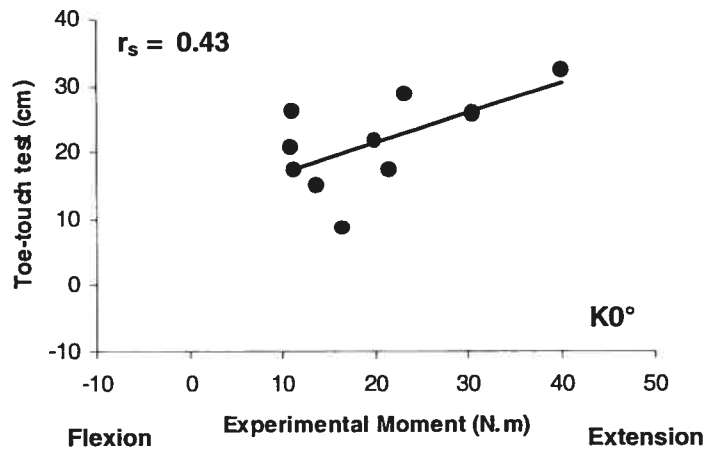


Figure 5

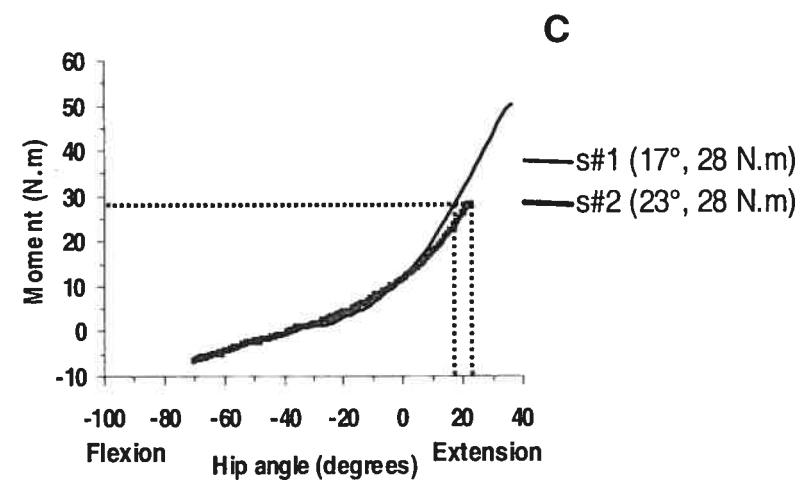
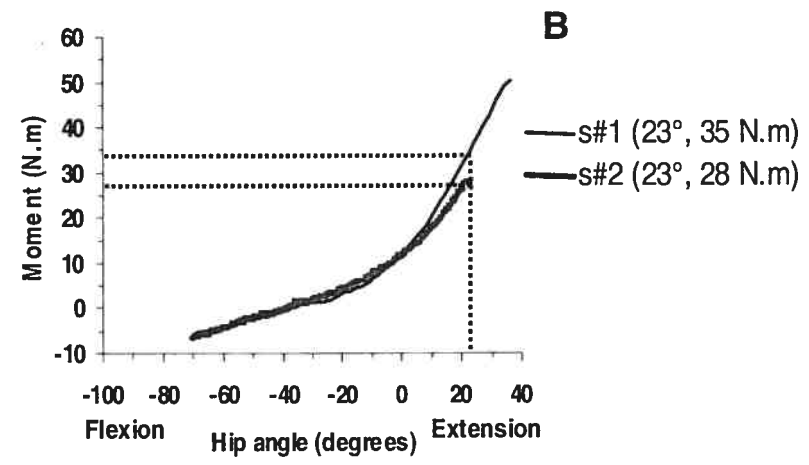
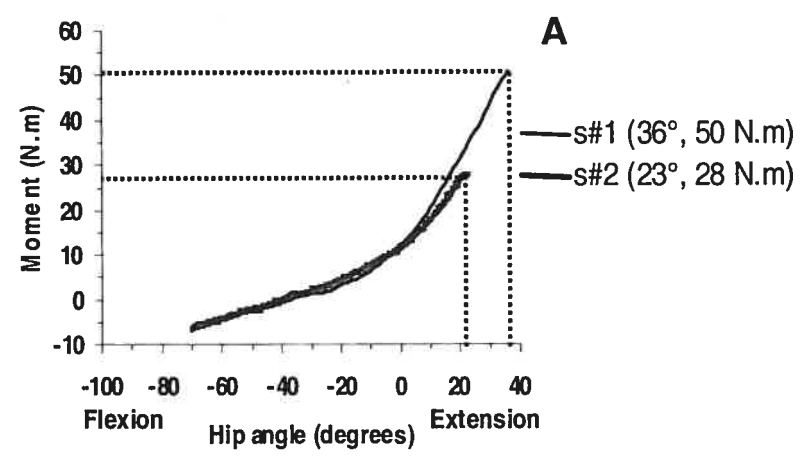


Figure 6

CHAPITRE 4 DISCUSSION

La présente étude a permis d'établir, chez un groupe de vingt sujets sains, la variabilité associée aux essais et la fidélité reliée aux jours des mesures expérimentales de raideur associées au mouvement d'extension de la hanche. Cette fidélité a été quantifiée pour trois paramètres de raideur (angle, moment et coefficient de rigidité) et ce, pour trois positions différentes du genou. Cette étude a également permis d'examiner chez dix des vingt sujets, la relation entre trois mesures cliniques de raideur et les mesures expérimentales de raideur des structures antérieures de la hanche. La théorie de la généralisabilité a été utilisée pour déterminer la fidélité des paramètres d'évaluation de la raideur par le calcul des coefficients de généralisabilité, des indices de dépendabilité et des écarts-types de l'erreur de mesure (ETM). Les coefficients ont été interprétés selon la classification suggérée par Portney et Watkins (2000): un coefficient égal ou supérieur à 0.75 indiquait une bonne fidélité, un coefficient entre 0.50 et 0.75 indiquait une fidélité modérée et un coefficient sous 0.50 désignait une faible fidélité. Les résultats portant sur la fidélité ont été présentés et discutés dans l'article #1 (chapitre 3). De plus, afin d'examiner les relations entre les mesures expérimentales et cliniques de raideur à la hanche, une étude de type corrélative a été réalisée. Les corrélations de Spearman obtenues dans cette étude ont été présentées et discutées dans l'article #2 (chapitre 3). Certains aspects des discussions de ces deux articles seront repris dans la présente section et d'autres seront ajoutés afin de compléter la discussion des résultats de ce mémoire. Premièrement, la fidélité pour les trois paramètres d'évaluation de la raideur aux trois positions du genou sera discutée à l'aide des résultats des études G et D (modèle aléatoire: un jour, 5 essais) de la théorie de la généralisabilité. L'influence de la position du genou sur la fidélité, ainsi que sur les valeurs des paramètres d'évaluation de la raideur en extension à la hanche sera également abordée dans ce premier point. Deuxièmement, les

résultats des corrélations entre les mesures des tests cliniques et les mesures expérimentales de raideur des structures antérieures de la hanche seront discutés. Finalement, les limites de l'étude seront présentées.

4.1 Fidélité des trois paramètres d'évaluation de la raideur à la hanche lors du mouvement d'extension pour trois positions du genou

La fidélité des paramètres sera discutée davantage de façon générale en ajoutant quelques distinctions entre les trois analyses de fidélité effectuées à partir des mêmes courbes moment-angle de chaque sujet.

La variabilité inter-essais s'est avérée faible pour l'ensemble des paramètres et des positions du genou. En effet, selon les résultats de l'étude G effectuée pour 2 jours et 3 essais, les variances associées aux essais, à l'exception de la variance résiduelle (soit les variances essai, essai-jour et sujet-essai), représentaient au total moins de 1.7% de la variance totale (Tableaux 2, 4 et 6 de l'article #1). Par contre, la variance associée au facteur jour est apparue plus importante en particulier avec un effet sujet-jour dominant. Ce dernier pouvait représenter jusqu'à 58% de la variance totale dans le cas du paramètre rigidité. L'hypothèse #1 qui disait que les mesures de raideur en extension à la hanche seraient fidèles d'un essai à l'autre lors d'un même jour et que la fidélité serait plus grande pour les mesures effectuées lors d'essais successifs dans un même jour que pour celles prises sur des jours différents, est donc vérifiée. Ces résultats concordent avec ceux de Vrahas et al. (1990). En effet, ceux-ci ont également obtenu une fidélité inter-essai supérieure (variabilité moyenne entre les essais lors d'un même jour : $0.75 \text{ Nm} \pm 0.6 \text{ Nm}$) à la fidélité test-retest (variabilité moyenne entre les essais lors de jours différents : 4.4 Nm).

L'effet systématique jour révélé dans l'étude G et ayant influencé la fidélité pourrait premièrement s'expliquer par un décalage survenu lors du positionnement des sujets pour l'enregistrement de la position de référence au jour 2 par rapport au jour 1. En effet, si l'angle de référence est davantage en flexion au jour 2 par rapport au jour 1, les moments seront plus élevés au jour 2 pour un angle commun sur les courbes moment-angle de chacun des jours. L'importance de ce décalage peut être appréciée à la figure #3 de l'article #1 où des augmentations de moment et des diminutions d'angle sont constatées entre le jour 1 et le jour 2 pour toutes les positions du genou. Pour le paramètre rigidité, les changements systématiques sont variables: il augmente pour la position genou à 0° (K0°), demeure stable pour la position genou fléchi à 45° (K45°), mais diminue pour la position genou fléchi à 90° (K90°). Ce comportement particulier du paramètre rigidité s'expliquerait probablement par l'effet de la décélération dont il sera question plus loin dans la discussion.

Deuxièmement, il est possible qu'une erreur systématique d'alignement du centre de rotation de la hanche (partie supérieure du grand trochanter) avec le centre de la poulie du montage se soit produite. En effet, Andriacchi, Andersson, Fermier, Stern et Galante (1980), ainsi que Andriacchi et Strickland (1985) ont rapporté une erreur moyenne de 0.79 cm lors de l'estimation du centre de rotation dans le plan sagittal de la hanche par la palpation de la partie supérieure du grand trochanter. De même, une erreur systématique mettant en cause la position du bassin et celle de la colonne lombaire ne peut être exclue considérant le couplage important entre, d'une part, les mouvements de l'articulation de la hanche et, d'autre part, ceux du bassin et de la colonne lombaire (Clayson, Newman, Debevec, Anger, Showlund et Kottke, 1962; Bohannon, Gajdosik et LeVeau, 1985). Ces erreurs pouvant expliquer l'effet systématique jour pourraient être réduites en utilisant les données d'angle enregistrées par un électrogoniomètre plutôt que celles fournies par le dynamomètre Biodex. L'avantage de l'électrogoniomètre est qu'il mesure directement l'angle entre le bassin et le fémur. De même, un système d'analyse

tridimensionnelle (3D) du mouvement pourrait être utilisé en s'assurant évidemment d'avoir des marqueurs placés à des endroits facilement identifiables et en prenant en considération les mouvements possibles du bassin et de la colonne lombaire. Avec ce système, les erreurs systématiques de décalage pourraient donc être plus facilement évitées, puisqu'il serait possible de repérer l'axe du fémur par rapport au bassin grâce aux coordonnées de chacun des marqueurs.

En plus de l'influence de cet effet systématique sur la fidélité des mesures de raideur à la hanche, les résultats de l'étude G ont également démontré un effet aléatoire important (12.88% à 58.44% de la variance totale), soit celui de l'interaction entre la variable sujet et la variable jour (sujet-jour). Cet effet signifie que certains sujets ont eu un accroissement de leurs valeurs de raideur au cours du deuxième jour par rapport au premier, alors que d'autres sujets ont enregistré une diminution ou sont demeurés stables. Ces variances élevées signifient aussi que l'ordre de classification des sujets les uns par rapport aux autres a varié d'un jour à l'autre. Enfin, la variance aléatoire résiduelle (interaction sujet-jour-essai) a également eu une influence sur la fidélité pour le paramètre rigidité, surtout dans la deuxième et la troisième analyse de fidélité (4.71% à 23.32% des variances totales). Les facteurs pouvant expliquer ces variations aléatoires sont les mêmes que ceux ayant été présentés précédemment pour expliquer l'effet systématique jour, sauf qu'ils seraient aléatoires d'un sujet à l'autre.

En général, la fidélité des paramètres moment et angle obtenue par l'étude D (modèle aléatoire pour 1 jour et 5 essais) s'est avérée modérée à bonne pour l'ensemble des positions du genou et celle de la rigidité, faible à modérée. Pour une même position du genou, il y avait une différence considérable entre la fidélité de ces trois paramètres et ce, plus particulièrement dans la deuxième et la troisième analyse de fidélité et davantage pour le paramètre rigidité par rapport aux deux autres paramètres (Tableaux 3, 5 et 7

de l'article #1). Par conséquent, l'hypothèse #2 qui stipulait que la fidélité serait similaire pour les trois paramètres d'évaluation de la raideur n'est pas vérifiée.

La différence de fidélité considérable de la rigidité par rapport aux deux autres paramètres pourrait s'expliquer par le fait qu'elle a été calculée (pente de la courbe moment-angle) uniquement pour un (1) degré de changement de mouvement et ce, aux extrémités des courbes moment-angle des sujets. À ces extrémités, certaines courbes commençaient à plafonner possiblement à cause de l'effet de la décélération à la fin du mouvement. La raison pour laquelle la fidélité de la rigidité s'est avérée plus élevée dans la première analyse de fidélité est qu'elle n'a pas été calculée à l'angle d'extension limite pour chacun des sujets. En effet, pour cette étude, un angle commun entre les sujets avait été sélectionné pour chacune des positions. Par conséquent, le sujet ayant eu l'angle d'extension maximale le plus petit déterminait l'angle commun entre tous les sujets. Ainsi, pour la grande majorité des autres sujets, le calcul de la rigidité n'a pas été fait à l'extrémité de la courbe moment-angle. En ce qui a trait aux différences de fidélité entre les paramètres angle et moment pour une même position du genou, elles étaient d'environ 10%, sauf quelques exceptions. Une explication possible de ces différences entre la fidélité de ces deux derniers paramètres sera fournie plus loin dans la discussion.

Pour un même paramètre, la fidélité s'est également avérée différente selon la position du genou, particulièrement pour le paramètre angle. Par conséquent, l'hypothèse #3 qui stipulait que la fidélité serait similaire pour les différentes positions du genou n'est pas vérifiée. Il est tout de même important de noter que cette différence de fidélité entre les positions du genou peut être attribuée à une influence de l'augmentation de la flexion du genou uniquement dans le cas de la troisième analyse de fidélité. En effet, dans la troisième analyse, le point de référence sur les courbes moment-angle où les valeurs pour chacun des paramètres ont été extraites était commun entre les positions du genou. Par conséquent, pour un même paramètre, la position du genou

devenait la seule variable pouvant influencer la fidélité. Pour ce qui est des deux autres analyses de fidélité, une partie de cette différence de fidélité entre les positions du genou pourrait être expliquée par l'amplitude de flexion du genou, mais il est impossible de l'isoler des autres facteurs pouvant faire varier les variances inter-sujets et les variances d'erreur.

De plus, en observant les valeurs moyennes des paramètres de raideur de la troisième analyse de fidélité à la figure #3 de l'article #1, il a été possible d'identifier une influence de la position du genou sur ces valeurs pour les paramètres moment et angle. En effet, avec l'augmentation de la flexion du genou, une hausse des moments, ainsi qu'une diminution de l'amplitude d'extension à la hanche ont été notées. Par contre, contrairement à ce qui était attendu, le paramètre rigidité a montré une baisse de sa valeur. Ceci pourrait être expliqué par le fait que la position $K90^\circ$ a déterminé le point de référence maximal commun aux trois positions pour extraire les données d'angle, de moment et de rigidité sur les courbes moment-angle pour chacun des sujets. Par conséquent, à cette position, la rigidité a été calculée aux extrémités des courbes entraînant donc, pour les raisons énumérées dans les paragraphes précédents, des valeurs moindre de rigidité par rapport aux autres positions du genou.

En ce qui a trait aux écarts-types de l'erreur de mesure (ETM), celles rapportées pour le paramètre moment (3.43 Nm à 6.65 Nm) sont comparables à la variabilité moyenne test-retest trouvée dans l'étude de Vrahas et al. (1990). Pour ce qui est du paramètre angle, en comparaison avec les valeurs d'erreurs associées aux mesures goniométriques, les ETMs se sont avérées plus élevées que les erreurs sur les mesures goniométriques rapportées par Boone et al. (1978) et par Ellis et Stowe (1982). En effet, d'après les résultats de Boone et al. (1978), les erreurs test-retests sont en moyenne de 3° à 4° , autant pour les membres supérieurs que pour les membres inférieurs et les erreurs inter-juges sont en moyenne de 6° pour les membres inférieurs, alors que dans la présente

étude, celles-ci se sont élevées jusqu'à 8.4° (Tableaux 3, 5 et 7 de l'article #1). Il est étonnant de constater que les erreurs des mesures expérimentales sur les angles sont plus élevées que celles obtenues en clinique, alors que plusieurs facteurs sont contrôlés, dont la force appliquée sur le segment évalué. Par contre, les sources possibles de l'effet systématique jour mentionnées précédemment pour les mesures expérimentales pourraient expliquer en partie pourquoi ces valeurs ETMs sont élevées pour l'angle. Une comparaison des ETMs relatives et absolues montrent que l'effet systématique jour peut expliquer des différences de 0.5° à 1.5° entre les jours.

Pour ce qui est du paramètre rigidité (Tableaux 3, 5 et 7 de l'article #1), aucune étude n'a encore rapporté de valeur ETM reliée à ce paramètre. Par contre, en regardant les valeurs moyennes de rigidité présentées à la figure #3 de l'article #1, il est possible de constater que les ETMs sont assez élevées par rapport à ces valeurs moyennes. Ils peuvent représenter entre 37% et 74% des valeurs moyennes des deux jours. Ces pourcentages élevés pourraient à nouveau être expliqués par le fait d'avoir calculé ce paramètre à l'extrémité de la courbe. En effet, la position genou à 90° , soit celle ayant déterminé les valeurs d'angle maximales communes aux trois positions du genou, a présenté le plus haut pourcentage d'erreur ($K90^\circ = 74\%$) par rapport aux deux autres ($K0^\circ = 40\%$; $K45^\circ = 37\%$). Face aux résultats trouvés pour le facteur rigidité, il est actuellement impossible de recommander l'utilisation de ce paramètre comme mesure de la raideur.

En conclusion, en regardant l'ensemble des résultats des trois études de fidélité, le paramètre moment ressort comme étant le plus fidèle peu importe les modèles d'analyse. Par conséquent, l'utilisation du moment pour évaluer la raideur lors d'études ou dans la pratique clinique serait à considérer. Par exemple, tel que suggéré par Bohannon et Lieber (1986), un dynamomètre manuel permettant d'évaluer le moment à un angle déterminé pourrait être utilisé afin de voir les effets d'un programme d'étirement à une articulation

donnée comme dans le cas de la deuxième analyse de fidélité. En ce qui a trait au but de la première analyse de fidélité, soit de différencier des sujets par rapport à leur niveau de raideur, le moment ou l'angle pourrait être choisi puisque leur fidélité s'est avérée similaire. De plus, dans une étude où le but serait de voir l'influence de la position du genou sur la réponse à un programme d'étirement, comme dans le cas de la troisième analyse de fidélité, le moment serait une fois de plus le paramètre de choix puisqu'il a présenté une fidélité similaire aux trois positions du genou. En ce qui concerne le choix de la position du genou pour évaluer la raideur à la hanche, celui-ci varie en fonction du paramètre choisi et de l'objectif de recherche qui lui détermine la méthode de sélection des paramètres sur les courbes moment-angle.

4.2 Relation entre les valeurs des paramètres quantifiant la raideur à la hanche et les valeurs obtenues par les mesures cliniques

Tout d'abord, étant donné les contraintes de temps, l'évaluation clinique a été réalisée sur un nombre restreint de sujets, soit dix des vingt sujets ayant participé à l'étude de fidélité. Les données des paramètres expérimentaux ont été extraites aux mêmes points que pour celles de la deuxième analyse de fidélité, soit aux limites maximales des courbes moment-angle pour chaque sujet et la moyenne de six essais recueillis sur deux jours a été retenue pour les corrélations.

Les analyses corrélatives effectuées entre les valeurs des paramètres expérimentaux et celles des tests cliniques de raideur évaluant les mêmes structures que celles ciblées par les mesures expérimentales ont révélé des associations significatives modérées à élevées entre le moment et le test de Thomas (angle mesuré à la hanche) pour les trois positions du genou. Des associations modérées et contraires à celles prévues ont également été trouvées entre le paramètre angle et le test de Thomas pour l'angle mesuré à la hanche à la position K90°, ainsi que pour l'angle mesuré entre le segment

jambe et la verticale aux positions K45° et K90° (Tableau 4 de l'article #2). Par conséquent, la première partie de l'hypothèse 4 concernant le lien entre les mesures cliniques et expérimentales évaluant les mêmes structures est partiellement vérifiée car le coefficient de rigidité n'a présenté aucune corrélation significative avec les résultats au test de Thomas (Tableau 4 de l'article #2).

Les coefficients de rigidité ayant été sélectionnés au même endroit sur les courbes moment-angle que dans la deuxième analyse de fidélité, cette absence de corrélation avec le test de Thomas pourrait à nouveau être expliquée par la façon choisie de les calculer. De plus, selon Halbertsma et al. (1996) et Magnusson et al. (1998), le lien entre les mesures statiques, donc le moment et l'angle et la mesure du coefficient de rigidité n'est pas évident car deux sujets peuvent avoir des amplitudes maximales différentes avec un même coefficient de rigidité. Par conséquent, ceci pourrait également expliquer l'absence de corrélation obtenue entre le test de Thomas qui utilise une mesure statique d'angle et le coefficient de rigidité calculé à partir d'une courbe moment-angle obtenue suite à un mouvement passif de l'articulation évaluée.

Les corrélations inverses à celles attendues entre le paramètre expérimental angle et la mesure d'angle à la hanche au test de Thomas, ainsi qu'entre ce même paramètre et l'angle entre le segment jambe et la verticale au test de Thomas s'expliquent par la décision de choisir les valeurs maximales des paramètres sur les courbes moment-angle. A priori, il était logique de choisir les valeurs expérimentales limites pour chacun des sujets pour faire les corrélations avec les tests cliniques, puisque les valeurs cliniques reflètent également les limites des sujets pour chacun de ces tests. Toutefois, comme l'a montré la figure 6-A de l'article #2, ces valeurs expérimentales limites ont fait en sorte de classer le sujet #1 (angle d'extension de 7° à la hanche au Thomas) comme étant le plus raide selon le paramètre moment (50 N.m) et le moins raide selon le paramètre angle (36°) par rapport au sujet #2 classé comme étant plus souple au test de Thomas (angle d'extension de 11° au Thomas). Les

valeurs d'angle au test de Thomas ont donc corrélé dans le sens attendu avec le paramètre moment, mais à l'inverse de ce qui était attendu avec le paramètre expérimental angle. Par conséquent, il est suggéré que ces deux paramètres ne mesurent pas exactement le même aspect de la raideur lorsque les valeurs d'angle et de moment sont extraites aux extrémités des courbes moment-angle des sujets. En effet, selon Halbertsma et al. (1996), l'angle maximal dépend du moment maximal toléré par le sujet. L'angle expérimental serait donc davantage une mesure de la tolérance à l'étirement. Dans la présente étude, lors des mesures expérimentales, les amplitudes maximales ont été déterminées par l'évaluateur qui amenait la jambe des sujets au maximum de l'amplitude d'extension tolérée, alors qu'au test de Thomas, seule la gravité agissait sur le segment cuisse pour tous les sujets. Par conséquent, la composante de tolérance à l'étirement n'a pas été évaluée au test de Thomas, les angles d'extension à la hanche ayant été mesurés pour un moment (la gravité) propre à chaque sujet. Considérant ceci, les corrélations avec les tests cliniques devraient être effectuées pour des valeurs d'angle extraites à un moment commun entre les sujets et vice-versa pour le paramètre moment, tel qu'illustré aux figures 6-B et 6-C de l'article #2. Ceci est tout à fait cohérent avec le premier article qui suggérait de prendre cette façon de procéder dans les études de type corrélative.

De plus, des analyses inter corrélatives (coefficient de corrélation de Pearson (r)) entre les paramètres angle et moment effectuées sur les données des vingt sujets n'ont révélé aucune association significative ($r < 0.46$) pour les valeurs utilisées dans la deuxième et troisième analyses de fidélité, soit celles où les valeurs d'angle et de moment ont été extraites aux limites des courbes moment-angle. Par contre, des associations significatives élevées ($r > 0.81$) entre les paramètres angle et moment ont été trouvées pour les valeurs de la première analyse de fidélité et ce, aux trois positions du genou. Dans cette première analyse, les valeurs d'angle et de moment avaient été sélectionnées respectivement, à un moment et à un angle commun à travers tous les sujets

pour chacune des positions du genou. Des analyses subséquentes ont montré que les trois paramètres de cette première analyse classaient les sujets dans le même ordre selon leur niveau de raideur en extension à la hanche. De plus, chez les dix sujets de l'article #2, des analyses corrélatives additionnelles entre les angles à la hanche obtenus au test de Thomas et les valeurs expérimentales d'angle extraites pour un moment commun ont révélé une corrélation positive significative de 0.73 à la position $K0^\circ$. Ce dernier résultat indiquait que les sujets ayant les angles les moins grands au test de Thomas présentaient aussi les angles expérimentaux les moins grands en extension. La relation avec le paramètre expérimental moment était aussi dans le sens attendu. Bref, ces analyses appuient la recommandation d'extraire les valeurs des paramètres d'évaluation de la raideur à des points de référence communs entre les sujets sur les courbes moment-angle, lorsque des corrélations avec des tests cliniques sont effectuées. Il faut également noter que ces absences d'association entre les paramètres angle et moment pour les analyses deux et trois de l'article #1 pourraient également expliquer, en partie, les différences plus importantes observées (point discuté à la section 4.1) entre les coefficients de fidélité pour une même position du genou obtenues lors de ces deux analyses.

En somme, les corrélations les plus élevées entre les mesures cliniques spécifiques et les mesures expérimentales se sont avérées être celles entre le test de Thomas (angle d'extension à la hanche) et le paramètre moment. Par conséquent, ces résultats appuient l'utilisation du test de Thomas pour évaluer la raideur des structures antérieures de la hanche. Il semble donc que l'angle d'extension à la hanche mesuré au Thomas est restreint par le moment passif des structures antérieures de la hanche. Il est à remarquer que cette corrélation suggère que le moment créé par la pesanteur du membre inférieur est relativement constant d'un sujet à l'autre et qu'il intervient peu pour modifier le lien entre le moment passif et l'angle. De plus, cette association entre le moment expérimental et la mesure d'angle au Thomas indique également que 67% de la valeur expérimentale du moment est expliquée par la différence de

raideur des structures antérieures de la hanche entre les sujets au test de Thomas.

Les analyses corrélationnelles entre les mesures expérimentales et cliniques évaluant des structures antagonistes ont révélé des liens entre les paramètres angle (et moment) et les mesures cliniques soit, le test de flexion antérieure du tronc en position debout et le test d'extension active du genou (Tableau 5 de l'article #2). Par conséquent, la deuxième partie de l'hypothèse 4, qui stipulait que les corrélations seraient de faibles à modérées entre les mesures expérimentales et cliniques dans le cas où ces deux types de tests n'évaluent pas les mêmes structures n'est pas complètement vérifiée. En effet, certaines relations, parfois élevées ont été obtenues. L'idée que la raideur soit un phénomène général serait donc plausible, mais d'autres études sont nécessaires afin d'appuyer ces résultats et d'expliquer l'origine de ce phénomène. Selon une étude récente de Pilon et al. (2004), ce phénomène général pourrait provenir des interactions entre les chaînes musculaires et les fascias aux articulations évaluées. En ce qui a trait à l'influence de la position du genou sur les associations entre le moment et le test de flexion antérieure du tronc en position debout, ainsi qu'entre le paramètre angle et la mesure d'angle à la hanche et d'angle entre la vertical et le segment jambe au test de Thomas, d'autres études sont requises afin de mieux comprendre les causes de celle-ci.

4.3 Limites de l'étude

La principale limite de cette étude est certainement la façon dont le coefficient de rigidité a été calculé. En effet, puisqu'il a été calculé en fin de courbe où pour certains sujets la pente avait commencé à diminuer, la variance entre les sujets s'en est trouvée réduite. La fidélité des mesures étant inversement proportionnelle à l'homogénéité de l'échantillon (Crocker et Algina, 1986), celle-ci s'est avérée très faible pour ce paramètre. Cette faible fidélité du

coefficient de rigidité a probablement influencé également les résultats de l'analyse corrélacionnelle de ce paramètre avec les tests cliniques.

Par ailleurs, la fidélité des trois paramètres évaluant la raideur à la hanche a aussi été diminuée par un effet systématique jour ainsi qu'un effet aléatoire de l'interaction entre les variables sujet et jour. Ces effets systématiques auraient probablement pu être diminués ou même éliminés par l'utilisation d'un électrogoniomètre ou d'un système d'analyse 3D du mouvement (Optotrak) permettant de suivre les mouvements entre le bassin et le fémur. Ces deux méthodes pourraient également permettre d'analyser l'influence des mouvements du bassin sur les mesures de raideur en extension à la hanche. En effet, bien que les mouvements du bassin ait été contrôlés le plus possible par des appuis au niveau des épines iliaques postéro-supérieures et antéro-supérieures, il est impossible de vérifier que le mouvement d'extension s'est produit uniquement à la hanche sans aucune participation du bassin.

En ce qui a trait à l'analyse corrélacionnelle, les plus importantes limites sont le nombre restreint de sujets et le fait d'avoir sélectionné les valeurs expérimentales aux extrémités des courbes moment-angle pour chacun des sujets. Dorénavant, des valeurs expérimentales pour des points communs entre les sujets devront être retenues pour les analyses corrélacionnelles avec des mesures cliniques de raideur et celles-ci devront être réalisées chez un plus grand nombre de sujets. De plus, bien que les corrélacions entre le paramètre moment et le test de Thomas (angle mesuré à la hanche) se soient avérées élevées, elles auraient peut-être pu être augmentées en fixant le genou dans les mêmes positions lors du test de Thomas que pour l'évaluation expérimentale des paramètres de raideur. La raideur du droit fémoral à la hanche aurait donc été prise en considération de la même façon dans les deux types d'évaluation.

Il serait aussi intéressant de faire des corrélacions entre les valeurs expérimentales de moment et les valeurs de moment à la hanche au test de

Thomas recueillies à l'aide d'un dynamomètre manuel, afin de voir si ces corrélations seraient plus élevées, le moment étant ressorti comme le paramètre le plus fidèle dans l'étude de fidélité. De plus, il est important de noter que la correction pour l'effet de la gravité effectuée sur les mesures d'angle au genou lors du test de Thomas (article #2) auraient pu être évitée si, pour cette mesure, les sujets avaient été repositionnés avec la cuisse à plat sur la table d'évaluation, les jambes dans le vide à partir du creux poplité et non des ischions. Par conséquent, cette position devrait être privilégiée pour évaluer cliniquement la raideur de droit fémoral.

Enfin, il faut mentionner que les résultats de la présente étude ne peuvent être généralisés qu'à des sujets sains. D'autres études sont donc nécessaires afin de voir si les résultats de la fidélité et des corrélations trouvés dans la présente étude peuvent être généralisés à une population de patients comme par exemple, ceux ayant subi une chirurgie de remplacement de la hanche.

CHAPITRE 5

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

En réadaptation, les cliniciens travaillent fréquemment auprès de clients présentant de la raideur articulaire à la hanche. Celle-ci peut également être présente à un degré moindre chez les sujets sains et entraîner diverses compensations posturales. Pourtant, aucune étude n'avait encore traité de manière exhaustive de la fidélité des mesures de raideur passive à la hanche en utilisant différents paramètres d'évaluation de la raideur, ainsi qu'en variant les positions du genou. Les résultats de la présente étude, bien qu'ils ne peuvent être généralisés qu'à une population saine, fournissent une base pour l'évaluation de la raideur à la hanche chez des sujets atteints de pathologies et pourront par la suite, permettre d'apprécier les différences entre ces deux populations.

Cette étude de fidélité a permis de déterminer que le moment et l'angle étaient les deux meilleurs paramètres pour évaluer la raideur à la hanche en laboratoire lors du mouvement d'extension. Quant à la rigidité, celle-ci devra être à nouveau analysée en s'assurant de la calculer dans une phase à vitesse constante de la courbe moment-angle. Un calcul de la rigidité sur une plage de valeurs plus grande pourrait aussi augmenter sa fidélité. Les résultats n'ont pas permis de déterminer la position du genou la plus fidèle, puisque celle-ci variait en fonction du paramètre d'évaluation choisi et de l'objectif de recherche.

Cette étude a également fourni des valeurs de référence pour les paramètres angle et moment auxquelles pourront se référer les chercheurs dans de futures études. De plus, les erreurs standards de mesures associées aux paramètres angle et moment pourront être utilisées dans des études sur l'efficacité de programmes d'étirement à la hanche. En somme, cette méthode d'évaluation de la raideur à la hanche, suite à certaines améliorations

principalement dans le positionnement des sujets d'un jour à l'autre, pourra permettre d'établir la contribution réelle des structures passives lors de tâches fonctionnelles.

En général, les analyses corrélatives ont montré que les tests cliniques et les mesures expérimentales évaluaient les mêmes structures. Cependant, les paramètres moment et angle n'évaluaient pas les mêmes composantes de raideur selon la méthode de sélection de ceux-ci sur la courbe moment-angle. Dans de futures études, il faudra tenir compte de ce fait pour établir les liens entre des mesures de raideur cliniques et expérimentales. Cette étude supporte le fait que le test de Thomas évalue réellement la raideur des structures antérieures à la hanche. Par ailleurs, les résultats ont suggéré la présence d'un phénomène général de raideur. Il importe donc que les cliniciens évaluent aussi la raideur de façon globale, afin d'en déterminer l'influence sur les mesures spécifiques. Somme toute, cette étude constitue une première étape vers une meilleure compréhension et évaluation de la raideur articulaire à la hanche.

CHAPITRE 6 BIBLIOGRAPHIE

Amis, A.A., & Miller, J.H. (1982). The elbow. *Clin Rheum Dis*, 8, 571-593.

Andriacchi, T.P., Andersson, G.B., Fermier, R.W., Stern, D., & Galante, J. O. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg [Am]*, 62, 749-757.

Andriacchi, T.P., & Strickland, A.B. (1985). Lower limb kinetics applied to the study of normal and abnormal walking. In : *Biomechanics of Normal and Pathological Human Articulating Joints*. NATO Advanced Study Institutes. Edited by Berme, N., Engin, A.E. and Correia da Silva, K.M. Dordrecht. Martiuns Nijhoff.

Bartlett, M.D., Wolf, L.S., Shurtleff, D.B., & Stahell, L.T. (1985). Hip flexion contractures: a comparison of measurement methods. *Arch Phys Med Rehabil*, 66, 620-625.

Bloom, W., & Fawcett, D. W. (1975). *A textbook of histology*, 10th ed. Philadelphia.

Bohannon, R.W. (1982). Cinematographic analysis of the passive straight-leg-raising test for hamstring muscle length. *Phys Ther*, 62, 1269-1274.

Bohannon, R.W, Gajdosik, R., & LeVeau, B. (1985a). Contribution of pelvic and lower limb motion to increases in the angle of passive straight leg raising. *Phys Ther*, 65, 474-476.

Bohannon, R.W, Gajdosik, R., & LeVeau, B. (1985b). Relationship of pelvic and thigh motions during unilateral and bilateral hip flexion. *Phys Ther*, 65, 1501-1504.

Bohannon, R.W., & Lieber, C. (1986). Cybex II isokinetic dynamometer for passive load application and measurement: Suggestion from the field. *Phys Ther*, 66, 1407.

Boone, D.C., Azen, S. P., Lin, C.M., Spence, C., Baron, C., & Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther*, 58, 1355-1390.

Brennan, R., & Kane, M. (1977). An index of dependability for mastery tests. *J Educ Measurem*, 14, 277-289.

Brière, A., Gravel, D., & Nadeau, S. Reliability of passive hip extension mechanical parameters in healthy subjects. In preparation.

Clayson, S.J., Newman, I.M., Debevec, D.F., Anger, R.W., Showlund, H. V., & Kottke, F.J. (1962). Evaluation of mobility of hip and lumbar vertebrae of normal young women. *Arch of phys med rehabil*, 43, 1-8.

Crocker, L. & Algina, J. (1986). Introduction to classical and modern test theory. Harcourt Brace Jovanovich College: Florida.

Cronbach, L.J., Glester, G.C., Nanda, H., & Rajaratnam, N. (1972). The dependability of behavioral measurements: theory of generalizability for scores and profiles. New York.

Cuthbertson, J. (1952). Measurements of the range of active motion in selected joints. M.A. Stanford University.

Ellis, M.L., & Stowe, J. (1982). The hip. *Clin Rheum Dis*, 8, 655-675.

Gajdosik, R.L., & Lusin, G. (1983). Hamstring muscle tightness: reliability of an Active-Knee-Extension Test. *Phys Ther*, 63, 1085-1088.

Gajdosik, R.L., & Bohannon, R.W. (1987). Clinical measurement of range of motion: Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther*, 67, 1867-1872.

Gajdosik, R.L. (1991). Passive compliance and length of clinically short hamstring muscles of healthy men. *Clin Biomech*, 6, 239-244.

Gajdosik, R.L. (1997). Influence of age on calf muscle length and passive stiffness variables at different stretch velocities. *Isokinetics Exer Sci*, 6, 163-174.

Gajdosik, R.L., Linden, D.W., Williams, A.K. (1999). Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys Ther*, 79, 827-838.

Gajdosik, R.L., Vander, D.W., & Linden, A.K. (1999). Concentric isokinetic torque characteristics of the calf muscles of active women aged 20-84 years. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29, 181-190.

Gajdosik, R.L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech*, 16, 87-101.

Gedalia, A., Press, J., Klein, M., & Buskila, D. (1993). Joint hypermobility and fibromyalgia in schoolchildren. *Ann Rheum Dis*, 52, 494-496.

Gleim, G. W., & McHugh, M. P. (1997). Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Medicine*, 5 (Nov. 24), 289-299.

Goeken, L., & Hof, L. (1993). Instrumental straight-leg raising : results in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 74, 194-203.

Gray, H. (1995). *Anatomy of the human body*, 38th ed. Philadelphia.

Halbertsma, J.P., Bolhuis, A.I., & Göeken, L.N.H. (1996). Sport stretching: Effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Arch Phys Med Rehabil*, 77, 688-692.

Halbertsma, J.P., Goeken, L.N., Hof, A.L., Groothoff, J.W., & Eisma, W. H. (2001). Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 232-238.

Harlaar, J., Becher, J.G., Snijders, C.J., & Lankhorst, G.J. (2000). Passive stiffness characteristics of ankle plantar flexors in hemiplegia. *Clin Biomech*, 15, 261-270.

Hayes, K.W. (1993). Commentaires de l'article "the application of generalizability theory to reliability assessment: An illustration using isometric force measurements". *Phys Ther*, 73, 396-397.

Herman, R., Schaumburg, H., & Reiner, S. (1967). A rotational joint apparatus: a device for study of tension-length relations of human muscle. *Med Res Eng*, 6, 18-20.

Hof, A.L. (2001). Changes in muscles and tendons due to neural motor disorders: implications for therapeutic intervention. *Neural Plasticity*, 8, 71-81.

Hoppenfeld, S. (1997). *Examen clinique des membres et du rachis*. Masson : Paris.

Hurwitz, D.E., Hulet, C. H., Andriacchi, T.P., Rosenberg, A.G., & Galante, J.O. (1997). Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *J Orthop Res*, 15, 629-634.

Johns, R.J., & Wright, V. (1962). Relative importance of various tissues in joint stiffness. *J Appl Physiol*, 17, 824.

Kapandji, I.A. (1997). *Physiologie articulaire. Membre inférieur* (5^e ed., Vol. 2). Maloine: Paris.

Kippers, V., & Parker, A.W. (1987). Toe-touch test: A measure of its validity. *Phys Ther*, 67, 1680-1684.

Klinge, K., Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagard, P., Klausen, K., & M., K. (1997). The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am J Sports Med*, 25, 710-716.

Kraus, H., & Eisenmenger-Weber, S. (1945). Evaluation of posture based on structural and functional measurements. *Phys Ther Rev*, 25, 261-271.

Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C.L., & Dumas, F. (1997). Impaired viscoelastic behaviour of spastic plantarflexors during passive stretch at different velocities. *Clin Biomech*, 12, 508-515.

Latash, M.L., & Zatsiorski, V.M. (1993). Joint stiffness: myth or reality? *Hum Mov Sci*, 12, 653-692.

Lee, L.W., Kerrigan, D.C., & Della Croce, U. (1997). Dynamic implications of hip flexion contractures. *Am J Phys Med Rehabil*, 76, 502-508.

Lehmann, J.F., Price, R., DeLateur, B.J., Hinderer, S., & C., T. (1989). Spasticity: quantitative measurements as a basis for assessing effectiveness of therapeutic intervention. *Arch of phys med rehabil*, 70, 6-15.

Liebman, J.L., & Cafarelli, E. (1994). Physiology of range of motion in human joints: a critical review. *Crit Rev Phys Rehabil Med*, 6, 1331-1160.

Litsky, A.S., & Spector, M. (1994). Biomaterials. In: Simon SR, editor. *Orthopaedic basic science*. Chicago: The American Orthopaedic Society for Sports Medicine.

Llorens, W. (1986). An experimental analysis of finger stiffness. Master Thesis. Baton Rouge, LA (Louisiana State University).

Löfstedt, L. (1978). An apparatus for generating controlled ramp movements during studies of muscle spindle afferent activity and muscle tone in man. *IEEE Trans Biomed Eng*, 25, 374-377.

Magee, D. J. (1997). *Orthopedic Physical Assessment*. 3e édition. W.B. Saunders Company. Philadelphia, PA.

Magnusson, S.P., Aagard, P., Simonsen, E., & Bojsen-Moller, F. (1998). A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int J Sports Med*, 19, 310-316.

Marieb, E.N. (1999). *Anatomie et physiologie humaines*, 2e édition. Éditions du Renouveau Pédagogique Inc : Montréal.

McHugh, M.P., Connolly, D.A.J., Eston, R.G., Kremenic, I.J., Nicholas, S. J., & Gleim, G.W. (1999). The role of passive muscle stiffness in symptoms of exercise-induced muscle damage. *Am J Sports Med*, 27, 594-599.

Messier, S.P., Loeser, R.F., Hoover, J.L., Semble, E.L., & Wise, C.M. (1992). Osteoarthritis of the knee: Effects on gait, strength, and flexibility. *Arch of phys med rehabil*, 73, 29-36.

Murray, M., Gore, D., & Clarkson, B. (1971). Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteo-arthritis and avascular necrosis. *J bone Joint Surg*, 53, 259-274.

Nadeau, S., Gravel, D., & Olney, S.J. (2001). Determinants, limiting factors, and compensatory strategies in gait. *Crit Rev Phys Rehabil Med*, 13, 1-25.

Norkin, C.C., & White, D.J. (1995). *Measurement of joint motion: A guide to goniometry* (2nd ed.). F.A. Davis Company: Philadelphia.

Olney, S., & Wright, M. (1994). *Physical Therapy for Children*. Campbell, S. K., Ed., W. B. Saunders Company, Philadelphia.

Perry, J. (1987). Contractures. A historical perspective. *Clin Orthop Rel Res*, 219, 8-14.

Pilon, F., Gravel, D., Nadeau, S., Arsenault, B., & Tremblay, L. (2004). Influence de la lordose thoraco-lombaire et d'un étirement statique sur la raideur articulaire de la cheville. *Physio-Québec*, 29, 16-17.

Portney, L.G., & Watkins, M.P. (2000). *Foundations of clinical research; Applications to practice* (Second ed.). Upper Saddle River: Julie Alexander.

Price, R. (1990). Mechanical spasticity evaluation techniques. *Critic Rev in Phys and Rehab Med*, 2, 65-73.

Proske, U., & Morgan, D.L. (1999). Do Cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *J Muscle Res Cell Motil*, 20, 433-442.

Riebel, J.D., & Nashold, B.S. (1962). Electronic method of measuring and recording resistance to passive muscle stretch. *J Amer Phys Ther Ass*, 42, 21-28.

Riemann, B.L., Demont, R.G., Ryu, K., & Lephart, S.M. (2001). The effect of sex, joint angle, and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness. *J Athletic training*, 36, 369-375.

Riener, R., & Edrich, T. (1999). Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech*, 32, 539-544.

Roach, K.E., & Miles, T.P. (1991). Normal hip and knee active range of motion: the relationship to age. *Phys Ther*, 71, 656.

Roberson, L., & Giurintano, D.J. (1995). Objective measures of joint stiffness. *J Hand Ther*, 8, 163-166.

Sahrmann, S.A., Norton, B.J., Bomze, H.A., & Eliasson, S.G. (1974). Reflex responses to passive motion in normal and spastic man. In: *Proceedings of the Seventh International Congress of the World Confederation for Phys Ther*, Montreal.

Salsich, G.B., & Mueller, M.J. (2000). Effect of plantar flexor muscle stiffness on selected gait characteristics. *Gait and Posture*, 11, 207-216.

Scott, M.G., & French, E. (1950). *Evaluation in physical education*. C V Mosby Co: St. Louis, Mo.

Shavelson, R.J., & Webb, N.M (1991). *Generalizability Theory: a primer* (Vol. 1). Sage publications.

Shimada, T. (1996). Factors affecting appearance patterns of hip-flexion contractures and their effects on postural and gait abnormalities. *Kobe J Med Sci*, 42, 271-290.

Siegler, S., Moskowitz, G., & Freedman, W. (1984). Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation. *J Biomech*, 17, 647-652.

Streiner, D.L., & Norman, G.R. (1995). *Health measurement scales: a practical guide to their development and use*, Second edition. New York: Oxford University Press, Inc.

Sutherland, D.H., & Davids, J.R. (1993). Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clin Orthop Rel Res*, 288, 139-147.

Tardieu, C., Lespargot, A., Tabary, C., & Bret, M.D. (1989). Toe-walking in children with cerebral palsy: contributions of contracture and excessive contraction of triceps surae muscle. *Phys Ther*, 69, 656-662.

Taylor, N.F., Goldie, P.A., & Evans, O.M. (1999). Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait and posture*, 9, 88-94.

Thomas, H. O. (1876). *Diseases of hip, knee and ankle joints, with their deformities, treated by new and efficient method*. Ed 2, Liverpool, Dobb.

Thompson, D.T., Wright, V., & Dowson, D. (1973). A new form of knee arthrograph for the study of stiffness. *Eng Med*, 7, 84-92.

Vrahas, M., Brand, R., Brown, T., & Andrews, J. (1990). Contribution of passive tissues to the intersegmental moments at the hip. *J Biomech*, 23, 357-362.

Whiting, W.C., & Zernicke, R.F. (1998). *Biomechanics of musculoskeletal injury*. Human Kinetics : Champaign, IL.

Yoon, Y.S., & Mansour, J.M. (1982). The passive elastic moment at the hip. *J Biomech*, 15, 905-910.

ANNEXE 1

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

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

"Évaluation objective de la raideur passive des articulations du membre inférieur chez des sujets normaux"

présenté par : Gravel, Denis et Nadeau, Sylvie

Le comité composé de :

M. Jacques R. Nolet, directeur général
Mme Lisette Gagnon, directrice des soins infirmiers
Dr Bernard Leduc, physiatre
Mme Claude Paquette, psychologue
Mme Bonnie Swaine, chercheure
M. Régis Blais, chercheur agrégé, Faculté de médecine
Mme Anik Nolet, aviseure légale
Mme Mélanie Lefebvre, aviseure légale

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


Lisette Gagnon
Vice-Présidente du Comité d'éthique

Date 20-07-17

LG/gs

ANNEXE II

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT



Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche

n'impliquant ni prise de médicaments ou autres substances ni analyses de laboratoire

Identification du bénéficiaire : Nom: _____

Date de naissance : _____

No. de dossier : _____

Je, soussigné(e), _____, consens par la présente à participer au projet de recherche suivant dans les conditions décrites ci-dessous :

TITRE DU PROJET :

Évaluation objective de la raideur passive des articulations du membre inférieur chez des sujets normaux.

RESPONSABLES:

Drs Denis Gravel et Sylvie Nadeau chercheurs CRIR, Site : IRM

OBJECTIF DU PROJET :

Le but de ce programme de recherche est de développer des mesures objectives de la souplesse aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche. La première étape de cette programmation vise 1) à mettre au point la méthodologie d'évaluation de la souplesse articulaire de chacune des trois articulations du membre inférieur et 2) à estimer la fiabilité de ces différentes mesures de souplesse.

NATURE DE MA PARTICIPATION

Si vous acceptez de participer à ce projet, nous vous demanderons de vous présenter à deux reprises séparées d'une semaine au laboratoire de patho-kinésiologie de l'Institut de réadaptation de Montréal. Pour quantifier rigoureusement la souplesse articulaire, il faudra déplacer passivement vos articulations de la cheville, du genou et de la hanche. Ces déplacements passifs seront imposés par un dynamomètre de marque Biodex et ce, pour différentes positions de vos articulations : 1) pour la cheville et le genou : position assise et 2) pour la hanche : couché sur le côté. La souplesse sera mesurée par un appareil permettant d'enregistrer la résistance au mouvement. Cet appareil sera attaché sur votre jambe. Des marqueurs seront placés sur cet appareil et sur votre cheville, genou ou hanche, selon le cas, pour connaître la position de votre jambe lors des déplacements. De plus, nous filmerons la position de ces marqueurs

avec une caméra vidéo. Enfin, comme il faut vérifier le relâchement des muscles durant ces tests, l'activité électrique de vos muscles sera enregistrée par des électrodes placées sur la peau recouvrant les muscles. En moyenne, dix répétitions seront effectuées à chaque articulation. Votre participation à cette étude n'affectera pas votre état de santé.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION

Il n'y a pas de bénéfices personnels découlant de ma participation à cette recherche. Les résultats obtenus grâce à ma participation serviront à choisir la méthode la plus appropriée pour estimer la souplesse des différentes articulations et amélioreront nos connaissances dans ce domaine d'études.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION

Il n'existe aucun inconvénient particulier à participer à cette étude.

RISQUE

Il est entendu que ma participation à ce projet ne me fait courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit. Il est également entendu que ma participation n'aura aucun effet sur tout traitement médical auquel je serais éventuellement soumis.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET

On devra répondre, à ma satisfaction, à toute question que je poserai à propos du projet de recherche auquel j'accepte de participer.

ACCÈS À MON DOSSIER

Non applicable.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS

J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique et professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à mon égard.

RETRAIT DE MA PARTICIPATION

Il est entendu que ma participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre ; il est également entendu que je pourrai, à tout moment, mettre

un terme à ma participation sans que cela n'affecte les services de santé auxquels j'ai droit.

CONFIDENTIALITÉ

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui me concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles.

Je déclare avoir lu et/ou compris les termes de la présente formule.

Signature de l'intéressé(e)

Signature d'un témoin

Fait à _____, le _____ 20__.

Je, soussigné(e), _____, certifie (a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes de la présente formule, (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard et (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

Les responsables du projet peuvent être rejoints au Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal, 6300, ave. Darlington, Montréal (Québec), H3S 2J4. Tel. : (514) 340-2078. Fax : (514) 340-2154.

(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

ANNEXE III

ABRÉGÉS

EXPERIMENTAL AND CLINICAL MEASUREMENTS OF JOINT STIFFNESS : ARE THEY RELATED?

Brière, Anabèle; Nadeau, S. Ph.D; Gravel, D. Ph.D; Milot, MH
École de réadaptation, Université de Montréal et Centre de
recherche site Institut de réadaptation du CRIR, (Québec)
H3C 3J7, Canada.

OBJECT: The purpose of this study was to examine the level of association between experimental and clinical measurements of joint stiffness in healthy subjects. **RELEVANCE:** Passive stiffness is commonly assessed by physical therapists. It can limit joint range of motion and therefore, can affect the ability to perform functional activities. **SUBJECTS:** A convenience sample of ten healthy subjects (mean age 44.0 ±15.7 years) participated in the study. **METHODS:** The experimental measurement was obtained using a Biodex dynamometer. Right hip stiffness was assessed during passive oscillations in flexion and extension with the knee positioned at 0°, 45° or 90° of flexion. Passive stiffness of the hip flexion structures was quantified experimentally by three parameters: moment, angle and rigidity by averaging the values of six trials. The clinical assessment of stiffness included the Thomas maneuver evaluating tightness in the psoas muscle, the Toe-Touch test as a global measure of the posterior chain muscles and the Active-Knee-Extension test measuring tightness in the hamstring muscles. **ANALYSIS:** Descriptive statistics were calculated for all variables. The Pearson product-moment correlation was used to determine the level of association between the experimental and clinical measures. **RESULTS:** The average values (± 1 SD) of moment, angle and rigidity for the knee at 45° of flexion were respectively: 20.5 (±10.0) Nm, 21.7 (±8.6)° and 0.25 (±0.15) Nm/°. For the three knee positions, the moment parameter was highly associated with the results of the Thomas maneuver (0.83<r<0.88). A significant association was also identified with the angle parameter for the 45° and 90° knee positions (r=0.68 and r=0.63). **CONCLUSION:** The results suggest that the clinical and experimental measurements of stiffness in healthy subjects are related to some extent, particularly when the two approaches measure the stiffness of the same structures.

HIP PASSIVE STIFFNESS MEASURES IN HEALTHY SUBJECTS: A RELIABILITY STUDY

Anabèle Brière, Sylvie Nadeau and Denis Gravel

Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation de Montréal
Ecole de réadaptation, Université de Montréal, (Québec), H3C 3J7, Canada.

INTRODUCTION

It has been shown that joint stiffness decreases an individual's ability to perform functional activities (Nadeau et al., 2001; Hof, 2001). At the hip, a reduced joint range of motion in extension modifies the kinematics, decreases the gait speed and reduces the controlateral stride length in individuals with hip diseases such as osteoarthritis (Murray et al., 1971). To improve the functional level in these patients, the first step is to measure joint stiffness adequately. The purpose of this study was to estimate, using an experimental method, the reliability of three stiffness parameters (moment, angle and rigidity) at three knee positions in healthy subjects.

METHODS

Twenty healthy subjects, aged between 20 and 63, were assessed on two days separated by a one-week interval. A Biodex dynamometer modified to assess the subject in a side-lying position was used to move the right lower limb passively at a slow velocity (15°/s) and to record the hip angle and passive moment during the movement (Fig. 1). EMG was used to control the hip muscle activity level. Three passive oscillations in flexion and extension with the knee positioned at 0° (K0°), 45° (K45°) and 90° (K90°) of flexion were performed each day. Passive stiffness of the hip flexion structures was quantified by three parameters: the moment (Nm) at a specific angle, the angle (°) at a specific moment and the rigidity (Nm/°). For each subject, the specific angle and moment were the same across trials and days. The parameters were derived from the moment-angle curve of each subject. The reliability of the stiffness measures was evaluated by the generalizability theory (Shavelson and Webb, 1991). First, the variances associated with the "subject", "day" and "trial" factors and their interactions were calculated. The reliability coefficients and standard errors of measurement (SEM) were then computed for a practical design comprising five trials in one day.

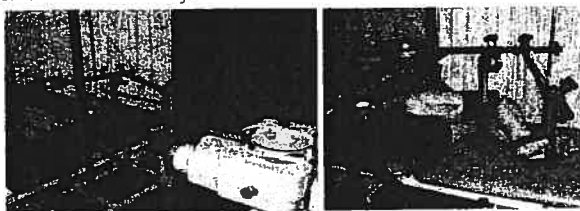


Fig. 1: Experimental setup.

RESULTS AND DISCUSSION

The reliability coefficients were moderate for the moment and angle parameters (0.61 to 0.78) and low for the rigidity at the three knee positions (0.26 to 0.35) (Table 1). Overall, the reliability coefficients were not affected by the knee position, except for the angle parameter at K45° which became highly reliable. The maximal SEM values were 6.65 Nm, 7.8° and 0.36 Nm/° for the moment, angle and rigidity parameters, respectively. The main source of error variance was the subject-day interaction factor, which accounted for 12.9% to 58.4% of the total variance, depending on the stiffness parameter and the knee position. A systematic increase in the stiffness values on the second day was also noted. The "trial" factor variance was low, revealing a high intra-trial reliability. In general, the reliability of the moment and angle parameters was good and the SEMs were acceptable. The poor reliability of the rigidity parameter could be explained by the fact that it was calculated using only two successive values at the end of the moment-angle curve instead of more scattered values. Regarding the systematic day factor error, this could be associated with a different alignment of the hip rotation axis between day 1 and day 2.

SUMMARY

This study used a free-gravity experimental method to assess the reliability of the hip joint stiffness parameters in healthy subjects. The results revealed that the reliability was good for two of the three parameters assessed (moments and angles). They also showed that the method needs improving to ensure a more similar positioning of the hip and limb from one day to the other.

REFERENCES

- Hof, A. L. (2001). *Neural Plasticity*, 8 (1-2), 71-81.
Murray, M. et al. (1971). *Journal of Bone and Joint Surgery*, 53, 259-274.
Nadeau, S. et al. (2001). *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 13 (1), 1-25.
Shavelson, R. J. and Webb, N. M. (1991). *Generalizability Theory* Newbury Park. Sage.

ACKNOWLEDGMENTS

A. Brière has a scholarship from the Fonds de la recherche en santé du Québec and the Ordre Professionnel de la Physiothérapie du Québec. S. Nadeau has salary support from CHIR. This project was funded by a grant from CHIR.

Table 1: Reliability coefficients and SEMs of the three hip stiffness parameters at the three knee positions

	K0°			K45°			K90°		
	Moment	Angle	Rigidity	Moment	Angle	Rigidity	Moment	Angle	Rigidity
Reliability	0.71	0.61	0.35	0.70	0.78	0.26	0.73	0.61	0.26
SEM	6.65 Nm	6.18°	0.36 Nm/°	5.98 Nm	5.61°	0.25 Nm/°	5.58 Nm	7.8°	0.29 Nm/°

