

Université de Montréal

**Propriétés passives des muscles du plancher pelvien
dans le maintien de la continence urinaire
chez la femme**

par
Mélanie Morin

École de réadaptation
Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Philosophiæ Doctor (Ph.D.)
en Sciences Biomédicales (option réadaptation)

Décembre, 2007

© Mélanie Morin, 2007



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

Cette thèse intitulée :

Propriétés passives des muscles du plancher pelvien dans le maintien de la
continence urinaire chez la femme

présentée par :
Mélanie Morin

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Dr Bertrand Arsenault, président-rapporteur
Dr Daniel Bourbonnais, directeur de recherche
Dr Denis Gravel, co-directeur
Dre Chantale Dumoulin, co-directeur
Dr Stéphane Ouellet, co-directeur
Dre Hélène Corriveau, membre du jury
Dr Chris Constantinou, examinateur externe
Dre Josette Noël, représentant du doyen de la FES

Résumé

Il a été suggéré que les muscles du plancher pelvien (PP) de par leurs propriétés passives (communément appelé tonicité) seraient impliqués, avec d'autres structures, dans le maintien de la continence grâce à leur apport au soutien urétral. Peu d'études ont comparé les propriétés passives des muscles du PP des femmes continentes et atteintes d'incontinence urinaire à l'effort (IUE). Les résultats contradictoires émanant de ces études proviennent probablement de lacunes méthodologiques associées à l'évaluation de ces propriétés passives des muscles du PP.

L'objectif général de la thèse était de déterminer l'importance des propriétés passives des muscles du PP pour le maintien de la continence urinaire. En raison de la participation des muscles du PP au support des organes pelviens et au positionnement optimal de l'urètre pour le maintien de la continence, l'hypothèse générale de cette thèse était que les femmes ménopausées incontinentes à l'effort présentent une atteinte des propriétés passives du PP par rapport aux femmes continentes. Ces paramètres passifs sont évalués lors de quatre épreuves : 1- résistance initiale passive; 2- résistance à l'ouverture vaginale maximale; 3- forces, rigidités élastiques passives et hystérésis lors de cinq cycles d'étirement-raccourcissement; 4- pourcentage de réduction de la force après une minute d'étirement soutenu.

En guise d'étapes préliminaires, la première étude de la thèse visait le développement d'une méthodologie rigoureuse pour évaluer les propriétés passives du PP. Cette approche innovatrice se distingue des techniques actuelles d'une part, par l'évaluation dynamométrique combinée à l'électromyographie afin de contrôler les contractions involontaires du PP, d'autre part, par l'inclusion d'étirements statiques et

dynamiques dans notre protocole. L'objectif de la deuxième étude était d'évaluer la fidélité test-retest des paramètres passifs du PP. La fidélité des paramètres a été confirmée auprès de femmes ménopausées atteintes d'IUE.

La troisième étude avait comme but de comparer les propriétés passives du PP entre les femmes ménopausées continentales et celles atteintes d'IUE. Les femmes incontinentes ont démontré une résistance initiale passive inférieure à celle des femmes continentales. Toutefois, la différence entre les deux groupes pour les propriétés passives n'a pu être confirmée à de grandes ouvertures vaginales à cause d'un biais potentiel lié à une ouverture vaginale légèrement supérieure chez les femmes continentales. Néanmoins, une contribution supérieure des forces passives à la force maximale totale du PP a été observée chez les femmes atteintes d'IUE, ce qui supporte l'importance des paramètres passifs pour le maintien de la continence. En outre, les résultats suggèrent que l'âge est relié aux propriétés passives du PP mais pas à la force volontaire maximale. Aucune relation n'a été mise en évidence entre le nombre d'accouchements vaginaux et la fonction musculaire du PP. Finalement, des relations significatives entre les propriétés passives et la force maximale volontaire ont été observées.

Ce projet a mis en lumière l'importance de certains paramètres passifs dans le maintien de la continence. De par une approche novatrice évaluant les propriétés passives du PP, nos résultats ouvrent la voie à une meilleure compréhension des mécanismes sous-jacents au traitement de physiothérapie de l'IUE.

Mots-clés : Incontinence, releveur de l'anus, forces passives, tonicité, rigidité, fidélité, dynamométrie, électromyographie, santé des femmes, ménopause

Abstract

It has been suggested that the pelvic floor muscles (PFM) play a crucial role in female urinary continence since they participate in urethral support. A handful of studies have compared the PFM passive properties (also called tonicity) in continent and stress urinary incontinent (SUI) women but produced controversial results. These studies may be explained by methodological issues related to the assessment of PFM passive properties.

The main objective of this thesis was to determine the importance of PFM passive properties in the maintenance of urinary continence. Considering the involvement of the PFM in pelvic-organ support and in the optimal positioning of the urethra for continence, we believed that SUI postmenopausal women will present alterations in PFM passive properties. Passive parameters were assessed during four different conditions: 1- initial passive resistance; 2- passive resistance at maximal aperture; 3- forces, passive elastic stiffness and hysteresis during five lengthening and shortening cycles; 4- percentage loss of resistance after 1 min of sustained stretch.

As preliminary steps, the first study aimed at developing a methodology to rigorously evaluate the PFM passive properties. This innovative approach differed from current assessment techniques since the dynamometric assessment was combined to electromyography to control for involuntary PFM activity. Moreover, our protocol included both static and dynamic stretches. The goal of the second study was to assess the test-retest reliability of the PFM passive parameters. The reliability was confirmed in postmenopausal SUI women.

The objective of the third study was to compare PFM passive properties in postmenopausal continent and SUI women. SUI women showed lower initial passive resistance. However, the differences between the two groups could not be confirmed at larger vaginal apertures because a potential bias related to the slightly higher apertures found in continent women. A higher contribution of the passive forces to maximal total strength was demonstrated in SUI women. This underlines the importance of the passive parameters in the maintenance of continence. Furthermore, the results suggest that age was related to PFM passive properties, but not to maximal voluntary strength. No significant relation was found between the number of vaginal delivery and PFM function. Lastly, significant relations between the passive properties and maximal voluntary strength were observed.

This doctorate project stresses the importance of the passive parameters in maintaining continence. With the help of the innovative approach developed for assessing PFM passive properties, our results paved the way for a better understanding of mechanisms underlying SUI physiotherapy treatment.

Keywords : Incontinence, levator ani, passive forces, stiffness, tonicity, reliability, dynamometry, electromyography, women's health, menopause

Table des matières

Chapitre 1: Recension des écrits	4
1.1. Définition du problème.....	4
1.1.1. Définition de l'incontinence urinaire	4
1.1.2. Prévalence.....	5
1.1.3. Impacts	6
1.2. Physiopathologie de l'IUE.....	7
1.2.1. Fonction sphinctérienne	7
1.2.2. Support de l'urètre	9
1.2.3. Intégration des mécanismes.....	13
1.2.4. Anatomie et physiologie des muscles du PP.....	13
1.2.5. Rôle du vieillissement et de la ménopause	16
1.3. Évaluation des muscles du PP au repos	21
1.3.1. Définition du « tonus / tonicité » en lien avec les muscles du PP.....	21
1.3.2. Outils et techniques d'évaluation des muscles du PP	24
1.3.3. Comparaison entre les femmes continentales et atteintes d'IUE	31
1.4. Technique d'évaluation des propriétés passives dans les extrémités	32
1.5. Constats	35
Chapitre 2: Objectifs et hypothèse de la thèse.....	36
2.1. Objectif et hypothèse général de la thèse	36
2.2. Objectifs spécifiques de la thèse	36
Chapitre 3: Méthodologie	38
3.1. Premier article: "Application of a new method in the study of pelvic floor muscle passive properties in continent women"	39
3.1.1. Abstract	41
3.1.2. Introduction.....	42
3.1.3. Method.....	44
3.1.4. Results.....	53
3.1.5. Discussion	59
3.1.6. Conclusion.....	63
3.1.7. Acknowledgments	64

3.1.8. References	65
3.2. Section complémentaire à la méthodologie.....	69
3.2.1. Population cible	69
3.2.2. Recrutement.....	69
3.2.3. Critères d'éligibilité	70
3.2.4. Évaluation initiale.....	71
3.2.5. Évaluation musculaire	71
3.2.6. Analyses statistiques	72
Chapitre 4: Résultats.....	73
4.1. Deuxième article : "Reliability of dynamometric passive properties of the pelvic floor muscles in postmenopausal women with stress urinary incontinence"	74
4.1.1. Abstract	76
4.1.2. Introduction.....	77
4.1.3. Materials and methods	78
4.1.4. Results.....	86
4.1.5. Discussion	93
4.1.6. Conclusion.....	96
4.1.7. Acknowledgments	97
4.1.8. References	98
4.2. Troisième article : "Passive properties of the pelvic floor muscles in postmenopausal continent and stress urinary incontinent women"	101
4.2.1. Abstract	103
4.2.2. Introduction.....	105
4.2.3. Materials and methods	107
4.2.4. Results.....	114
4.2.5. Discussion	120
4.2.6. Conclusion.....	127
4.2.7. Acknowledgments	128
4.2.8. References	129

Chapitre 5: Discussion	133
5.1. Éléments techniques liés à l'évaluation des propriétés passives des muscles du PP.....	133
5.2. Fidélité des paramètres passifs des muscles du PP	138
5.3. Propriétés musculaires du PP mises en évidence	142
5.3.1. Relation forces-ouvertures	142
5.3.2. Forces actives et passives obtenues dans la littérature	143
5.3.3. Relation forces actives et passives	146
5.4. Importance des propriétés passives pour le maintien de la continence	147
5.4.1. Épreuve d'oscillations étirement-raccourcissement	147
5.4.2. Résistance passive à l'ouverture maximale	150
5.4.3. Résistance passive à l'ouverture minimale	150
5.4.4. Stress-relaxation.....	151
5.4.5. Contribution des forces passives à la force maximale volontaire totale	152
5.5. Effets de l'âge et du nombre d'accouchements vaginaux sur les propriétés passives des muscles du PP	153
5.6. Limites de l'étude.....	155
5.6.1. Limites reliées à la méthodologie	155
5.6.2. Limites reliées à la population à l'étude.....	157
5.7. Implication des résultats sur la pratique clinique	158
5.8. Avenues de recherche potentielles	161
Conclusion.....	163
Bibliographie.....	164
Annexe 1 : Certificats d'éthique	
Annexe 2 : Formulaires de consentement	
Annexe 3 : Déclarations des coauteurs	
Annexe 4 : Preuves de soumission d'articles	

Liste des tableaux

Table 1: Relevance of the cycles in the lengthening and shortening condition using intra-class coefficients and standard error of measurement (SEM).....	54
Table 2: PFM passive properties in four conditions	56
Table 3: Pearson correlation coefficients between PFM passive parameters.....	57
Table 4: Mean PFM passive properties recorded on day 1 and day 2.....	87
Table 5: Results of the G-study for the parameters investigated.	91
Table 6: Results from a D-study involving one day, one trial and the average of two trials.....	92
Table 7: Characteristics of women (mean \pm 1 SD or percentages)	114
Table 8: PFM passive properties in continent and SUI women	116
Table 9: Maximal voluntary strength and contribution of the passive forces	118
Table 10: Correlations between PFM parameters and PFM voluntary strength, age and vaginal delivery	119
Tableau 11: Mesures dynamométriques des forces actives et passives recensées dans les écrits en comparaison aux données de la thèse.....	145

Liste des figures

Figure 1: Prévalence de l'incontinence urinaire.....	5
Figure 2: Théorie d'Enhörning	9
Figure 3: Vue latérale du système de support urétral (©DeLancey, 2005 avec permission).....	10
Figure 4: Anatomie des muscles du PP – vue supérieure. Adapté de Netter (1995).....	15
Figure 5: Anatomie des muscles du PP – vue inférieure. Adapté de Netter (1995).....	15
Figure 6: Dynamometric speculum.....	46
Figure 7: Example of a force-aperture curve in a woman.....	51
Figure 8. Example of five lengthening and shortening curves in a woman.	52
Figure 9: Mean force-aperture curve (lengthening phase) for all subjects.	58
Figure 10: Force-aperture curve for one subject.	83
Figure 11: Mean values and standard deviations of the forces measured on day 1 and on day 2 for the minimal, 20-mm, mean and maximal apertures (condition #3).....	88
Figure 12: Mean values and standard deviations of the PES measured on day 1 and day 2 for the minimal, 20-mm, mean and maximal apertures (condition #3).....	89
Figure 13: Force and aperture signals during lengthening in one continent and one SUI woman	112
Figure 14: Forces at minimal, mean and maximal vaginal apertures in continent and SUI women	117

Liste des abréviations

Abréviations provenant de la thèse

CHUM	Centre Hospitalier de l'Université de Montréal
CRIR	Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation
EMG	Électromyographie
Étude D	Décision
Étude G	Généralisabilité
ICS	International Continence Society
IUE	Incontinence urinaire à l'effort
PP	Plancher pelvien
RÉP	Résistance élastique passive
UDI	Urogenital distress inventory questionnaire

Abréviations provenant des articles

$A_{3.5}$	Aperture at a common force of 3.5 N
CI	Confidence Interval
D-study	Decision study
EMG	Electromyography
F_{25}	Force at a common aperture of 25 mm
F_{MAX}	Force at maximal aperture
F_{MEAN}	Force at mean aperture
F_{MIN}	Force at minimal aperture
G-study	Generalizability study
ICC	Intra-class correlation coefficient
MRI	Magnetic resonance imaging
PES	Passive elastic stiffness
PES_{25}	Passive elastic stiffness at the common aperture of 25 mm
PES_{MAX}	Passive elastic stiffness at maximal aperture
PES_{MEAN}	Passive elastic stiffness at mean aperture
PES_{MIN}	Passive elastic stiffness at minimal aperture
PFM	Pelvic floor muscles
Φ	Dependability index
SD	Standard deviation
SEM_{ABS}	Standard error of measurement for absolute decision
$SEM_{\%}$	Standard error of measurement in % of absolute mean value
SUI	Stress urinary incontinence
UDI	Urogenital distress inventory

À mon fils Gabriel,

Remerciements

Tout d'abord, je remercie vivement mon directeur de recherche, Dr Daniel Bourbonnais, d'avoir encadré ce travail de thèse avec ouverture d'esprit, enthousiasme et disponibilité. Ce que je retiens par-dessus tout, c'est sa capacité à me faire réfléchir et à me pousser à me dépasser.

Un merci très spécial à Dr Denis Gravel pour sa passion contagieuse qu'il sait si bien communiquer, pour ses grandes qualités de scientifique ainsi que pour son support et sa compréhension.

Un énorme merci à Dre Chantale Dumoulin pour m'avoir transmis cet intérêt marqué pour un domaine peu conventionnel de la physiothérapie. Merci de m'avoir servi de modèle pendant toutes ses années.

Merci du fonds du cœur à Dr Stéphane Ouellet pour le partage de ses expertises cliniques et scientifiques. Merci d'avoir dépassé ton rôle de co-directeur et de m'avoir supporté dans des sphères très importantes de ma vie.

J'aimerais exprimer ma sincère gratitude à Mme Geneviève Morin, physiothérapeute, pour son implication importante dans le projet, particulièrement au niveau des évaluations cliniques. Sa motivation et sa persévérance ont permis de mener à bien le projet. Je tiens aussi à souligner l'aide apportée par Mme Mélanie Claveau, Mme Claire Émond et M. Raphaël Morin qui ont agi en tant qu'assistants de recherche à diverses étapes du projet. Mes remerciements s'adressent également aux médecins et personnel du CHUM St-Luc pour leur participation au recrutement des patientes et leur coopération dans l'attribution des locaux pour les évaluations.

Un remerciement tout spécial au Pr Yves Lepage et M. Miguel Chagnon du département de mathématiques et statistique de l'Université de Montréal, pour leurs judicieux conseils au niveau des statistiques, mais surtout pour leurs explications empreintes de clarté.

Je tiens à témoigner ma reconnaissance envers les chercheurs et le personnel du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Institut de réadaptation de Montréal. Je remercie particulièrement M. Daniel Marineau et M. André Dumoulin pour la conception du dynamomètre de même que M. Michel Goyette pour le développement des logiciels nécessaires à l'évaluation des participantes. Je tiens également à souligner leur support technique tout au long des collectes de données. Sans eux, le développement d'une telle méthodologie n'aurait pas été possible. De plus, je remercie chaleureusement Jean-François Pilon pour son implication inestimable dans la mise sur pied des programmes d'analyses. Je tiens également à remercier mes collègues étudiants du centre de recherche (Nathaly Gaudreault, Anabèle Brière, Marie-Hélène Milot, Rubens da Silva, France Piotte, Imen Khelia et Claudia Bergeron) pour avoir été disponibles pour échanger ou pour m'aider au cours de ces années.

Un merci chaleureux à Mme Lesley Kelley Régnier pour la révisions de mes textes. Merci pour son immense talent à rendre mes textes clairs et compréhensibles.

Un merci spécial aux patientes des études qui ont donné leur temps et qui ont accepté de subir cet examen intime au profit des connaissances scientifiques.

J'aimerais exprimer ma reconnaissance aux nombreux organismes subventionnaires qui m'ont supporté financièrement tout au long de mon doctorat (Fonds de la recherche en santé du Québec, Instituts de recherche en santé du Canada, Université de Montréal, Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation). Ce projet a été réalisé grâce à des subventions des Instituts de recherche en santé du Canada et la Fondation Canadienne pour la Recherche sur l'Incontinence.

En terminant, j'aimerais exprimer toute ma gratitude à ma famille et mes amis pour leur appui constant pendant toutes ces années. Un merci très spécial à ma mère qui a su m'écouter, m'encourager et me supporter et ce, depuis toujours. Je remercie également mon conjoint, Jean-Claude, pour apporter amour, bonheur et réconfort dans ma vie. Finalement, merci à mon fils Gabriel, qui a vu le jour au cœur de ce doctorat, pour me permettre de garder un équilibre dans ma vie et pour tous les émerveillements quotidiens qu'il m'apporte.

Introduction

La physiothérapie est considérée comme une intervention efficace (Hay-Smith et al., 2006) et de première ligne pour le traitement de l'incontinence urinaire à l'effort (IUE) (Fantl et al., 1996; Wilson et al., 2005). Cette approche thérapeutique dite conservatrice a été hautement recommandée lors de la 3e consultation internationale sur l'incontinence en collaboration avec l'Organisation Mondiale de la Santé en 2004 (Grade A : Données probantes suffisamment élevées pour recommander fortement l'intégration dans la pratique clinique) (Wilson et al., 2005). Récemment, une revue de littérature, parue dans la revue Cochrane Library, a confirmé l'efficacité des traitements conservateurs pour l'IUE (Hay-Smith et al., 2006). Ces traitements ont pour objectif principal l'amélioration de la force maximale du plancher pelvien (PP) (Bo, 2004). Toutefois, certaines études ont démontré l'excellente efficacité des traitements conservateurs pour réduire et enrayer les fuites urinaires et ceci sans qu'une amélioration de la force musculaire du PP ne soit observée (Blowman et al., 1991; Hahn et al., 1991; Laycock et al., 1993; Elser et al., 1999; Dumoulin et al., 2004b). D'autres caractéristiques neuro-musculaires pourraient donc être identifiées pour expliquer l'efficacité des traitements conservateurs. Jusqu'à maintenant, l'évaluation musculaire du PP s'est limitée aux caractéristiques volontaires des muscles, c'est à dire lorsque le sujet contracte délibérément sa musculature pelvienne. Or, certaines théories anatomistes ont suggéré que les muscles du PP jouent un rôle important dans le support des organes pelviens (Enhorning, 1961; DeLancey, 1988c; DeLancey et al., 1990; DeLancey, 1996). Les muscles du PP de par leurs propriétés passives (communément appelé tonicité) seraient impliqués, avec d'autres structures, dans le maintien de la continence grâce à leur apport au soutien urétral (DeLancey, 1988b; DeLancey et al., ; DeLancey). Ce support urétral serait essentiel à la continence

puisqu'il permettrait une transmission adéquate des pressions intra-abdominales et le positionnement optimal de l'urètre pour le maintien de la continence (Enhorning, 1961; DeLancey, 1988c; DeLancey et al., 1990; DeLancey, 1996).

À l'heure actuelle, peu d'études ont investigué l'implication des propriétés passives des muscles du PP entre les femmes continentales et atteintes d'IUE avec des techniques d'évaluation directes et les résultats sont controversés. Certaines études ont démontré que les femmes atteintes d'IUE avaient des forces passives inférieures (Morin et al., 2004a; Peng et al., 2007) alors que d'autres ont observé une différence non-significative entre les deux groupes (Devreese et al., 2004; Verelst et al., 2007). Cette controverse provient probablement des différentes techniques d'évaluation employées soient : le bilan digital, les spéculums et la sonde dynamométriques. Pour contrecarrer les lacunes des outils actuels, nous avons développé une méthodologie combinant la dynamométrie et l'électromyographie (EMG) dans le but d'évaluer les propriétés passives tout en contrôlant pour l'activité involontaire des muscles du PP. De plus, la nouvelle méthodologie comprend une évaluation dynamique des propriétés passives permettant une évaluation exhaustive des propriétés visco-élastiques. Brièvement, l'évaluation dynamique consiste à évaluer les forces durant l'application d'un étirement en temps réel. Ainsi, le développement de cette méthodologie rigoureuse a permis de comparer les propriétés passives des muscles du PP entre les femmes continentales et incontinentes à l'effort, soit l'objectif principal de la programmation de recherche.

Cet ouvrage présentera tout d'abord une recension de la littérature résumant les points saillants en lien direct avec le présent projet de doctorat. Cette recension comprendra : une définition de l'IUE chez la femme incluant sa prévalence et son impact, une revue de la physiopathologie de l'IUE, une présentation des outils actuels pour évaluer les muscles du PP, plus particulièrement ses propriétés passives ainsi qu'une revue des structures impliquées dans l'évaluation des propriétés passives au niveau des muscles squelettiques. Suite à cette section, les objectifs et hypothèses de la thèse seront abordés. La méthodologie comprendra un premier article qui décrit bien la technique utilisée et qui sera suivi par une section complémentaire. Les résultats figureront dans le deuxième et troisième article. La discussion se veut une synthèse substantielle des résultats obtenus et expose les connaissances nouvelles qui émergent de cette étude. Finalement, une conclusion terminera le présent manuscrit.

Chapitre 1: Recension des écrits

Les écrits recensés porteront principalement sur quatre thèmes : 1) la définition de l'IUE chez la femme ; 2) la physiopathologie de l'IUE ; 3) les outils actuels pour évaluer les muscles du PP ainsi que 4) les composantes impliquées dans l'évaluation des propriétés passives au niveau des muscles squelettiques.

1.1. Définition du problème

1.1.1. Définition de l'incontinence urinaire

L'*International Continence Society* (ICS) définit l'incontinence urinaire comme la plainte de toute perte involontaire d'urine (*the complaint of any involuntary leakage of urine*) (Abrams et al., 2002; Sand et al., 2005). Il existe plusieurs types d'incontinence urinaire. Cette thèse portera spécifiquement sur l'IUE chez la femme soit la plainte de fuites d'urines involontaires lors d'effort, de toux ou d'éternuement (*the complaint of involuntary leakage on effort or exertion, or on sneezing or coughing*) (Abrams et al., 2002; Sand et al., 2005).

1.1.2. Prévalence

Considérant plusieurs études épidémiologiques, il est suggéré que l'incontinence urinaire chez la femme atteint une prévalence de 20-30% au début de l'âge adulte, 30-40% chez les femmes d'âge moyen et 30-50% chez les femmes plus âgées (Hunskaar et al., 2005). D'ailleurs, il a été rapporté que la prévalence de l'incontinence urinaire atteint un premier sommet lorsque les femmes sont âgées entre cinquante et soixante ans (voir Figure 1) (Hunskaar et al., 2004). Le vieillissement et les modifications hormonales associés à la ménopause seraient responsables de changements au niveau de la vessie, de l'urètre et des structures pelviennes favorisant ainsi le développement de l'incontinence urinaire (Kelleher et al., 2000). Ces changements seront abordés plus en détails à la section 1.2.5. L'IUE est rapporté comme le type d'incontinence le plus fréquent chez la femme jusqu'à la soixantaine. La prévalence de l'IUE atteint notamment son paroxysme dans les premières années de la ménopause (62%) (Hannestad et al., 2000).

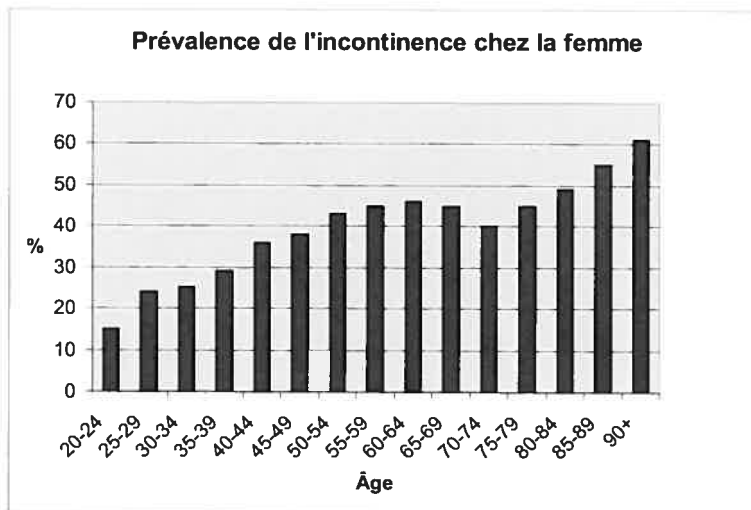


Figure 1: Prévalence de l'incontinence urinaire
À partir des données de (Hunskaar et al., 2004)

1.1.3. Impacts

En plus d'être une condition médicale importante de par sa fréquence, l'incontinence urinaire est un problème pouvant affecter le bien-être émotionnel et physique de la personne atteinte (Sampselle et al., 2002). En effet, l'incontinence urinaire a été associée à plusieurs variables psychosociales tels que la dépression (Zorn et al., 1999), l'isolement social (Johnson et al., 1982), la réduction ou l'interruption des activités physiques (Bo et al., 1989; Nygaard et al., 1990), l'insatisfaction sexuelle (Temml et al., 2000) ainsi que la réduction de l'estime de soi et de la qualité de vie (Hunnskaar et al., 1991). Chez la personne âgée, l'incontinence urinaire a des impacts d'autant plus marqués au niveau de la qualité de vie et des restrictions sur les habitudes de vie (Wynne, 2002). L'incontinence urinaire a été associée à une augmentation considérable des risques de chute et de fractures de la hanche (Brown et al., 2000) ainsi qu'à une incapacité fonctionnelle accrue chez la personne âgée (Kutner et al., 1994). D'après une étude américaine, les coûts annuels directs liés à l'incontinence (12,5 \$ billions) sont comparables à ceux d'autres maladies aiguës et chroniques chez la femme telles que l'ostéoporose (13,8 \$ billions), l'arthrose (15,5 \$ billions) ainsi que le cancer du sein (12,7 \$ billions) (*Disease-specific estimates of direct and indirect cost of illness and NIH report*, 2000). En bref, en transposant ces coûts au contexte québécois, nous pouvons émettre l'hypothèse que les soins pour l'incontinence génèrent des dépenses importantes pour le système de santé.

1.2. Physiopathologie de l'IUE

Le maintien de la continence urinaire est complexe et interpelle plusieurs structures (Ashton-Miller et al., 2007). Afin de bien articuler les écrits recensés, les structures intervenant dans la continence sont subdivisées en deux sous-systèmes soit la fonction sphinctérienne et le support urétral. Ensuite, l'anatomie et la physiologie de la musculature du PP sont présentées suivies d'une section consacrée aux effets du vieillissement sur les structures uro-génitales.

1.2.1. Fonction sphinctérienne

La fonction sphinctérienne fait référence aux forces d'occlusion exercées au niveau de l'urètre et du col vésical. Pour éviter toutes fuites urinaires, la pression intra-urétrale doit excéder la pression vésicale aussi bien au repos que lors d'augmentation de pression intra-abdominale (i.e. toux). La fermeture étanche de l'urètre est assurée par le dispositif sphinctérien, les muscles lisses urétraux ainsi que la muqueuse et la sous-muqueuse urétrale (Ashton-Miller et al., 2007).

1.2.1.1. Dispositif sphinctérien

Pour mieux décrire le dispositif sphinctérien, l'urètre peut se diviser en percentiles, 0 étant la jonction entre l'urètre et la vessie et 100, le méat urinaire. Le sphincter strié de l'urètre comprend deux portions : 1- la portion supérieure, qui s'étend du 15^e au 64^e percentile, se compose de fibres circulaires entourant l'urètre (*rhabdosphincter*); 2-la portion inférieure débute au 54^e percentile et se termine au 76^e percentile (*compressor urethrae* et *urethrovaginal sphincter*). Ces fibres musculaires entourent la portion

antérieure de l'urètre et s'attachent sur les murs vaginaux latéraux (Ashton-Miller et al., 2007). Les travaux de Gosling et al. (1981) ont confirmé que le sphincter strié de l'urètre, de par sa composition en fibres musculaire lentes (type I), était apte à maintenir une activité constante pour occlure l'urètre au repos. À ce sujet, le sphincter strié contribuerait au tiers de la pression intra-urétrale au repos (Rud et al., 1980). Le sphincter strié peut également participer à l'occlusion urétrale lors d'augmentation de pression intra-abdominale ou encore être contracté volontairement pour interrompre ou reporter la miction (Ashton-Miller et al., 2007).

1.2.1.2. Muscles lisses urétraux

Les muscles lisses urétraux sont composés de fibres circulaires et longitudinales. Les fibres circulaires participent à l'occlusion urétrale alors que les fibres longitudinales permettent le raccourcissement de l'urètre afin d'initier la miction (Ashton-Miller et al., 2007).

1.2.1.3. Muqueuse / sous-muqueuse urétrale

La muqueuse et la sous-muqueuse participent à l'occlusion urétrale via l'apposition parfaite des parois urétrales. En effet, la muqueuse assure la production de sécrétions qui, en combinaison avec le riche plexus vasculaire de la sous-muqueuse, contribuent à accroître les tensions de surface intra-urétrale. L'ensemble concourt à la qualité de la clôture urétrale (Ashton-Miller et al., 2007).

1.2.2. Support de l'urètre

Le support de l'urètre et du col urétral est fait par toutes les structures extrinsèques à l'urètre qui procurent un soutien (actif ou passif) (Ashton-Miller et al., 2007).

Enhörning a été le premier auteur à décrire la fonction de support de l'urètre et du col urétral (Enhörning, 1961). Ce dernier propose qu'une bonne fonction de support résulte en une position élevée de l'urètre proximal dans la cavité abdominale. À l'opposé, lorsque l'urètre est descendu, la pression intra-abdominale n'est plus transmise de façon à provoquer l'occlusion urétrale (voir Figure 2).

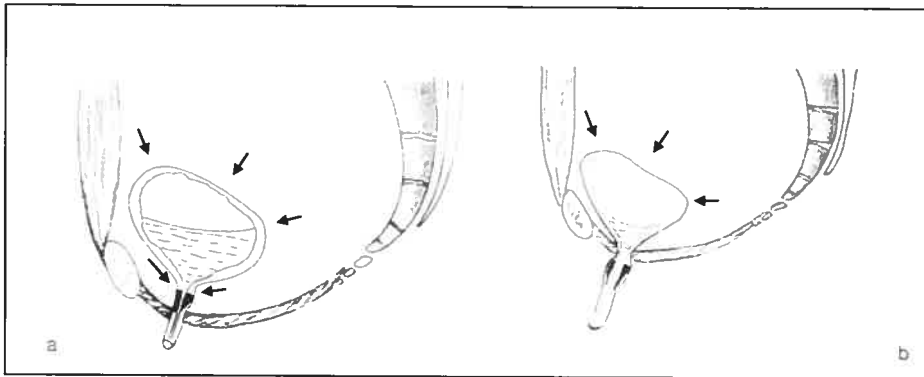


Figure 2: Théorie d'Enhörning

a) La vessie et l'urètre proximal sont situés dans l'enceinte abdominale et par conséquent, la pression intra-abdominale est répartie sur l'ensemble des structures. b) La transmission de pression ne se produit plus puisque l'urètre proximal passe sous le plan des muscles du PP.

Cette notion de support urétral a évoluée vers la théorie du hamac (*hammock hypothesis*) proposée par Delancey (1994). Ce dernier suggérait que l'urètre repose sur la paroi antérieure du vagin et ainsi, lors d'augmentation de pression intra-abdominale, que l'urètre était comprimé contre ce solide hamac (DeLancey, 1994). Cette théorie est en constante évolution (Ashton-Miller et al., 2007). Les structures responsables de soutenir l'urètre et le col vésical sont (voir Figure 3) : 1-la portion antérieure du vagin; 2- le fascia endopelvien (*endopelvic fascia*) (tissu conjonctif fibreux entourant le vagin et qui relie le vagin à l'arcade tendineuse). Ce fascia se fusionne donc avec l'arcade tendineuse mais aussi avec les muscles du releveur de l'anus; 3- l'arcade tendineuse (*arcus tendineus fasciae pelvis*) va du pubis aux épines ischiatiques; 4- et finalement, les muscles du releveur de l'anus (*Levator ani*) qui supportent le rectum, le vagin, l'urètre et le col vésical.

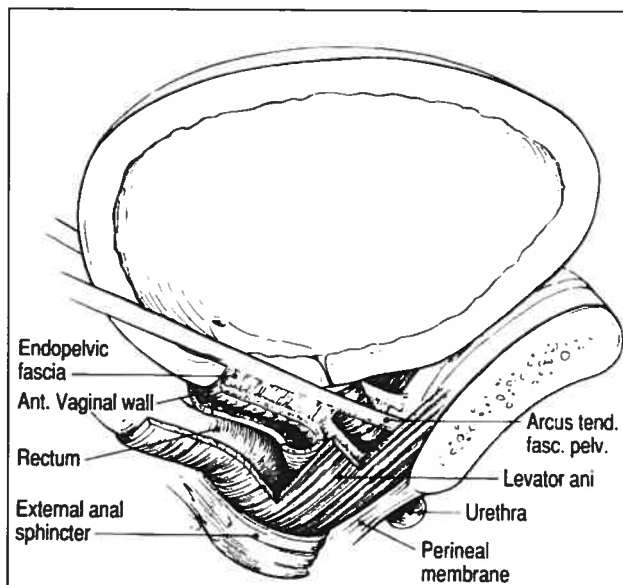


Figure 3: Vue latérale du système de support urétral (©DeLancey, 2005 avec permission)

Il est à noter l'importance des muscles du PP, plus particulièrement le releveur de l'anur (*levator ani*) dans le support des organes pelviens. Grâce à sa connexion avec le fascia endopelvien, une contraction du releveur de l'anus engendre une élévation du col vésical.

Concernant la théorie du hamac, les travaux de DeLancey précisent le **rôle passif** des muscles du PP (incluant l'activité des muscles au repos et les propriétés passives) combinés aux autres structures de support de l'urètre et du col vésical décrites ci-haut (DeLancey, 1988c; DeLancey et al., 1990; DeLancey, 1996). Il est rapporté que lors d'une toux, l'augmentation de pression intra-abdominale engendre un déplacement caudo-dorsal de l'urètre proximal d'environ 10 mm (Howard et al., 2000). Ce déplacement a été observé dans le plan sagittal grâce à l'échographie. Les forces passives du PP et des autres structures de support résisteraient ce déplacement vers le bas. La rigidité (*stiffness*) des muscles du PP et des autres structures de support minimiserait le degré d'étirement des structures pelviennes imposé par la pression intra-abdominale (Ashton-Miller et al., 2007). La pression intra-abdominale viendrait alors compresser l'urètre contre les structures de support. Pour illustrer ce concept, DeLancey (1990) présente l'analogie du boyau d'arrosage. Lorsque le boyau (l'urètre proximal) repose sur un trampoline ferme et non-compliant (les structures de support incluant les muscles du PP), un saut sur le boyau (effet de la pression intra-abdominale) interrompra l'écoulement de l'eau (fuites urinaires). À l'opposé, si le boyau réside sur un trampoline compliant, un saut créera un grand étirement ou une déformation du trampoline sans bloquer le boyau. Les travaux de DeLancey et d'Ashton-Miller suggèrent donc que les muscles du PP, de par leurs propriétés passives, participent au maintien de la continence (DeLancey et al., 2004; Ashton-Miller et al., 2007). Grâce à une nouvelle méthodologie développée au cours de cette thèse, nous avons tenté de valider cette théorie et de vérifier l'importance des propriétés passives des muscles du PP pour le maintien de la continence.

Les travaux de Delancey et d'Ashton-Miller décrivent également un **rôle actif** des muscles du PP dans l'occlusion urétrale (DeLancey et al., 2004; Ashton-Miller et al., 2007). Il a été rapporté que les muscles du PP sont involontairement activés lors d'augmentation de pression intra-abdominale pour efficacement occlure l'urètre (Constantinou et al., 1981; Shafik et al., 2003). Les mécanismes exactes par lesquels les muscles du PP contribuent à l'occlusion urétrale demeurent controversés à l'heure actuelle (1988a, 1988c; 1996; Petros et al., 1997). DeLancey (1988a, 1988c; 1996) invoque qu'une contraction des muscles du PP engendre un mouvement antérieur des viscères, particulièrement du vagin. Ce déplacement antérieur vient compresser l'urètre proximal contre la surface postérieure du pubis augmentant ainsi sa pression de clôture. De façon similaire, Petros et Ulmsten (1997) décrivent que les muscles du PP tirent l'urètre et la portion sous-urétrale du vagin en antérieur. Cependant, ils suggèrent qu'un système ligamentaire (ligaments utéro-sacrés et expansions des élévateurs vers le sphincter de l'anus) maintient le vagin en arrière et engendre un déplacement postéro-inférieur de la vessie, produisant ainsi la fermeture du col vésical. Bref, la portion proximale de l'urètre ainsi que le col de la vessie sont maintenus vers l'arrière grâce au système ligamentaire alors que les muscles du PP produisent un mouvement antérieur de l'urètre. Il existe donc un effet de cisaillement au niveau de l'urètre assurant sa clôture. Quel que soit le mécanisme responsable, l'intégrité des muscles du PP semble importante pour assurer l'occlusion urétrale.

1.2.3. Intégration des mécanismes

Les deux sous-systèmes responsables de la continence présentés aux sections précédentes ont permis d'expliquer les causes potentielles d'IUE. En effet, une défaillance dans la fonction sphinctérienne mène à l'IUE par insuffisance sphinctérienne tandis que, en revanche, une atteinte à la fonction de support urétral engendre de l'IUE par hypermobilité urétrale. Cependant, à la lumière des données récentes, Mostwin et al. (2005) proposent d'intégrer ces deux mécanismes dans un continuum et non d'interpréter les causes de l'IUE comme une dichotomie. Cette proposition est tout à fait logique vu que les deux sous-systèmes sont inter-reliés. De plus, des atteintes peuvent être présentes dans les deux sous-systèmes et ce, à différents degrés.

1.2.4. Anatomie et physiologie des muscles du PP

La section 1.2.2 soulignait l'importance des muscles du PP dans le maintien de la continence. Cette section porte principalement sur la description anatomique des muscles du PP. Ce dernier est constitué de plusieurs muscles formant divers plans (DeLancey et al., 2002). Les muscles situés au niveau du plan profond, couramment appelé le diaphragme pelvien (DeLancey et al., 2002), détiennent un rôle essentiel dans les mécanismes de continence et de soutien des organes pelviens (DeLancey et al., 2002). Ce diaphragme regroupe le releveur de l'anus (*levator ani*) ainsi que le coccygien (*coccygeus*) (DeLancey et al., 2002). 1- Le releveur de l'anus se décrit comme le constituant principal de la musculature pelvienne. Son origine s'étend de la surface postérieure du pubis jusqu'au fascia recouvrant les muscles obturateurs internes ainsi qu'aux épines ischiatiques (DeLancey et al., 2002). L'élévateur de l'anus englobe le pubo-

vaginal, le pubo-rectal, le pubo-coccygien et ilio-coccygien (voir Figure 4 et Figure 5) (DeLancey et al., 2002). Le pubo-vaginal entoure le vagin et s'insère sur les parois latérales du vagin ainsi que sur le noyau fibreux central, soit un regroupement de constituants fibro-musculaires et aponévrotiques localisés entre le vagin et le rectum (Sampselle et al., 1998; DeLancey et al., 2002). Le pubo-rectal se termine sur le rectum et fusionne avec le sphincter externe de l'anus (Kahle et al., 1998; DeLancey et al., 2002). Concernant le pubo-coccygien, il rejoint le coccyx soit par une insertion directe soit par l'entremise du ligament suspenseur de l'anus (Kahle et al., 1998). Finalement, l'ilio-coccygien est composé de fibres latérales naissant de l'arcade tendineuse et convergeant sur le pubo-coccygien (DeLancey et al., 2002). 2- Quant au coccygien, il s'étend des épines ischiatiques jusqu'aux surfaces latérales du coccyx, il referme donc le bassin en postérieur et contribue à la stabilité de l'articulation sacro-iliaque (voir Figure 4 et Figure 5) (DeLancey et al., 2002).

En ce qui a trait à la composition histologique des muscles du PP, des biopsies et des analyses histochimiques ont été effectuées au niveau du muscle pubo-coccygien (portion antérieure) (Gilpin et al., 1989; Heit et al., 1996). Le pourcentage de fibres lentes a été estimé à environ 63-67% alors que les fibres glycolytiques rapides (type II) représentent 33 à 37% (Gilpin et al., 1989; Heit et al., 1996). En somme, les muscles du PP ont une composition mixte avec une prédominance de fibres lentes.

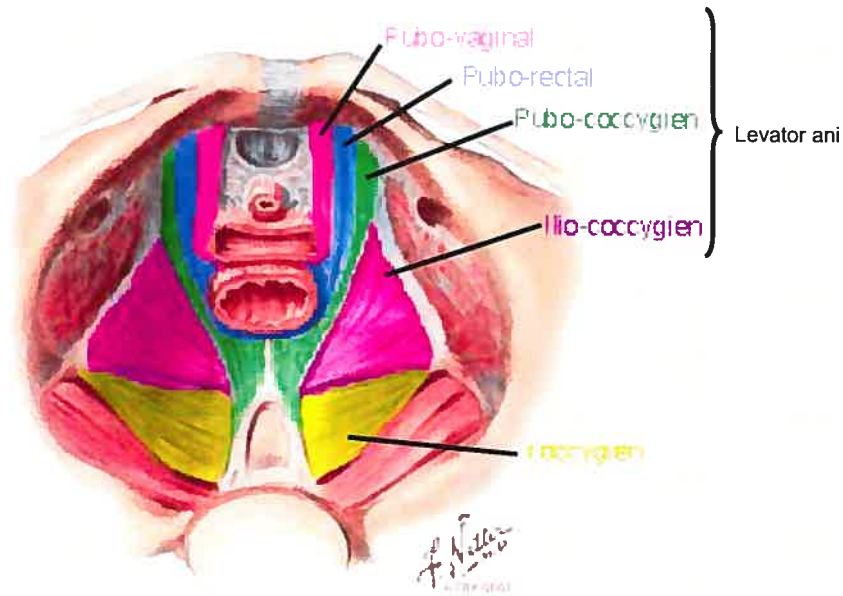


Figure 4: Anatomie des muscles du PP – vue supérieure. Adapté de Netter (1995)

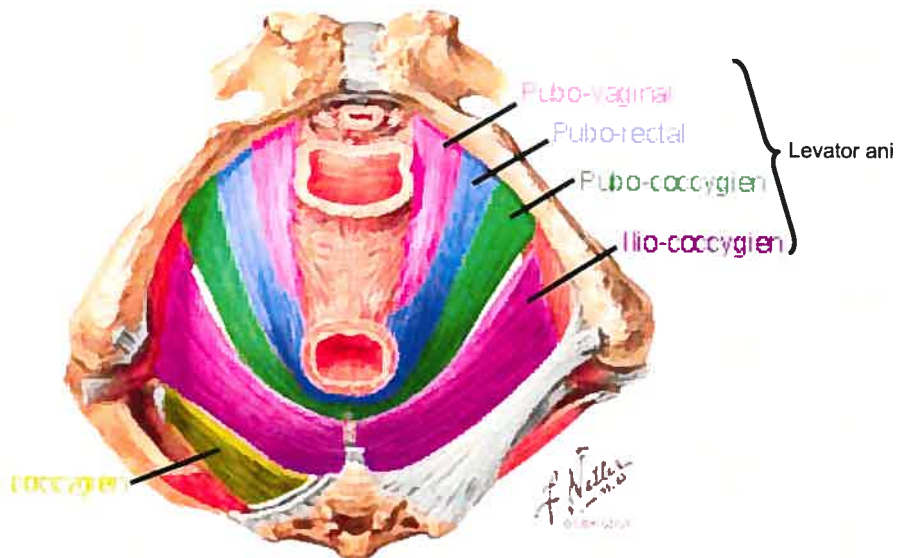


Figure 5: Anatomie des muscles du PP – vue inférieure. Adapté de Netter (1995)

1.2.5. Rôle du vieillissement et de la ménopause

Tout d'abord, il faut souligner que les conséquences des déficits hormonaux sont indissociables du vieillissement urogénital (Kelleher et al., 2000). Kelleher et Versi (2000) rapportent que des récepteurs à oestrogène sont localisés au niveau du vagin, de l'urètre, de la vessie et du PP. Par conséquent, les fluctuations hormonales notamment celles associées à la ménopause, peuvent influencer la fonction de ces organes (Kelleher et al., 2000). Johnston (2001) relate que le nombre de récepteurs de progestérone est faible au niveau des structures pelviennes ce qui suggère que leur influence est minimale lors de la ménopause. Étant donné que le présent projet de doctorat ciblait les femmes en début de ménopause, les effets hormonaux risquent d'être particulièrement significatifs.

1.2.5.1. Fonction vésicale

Il a été rapporté que le vieillissement pouvait engendrer une réduction du volume et de l'élasticité de la vessie résultant en une diminution de la capacité vésicale (Morrison et al., 2002). Ainsi, un faible volume vésical peut être associé à une augmentation de la fréquence des mictions (Wagg, 2004). De plus, les femmes vieillissantes présentent une contractilité inférieure ce qui, par conséquent, peut occasionner une augmentation du volume résiduel jusqu'à 50-100 mL et une réduction du débit mictionnel (Resnick, 1995). Il est également suggéré que la sensibilité vésicale décroît avec l'âge (Morrison et al., 2002). La sensation d'uriner est alors repoussée à un niveau se rapprochant de la capacité vésicale maximale. Voilà ce qui justifie la réduction de l'habileté des personnes âgées à retarder la miction (Resnick, 1995). Au niveau vésical, l'amincissement muqueux, accompagné d'une carence oestrogénique, abaisse le seuil sensoriel pour les contractions

des muscles vésicaux, produisant des symptômes irritatifs, tels que le besoin d'uriner fréquemment, la nocturie et l'incontinence impérieuse (Johnston, 2001).

De plus, la prévalence des contractions involontaires du détrusor augmente chez les personnes âgées (Resnick, 1995). Koelbl et al. (2002) expliquent que ces contractions seraient dues à l'augmentation de l'espace intercellulaire et au remplacement des cellules musculaires lisses par des protrusions et des abutements reliant les cellules entre elles et facilitant la propagation de l'activité électrique entre les cellules du muscle lisse du détrusor.

En outre, Resnick (1995) souligne que les personnes âgées produisent une plus grande quantité d'urine la nuit et ce, malgré l'absence de maladie concomitante (insuffisance veineuse, maladies rénales, diabète, etc.). Cette production nocturne d'urine provoquerait un à deux épisodes de nocturie chez la plupart des femmes âgées (Resnick, 1995) et serait attribuable à certains changements dans la sécrétion de la vasopressine et de l'hormone atriale natriurétique (Fonda et al., 2002).

En somme, les changements vésicaux associés au vieillissement se produisent en parallèle avec le développement d'incontinence urinaire d'urgence, soit un autre type d'incontinence urinaire (par opposition à l'IUE abordé dans cette thèse).

1.2.5.2. Fonction urétrale

Par ailleurs, le vieillissement se manifeste par un déclin de la longueur urétrale, de la pression urétrale maximale et une atrophie du sphincter strié de l'urètre (Fonda et al., 2002). Il a également été rapporté que le vieillissement occasionnait des dénervations du sphincter de l'urètre (Abrams et al., 1999). La réduction de l'épaisseur des muqueuses urétrales et de l'engorgement des vaisseaux sanguins provoquerait une diminution de la

pression de fermeture urétrale moyenne (Hilton et al., 1983). La teneur en collagène urétral et l'élasticité diminuent aussi, ce qui compromet davantage le fonctionnement et risque d'entraîner une insuffisance du sphincter de l'urètre (Wagg, 2004). Une réduction du mucus intra-urétral interférerait également avec l'occlusion de l'urètre (Abrams et al., 1999).

1.2.5.3. Support des organes

Une réduction en collagène affaiblirait le support des organes pelviens et des parois vaginales, prédisposant ainsi la femme à des prolapsus, à de l'hypermobilité du col urétral et à de l'IUE (Resnick, 1995). Par ailleurs, il a été rapporté que le vieillissement et les carences oestrogéniques occasionneraient des changements au niveau de la muqueuse vaginale et des autres tissus dans la région urogénitale résultant en une perte d'élasticité des structures (Bachmann, 1995).

1.2.5.4. Musculature du PP

Différentes techniques telles que l'électromyographie (EMG), la dynamométrie, l'imagerie par résonance magnétique et les analyses histochimiques ont été employées pour mettre en lumière les changements des muscles du PP associés au vieillissement (Gunnarsson et al., 1999; Aukee et al., 2003; Jundt et al., 2005).

Tout d'abord, Trowbridge et al. (2007) ont étudié la force volontaire maximale du PP grâce à un spéculum instrumenté chez des femmes continentales nullipares âgées de 20 à 70 ans. Aucune différence significative n'a été observée entre la force maximale des femmes jeunes et âgées.

Par ailleurs, Aukee et al. (2003) ont évalué l'activité EMG des muscles du plancher pelvien de femmes souffrant ou non d'IUE lors d'une contraction maximale volontaire. Ils

ont démontré qu'une réduction de l'activité EMG était associée à l'âge. Gunnarsson & Mattiasson (1999) ont mené une évaluation EMG similaire auprès de femmes atteintes d'IUE, d'urgence et mixte. Ils ont également observé une réduction de l'amplitude de l'EMG liée à l'âge (Gunnarsson et al., 1999). Il est à noter que les mesures d'EMG (amplitude maximale absolue du signal) doivent être interprétées avec précaution lors de comparaisons inter-sujets. En effet, l'amplitude du signal peut être compromise par la taille de l'hiatus urogénital influençant le contact entre l'électrode et la muqueuse, la lubrification vaginale et l'épaisseur des tissus vaginaux.

Grâce à la résonance magnétique tridimensionnelle, Constantinou et al. (2002) ont investigué les effets du vieillissement sur le mouvement produit par le PP lors d'une contraction maximale volontaire. Dans le plan sagittal, le mouvement antérieur du PP, c'est-à-dire la compression du rectum vers le vagin et la symphyse pubienne, était significativement inférieure chez les femmes âgées (Constantinou et al., 2002). De façon semblable, dans le plan frontal, la compression latérale du rectum et du vagin lors d'une contraction des muscles du PP était moindre chez les femmes âgées (Constantinou et al., 2002). Les auteurs soulignent que les causes de cette réduction d'amplitude de mouvement chez les femmes âgées doivent être élucidées. Ils émettent l'hypothèse que les femmes âgées présentent des limitations neurologiques et musculaires de même qu'une substitution des espaces par des tissus adipeux restreignant le mouvement (Constantinou et al., 2002).

Enfin, des analyses histomorphologiques des muscles du releveur de l'anus de femmes continentales jeunes et âgées démontrent certains changements myogéniques liés au vieillissement, notamment la présence de fibrose (augmentation des tissus conjonctifs), une variation des diamètres des fibres musculaires et une centralisation des noyaux

(Jundt et al., 2005). Les auteurs suggèrent cependant qu'une portion de ces changements peuvent être considérés « normaux » puisqu'ils étaient présents en faible quantité chez les femmes jeunes (Jundt et al., 2005).

En somme, lorsque l'ensemble de ces études est considéré, le vieillissement semble occasionner des changements dans les muscles du plancher pelvien qui pourraient occasionner un affaiblissement de cette musculature. Toutefois, étant donné le faible nombre d'études, les résultats portant sur le vieillissement des muscles du PP doivent donc être interprétés avec précaution.

1.3. Évaluation des muscles du PP au repos

Les théories anatomistes décrivant le rôle passif du PP dans le support de l'urètre et du col vésical ont été abordées précédemment (section 1.2.2.). D'un point de vue clinique, ce rôle passif du PP réfère fréquemment à la tonicité des muscles du PP. D'ailleurs, un sous-comité de l'ICS a souligné le besoin imminent de méthodologie objective pour quantifier la tonicité des muscles du PP (Messelink et al., 2005). Toutefois, le tonus musculaire est, encore de nos jours, un concept ayant autant de définitions que d'auteurs. Nous débutons donc cette section de la recension des écrits en proposant une définition de la tonicité/tonus musculaire. Par la suite, les outils utilisés à l'heure actuelle pour investiguer les forces passives des muscles du PP sont abordés. Enfin, les études comparant les forces passives du PP des femmes avec et sans IUE sont relatées.

1.3.1. Définition du « tonus / tonicité » en lien avec les muscles du PP

Concrètement, lors de l'évaluation de l'état des muscles du PP au repos, l'ouverture vaginale est augmentée (les tissus sont étirés en introduisant un doigt, une sonde ou un dynamomètre dans la cavité vaginale) dans le but d'apprécier la résistance offerte par les tissus musculaires. Cette résistance offerte par les tissus musculaires et environnants provient de composante active et passive (Taylor et al., 1990; Simons et al., 1998).

1.3.1.1. Composante active

La composante active comprend, d'une part, une activité EMG constante dans le muscle (Davidoff, 1992). La présence de cette activité électromyographique constante dans les muscles squelettiques est hautement controversée à l'heure actuelle. Cette

activité constante pourrait être présente dans les muscles antigravitaires (comme les muscles du PP), toutefois Deindl et al. [1994] ont rapporté que cette activité constante (appelée patron tonique) n'était pas présente chez toutes les femmes continentales. D'autre part, le réflexe d'étirement impliquant les fuseaux neuromusculaires contribuerait également à la composante active. En effet, lorsqu'un muscle subit un étirement rapide, les fuseaux neuromusculaires stimulent les motoneurones alpha par l'intermédiaire des afférences la puis les influx efférents engendrent une contraction musculaire. Il a été suggéré que, outre cette réponse monosynaptique, une réponse tardive pourrait survenir transitant vers les centres corticaux. Ce phénomène, appelé réflexe d'étirement fonctionnel, aurait une amplitude variant selon l'état d'éveil du sujet et des consignes avant la perturbation (Bouisset et al., 1995). En revanche, lorsque l'étirement dépasse une certaine limite, les organes tendineux de Golgi contribuent à la relaxation du muscle étiré (Taylor et al., 1990). Il s'agit du réflexe myotatique inverse empruntant les afférences Ib, les interneurones inhibiteurs et finalement, les motoneurones alpha homonymes (Bouisset et al., 1995). Les interneurones inhibiteurs Ib ont, à l'inverse, une influence facilitatrice sur les motoneurones antagonistes.

Bien qu'un étirement puisse produire un réflexe d'étirement, Gajdosik (2001) stipule que la contribution active est minimale voire négligeable lors d'un étirement passif chez les sujets normaux. Taylor et al. (1990) ont confirmé cette hypothèse puisque dans leur étude, le comportement d'un muscle à l'étirement dépendait des propriétés visco-élastiques des tissus et non d'une activité réflexe. En effet, le muscle dénervé a réagi de la même façon à l'étirement que le muscle normalement innervé. Dans la même optique, Lamontagne et al. (1997) ont prodigué des étirements à haute vitesse ($180^\circ/s$) sans toutefois induire une réponse réflexe des muscles fléchisseurs plantaires (vérifiée par

évaluation EMG). Similairement, Magnusson et al. (1996a; 1996b) ont démontré des changements dans les propriétés visco-élastiques des muscles squelettiques chez les sujets normaux indépendamment de l'activité EMG. Cette activité de bas niveau suggère qu'aucun réflexe n'a été déclenché durant la procédure. De plus, chez l'animal, différents protocoles (immobilisation, dénervation, stimulation électrique) ont engendré des adaptations via des mécanismes myogéniques et non neurogéniques (Gajdosik, 2001). En d'autres termes, l'adaptation de la longueur musculaire était due au tissu musculaire lui-même indépendamment de l'activité neurologique. Lors d'un entraînement isométrique visant le renforcement musculaire, Klinge et al. (1997) ont rapporté que l'augmentation de la force musculaire était associée à une augmentation de la résistance passive et de la rigidité élastique passive indépendamment de l'activité EMG. En se basant sur les muscles squelettiques des extrémités, il serait probable que la contribution active des muscles du PP lors d'un étirement soit négligeable.

1.3.1.2. Composante passive

La composante passive, quant à elle, serait attribuée aux propriétés visco-élastiques de la musculature du PP et des tissus environnants (Gajdosik, 2001). Ces propriétés visco-élastiques des muscles du PP seraient expliquées par les ponts actine-myosine présents dans le tissu musculaire au repos, les filaments musculaires non-contractiles du cytosquelette (titin et desmin) ainsi que les tissus conjonctifs tels que l'endomysium, le pérимysium et l'épimysium (Gajdosik, 2001). Considérant que la composante passive expliquerait la majorité des forces perçues lors d'un étirement (Simons et al., 1998; Gajdosik, 2001), il nous semblait extrêmement pertinent d'appliquer à la musculature du PP une technique développée au niveau des extrémités pour estimer les propriétés passives des muscles squelettiques lors d'un étirement. De plus ample

information sur cette technique sont présentés à la section 1.4. Le corps de la thèse traite davantage de la composante passive lors d'un étirement des muscles du PP.

1.3.2. Outils et techniques d'évaluation des muscles du PP

Les techniques actuelles pour évaluer les propriétés passives des muscles du PP sont présentées dans cette section. Lorsque documentées, les qualités métrologiques et les limites de ces techniques sont abordées.

1.3.2.1. Bilan digital

Le bilan digital consiste à introduire un ou deux doigts dans la cavité vaginale au niveau des muscles du PP et rapporter la perception des forces passives perçues sur une échelle ordinale. Certains auteurs ont distingué les forces passives provenant du plan superficiel (ischio-carverneux, bulbo-carverneux et transverse superficiel) et profond des muscles du PP (releveur de l'anوس) (Lamont, 1978; Devreese et al., 2004; Reissing et al., 2004). Les nombreuses versions du bilan digital diffèrent de par l'échelle de cotation ordinale variant de 3 à 7 niveaux (Lamont, 1978; Devreese et al., 2004; Reissing et al., 2004). La cotation de Lamont a été une des premières échelles à être développée pour évaluer la tonicité des muscles du PP (Lamont, 1978). Cette dernière a été exclusivement étudiée chez les femmes avec des douleurs vulvo-vaginales. Elle comporte 5 niveaux soit 0 pour une tonicité normale et 5 indique que les muscles du PP sont perçus comme étant involontairement contractés (Lamont, 1978). La cotation de Reissing et al. (2005) a été utilisées chez des femmes avec et sans vestibulodynie. Comportant 7 niveaux (+3 hypertonique à -3 hypotonique, 0 indiquant un muscle normal), elle se distingue des autres échelles puisque la tonicité est évaluée à plusieurs endroits dans la cavité vaginale (3, 6 et

9 heures). Une fidélité inter-juge acceptable a été démontré avec des coefficients de corrélation de 0,230 à 0,498 pour les muscles du PP superficiels et de 0,319 à 0,514 pour les muscles profonds (Reissing et al., 2005). La cotation de Devreese et al. (2004), la seule échelle développée auprès de femmes atteintes d'IUE, est composée de 3 niveaux (hypotonicité, normal, hypertonicité). Une bonne fidélité inter-juge est suggérée puisqu'ils rapportent une concordance de 98% et 96 entre les deux évaluateurs pour les muscles superficiels et profonds du PP, respectivement. Cependant, il est à souligner que la majorité de leur échantillon avait été catégorisée « normal » (n=70) alors que seulement 8 sujets étaient considérés hypotoniques et 2, hypertoniques.

En somme, malgré l'utilité du bilan digital dans la pratique clinique, il n'en demeure pas moins qu'il s'agit d'une mesure subjective. De plus, la sensibilité du bilan digital pour détecter et discriminer les forces relativement faibles provenant des muscles du PP au repos reste à déterminer.

1.3.2.2. Périnéométrie à pression

La périnéométrie à pression nécessite une sonde munie d'un ballonnet rempli d'air (Worth et al., 1986) ou de liquide (Dougherty et al., 1986) reliée à un transducteur. Cette sonde est introduite dans la cavité vaginale jusqu'à ce que le ballonnet soit situé au niveau de la musculature du PP. Ainsi, la pression provenant des muscles du PP au repos peut être enregistrée (Griffin et al., 1994; Hahn et al., 1996; Frawley et al., 2006). Une bonne fidélité test-retest a été rapporté pour les mesures de pressions intra-vaginales au repos lors de l'évaluation en décubitus dorsal (coefficients de corrélation intra-classe de 0,74-0,77) (Frawley et al., 2006). Une des faiblesses de la périnéométrie à pression réside dans le fait que les mesures sont dépendantes de la taille de la sonde.

1.3.2.3. Dynamométrie

Depuis 1989, plusieurs dynamomètres ont été décrits dans la littérature scientifique (Caufriez, 1989; Ashton-Miller et al., 2002; Dumoulin et al., 2003; Verelst et al., 2004; Constantinou et al., 2007). Des mesures de forces passives du PP ont été rapportées avec ces dynamomètres. Ces dynamomètres seront présentés en respectant l'ordre chronologique de la parution de ces outils dans la littérature.

La **pince tonimétrique de Caufriez** est constituée de deux branches métalliques rectilignes, soit une branche d'appui (supérieure) et une branche inférieure, plus courte, munie de deux jauges de contraintes (Caufriez, 1989, 1993). La pince tonimétrique a été conçue principalement pour mesurer les propriétés passives des muscles du PP. L'axe de rotation entre les deux branches est muni d'un potentiomètre mesurant les variations angulaires et indirectement, le degré d'étirement des fibres musculaires. Ces branches sont insérées dans le vagin et leur ouverture angulaire s'effectue à une vitesse de $10^\circ /s$ mesurant ainsi la résistance passive exercée par la musculature du PP. Cependant, de par sa conception, les mesures passives ou actives sont influencées par le bras de levier, c'est-à-dire l'endroit sur la branche où s'exercent les forces résultantes du PP. Le positionnement de l'appareil est donc très important pour assurer une mesure fidèle (Caufriez, 1993). D'ailleurs, des études de fidélité et de validité de cet appareil n'ont jamais été publiées. De plus, aucune étude scientifique utilisant cette méthodologie n'est répertoriée dans Medline ou CINAHL.

Le **spéculum instrumenté développé par Ashton-Miller et al. (2002)** a une conception similaire à la première version de notre spéculum dynamométrique (Dumoulin et al., 2003). En effet, tous deux s'apparentent à un spéculum gynécologique conventionnel et ont la capacité d'évaluer les forces provenant de la musculature du PP

indépendamment du bras de levier, c'est-à-dire l'endroit où s'exerce la résultante des forces sur les branches. Bien que le brevet stipule la possibilité d'évaluer les muscles à différentes ouvertures vaginales (Ashton-Miller et al., 2002), les forces passives du PP rapportés dans les écrits ont été prises à une ouverture vaginale fixe (Morgan et al., 2005; DeLancey et al., 2007; Trowbridge et al., 2007). La fidélité de la mesure de force maximale volontaire a récemment été rapportée, soit un coefficient de fidélité de $\pm 5,5N$ (27%). Or, il est à noter que la fidélité des forces passives demeure méconnue.

La version initiale du spéculum dynamométrique conçu par notre équipe de recherche a fait l'objet de plusieurs études. Cette version initiale du spéculum dynamométrique est constitué de deux branches soit une branche d'appui (branche supérieure) et une branche inférieure munie de jauges de contraintes (Dumoulin et al., 2003). Cette dernière peut être déplacée de façon à mesurer les forces à différentes ouvertures vaginales (augmentation du diamètre antéro-postérieur de la cavité vaginale) (Dumoulin et al., 2003). Les propriétés psychométriques de la version initiale du dynamomètre ont largement été étudiées. Tout d'abord, une étude de calibration *in vitro* a démontré d'excellentes qualités métrologiques telles que la linéarité, la fidélité et l'indépendance des points d'application des forces (Dumoulin et al., 2003). Ensuite, dans une étude d'acceptabilité de l'instrument, 40 femmes continentales et incontinentales à l'effort ont confirmé à l'unanimité que le spéculum dynamométrique est confortable et que la procédure d'évaluation de la force maximale volontaire est adéquate (Dumoulin et al., 2003). Des études de fidélité test-retest ont démontré que les paramètres de force maximale volontaire, d'endurance et de rapidité de contraction étaient fidèles avec des coefficients de dépendabilité (similaires au coefficient de corrélation intra-classe) variant de 0,71 et 0,93 (Dumoulin et al., 2004a; Morin et al., 2007). Afin de vérifier la validité de

construit de convergence (Dunn, 1989) du spéculum dynamométrique, les mesures dynamométriques de forces maximales ont été comparées à celles obtenues grâce au bilan digital. Cette étude a démontré une bonne relation entre le dynamomètre et le bilan digital avec un coefficient de corrélation de Spearman de $r=0,564$ pour les femmes continentes ($n=30$) et incontinentes ($n=59$) (Morin et al., 2004b). Au cours d'une étude portant sur la validité de construit discriminante, le dynamomètre a démontré la capacité de discriminer la fonction musculaire des femmes continentes ($n=30$) et souffrant d'IUE ($n=58$) en période post-natale (Morin et al., 2004a). Des différences significatives entre les deux groupes ont été observées pour les mesures de forces passives, de rapidité de contraction et d'endurance ($p \leq 0,01$) (Morin et al., 2004a). Il est à noter que ces mesures de forces passives ont été prises à des ouvertures vaginales fixes de 19 et 24 mm.

Par la suite, **notre spéculum dynamométrique a été modifié** afin de d'évaluer la coordination des muscles du PP lors d'effort (i.e toux et valsalva) et les propriétés passives des muscles du PP, soit le l'objectif principal de ces travaux de doctorat. Il a été rapporté que l'évaluation de l'activité involontaire des muscles du PP lors d'effort peut potentiellement être affectée par la pression intra-abdominale (Hahn et al., 1996; Peschers et al., 2001). Afin d'évaluer l'importance de l'effet de la pression intra-abdominale sur les mesures de forces prises avec notre dynamomètre modifié, nous avons ajouté une branche supplémentaire au dynamomètre (Morin et al., 2006). Cette branche est localisée profondément au niveau de la cavité vaginale dans le but d'évaluer spécifiquement la pression intra-abdominale. Les mesures prises avec cette branche ont été comparées avec les mesures de pression intra-abdominale évaluée via la pression intra-rectale chez 10 femmes continentes lors d'épreuves de Valsalva. Ainsi, les résultats suggèrent une influence minimale de la pression intra-abdominale sur les forces provenant du PP lors de

contractions volontaires et de Valsalva (Morin et al., 2006). De plus, des électrodes EMG ont été apposées à la branche inférieure du spéculum afin de déterminer si la localisation de la force résultante du PP correspond à la plus haute amplitude EMG détectée par une paire d'électrodes. Nos résultats confirment que les forces enregistrées proviennent bel et bien des muscles du PP (Morin et al., 2006). En somme, cette étude a permis de confirmer la validité des mesures de forces du PP lors d'effort. Les spécificités du dynamomètre modifié relatives à l'évaluation des propriétés passives du PP sont présentées dans l'article #1.

Le **dynamomètre de Verelst et al.** (2004) comprend deux demi-tiges semi-circulaires disposées en parallèle et équipées de jauges de contraintes. Alors que les autres dynamomètres décrits précédemment évaluent les forces dans le plan sagittal, le dynamomètre de Verelst et al. se distingue par son évaluation des forces provenant des murs latéraux du vagin (plan transversal). Verelst et al. (2004) ont également rapporté les qualités métrologiques *in vitro* notamment l'hystérésis, la linéarité et la résolution. Récemment, les travaux de Verelst ont porté sur l'évaluation des forces passives et de la rigidité des muscles du PP à des ouvertures vaginales variant de 30 à 50 mm (Verelst et al., 2007). La fidélité test-retest des mesures de forces maximales volontaires a été évaluée à des ouvertures transversales de 30 mm, 35 mm, 40 mm, 45 mm and 50 mm chez 20 femmes continentales (Verelst et al., 2004). Verelst et al (2004) ont rapporté une variabilité associée aux jours non-significative, ce qui suggère la fidélité des mesures. Toutefois, la fidélité des forces passives et de la rigidité n'a pas encore été documentée (Verelst et al., 2004).

La sonde mise au point par Constantinou et al. (2007) comprend une tige munie de quatre petits « bras » qui se déploient une fois que la sonde est insérée dans la cavité vaginale de façon à épouser les parois du vagin. Cette sonde permet donc d'évaluer les forces passives et actives en N/cm^2 au niveau antérieur, postérieur, latéral gauche et droit (Constantinou et al., 2007; Peng et al., 2007). La particularité de cette sonde réside dans le fait que les mesures sont prises lors de son retrait de la cavité vaginale. À ce sujet, un capteur de positionnement de même que des mesures échographiques ont été employés afin de déterminer la position anatomique et l'orientation de la sonde lors de son retrait (Peng et al., 2007). Leurs résultats démontrent que la trajectoire de la sonde lors du retrait respecte l'axe initial de la sonde. Ceci appuie en quelques sortes la validité de leur méthodologie. Outre ces données, aucune information sur les propriétés psychométriques n'est disponible.

1.3.3. Comparaison entre les femmes continentes et atteintes d'IUE

Peu d'études se sont penchés sur l'importance des forces passives pour le maintien de la continence et les résultats émanant de ces études sont controversés. Devreese et al. (2004) ont observé, avec le bilan digital, une différence non-significative entre les femmes continentes et atteintes d'IUE. Similairement, Verelst et al. (2007) n'ont rapporté aucune différence entre les deux groupes pour les forces passives transversales enregistrées avec leur dynamomètre. À l'opposé, nos travaux antérieurs suggèrent des forces passives moindres chez les femmes incontinentes (Morin et al., 2004a). Avec leur sonde dynamométrique, Peng et al. (2007) ont observé des forces passives inférieures chez les femmes atteintes d'IUE au niveau du mur vaginal postérieur. Les différences n'étaient pas significatives pour les murs antérieur et latéraux.

Nous discuterons en détails de ces études dans la discussion. Toutefois, il apparaît clair que des éléments méthodologiques peuvent expliquer les divergences entre les études. Les outils actuels pour évaluer les forces passives du PP ne considèrent pas la composante active et passive lors de l'étirement d'un muscle. En outre, les étirements imposés aux muscles du PP sont statiques et ne tiennent pas compte des propriétés visco-élastiques des tissus.

1.4. Technique d'évaluation des propriétés passives dans les extrémités

Une technique développée au niveau des muscles squelettiques des extrémités nous a semblé ingénieuse sur deux points particuliers (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001) : 1) elle évalue la composante passive tout en contrôlant la composante active; 2) elle considère les propriétés visco-élastiques des tissus.

Cette technique consiste en un étirement constant à basse vitesse afin de minimiser la sollicitation d'un réflexe d'étirement (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001). L'absence du réflexe d'étirement est contrôlée via une évaluation EMG. De cette façon, la composante passive est évaluée en contrôlant la composante active. Puisque les techniques actuelles au niveau du PP ne permettent pas un tel contrôle de la composante active, il était intéressant de transférer cette méthodologie aux muscles du PP.

Les propriétés passives des muscles squelettiques se résument par des qualités visco-élastiques (Fung, 1981). Le comportement visqueux des tissus est dépendant de la vitesse d'étirement (Thomas et al., 1965) et peut être représenté par le modèle du piston de Newton (Taylor et al., 1990). Quant au comportement élastique, il dépend de la charge ou de la force appliquée et peut être illustré par le modèle du ressort de Hooke (Taylor et al., 1990). Les évaluations statiques effectuées au niveau des muscles PP (i.e. les muscles sont étirés et les forces sont enregistrées lorsqu'elles se sont stabilisées) ne permettent pas d'investiguer ces propriétés visco-élastiques des tissus. En opposition, un étirement dit « dynamique » permet d'évaluer ces propriétés car l'effet de l'étirement sur les forces est évalué en temps réel.

Lorsqu'un muscle est étiré, le premier point de résistance rencontré détermine la résistance initiale passive et cette longueur musculaire est appelée longueur initiale (Gajdosik, 2001). La longueur musculaire maximale correspond à l'étirement maximal d'un muscle. La résistance perçue à ce haut niveau d'étirement représente la résistance passive maximale (Gajdosik, 2001). Chez l'humain, cette longueur maximale est déterminée par l'amplitude passive maximale d'une articulation ayant pour facteur limitant les tissus musculaires. La détermination de cette longueur représente un défi considérable. De ce fait, Gajdosik (2001) stipule que ce niveau d'étirement doit être défini par la tolérance à l'étirement du sujet tout en maintenant une activité EMG négligeable. La rigidité élastique passive est définie comme le ratio entre les changements de résistance passive (forces passives) et de longueur musculaire ($\Delta F/\Delta L$). Cette relation, transférée au niveau articulaire, s'exprime par le rapport entre le changement de moment et la variation angulaire ($\Delta \text{Mom}/\Delta^\circ$) (Magnusson et al., 1996a; Magnusson et al., 1996b). Quant à la compliance passive, elle peut être décrite comme l'inverse de la rigidité élastique passive ($\Delta^\circ/\Delta \text{Mom}$ ou $\Delta L/\Delta F$) (Gajdosik, 2001). Immédiatement après un étirement, une réduction de la résistance passive est observée lorsque le muscle reprend sa position initiale. Ce phénomène s'explique par la perte d'énergie visco-élastique lors de la phase de retour (Thomas et al., 1965; Taylor et al., 1990). L'hystérésis est caractérisée par l'aire comprise entre les courbes d'étirement et de raccourcissement (Gajdosik, 2001). Finalement, un effet de stress-relaxation survient lorsqu'un muscle est maintenu en position d'étirement (Frankel et al., 1970). De ce fait, la longueur musculaire demeure constante mais la résistance passive diminue en fonction du temps. Cet effet de stress-relaxation peut être quantifié par la pente (résistance passive en fonction du temps) ou le pourcentage de réduction de la résistance à la fin de l'épreuve.

Plusieurs structures et mécanismes contribuent aux propriétés passives des muscles lors d'un étirement. Premièrement, Campbell et Lakie (1998) ont proposé la présence d'interactions actine-myosine au niveau du muscle au repos. L'activité nécessaire à la formation des ponts actine-myosine ne serait pas détectable à l'évaluation EMG. En conséquence, l'extensibilité des ponts contribuerait à la résistance passive enregistrée lors d'un étirement passif. Deuxièmement, il a été suggéré que le cytosquelette endo- et exo-sarcomérique participerait aux propriétés passives des muscles squelettiques. Le desmin et le titin sont des protéines non-contractiles pouvant influencer la résistance passive. Le titin est une protéine endo-sarcomérique qui s'attache au niveau de la ligne M et des disques Z (Gajdosik, 2001). Le titin joue un rôle prépondérant lorsque l'étirement surpasse le chevauchement entre les filaments d'actine et de myosine. Le desmin, quant à lui, est considéré comme une protéine exo-sarcomérique puisqu'il relie les disques Z entre eux aussi bien à l'intérieur qu'à l'extérieur du sarcomère (Gajdosik, 2001). Considérant les protéines du cytosquelette comme partie intégrante du tissu musculaire, un accroissement ou une réduction de masse musculaire serait susceptible d'influencer les propriétés passives. En effet, il a été démontré qu'un accroissement de la rigidité élastique passive et de la résistance passive était concourante à une augmentation de la force musculaire suite à un entraînement (Klinge et al., 1997). Finalement, le dernier mécanisme contribuant aux propriétés passives relaté par Gajdosik (2001) correspond aux tissus conjonctifs. Ainsi, l'endomysium, le pérmysium et l'épimysium enveloppant les fibres musculaires, les fascicules et le muscle respectivement, participeraient aux propriétés passives. Parmi ces structures, le pérmysium s'est avéré être le tissu offrant le plus de résistance à l'étirement et ce, à cause de l'orientation de ses fibres et de sa grande quantité (Gajdosik, 2001).

1.5. Constats

La recension des écrits exposée ci-haut met en lumière les constats suivants :

- L'IUE est un problème important de par sa fréquence et son impact psychosocial, particulièrement chez la femme vieillissante.
- Les théories anatomistes suggèrent que les muscles du PP, grâce à leur participation au support des organes pelviens, jouent un rôle important dans le maintien de la continence urinaire chez la femme. Les propriétés passives des muscles du PP pourraient expliquer le support et le positionnement urétral.
- Peu d'études ont documenté les qualités métrologiques des outils d'évaluation actuels des propriétés passives des muscles du PP. De plus, ces techniques ne permettent pas une évaluation complète et rigoureuse des muscles du PP au repos en considérant la composante active et passive des propriétés passives.
- Peu d'études ont comparé les propriétés passives du PP des femmes continentales et atteintes d'IUE et les résultats obtenus sont contradictoires.
- Une méthodologie employée pour les muscles squelettiques des extrémités permet une évaluation dynamique des muscles du PP tout en contrôlant pour l'activité involontaire de la musculaire. Cette approche pourrait être appliquée aux muscles du PP.

Chapitre 2: Objectifs et hypothèse de la thèse

2.1. Objectif et hypothèse général de la thèse

L'objectif principal de la thèse est de déterminer l'importance des propriétés passives des muscles du PP pour le maintien de la continence urinaire. Nous proposons de vérifier l'hypothèse générale suivante : Puisqu'il est suggéré que les muscles du PP participent au maintien de la continence en procurant, entre autres, un support aux organes pelviens, et en assurant une position optimale de l'urètre pour le maintien de la continence, les femmes ménopausées incontinentes à l'effort présenteront une atteinte au niveau des propriétés passives du PP par rapport aux femmes continentales.

2.2. Objectifs spécifiques de la thèse

Les objectifs spécifiques sont les suivants :

- 1) Développer une méthodologie combinant la dynamométrie et l'électromyographie afin d'évaluer les propriétés passives des muscles du PP lors d'étirements statiques et dynamiques.
 - Quantifier les propriétés passives de muscles du PP chez des femmes jeunes et continentales.
 - Vérifier l'acceptabilité de cette nouvelle procédure d'évaluation.
 - Déterminer, lors d'étirements dynamiques, les cycles d'étirement-raccourcissement les plus significatifs.

- Estimer la redondance entre les différents paramètres passifs évalués.
- 2) Évaluer la fidélité test-retest des paramètres passifs des muscles du PP chez les femmes ménopausées atteintes d'IUE.
 - 3) Comparer les paramètres passifs entre les femmes ménopausées continentales et atteintes d'IUE. Ces paramètres sont les forces passives, la rigidité élastique passive (RÉP), l'hystérésis et le pourcentage de perte de force lors d'un étirement soutenu.
 - 4) Étudier la contribution des forces passives par rapport à la force maximale volontaire totale du PP chez les femmes ménopausées continentales et atteintes d'IUE.
 - 5) Investiguer les relations entre les paramètres passifs et la force maximale volontaire du PP chez les femmes ménopausées continentales et incontinentales à l'effort.
 - 6) D'explorer si la fonction musculaire du PP (incluant les paramètres passifs et la force maximale volontaire) est en lien avec l'âge et le nombre d'accouchements vaginaux.

Chapitre 3: Méthodologie

Une description exhaustive de la méthodologie pour évaluer les propriétés des muscles du PP est présentée dans l'article suivant : "Application of a new method in the study of pelvic floor muscle passive properties in continent women". Le développement et la validation de la nouvelle méthodologie pour évaluer les propriétés des muscles du PP ont été réalisés auprès de femmes jeunes et continentales. Puisque cette population diffère de la population à l'étude dans le deuxième et troisième article, une section complémentaire a été ajoutée afin de mieux expliquer le recrutement et l'évaluation des femmes ménopausées.

3.1. Premier article: “Application of a new method in the study of pelvic floor muscle passive properties in continent women”

Mélanie Morin, M.Sc., PT 1,2

Denis Gravel, Ph.D., PT 1,2

Daniel Bourbonnais, Ph.D., OT 1,2

Chantale Dumoulin, Ph.D., PT 1, 4

Stéphane Ouellet, MD., FRCS(C) 3

Jean-François Pilon, M.Sc., Eng. 2

1. School of Rehabilitation, Faculty of Medicine, University of Montreal, Montreal, Canada.
2. Montreal Rehabilitation Institute, a research site of the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation (CRIR).
3. Department of Obstetrics and Gynecology, Faculty of Medicine, University of Montreal and Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), St-Luc Hospital.
4. Research center of the Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal.

Cet article a été soumis à la revue *Journal of Electromyography and Kinesiology* en décembre 2007.

En tant qu'auteure principale, je confirme ma participation au recrutement, à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction du manuscrit. Dr Daniel Bourbonnais (directeur), Dr Denis Gravel (co-directeur), Dre Chantale Dumoulin (co-directrice) et Dr Stéphane Ouellet (co-directeur) ont supervisé l'ensemble du processus expérimental en plus de réviser l'article. M. Jean-François Pilon a élaboré les programmes d'analyse des données et a participé à la révision de l'article.

3.1.1. Abstract

Aim: To develop a new methodology for evaluating the passive properties of the pelvic floor muscles (PFM).

Methods: PFM passive properties were assessed in 13 continent women using an intra-vaginal dynamometric speculum and EMG (to ensure subject's relaxation) in four different conditions: 1- forces recorded at minimal aperture (initial passive resistance); 2- passive resistance at maximal aperture; 3- forces and passive elastic stiffness (PES) evaluated during five lengthening and shortening cycles. (The PFM and surrounding tissues were stretched at a constant speed by increasing the vaginal antero-posterior diameter. Different apertures were considered. Hysteresis was also calculated); 4- percentage loss of resistance after 1 min of sustained stretch.

Results: The procedure was deemed acceptable by participants. The mean passive forces recorded ranged from 0.35 N (SD 1.09) for minimal aperture to 8.15 N (SD 3.97) for maximal aperture. The corresponding mean PES values were 0.17 N/mm (SD 0.20) and 0.68 N/mm (SD 0.32). Mean hysteresis was 27.09 N*mm (SD 21.20) and the mean percentage of forces loss was 14.75% (SD 12.15).

Discussion and Conclusion: This original approach to evaluating the PFM passive properties are very promising for providing better insight on stress urinary incontinence patho-physiology and conservative treatment mechanisms.

3.1.2. Introduction

The pelvic floor muscles (PFM) play a crucial role in maintaining continence since they participate in urethral occlusion (DeLancey, 1988). It has been shown that an involuntary PFM contraction occurs in asymptomatic women during rises in intra-abdominal pressure (i.e. coughing) in order to constrict the urethra and thus prevent urinary leakages (Constantinou et al., 1981; Bo et al., 1994; Peschers et al., 2001; Shafik et al., 2002). In addition to this sphincteric function, the PFM is reported to act, with other structures (fascias, ligaments, conjunctives tissues), as a passive supportive hammock against which the urethra is compressed during increases in intra-abdominal pressure (DeLancey et al., 2004; Ashton-Miller et al., 2007). From these theories, it can be hypothesized that continent women have a stiffer passive pelvic floor musculature, which would provide a firmer backstop under the urethra during coughing and, hence, an effective urethral occlusion. This supportive function involving the PFM at rest remains understudied and poorly understood.

In an effort to standardize PFM function assessment, a sub-committee of the International Continence Society claims the need to develop a method to objectively quantify the passive properties of the PFM, also called PFM tone (Messelink et al., 2005). To date, PFM passive properties are estimated by introducing a finger, a pressure probe or a dynamometric speculum into the vaginal cavity. For digital examination, Devreese et al. (2004) reported the use of a 3-point scale (normo-, hypo-, hypertone) in continent and incontinent women. However, despite its usefulness in a clinical setting, this assessment technique remains subjective. Regarding the passive PFM forces evaluated with a vaginal pressure probe (Griffin et al., 1994), these measurements are taken at a fixed vaginal aperture depending on the diameter of the probe. The, resting pressure recorded may

therefore be influenced by the size of the urogenital hiatus; in other words, for women with a larger hiatus, the hiatus may exceed the probe circumference and the resting pressure cannot be properly recorded since the vaginal walls are not fully in contact with the probe. In our previous work (Morin et al., 2004) as well as in the study of Vereslt et al. (2007), the assessment of PFM passive forces was done at selected and adjustable vaginal apertures but the presence of PFM involuntary contractions, which can contaminate the passive forces recorded (Gajdosik, 2006), has not been monitored. Moreover, these measurements were made during static stretches (i.e. the vaginal aperture was increased and recordings were made after a rest period when the forces were stable). Considering that the passive properties of muscles are dependent on time (Magnusson, 1998), dynamic stretching may provide useful information on continence mechanisms by assessing the viscoelastic properties of the PFM.

The aim of this study was to describe a new methodology developed to quantify the PFM passive properties. Data are reported for asymptomatic women but the method is applicable for women suffering from stress incontinence. This approach, combining force and electromyography (EMG), is based on methodology and concepts already used for the estimation of passive properties of structures surrounding peripheral joints such as the ankle (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001). The technique used to assess such passive properties consists in mechanically moving the joint within the tolerable range of motion as forces are recorded. The joint is displaced slowly to avoid stretch reflex and the absence of EMG activity is monitored to be sure that only the passive component of muscle force is involved in the measurement. A secondary aim of this study was to verify the participants' acceptance of the new PFM procedure. Moreover, we wanted to determine the more

relevant cycles in the lengthening and shortening conditions. Finally, the relation between the PFM passive parameters was assessed.

3.1.3. Method

3.1.3.1. Subjects

Thirteen continent women participated in the study. They were all physical therapists specialized in PFM dysfunction. The reason why this population was selected is that this study was part of another research project which required the participants to have a fair knowledge of the PFM anatomy and physiology. From a list provided by the professional corporation of physical therapists (Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec), informational pamphlets were sent to all potential participants in the Montreal area. The women included in the study had to be 45 years old or less with no urogynecologic symptoms. Exclusion criteria were pregnancy, urinary and anal incontinence, urinary urgency, anterior urogynecologic surgery, organ prolapse (POP-Q >1 (Bump et al., 1996)), active urine or vaginal infection, excessive vaginal scarring, vulvar and vaginal pain or any other disease that may interfere with PFM measurements. All women gave written consent to participate in the study, which was approved by the Ethics Committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation. In addition to the interview, the absence of incontinence and other urogynecologic symptoms was confirmed with the Urogenital Distress Inventory questionnaire (UDI) (Shumaker et al., 1994) and a modified 20-min pad test with a standardized bladder volume (≥ 250 mL) (Abrams et al., 1988; Sand, 1992). The latter was measured by ultrasound with the Bladder Scan 3000 (Diagnostic Ultrasound). One hour before the test, the subjects were asked to drink 1 L of

water and the test was performed when the bladder contained more than 250mL. In interpreting the results, subjects with a pad weight less than 1 g, which may be due to weighing errors, sweating or vaginal discharge, were considered continent (Abrams et al., 1988).

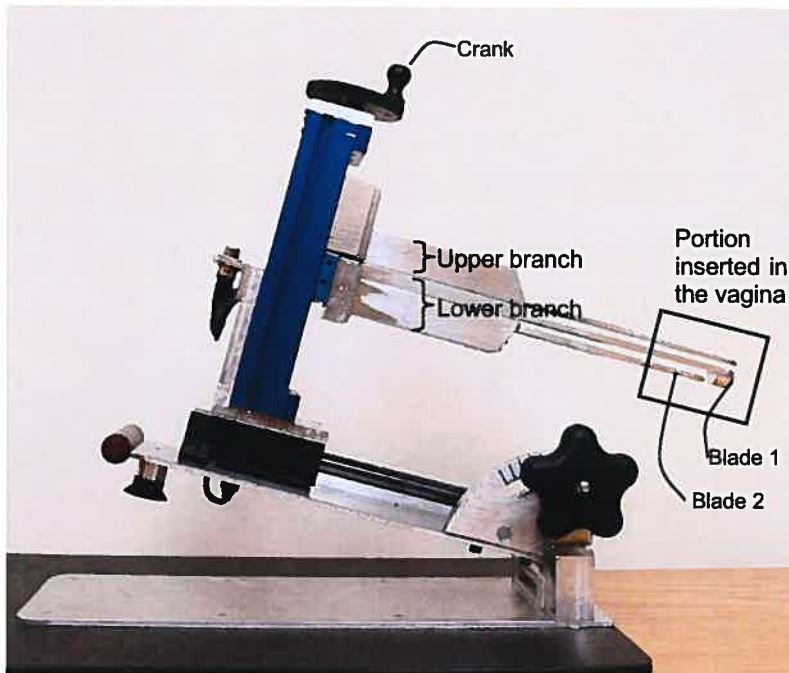
3.1.3.2. Instrumentation

Assessment of the PFM passive properties was done with a modified version of the dynamometric speculum used in our previous research (Dumoulin et al., 2003). The dynamometric speculum has already demonstrated excellent *in vitro* calibration properties (linearity, repeatability and independence of the site of application) as well as good reliability with repeated measurements (Dumoulin et al., 2003; Dumoulin et al., 2004; Morin et al., 2007). The modified dynamometric speculum comprises two aluminum branches (lower and upper) measuring 19.4 mm in width (Figure 6). The lower branch comprises two blades: blade 1 is designed to be located deep in the vagina (6 cm) in order to monitor intra-abdominal pressure during coughing; it has already been used in another study (Morin et al., 2006). Blade 2, located at the level of the PFM, proved to be valid for PFM assessment (Morin et al., 2006). Both blades are equipped with Wheatstone bridges using differential arrangements, which ensure that the force is measured independently of the exact site of application of the resultant force (Avril, 1984; Bourbonnais et al., 1993). The dynamometric speculum is attached to a linear actuator. The upper branch is fixed while a precise and smooth linear motion system (MicroStage MS33-LDB-L200, Thomson Industries Inc.) allows a 5-mm downward displacement of the lower branch (both blades) for one revolution of the crank. A linear position transducer (Honeywell MLT-38000-101) connected to the lower branch allowed real-time monitoring of the vaginal antero-posterior diameter. Force and position signals were processed by conventional DC amplifiers

(Analog Devices). The dynamometric speculum is positioned on a stable base and the angulations of the speculum can be adjusted to the natural vaginal orientation.

Figure 6: Dynamometric speculum

The lower branch comprises two blades. The passive properties were recorded with blade 2, which is located at the level of the PFM. In the picture, the speculum is opened to the minimal aperture, which corresponds to a vaginal antero-posterior diameter of 15 mm (distance between lower and upper branches). As also shown, the speculum can be tilted to respect the natural vaginal orientation of the woman and the portion of the speculum inserted into the vagina corresponds to 6 cm.



Pelvic floor EMG signals were used to determine whether an active or passive component was involved. Prior to insertion of the speculum into the vaginal cavity, each branch was covered with a condom and disposable surface electrodes were stuck on blade 2 of the lower branch. In order to ensure that PFM activity was properly recorded, four pairs of Medtronic electrodes (#9013L4611, each 6 mm in diameter), with distances of 3 mm between the electrodes and 4 mm between each pair, covered the entire area of blade 2. A bipolar configuration was used to maximize the selectivity of the EMG recordings. The ground electrode (Kendall, Meditrace) was positioned on the great trochanter area. The EMG signals were amplified (gain 1000) and bandpass-filtered (10-500 Hz) before being rectified and averaged for successive time periods of 125 ms.

The EMG and the signals of the dynamometric speculum (force and position) were transferred to a portable computer (Toshiba Satellite, Pentium 4) equipped with a 12-bit acquisition card (NIDAQCard-6024E, National Instrument Corporation). The acquisition of these inputs was synchronized; the sampling rate was 1024 Hz. The voltage from the strain gauges was converted to force values in newtons (N) using the previous calibration.

3.1.3.3. Passive-property measurements

The PFM assessment was conducted entirely by an experienced physiotherapist properly trained in dynamometric and EMG measurements. Women adopted a supine lying position with hips and knees flexed, feet flat on a conventional gynecologist's table. The ability of the subjects to correctly contract and relax their PFM was confirmed by vaginal digital palpation. The speculum, set at minimal aperture and lubricated with a water-soluble jelly, was inserted in the vagina to a depth of 6 cm. Considering the design of the speculum, the minimal vaginal opening (when the two branches were closed)

corresponds to an antero-posterior diameter of 15 mm. To ensure that the women were comfortable and to familiarize them with the device inserted, they were asked to perform three unrecorded practice PFM contractions.

In order to measure the passive component specifically, the participants were instructed to relax their PFM as much as they could using EMG signals as biofeedback. During the PFM passive property assessment, the evaluator had access to the EMG and force signals on the computer screen in order to judge the acceptance of data and stored them on hard disk. A trial was rejected if the absolute mean EMG reached twice the resting values in at least one pair of electrodes. The program displayed such increases in red on the screen monitored by the evaluator. EMG monitoring was used to ensure that each force curve remained unaffected by active contraction of muscles. Moreover, the smoothness in the increase and decrease in force with changes in aperture was checked in order to eliminate trial contamination by artefacts originating from body instability or other causes not related to passive properties.

The PFM passive properties were evaluated in four different conditions. A rest period of 2 min with the speculum closed at minimal aperture was respected between each condition.

1) Initial passive resistance. The PFM passive forces were registered at minimal vaginal aperture (15 mm), i.e. the minimal distance made physically possible by the design of the speculum. The mean force was calculated over a 5-s period.

2) Passive resistance at maximal aperture. The maximal stretching amplitude was determined by either the patient's tolerance limit or the increase in EMG activity (Gajdosik, 2001). As for condition 1, the forces were averaged over 5 s.

3) Passive properties during lengthening and shortening cycles. The PFM and surrounding tissues were stretched by separating the two speculum branches at a constant speed (5 mm/s). When the maximum vaginal aperture was reached, the branches were closed at constant speed to minimal aperture. To do so, the evaluator had to follow a template on the screen based on the maximal aperture found in condition 2. As a familiarization trial, five stretch-relax cycles at 80% of the maximal aperture were carried out. Subsequently, five stretch-relax cycles at 100% of the maximal aperture were performed. As illustrated in Figure 7, various parameters were extracted from the force-aperture. The force-aperture curve was computed for each cycle by plotting the force values for fixed increments of aperture ($\Delta L = 0.1$ mm) using the minimal aperture as a starting reference. Different force, aperture and passive elastic stiffness (PES: slope of force-aperture curve) parameters were extracted from the lengthening phase of the passive force-aperture. For averaging purposes, we selected the maximal and minimal apertures that were common for the last four cycles (apertures reached for all four of the last cycles). The force parameters were: a) force at minimal aperture (F_{MIN}); b) force at maximal aperture (F_{MAX}); c) force at mean aperture (F_{MEAN}), i.e. the force at the aperture between the minimal and maximal apertures; d) force at a common aperture of 25 mm (F_{25}). This is the highest aperture recorded in all subjects and is useful in the between-subject comparison: a subject's PFM with a higher value of force at this aperture than another subject's will be considered stiffer. The aperture at a common force of 3.5 N ($A_{3.5}$) was also calculated and can be interpreted as follows: when a subject presents a lower aperture than another subject for this common force of 3.5 N, her PFM is considered stiffer. The PES parameters were calculated using the average values of ten PES data point increments (10×0.1 mm = 1 mm) in order to smooth the derivative characteristic (i.e.

to avoid high slope variations due to experimental signal artefacts). The PES values were found at minimal aperture (PES_{MIN}); maximal aperture (PES_{MAX}); mean aperture (PES_{MEAN}) and at the common aperture of 25 mm (PES_{25}). The last parameter computed from the force-aperture curve was the hysteresis, i.e. the area between the lengthening and shortening curve, which represents the loss of energy associated with tissue lengthening.

The parameters were calculated for all five cycles. On visual inspection of the force/aperture curves, a progressive superposition of the last three curves was noted (see Figure 8) specifically suggesting that averaging the last three cycles may provide more stable and representative passive parameters of the PFM. Moreover, the evaluator reported difficulty in following the template during the first cycle. For a more rigorous selection of the cycles in the present study, we performed an intra-class correlation analysis (generally used for a reliability study) on successive series of three cycles (1,2,3; 2,3,4; 3,4,5).

Figure 7: Example of a force-aperture curve in a woman.

The mean of the 3rd, 4th and 5th cycles are presented. The PES parameters are given by the slope of curve at the selected points. Passive parameters extracted from the force-aperture curve are illustrated: force (F_{Min}) and passive elastic stiffness (PES_{Min}) at minimal aperture, force (F_{Max}) and passive elastic stiffness (PES_{Max}) at maximal aperture, force (F_{Mean}) and passive elastic stiffness (PES_{Mean}) at mean aperture, force (F_{25}) and passive elastic stiffness (PES_{25}) at the common aperture of 25 mm, aperture at a common force of 3.5N ($A_{3.5}$) and hysteresis (area between the lengthening and shortening curve).

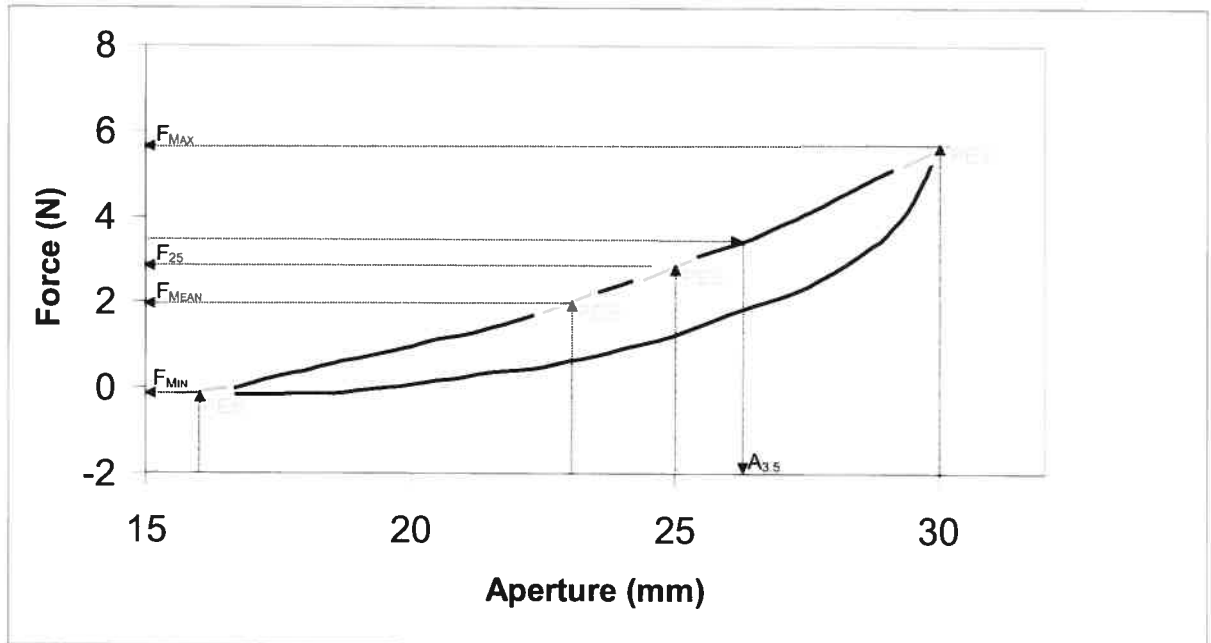
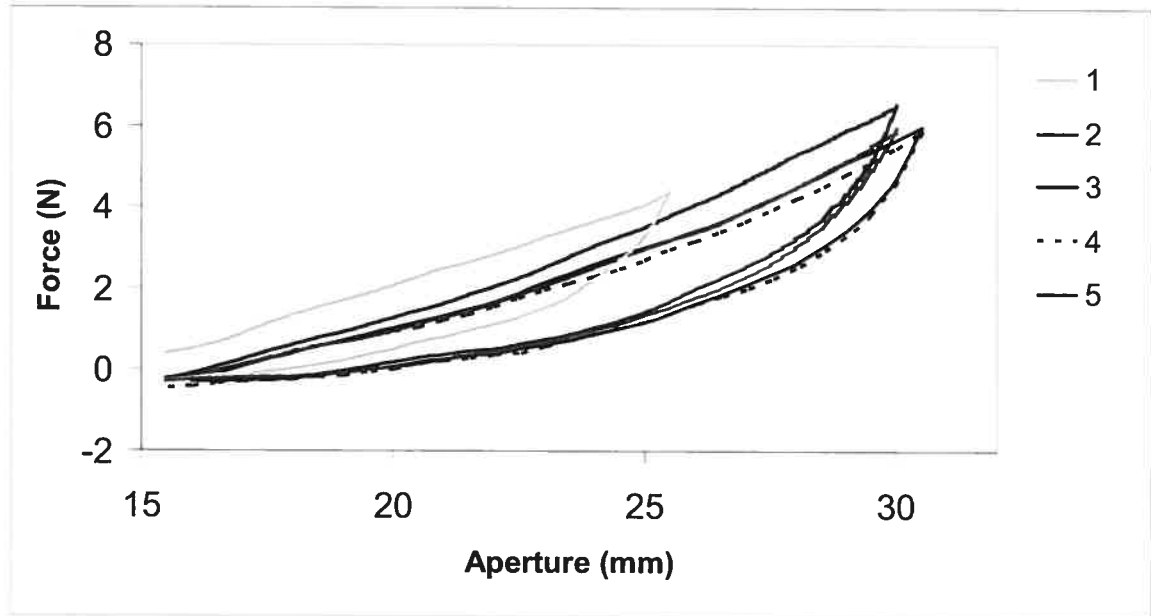


Figure 8. Example of five lengthening and shortening curves in a woman.

This figure represents five PFM lengthening and shortening cycles, performed at constant speed in a subject. It can be noted that a progressive superposition of the curves appears in the last three cycles (3-4-5). As observed, the force during the shortening phase is lower than the force during the lengthening phase for the same aperture.



4) Sustained stretch: The speculum was again opened at maximum aperture and the stretch was sustained for 1 min. In the language of applied mechanics, this behavior is known as the stress-relaxation of the structure. The percentage of passive resistance loss after 1 min of sustained stretch at maximal aperture was calculated as:

$$\left[\frac{\text{Maximal PFM forces detected during the initial stretching phase} - \text{mean PFM forces after 1 min}}{\text{Maximal PFM forces}} \right] \times 100$$

Because passive parameters can be redundant, a correlation analysis between all passive parameters was performed.

The participants were also asked to execute a PFM maximal voluntary contraction while breathing out for 10 s. The maximal strength was calculated by subtracting the baseline resting forces from the highest maximal force recorded. Furthermore, after the testing the participants were asked to score on a visual analogue scale, the acceptability of the procedure (A score of 10 means that the procedure is highly acceptable, without any discomfort, while the opposite, 0, denotes that the procedure is painful and not acceptable).

3.1.3.4. Statistical analysis

The quantitative data analysis was then performed using Matlab software programs (version 7.0.1). In condition 3 (lengthening and shortening cycles), the systematic difference across cycles was assessed using a type II intra-class coefficient (Shrout et al., 1979) which takes into account the systematic difference between cycles. Pearson correlation coefficients were calculated to investigate the relation between passive parameters. The significant level was set at 0.05.

3.1.4. Results

The subjects had a mean (\pm 1SD) age of 32 (\pm 8) years and body mass index of 21.1 kg/m² (\pm 1.1 SD). They had a mean parity of 1 (\pm 2 SD), 10 were nulliparous and 3, multiparous.

The intra-class coefficients generally demonstrated that the stability of the parameters across cycles was generally higher for the series 3-4-5 than for the others (Table 1). Therefore, the results for the lengthening and shortening conditions will be presented as the average of the 3rd, 4th and 5th cycles.

Table 1: Relevance of the cycles in the lengthening and shortening condition using intra-class coefficients and standard error of measurement (SEM).

Generally, the 3rd, 4th and 5th cycles showed higher parameter stability.

Lenthening and shortening condition	Intra-class coefficients for cycles 1-2-3	Intra-class coefficients for cycles 2-3-4	Intra-class coefficients for cycles 3-4-5
F_{MIN}	0.92 SEM= 0.36	0.97 SEM= 0.19	0.97 SEM= 0.19
F_{MAX}	0.83 SEM= 1.96	0.83 SEM= 1.96	0.98 SEM= 0.58
F_{MEAN}	0.88 SEM= 0.78	0.97 SEM= 0.36	0.99 SEM= 0.23
F_{25}	Data not available for all subjects	0.96 SEM=0.55	0.99 SEM=0.32
PES_{MIN}	0.58 SEM=0.21	0.71 SEM=0.12	0.71 SEM= 0.12
PES_{MAX}	0.96 SEM= 0.55	0.71 SEM= 0.19	0.71 SEM= 0.18
PES_{MEAN}	0.95 SEM=0.45	0.99 SEM=0.23	0.99 SEM= 0.17
PES_{25}	Data not available for all subjects	0.98 SEM= 0.33	0.98 SEM= 0.28
$A_{3,5}$	Data not available for all subjects	0.99 SEM= 0.48	0.99 SEM=0.48
Hysteresis	0.93 SEM=7.32	0.96 SEM= 4.59	0.97 SEM=3.91

The PFM passive properties assessed in 13 continent women are shown in Table 2. The stress-relaxation parameter indicates a mean reduction of 14.75% in the forces after 1 min of sustained stretching. The mean force-aperture curve shows the PFM forces increasing as the vaginal opening increases to its maximal aperture (Figure 9). The force-aperture relation seems to be close to linear, at least from minimal aperture to 25 mm aperture. Moreover, we can also observe the hysteresis phenomenon (area between the stretching and lengthening curve), which is the difference between the energy absorbed during the stretching phase and the energy released during the return phase. The mean PFM active strength was 10.0 N (SD 7.0).

Correlations between the passive parameters are showed in Table 3. Strong correlation (0.86) was found between the initial passive resistance and F_{MIN} as well as between the passive resistance at maximal aperture and F_{MAX} (0.94). Generally, the PES parameters are linked more to their corresponding force parameters (PES_{MIN} vs F_{MIN} , PES_{MAX} vs F_{MAX} , etc.). The aperture variable ($A_{3.5\text{N}}$) is negatively related to the other variables. Finally, the hysteresis is associated with the parameters at maximal aperture.

Table 2: PFM passive properties in four conditions

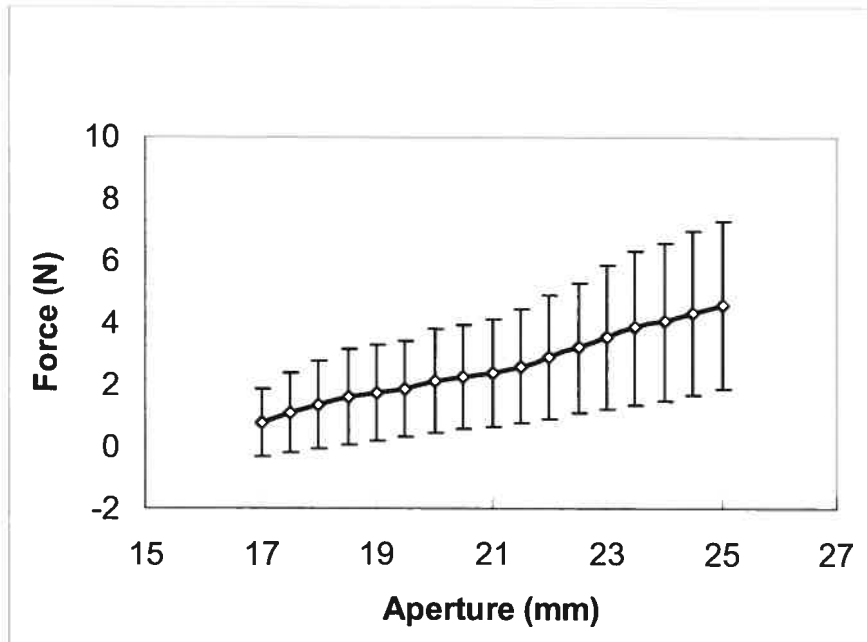
Conditions	Parameters	Mean (SD)
1. Initial passive resistance at minimal aperture	Passive forces (N)	1.03 (1.12)
2. Passive resistance at maximal aperture	Passive forces (N)	6.18 (2.84)
	Maximal vaginal aperture (mm)	33.52 (7.26)
3. Lengthening and shortening cycles (mean of cycles 3-4-5)	F_{MIN} (N)	0.35 (1.09)
	F_{MAX} (N)	8.15 (3.97)
	F_{MEAN} (N)	3.82 (2.05)
	F_{25} (N)	4.54 (2.75)
	PES_{MIN} (N/mm)	0.17 (0.20)
	PES_{MAX} (N/mm)	0.68 (0.32)
	PES_{MEAN} (N/mm)	0.49 (0.25)
	PES_{25} (N/mm)	0.36 (0.34)
	$A_{3.5}$ (mm)	24.70 (5.75)
	Hysteresis (N*mm)	27.09 (21.20)
4. Sustained stretch	Percentage of passive force losses after 1 min (%)	14.75 (12.15)

Table 3: Pearson correlation coefficients between PFM passive parameters.
P values are in parentheses. Significant correlations are underlined.

	Passive resistance at maximal aperture	F_{MIN}	F_{MAX}	F_{MEAN}	F_{25}	PES_{MIN}	PES_{MAX}	PES_{MEAN}	PES_{25}	$A_{3.5N}$	Hysteresis	% of forces loss
Initial passive resistance	0.45 (0.12)	0.86 (<.01)	0.38 (0.20)	0.73 (0.01)	0.94 (<.00)	0.59 (0.03)	0.30 (0.33)	0.65 (0.02)	-0.03 (0.92)	-0.82 (<.01)	-0.19 (0.53)	-0.49 (0.11)
Passive resistance at maximal aperture		0.23 (0.45)	0.94 (<.01)	0.85 (<.01)	0.38 (0.19)	0.40 (0.17)	0.64 (0.02)	0.64 (0.02)	-0.04 (0.91)	-0.33 (0.28)	0.71 (0.01)	-0.03 (0.93)
F_{MIN}			0.25 (0.42)	0.63 (0.02)	0.84 (<.01)	0.34 (0.26)	0.07 (0.82)	0.48 (0.10)	0.03 (0.92)	-0.72 (0.01)	-0.33 (0.26)	-0.55 (0.06)
F_{MAX}				0.87 (<.01)	0.35 (0.24)	0.36 (0.22)	0.55 (0.05)	0.56 (0.05)	-0.11 (0.71)	-0.32 (0.28)	0.77 (0.01)	-0.07 (0.83)
F_{MEAN}					0.71 (0.01)	0.47 (0.11)	0.47 (0.11)	0.74 (0.01)	-0.17 (0.58)	-0.63 (0.02)	0.41 (0.16)	-0.31 (0.33)
F_{25}						0.67 (0.01)	0.31 (0.30)	0.70 (0.01)	0.11 (0.72)	-0.91 (<.01)	-0.29 (0.33)	-0.49 (0.11)
PES_{MIN}							0.13 (0.67)	0.31 (0.30)	0.46 (0.12)	-0.58 (0.04)	-0.06 (0.83)	-0.14 (0.66)
PES_{MAX}								0.73 (0.01)	0.01 (0.97)	-0.29 (0.33)	0.44 (0.13)	-0.19 (0.55)
PES_{MEAN}									-0.09 (0.78)	-0.70 (0.01)	0.12 (0.69)	-0.25 (0.43)
PES_{25}										-0.11 (0.72)	-0.28 (0.35)	0.07 (0.83)
$A_{3.5N}$											0.30 (0.32)	0.42 (0.17)
Hysteresis												0.13 (0.69)

Figure 9: Mean force-aperture curve (lengthening phase) for all subjects.

This figure shows the mean force-aperture curve in 13 asymptomatic women. The aperture illustrated ranged from minimal vaginal opening to a common aperture of 25 mm for all subjects. Brackets represent 1 SD.



All the subjects stated that the procedure is pain-free and scored a mean of 8.7 (± 1.1 SD, range 7-10) on the visual analog scale, indicating that the methodology is highly acceptable. Their only comments were about the duration of the assessment, since this protocol was followed by a protocol for another study (Morin et al., 2006).

3.1.5. Discussion

An original method for assessing the PFM passive properties was applied in continent women. The continence physiology is multifactor but we chose to focus here on one essential aspect of the continence mechanisms. This technique was developed to better understand the involvement of the pelvic floor musculature in its supportive and passive function for the maintenance of continence.

When a resting muscle is stretched passively, several structures and mechanisms contribute to the passive properties. First, Campbell & Lakie (1998) suggested the presence of actin and myosin cross-bridges. This low-level activity in a relaxed skeletal muscle is reported to be non-detectable using surface EMG. The passive state in a muscle is therefore defined as the minimal and negligible EMG activity (Gajdosik, 2001). In our model, PFM activity below the detectable threshold cannot be fully excluded. Deindl et al. (1994) have suggested the presence of constant EMG in the PFM or a "tonic pattern" in PFM using needle EMG. However, they found that this pattern was not constant in all women (Deindl et al., 1994). Takesawa et al. (1998) also showed that the extensibility of actin and myosin monofilaments alone contributes to the muscle stiffness. Second, Gajdosik (2001) reported that passive property measurements are influenced by titin, an endosarcomeric cytoskeleton protein, and desmin, an exosarcomeric cytoskeleton protein. Because actin-myosin cross-bridges and cytoskeleton proteins reside within the muscle tissue, increases in muscle mass or muscle hypertrophy following strength training have been linked to higher passive resistance and PES in hamstring muscles (Klinge et al., 1997). The extent to which these structures affect PFM passive properties remains unknown. However, PFM strength training for stress urinary incontinence has shown high effectiveness (Hay-Smith et al., 2006) and has been recognized as a first-line treatment

(Wilson et al., 2005). Recently, using magnetic resonance imaging, Dumoulin et al. (2007) observed a reduction in the surface area of the levator ani at rest following physiotherapy, suggestive of PFM passive tone or hypertrophy. Accordingly, direct passive-property assessment is needed to better understand its role in treatment mechanisms of action. Lastly, connective tissues of the endomysium, perimysium and epimysium, with their content in collagen, contribute to passive resistance to stretching (Borg et al., 1980). Women with stress urinary incontinence showed an altered collagen profile in the skin, the uterosacral, and the round ligaments (Bergman et al., 1994). Further studies are needed to verify the presence of this collagen modification in the connective tissue of the PFM and to assess its involvement in the passive properties. Most importantly, it should be pointed out that the proposed method does not allow PFM passive properties to be isolated from the vaginal and surrounding tissues.

In our protocol, the PFM passive properties were assessed in four conditions. With regard to the lengthening and shortening conditions, intra-class coefficients showed that the last three cycles were more stable and might provide more relevant information about the passive properties. This is in agreement with the force-length curves reported in peripheral joints, suggesting that the two first cycles are often non representative of the real tissue properties (Taylor et al., 1990). Consequently, in the present study, we rigorously chose to present the data from the last three cycles.

An increase in PES and passives forces was observed with an increase in the vaginal aperture and hence, in the PFM length. Similarly for the skeletal muscles in the extremities, an increase in forces and PES is reported when a muscle is lengthened (Magnusson, 1998). Moreover, a quasi linear relation was observed between passive forces and apertures. This differs from the nonlinear force-length relation reported in

muscles of the extremities (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001). Two factors may explain this divergence. First, the subjects' tolerance may not allow stretching that reaches a vaginal aperture zone where the passive forces increase dramatically. Second, the PFM and surrounding tissues are composed of tissue with high elastic properties. Taking into account the elasticity required for vaginal delivery (Martins et al., 2007), this hypothesis seems also plausible. Furthermore, the passive forces at maximal apertures reached 8.15 N. The magnitude of the passive forces is really important, considering that the mean maximal voluntary strength was 10.0 N. Passive forces of such importance may be involved in continence by counteracting the downward effect of intra-abdominal pressure on the urethra.

As opposed to Verelst et al. (2004), who assessed the PFM only statically by increasing the vaginal diameter laterally, we applied both a static and dynamic antero-posterior stretch. This direction was chosen in view of the major orientation of levator ani muscle fibres, which run from the pubis towards the coccyx. Moreover, Constantinou et al. (2002) confirmed, using MRI, that a PFM contraction produces mainly a postero-anterior force vector and displacement. Considering that PFM passive measurement should be evaluated in the maximal muscle lengthening (Gajdosik, 2001), an antero-posterior stretch was hypothesized to provide better lengthening of the muscle fibre responsible for compressing the urethra and thus maintain continence. Moreover, it is reported in rheological models (relationship between force, deformation and time) that viscous and elastic behavior is inherent in biological tissues (Magnusson, 1998). Therefore, in addition to a static stretch (muscles stretched and the forces recorded when stabilized), we applied a dynamic stress evaluating the response of the tissue in real time. This feature may be important for continence since the PFM and surrounding structures are suddenly stretched

during an increase in intra-abdominal pressure (i.e. coughing). Consequently, urethral support might depend on the stiffness of the PFM in this short-lasting event.

Correlations between passive properties were performed to examine parameter redundancy. Since PES at a common aperture of 25 mm and the percentage of force losses were not significantly correlated with the other parameters, they may provide different information. A significant linear relation was found between the initial passive resistance (condition #1) and the force at minimal opening (F_{MIN} , condition #3). However, the initial passive resistance was related to the other parameters than F_{MIN} , suggesting that these parameters may not fully assess the same phenomenon. This may be explained by the nature of the stretch, static for the initial passive resistance and dynamic for the F_{MIN} . The latter may be influenced by the effect of the previous stretch. Moreover, the correlation between the resistance at maximal aperture (condition #2) and the force at maximal aperture (F_{MAX} , condition #3) was excellent, but unlike minimal aperture, they were related to the same parameters. The resistance at maximal aperture and F_{MAX} may hence be redundant. Furthermore, no relation was found between forces and PES at minimal aperture and those evaluated at maximal aperture. The differences between minimal and maximal aperture may originate from the properties assessed. Forces and PES at minimal aperture may be linked more to the vaginal configuration at rest or the uro-genital size while forces and PES at maximal aperture may estimate the passive behavior when the PFM is stretched under exertion (i.e. coughing). This interpretation is, in part, supported by the negative correlation between the aperture at 3.5 N ($A_{3.5\text{N}}$) and initial passive resistance. Such a negative correlation is lacking between the aperture at 3.5 N ($A_{3.5\text{N}}$) and the passive resistance at maximal aperture. Nevertheless, before completely eliminating a

parameter, its capacity to discriminate between continent and stress urinary incontinent women should be assessed.

That this study was intended to present a new methodology and was therefore based on a small sample and the fact that the subjects were all physiotherapists constitute limitations to this research. Hence, the results do not allow normative data interpretations.

3.1.6. Conclusion

This is a new and original approach to evaluating the PFM passive properties. These measurements may prove useful for better understanding stress urinary incontinence patho-physiology, for evaluating the efficacy of conservative treatment and for defining the underlying changes in the PFM function following treatment. The psychometric properties of this technique applied to PFM are currently under study.

3.1.7. Acknowledgments

Mélanie Morin was supported by a fellowship from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) and the Canadian Institute for Health Research (CIHR). This research was funded by the CIHR (Institute of Gender and Health) and the Canadian Foundation for Research in Incontinence (CFRI) grant. Special thanks to Geneviève Morin for her help in the recruitment process and PFM assessment and to André Dumoulin, Michel Goyette and Daniel Marineau for their technical support.

3.1.8. References

- Abrams, P., Blaivas, J. G., Stanton, S. L., & Andersen, J. T. (1988). The standardisation of terminology of lower urinary tract function. The International Continence Society Committee on Standardisation of Terminology. *Scand J Urol Nephrol Suppl*, 114, 5-19.
- Ashton-Miller, J. A., & DeLancey, J. O. (2007). Functional anatomy of the female pelvic floor. *Ann N Y Acad Sci*, 1101, 266-296.
- Avril, J. (1984). *Encyclopédie d'analyse de contrainte*. France.
- Bergman, A., Elia, G., Cheung, D., Perelman, N., & Nimni, M. E. (1994). Biochemical composition of collagen in continent and stress urinary incontinent women. *Gynecol Obstet Invest*, 37(1), 48-51.
- Bo, K., Stien, R., Kulseng-Hanssen, S., & Kristofferson, M. (1994). Clinical and urodynamic assessment of nulliparous young women with and without stress incontinence symptoms: a case-control study. *Obstet Gynecol*, 84(6), 1028-1032.
- Borg, T. K., & Caulfield, J. B. (1980). Morphology of connective tissue in skeletal muscle. *Tissue Cell*, 12(1), 197-207.
- Bourbonnais, D., Duval, P., Gravel, D., & Steele, C. (1993). A static dynamometer measuring multidirectionnal torques exerted simultaneously at hip and knee. *J Biomechanics*, 26(3), 277-283.
- Bump, R. C., Mattiasson, A., Bo, K., Brubaker, L. P., DeLancey, J. O., Klarskov, P., et al. (1996). The standardization of terminology of female pelvic organ prolapse and pelvic floor dysfunction. *Am J Obstet Gynecol*, 175(1), 10-17.
- Campbell, K. S., & Lakie, M. (1998). A cross-bridge mechanism can explain the thixotropic short-range elastic component of relaxed frog skeletal muscle. *J Physiol*, 510 (Pt 3), 941-962.
- Constantinou, C. E., & Govan, D. E. (1981). Contribution and timing of transmitted and generated pressure components in the female urethra. *Prog Clin Biol Res*, 78, 113-120.

- Constantinou, C. E., Hvistendahl, G., Ryhammer, A., Nagel, L. L., & Djurhuus, J. C. (2002). Determining the displacement of the pelvic floor and pelvic organs during voluntary contractions using magnetic resonance imaging in younger and older women. *BJU Int*, 90(4), 408-414.
- Deindl, F. M., Vodusek, D. B., Hesse, U., & Schussler, B. (1994). Pelvic floor activity patterns: comparison of nulliparous continent and parous urinary stress incontinent women. A kinesiological EMG study. *Br J Urol*, 73(4), 413-417.
- DeLancey, J. O. L. (1988). Structural aspects of the extrinsic continence mechanism. *Obstet Gynecol*, 72(3), 299-301.
- DeLancey, J. O. L., & Ashton-Miller, J. A. (2004). Pathophysiology of adult urinary incontinence. *Gastroenterology*, 126(1), S23-S32.
- Devreese, A., Staes, F., De Weerd, W., Feys, H., Van Assche, A., Penninckx, F., et al. (2004). Clinical evaluation of pelvic floor muscle function in continent and incontinent women. *Neurourol Urodyn*, 23(3), 190-197.
- Dumoulin, C., Bourbonnais, D., & Lemieux, M. C. (2003). Development of a dynamometer for measuring the isometric force of the pelvic floor musculature. *Neurourol Urodyn*, 22(7), 648-653.
- Dumoulin, C., Gravel, D., Bourbonnais, D., Lemieux, M. C., & Morin, M. (2004). Reliability of dynamometric measurements of the pelvic floor musculature. *Neurourol Urodyn*, 23(2), 134-142.
- Dumoulin, C., Peng, Q., Stodkilde-Jorgensen, H., Shishido, K., & Constantinou, C. (2007). Changes in levator ani anatomical configuration following physiotherapy in women with stress urinary incontinence. *J Urol*, 178(3 Pt 1), 970-977.
- Gajdosik, R. L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech*, 16, 87-101.
- Gajdosik, R. L. (2006). Influence of a low-level contractile response from the soleus, gastrocnemius and tibialis anterior muscles on viscoelastic stress-relaxation of aged human calf muscle-tendon units. *Eur J Appl Physiol*, 96(4), 379-388.
- Griffin, C., Dougherty, M. C., & Yarandi, H. (1994). Pelvic muscles during rest: Responses to pelvic floor exercise. *Nurs Res*, 43(3), 164-167.

- Hay-Smith, E. J. C., & Dumoulin, C. (2006). Pelvic floor muscle training versus no treatment, or inactive control treatments, for urinary incontinence in women. *Cochrane Database Syst Rev*, 1.
- Klinge, K., Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Klausen, K., & Kjaer, M. (1997). The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am J Sports Med*, 25(5), 710-716.
- Magnusson, S. P. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports*, 8(2), 65-77.
- Martins, J. A., Pato, M. P., Pires, E. B., Jorge, R. M., Parente, M., & Mascarenhas, T. (2007). Finite element studies of the deformation of the pelvic floor. *Ann N Y Acad Sci*, 1101, 316-334.
- Messelink, B., Benson, T., Berghmans, B., Bo, K., Corcos, J., Fowler, C., et al. (2005). Standardization of terminology of pelvic floor muscle function and dysfunction: report from the pelvic floor clinical assessment group of the International Continence Society. *Neurourol Urodyn*, 24(4), 374-380.
- Morin, M., Bourbonnais, D., Gravel, D., Dumoulin, C., & Lemieux, M. C. (2004). Pelvic floor muscle function in continent and stress urinary incontinent women using dynamometric measurements. *Neurourol Urodyn*, 23(7), 668-674.
- Morin, M., Dumoulin, C., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Lemieux, M. C. (2007). Reliability of speed of contraction and endurance dynamometric measurements of the pelvic floor musculature in stress incontinent parous women. *Neurourol Urodyn*, 26(3), 397-403; discussion 404.
- Morin, M., Gravel, D., Ouellet, S., Dumoulin, C., & Bourbonnais, D. (2006). Influence of intra-abdominal pressure on the validity of pelvic floor dynamometric measurements. *Neurourol Urodyn*, 25(6), 530-531.
- Peschers, U. M., Gingelmaier, A., Jundt, K., Leib, B., & Dimpfl, T. (2001). Evaluation of pelvic floor muscle strength using four different techniques. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*, 12(1), 27-30.
- Sand, P. K. (1992). The evaluation of incontinent female. *Curr Probl Obstet Gynecol Fertil*, 15, 107-151.

- Shafik, A., Mostafa, R. M., Shafik, A. A., & El-Sibai, O. (2002). Study of the effect of straining on the bulbocavernosus muscle with evidence of a straining-bulbocavernosus reflex and its clinical significance. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*, 13(5), 294-298.
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing reliability. *Psychol Bull*, 86, 420-428.
- Shumaker, S. A., Wyman, J. F., Uebersax, J. S., McClish, D., & Fantl, J. A. (1994). Health-related quality of life measures for women with urinary incontinence: the Incontinence Impact Questionnaire and the Urogenital Distress Inventory. Continence Program in Women (CPW) Research Group. *Quality of Life Research : An International Journal of Quality of Life Aspects of Treatment, Care and Rehabilitation*, 3(5), 291-306.
- Takezawa, Y., Sugimoto, Y., & Wakabayashi, K. (1998). Extensibility of the actin and myosin filaments in various states of skeletal muscle as studied by X-ray diffraction. *Adv Exp Med Biol*, 453, 309-316; discussion 317.
- Taylor, D. C., Dalton, J. D., Jr., Seaber, A. V., & Garrett, W. E., Jr. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med*, 18(3), 300-309.
- Verelst, M., & Leivseth, G. (2004). Force-length relationship in the pelvic floor muscles under transverse vaginal distension: a method study in healthy women. *Neurourol Urodyn*, 23(7), 662-667.
- Verelst, M., & Leivseth, G. (2007). Force and stiffness of the pelvic floor as function of muscle length: A comparison between women with and without stress urinary incontinence. *Neurourol Urodyn*, 26(6), 852-857.
- Wilson, P., Berghmans, B., Hagen, S., Hay-Smith, J., Moore, K., Nygaard, I., et al. (2005). Adult conservative treatment. In P. Abrams, L. D. Cardozo, S. Khoury & A. Wein (Eds.), *Incontinence. Vol. 2, Third international consultation on incontinence. 3rd Edition.*, pp. 855-964. Monaco: Health Publication Limited.

3.2. Section complémentaire à la méthodologie

3.2.1. Population cible

Les femmes ménopausées continentales et incontinentales à l'effort constituent notre population cible. Statistiques Canada estime que près de la moitié des femmes canadiennes seront âgées de 45 ans et plus en 2016 (Statistiques_Canada, 2002). Puisque la prévalence de l'IUE atteint son paroxysme dans les premières années de la ménopause (Hannestad et al., 2000), l'étude de ce sous-groupe est hautement significative.

3.2.2. Recrutement

Les sujets ont été recrutés aux cliniques d'uro-gynécologie et de ménopause du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) St-Luc par le biais d'affiches dans les salles d'attente et la distribution de dépliants informatifs. Les participantes ont également été recrutées via des annonces placées dans les journaux locaux dans la région de Montréal. Dans les deux cas, les femmes intéressées à participer ont communiqué avec l'assistante de recherche pour recevoir de plus amples renseignements. Ce projet de recherche a été approuvé par les comités d'éthique et scientifique du CHUM St-Luc. Les sujets ont signé, en tout liberté, le formulaire de consentement.

Les femmes continentales ont été conviées à une seule séance d'évaluation d'une durée d'une heure et demie. Cette séance comprenait l'évaluation initiale et l'évaluation musculaire. Afin d'apprécier la fidélité test-retest des nouveaux paramètres, les femmes

atteinte d'IUE ont participé à deux séances d'évaluation : la première séance comprenait l'évaluation initiale et l'évaluation musculaire alors que la deuxième se limitait à l'évaluation musculaire. Un délai de deux semaines était entre la première et la deuxième séance afin d'éviter les effets d'entraînement dus à la mesure (Mawdsley et al., 1982). Les mesures cliniques se sont déroulées prises dans un local fermé du CHUM St-Luc afin d'assurer l'intimité des sujets. L'évaluateur était une physiothérapeute spécialisée en rééducation périnéale et en dynamométrie.

3.2.3. Critères d'éligibilité

Afin d'avoir un échantillon homogène et considérant que l'apparition de l'IUE est fortement associée à la ménopause (Rekers et al., 1992), les femmes ménopausées, continentes ou incontinentes à l'effort, âgées entre 45 et 75 ans, ont été incluses dans l'étude. En accord avec la Société des obstétriciens and gynécologues du Canada, la définition de la ménopause utilisée dans notre étude était l'absence de saignement vaginal pour une période de 1 an et plus (SOGC, 2006). Les critères d'exclusion étaient les suivants : 1-présenter d'autres types d'incontinence que l'IUE; 2- présenter des symptômes urogynécologiques (urgence mictionnelle, infection vaginale ou urinaire active); 3- avoir subi une chirurgie urogynécologique (hystérectomie, cure de prolapsus ou d'incontinence); 4- avoir suivi des traitements de physiothérapie pour le PP; 5- prolapsus des organes pelviens POP-Q >2 (Bump et al., 1996); 6- douleur vulvo-vaginale au repos ou provoquée par les relation sexuelle ou par un examen gynécologique; 7- avoir effectué des changements au niveau de l'hormonothérapie dans les 6 derniers mois; 8- toutes autres pathologies pouvant interférer avec l'évaluation du PP.

3.2.4. Évaluation initiale

L'ICS définit l'IUE comme la plainte de fuites d'urines involontaires lors d'effort, de toux ou d'éternuement (Abrams et al., 2002). Adoptant cette définition, Payne et al. (2005) suggèrent que, lors d'études observationnelles, le diagnostic de l'IUE devrait être basé sur les symptômes avec à l'appui un questionnaire standardisé et un calendrier mictionnel. Ainsi, afin de déterminer leur statut de continence urinaire, les sujets ont complété un questionnaire de dépistage de l'incontinence urinaire, le *Urogenital Distress Inventory* (UDI) (Shumaker et al., 1994; Hagen et al., 2002). De plus, les femmes incontinentes ont du remplir un calendrier mictionnel d'une durée de 3 jours (Payne et al., 2005). L'évaluation des symptômes d'incontinence s'est déroulée à la fin de la séance afin que la physiothérapeute-évaluatrice ne soit pas informée du statut de continence des sujets lors de l'évaluation musculaire (évaluatrice à l'aveugle).

3.2.5. Évaluation musculaire

Les femmes continentales et atteintes d'IUE ont subi l'évaluation musculaire décrite dans l'article #1.

3.2.6. Analyses statistiques

Dans l'article #2, la théorie de la généralisabilité a été utilisée pour évaluer la fidélité des paramètres passifs du PP (Crocker et al., 1986; Shavelson, 1991).

Concernant l'article #3, des tests de t de Student ont été employés pour comparer les continentales et incontinentales. Des coefficients de corrélation de Pearson ont été utilisés pour démontrer les relations entre les variables continues (paramètres musculaires et âge) et les coefficients de Spearman ont été calculés pour évaluer les relations avec le nombre d'accouchements vaginaux. Étant donné la différence non-significative concernant les corrélations entre les deux groupes (continent / incontinent), les corrélations ont été rapportées pour tous les sujets.

Chapitre 4: Résultats

La section résultats comprend deux articles scientifiques. Le premier article porte sur la fidélité test-retest des paramètres passifs des muscles du PP alors que le second article est consacré à l'évaluation de l'importance des paramètres passifs dans le maintien de la continence.

4.1. Deuxième article : “Reliability of dynamometric passive properties of the pelvic floor muscles in postmenopausal women with stress urinary incontinence”

Mélanie Morin, M.Sc., PT ^{1,2}

Denis Gravel, Ph.D., PT ^{1,2}

Daniel Bourbonnais, Ph.D., OT ^{1,2}

Chantale Dumoulin, Ph.D., PT ^{1,4}

Stéphane Ouellet, MD., FRCS(C) ³

1. School of Rehabilitation, Faculty of Medicine, University of Montreal, Montreal, Canada.
2. Montreal Rehabilitation Institute, a research site of the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation (CRIR).
3. Department of Obstetrics and Gynecology, Faculty of Medicine, University of Montreal and Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), St-Luc Hospital.
4. Research center of the Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal.

Cet article a été soumis à la revue *Neurourology and Urodynamics* en décembre 2007.

En tant qu'auteure principale, je confirme ma participation au recrutement, à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction du manuscrit. Dr Daniel Bourbonnais (directeur), Dr Denis Gravel (co-directeur), Dre Chantale Dumoulin (co-directrice) et Dr Stéphane Ouellet (co-directeur) ont supervisé l'ensemble du processus expérimental en plus de réviser l'article.

4.1.1. Abstract

Aim: To investigate the test-retest reliability of the dynamometric passive properties of the pelvic floor muscles (PFM) in postmenopausal stress urinary incontinent (SUI) women.

Methods: Thirty-two SUI postmenopausal women were convened to two sessions two weeks apart. In each session, the measurements were repeated twice. The PFM were evaluated in four different conditions: 1- Forces recorded at minimal aperture (initial passive resistance); 2- Passive resistance at maximal aperture; 3- Five lengthening and shortening cycles (The PFM and surrounding tissues were stretched at a constant speed by increasing the vaginal antero-posterior diameter. Forces and passive elastic stiffness (PES) were evaluated at different apertures. Hysteresis was also calculated.); 4- Percentage of passive resistance loss after 1 min of sustained stretching was computed. The generalizability theory was used to calculate two reliability estimates, the dependability indices (Φ) and the standard error of measurement (SEM), for one session involving one measurement or the mean of two measurements.

Results: Overall, the reliability of the passive properties was good with indices of dependability of 0.75–0.93. The SEMs for forces and PES were 0.24-0.67 N and 0.03-0.10 N/mm respectively for mean, maximal and 20-mm apertures, representing an error between 13 and 23%. Passive forces at minimal aperture showed lower reliability ($\Phi=0.51-0.57$) compared with other vaginal openings. The aperture at a common force of 0.5 N was the only parameter demonstrating a poor reliability ($\Phi=0.35$).

Conclusion: This new approach for assessing PFM passive properties showed enough reliability for highly recommending its inclusion in the PFM assessment of SUI postmenopausal women.

4.1.2. Introduction

In the control of continence, it has been demonstrated that the pelvic floor muscles (PFM) are activated during an increase in intra-abdominal pressure to properly occlude the urethra and prevent urinary leakage (Constantinou et al., 1981; Shafik et al., 2003). From the hammock hypothesis, it has been also argued that the PFM participate in the urethral support (DeLancey, 1988; DeLancey et al., 1990). Various techniques such as digital palpation (Devreese et al., 2004), pressure perineometry (Dougherty et al., 1986; Griffin et al., 1994), electromyography (EMG) (Deindl et al., 1994) and intra-vaginal dynamometers (Morin et al., 2004; Verelst et al., 2007) have been proposed as means of estimating the PFM supportive function. The objective of these approaches is to estimate the PFM resting state, also called tone, by observing the reactions (passive resistance or muscle activity) to an increase in the vaginal aperture. When a muscle is passively stretched, the resistance offered originates from two components, one active and one passive (Gajdosik, 2001). The active component may comprise a constant low level of EMG activity and a reflex-elicited contraction, namely the stretch reflex involving the muscle spindles (Davidoff, 1992). There is much controversy surrounding the presence of constant activity in skeletal muscle (deVries et al., 1976). Using needle PFM EMG, Deindl et al. reported that constant activity (called a tonic pattern) was not present in every continent woman (Deindl et al., 1994). On the other hand, the passive component relies on viscoelastic properties of the muscle and surrounding tissues. The viscoelastic properties, which are time- and rate-dependent, result from the actine-myosin cross-bridges present in a resting muscle, the non-contractile filamentous connection within the sarcomeric cytoskeletons (titin and desmin) and the connective tissues such as the endomysium, perimysium and

epimysium (Gajdosik, 2001). The passive component is reported to be the main contributor to the resting forces (Gajdosik, 2001).

Currently available PFM assessment techniques do not allow a dynamic stretch of the PFM while the active component is controlled. We therefore borrowed a technique used in extremity muscle to the PFM (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001). This approach consists in stretching a muscle at low speed while simultaneously recording the force. The absence of a stretch reflex of low-level activity is monitored by EMG assessment. The aim of this study was to evaluate the between-days and between-trials reliability of the PFM passive properties using this new dynamometric methodology.

4.1.3. Materials and methods

4.1.3.1. Subjects

A convenience sample of 32 participants was recruited from the urogynecology and menopause clinics of the Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM)'s St-Luc Hospital, as well as by local newspaper announcements in Montreal.

The participants had to report symptoms of stress urinary incontinence (SUI). The Urogenital Distress Inventory (UDI) (Shumaker et al., 1994) questionnaire was used to confirm their stress-related leakages and to scan for other urogynecologic symptoms. For a more comprehensive assessment of SUI severity, the participants had also to keep a 3-day bladder diary (Groutz et al., 2000). Women aged between 45 and 75 were included in the study if they were postmenopausal, as defined by the absence of vaginal bleeding for

12 months according to the Society of Obstetricians and Gynecologists of Canada (SOGC, 2006). The exclusion criteria were: 1- other types of incontinence apart from SUI; 2- urogynecological symptoms (urgency, active urine or vaginal infection); past urogynecological surgeries (i.e. hysterectomy, pelvic organ prolapse or incontinence cure); 3- previous physiotherapy treatment for pelvic floor dysfunction; 4- major organ prolapse (>2 degrees Pop-Q (Bump et al., 1996)); 5- vulvar or vaginal pain during either a conventional gynecological exam or sexual activity; 6- modification in hormonal therapy replacement in the last six months; 7- any other diseases that may interfere with PFM function measurements. All women gave written consent to participate in the study, which was approved by the Ethics Committee of the CHUM.

4.1.3.2. Instrumentation

The initial version of the Montreal dynamometer has been modified to allow the assessment of the PFM passive properties (Dumoulin et al., 2003). The dynamometric speculum has already showed excellent in vitro calibration properties (linearity, repeatability and accurate measures of the resultant force independently of the site of application on the speculum) as well as good test-retest reliability for strength, endurance and speed of contraction parameters (Dumoulin et al., 2003; Dumoulin et al., 2004; Morin et al., 2007a). Extensive details about the modifications made to the dynamometric speculum as well as the new methodology for investigating PFM passive properties have been presented elsewhere (Morin et al., 2007b). The modified dynamometric speculum comprised an upper and a lower branch. The latter, equipped with strain gauges, can be moved downward using a crank. Hence, the vaginal antero-posterior diameter can be increased gently and precisely. The speculum branches are connected to a linear position transducer allowing real-time monitoring of the vaginal antero-posterior aperture.

Furthermore, the speculum is positioned on a stable base and the angulations of the speculum can be adjusted to the natural vaginal orientation. Prior to the assessment, each speculum branch was properly disinfected and covered with a condom. To monitor unwanted EMG activity during the passive property measurements, four pairs of Medtronic disposable electrodes were stuck on the lower branch. The trial was rejected when the absolute mean EMG reached twice the resting values in at least one pair of electrodes. The EMG signals and the dynamometric speculum (strain gauges and position transducer signals) were simultaneously recorded using a portable computer (Toshiba Satellite, Pentium 4) equipped with an acquisition card (NIDAQCard-6024E by National Instrument Corporation) and DC amplifiers (Analog Devices).

4.1.3.3. Pelvic floor muscle assessment

To assess the reliability of the PFM dynamometric passive properties, women were convened to two one-day sessions two weeks apart. During the two-week interval, the participants were instructed not to do any PFM exercises. Moreover, this interval was selected to minimize potential training or a carry-over effect, i.e. the effect of the first day's outcome on the second day (Portney et al., 2000). Since the participants were menopausal and their hormonal replacement therapy had to remain stable across the study period, the changes in the potential impact of the hormones on muscle function (Sarwar et al., 1996) between the two test days can be considered negligible. The assessment was repeated twice each day. Thus, it was also possible to estimate the inter-trial reliability. The dynamometer was left in place at minimal aperture for a period of 2 min between trials and conditions.

The subjects were evaluated by a physiotherapist specialized in pelvic floor rehabilitation and dynamometry. PFM anatomy and continence physiology were explained

to them. Their capacity to contract and relax their PFM was confirmed by digital palpation. After emptying their bladder, the women adopted a supine lying position with hips and knees flexed, feet flat on a conventional gynecologist's table. The two closed branches were lubricated with a water-soluble jelly and then inserted into the vagina to a depth of 6 cm. The subjects were asked to perform three unrecorded practice pelvic floor contractions to ensure that they were comfortable with the device inserted. During the examination, they were instructed to relax their PFM as much as they could. The evaluator observed the force and EMG curves on the computer screen and the data were stored on hard disk when acceptable. To do so, the computer program was designed to indicate increases in PFM EMG in red on the screen. The evaluator verified the presence of artefacts in the force signal due to movements of the device or the subject, for example. The subjects had access to this visual feedback, which helped them to better relax their PFM. For all subjects, the sequence was the same for both sessions and trials. A rest period of 2 min was respected between each condition, with the speculum closed to minimal aperture. This period was selected to allow restoration of the viscoelastic properties. Assessment of the PFM passive properties comprised four conditions:

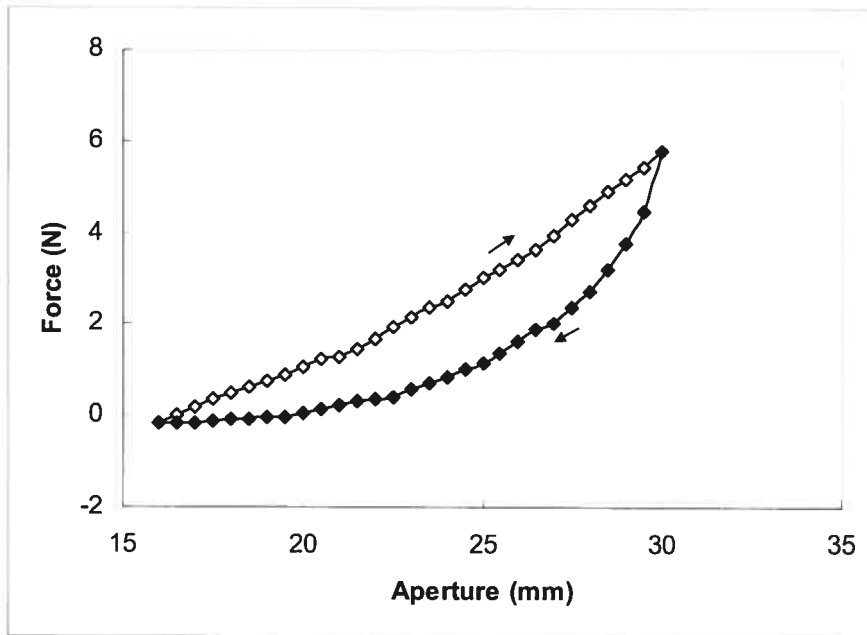
1) Initial passive resistance: Mean resting forces were assessed for 5 s while the two branches were closed at minimal aperture, which corresponds to an antero-posterior diameter of 15 mm.

2) Passive resistance at maximal aperture: Mean resting forces were evaluated at maximal vaginal aperture. The maximal stretching amplitude was determined by either the patient tolerance or the increase in EMG activity (> twice the resting values) (Gajdosik, 2001).

3) Passive properties during lengthening and shortening cycles: The vaginal aperture was increased by separating the two speculum branches at a constant speed (5 mm/s). The PFM and surrounding tissues were stretched until the maximum amplitude selected in condition 2 was reached (lengthening phase). Then, the branches were closed at constant speed (5 mm/s) to minimal aperture (shortening phase). To respect the stretching velocity, the evaluator had to follow a template on the screen. As a preconditioning exercise, five stretch-relax cycles at 80% of the maximal aperture was performed. After that, five stretch-relax cycles at 100% of the maximal aperture were carried out. An example of a force-aperture curve during lengthening and shortening is given Figure 10. From the passive force-length curve, the following parameters were extracted: a) forces (N) at minimal aperture, maximal aperture, mean aperture, a common aperture of 20 mm; b) passive elastic stiffness (PES) (change in forces/change in vaginal aperture) (N/mm) at minimal aperture, maximal aperture, mean aperture, a common aperture of 20 mm; c) aperture at a common force of 0.5 N; d) hysteresis, which is the area between the lengthening and shortening curve. These parameters were averaged for cycles 3-4-5 (Morin et al., 2007b). In the statistical analysis, this cycle average is the value used for each trial.

Figure 10: Force-aperture curve for one subject.

Force-aperture curve for one subject. The means of the cycles 3-4-5 are presented. The up-arrow (\uparrow) indicates the stretch (lengthening) phase while the down-arrow (\downarrow) indicates the release (shortening) phase. The hysteresis phenomenon is represented by the area between the two curves.



4) Sustained stretch: The speculum was again opened at maximum aperture and the stretch was sustained for 1 min. The percentage of passive resistance loss after 1 min of sustained stretch was computed as the stress-relaxation properties of the PFM.

Data were analyzed with the Matlab program (version 7.0.1). Details on parameter extraction and calculation are provided elsewhere (Morin et al., 2007b).

4.1.3.4. Statistical Analysis

The generalizability theory provided a framework for investigating the reliability of PFM passive properties (Crocker et al., 1986; Shavelson, 1991). This theory, based on the analysis of variance, has already been used for assessing the reliability of other dynamometric parameters (Dumoulin et al., 2004; Morin et al., 2007a). The generalizability theory comprises two steps, a generalizability study (G-study) and a decision study (D-study). Either systematic (present and constant across all subjects) or random (due to pure chance) errors are considered by the generalizability theory. The G-study computes all possible sources of variance components associated with the subjects (S), trials (T), days (D), and their interactions (SxT, SxD, TxD, SxTxD) using the data collected in the study. As opposed to the classical theory, the G-study can differentiate each variance source (S, T, D) and its contribution to the total error (Crocker et al., 1986; Portney et al., 2000). The second step, the D-study, relies on evidence generated by the G-study to determine the reliability of a particular design. Thus, the present protocol, comprising two days with two trials each day, constitutes the G-study. For the D-study, the reliability was calculated for hypothetical protocols involving one trial in one day or two trials in one day.

Two reliability coefficients are reported, the dependability indices and the standard error of measurement (SEM). The dependability index, the ratio of the subject variance to the total variance (Brennan et al., 1977), has been reported similar to the classical intra-class coefficient of type 2 (Shrout et al., 1979) which takes into account the systematic effect of the day or trial variable. The score ranges between 0 and 1, with 0 indicating null reliability and 1, perfect reliability. To appreciate the errors in terms of the actual unit of measurement, the SEM was calculated. The SEM is the root square of the error variances associated with each D-study protocol. The SEMs are described in absolute units (SEM_{ABS}) (namely force (N), stiffness (N/mm), aperture (mm) and hysteresis (N*mm)) and as a percentage of the absolute mean value ($SEM_{\%}$) of the parameter. The mean value is calculated from all values obtained across days and trials. The SEMs are highly useful for interpreting the magnitude of the error in a selected application such as evaluation of treatment effect at individual level. The reliability analysis was conducted with the GENOVA program (Crick et al., 1983).

4.1.4. Results

The subjects had a mean age of 56 years (± 6 Standard deviation (SD)), parity of 1.2 (± 1.1 SD) and body mass index of 24.9 kg/m^2 (± 6.0 SD). Hormonal replacement therapy (oral, vaginal or transdermic) was taken by 23% of the participants. Forty percent were sexually active, which was defined by intercourse at least once a month. Regarding the SUI severity, they had a mean UDI score of 14.9 (± 8.5 SD) and a mean frequency of urinary leakage of 3.5 (± 3.8 SD) in the 3-day bladder diary.

Sample means (± 1 SD) of the passive-property parameters obtained for the two trials of the two days are shown in Table 4. The stability of the mean force and mean PES across days and trials can be appreciated in Figure 11 and Figure 12 for condition 3. This stability is an indicator that no systematic effect was present in this condition.

Table 4: Mean PFM passive properties recorded on day 1 and day 2

Conditions	Parameters	Day 1		Day 2	
		Trial 1	Trial 2	Trial 1	Trial 2
		Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)
1) Initial passive resistance at minimal aperture	Passive forces (N)	0.37 (0.52)	0.37 (0.52)	0.41 (0.50)	0.40 (0.49)
2) Passive resistance at maximal aperture	Passive forces (N)	2.50 (1.38)	2.40 (1.28)	2.23 (1.39)	2.16 (1.31)
	Maximal vaginal aperture (mm)	27.06 (3.91)	27.06 (3.91)	25.38 (2.96)	25.35 (3.01)
3) Lengthening and shortening cycles	Force at minimal aperture (N)	-0.23 (0.43)	-0.20 (0.49)	-0.15 (0.34)	-0.14 (0.29)
	Force at maximal aperture (N)	3.30 (1.74)	3.49 (1.81)	3.24 (1.74)	3.17 (1.68)
	Force at mean aperture (N)	1.79 (1.12)	1.87 (1.18)	1.85 (1.21)	1.80 (1.02)
	Force at common aperture of 25-mm (N)	1.29 (0.64)	1.29 (0.68)	1.37 (0.81)	1.37 (0.71)
	PES at minimal aperture (N/mm)	0.12 (0.05)	0.13 (0.06)	0.13 (0.05)	0.14 (0.05)
	PES at maximal aperture (N/mm)	0.41 (0.18)	0.41 (0.17)	0.45 (0.22)	0.44 (0.23)
	PES at mean aperture (N/mm)	0.33 (0.14)	0.34 (0.16)	0.36 (0.14)	0.34 (0.14)
	PES at a common aperture of 20 mm (N/mm)	0.22 (0.11)	0.21 (0.12)	0.23 (0.11)	0.23 (0.11)
	Aperture at a common force of 0.5 N (mm)	18.36 (1.66)	18.39 (1.72)	18.18 (1.75)	18.14 (1.75)
	Hysteresis (N*mm)	8.20 (7.56)	8.14 (6.47)	7.90 (6.24)	7.37 (5.41)
4) Sustained stretch	Percentage of loss in passive forces after 1 min (%)	30.46 (11.94)	28.91 (12.40)	37.56 (12.75)	29.83 (8.41)

Figure 11: Mean values and standard deviations of the forces measured on day 1 and on day 2 for the minimal, 20-mm, mean and maximal apertures (condition #3).

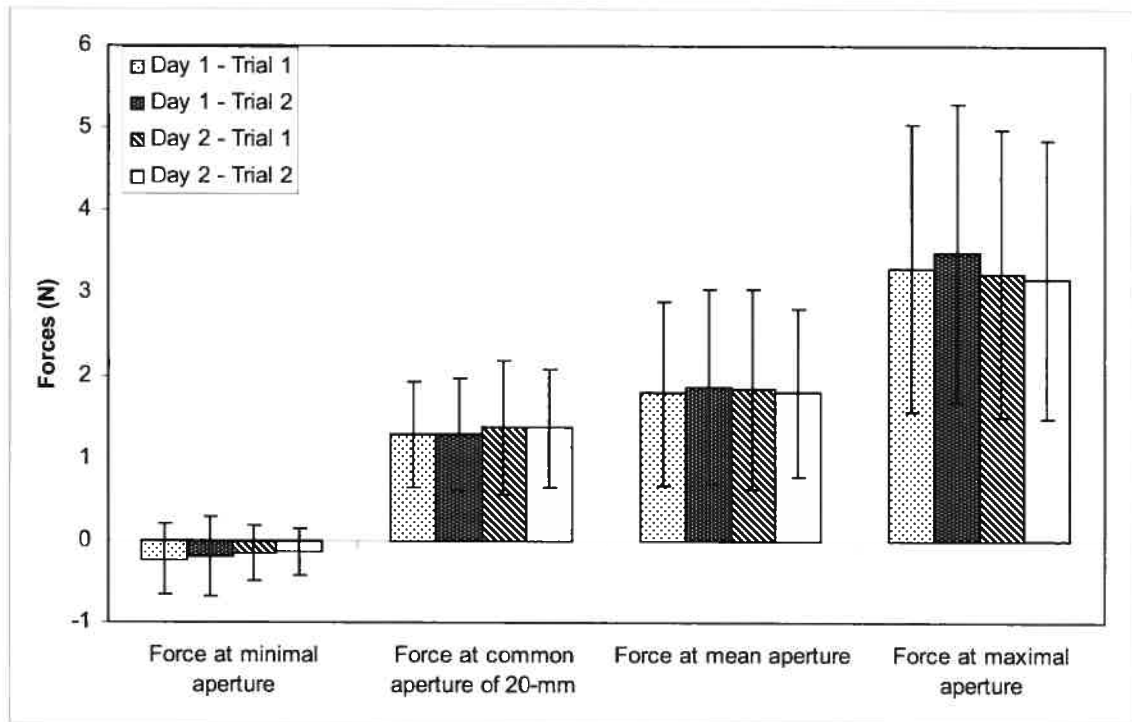
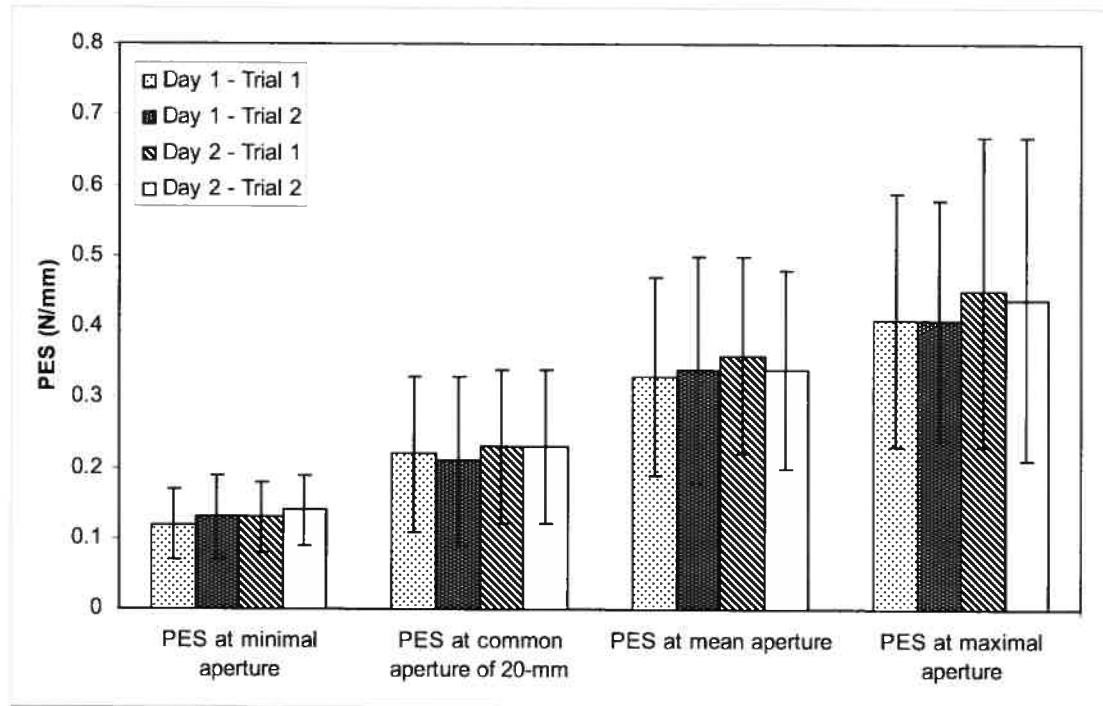


Figure 12: Mean values and standard deviations of the PES measured on day 1 and day 2 for the minimal, 20-mm, mean and maximal apertures (condition #3).



The G-study (Table 5) revealed that the subject variable generated the highest proportion of the total variance with percentages ranging from 70.0% to 89.6% for hysteresis and forces and PES at maximal, mean and 20-mm aperture. The lower values for subject variance were noted for measurements taken at minimal aperture. No systematic error attributable to the day (D) or trial (T) was observed since the proportion of variance was below 3.7% for all parameters, except for the maximal aperture obtained in condition 2 with a value of 9.9% for the day factor. An important random effect was found for the interaction between subjects and days (SxD) with values of 42.5% and 45.6% for conditions 1 and 3, respectively. Similarly, the aperture at a common force of 0.5 N had a high source of variance (63.9%) associated with the interaction subjects and days (SxD).

The interaction variances involving the trials (SxT and TxD) are not important except for condition 4. Lastly, the residuals (SxDxT), the source of error due to unknown factors in our study, were acceptable, with percentages ranging from 0.1% to 9.7%. The only exception to that pattern was the PES at minimal aperture and the percentage of strength loss with high residuals of 20.3% and 20.2%, respectively.

Dependability indices and SEMs found for a D-study involving one day (1 trial and mean of 2 trials) are displayed in Table 6. The aperture at a common force of 0.5 N showed a poor reliability, with a dependability index of 0.34. Compared with other apertures, minimal opening yielded the lowest dependability indices with a coefficient of 0.51 and 0.57 for conditions 1 and 3, respectively, indicating a moderate reliability. However, forces and PES at maximal, mean and 20-mm aperture revealed a good reliability, with indices ranging from 0.75 to 0.93. The addition of trials increases the dependability indices and SEMs slightly in all parameters but particularly in the PES and sustained-stretch parameters.

Table 5: Results of the G-study for the parameters investigated.

For each component (S, T, D, SxT, SxD, TxD, SxTxD), the variance is reported as a percentage of the total variance. The total variance appears in the last column

Conditions	Parameters	S	D	T	SxD	SxT	TxD	SxTxD	Total
1) Initial passive resistance at minimal aperture	Passive forces	56.31	0.00	0.00	42.53	0.00	0.00	1.16	0.26
	Passive forces	81.41	1.17	0.18	16.33	0.29	0.00	0.63	1.82
2) Passive resistance at maximal aperture	Maximal vaginal aperture	73.25	9.92	0.00	16.77	0.00	0.00	0.06	13.45
	Force at minimal aperture	49.96	0.00	0.02	45.59	0.34	0.00	4.09	0.15
3) Lengthening and shortening cycles	Force at maximal aperture	82.59	0.00	0.00	11.77	0.00	0.35	5.29	3.06
	Force at mean aperture	89.10	0.00	0.00	6.20	0.00	0.11	4.58	1.29
	Force at common aperture of 20 mm	86.61	0.10	0.00	8.30	0.00	0.00	4.98	0.51
	PES at minimal aperture	66.32	1.37	0.34	11.68	0.00	0.00	20.27	0.01
PES at maximal aperture	PES at maximal aperture	70.05	0.24	0.00	19.99	0.00	0.00	9.72	0.03
	PES at mean aperture	81.50	0.00	0.00	8.66	1.51	0.43	7.90	0.02
PES at common aperture of 20 mm	PES at common aperture of 20 mm	89.65	0.00	0.08	2.12	0.00	0.00	8.15	0.01
	Aperture at a common force of 0.5 N	34.52	0.00	0.00	63.90	0.60	0.02	0.95	2.96
4) Sustained stretch	Hysteresis	86.50	0.00	0.00	9.74	1.90	0.06	1.81	41.83
	Percentage of loss in passive forces after 1 min	53.70	1.99	3.73	6.28	8.38	5.71	20.21	148.84

Table 6: Results from a D-study involving one day, one trial and the average of two trials.

The dependability indices (Φ), absolute standard error of measurement (SEM_{ABS}) and standard error of measurement as % of mean value ($SEM_{\%}$) are reported.

Conditions	Parameters	Φ		SEM_{ABS}		$SEM_{\%}$	
		1 trial	2 trials	1 trial	2 trials	1 trial	2 trials
1) Passive resistance at min. aperture	Passive forces	0.56	0.57	0.34 N	0.34 N	87.9%	87.9%
2) Passive resistance at max. aperture	Passive forces	0.81	0.82	0.58 N	0.57 N	25.0%	24.5%
	Maximal vaginal aperture	0.73	0.73	1.90 mm	1.90 mm	7.2 %	7.2%
3) Lengthening and shortening cycles	Force at minimal aperture	0.50	0.51	0.28 N	0.27 N	155.5%	150.0 %
	Force at maximal aperture	0.83	0.85	0.73 N	0.67 N	22.1%	20.3%
	Force at mean aperture	0.89	0.91	0.37 N	0.33 N	20.2%	18.1%
	Force at common aperture of 20 mm	0.87	0.89	0.26 N	0.24 N	19.7%	18.2%
	PES at minimal aperture	0.66	0.74	0.03 N/mm	0.03 N/mm	22.7%	22.7%
	PES at maximal aperture	0.70	0.75	0.11 N/mm	0.10 N/mm	23.3%	23.3%
	PES at mean aperture	0.81	0.86	0.06 N/mm	0.05 N/mm	18.2%	15.2%
	PES at common aperture of 20 mm	0.90	0.93	0.04 N/mm	0.03 N/mm	17.9%	13.4%
	Aperture at a common force of 0.5 N	0.34	0.35	1.39 mm	1.38 mm	7.6%	7.5%
	Hysteresis	0.86	0.88	2.38 N*mm	2.20 N*mm	30.1 %	27.8%
4) Sustained stretch	Percentage of loss in passive forces after 1 min	0.54	0.66	8.31%	6.37%	26.22%	20.1%

4.1.5. Discussion

The purpose of this study was to evaluate the reliability of PFM dynamometric passive properties in stress-incontinent postmenopausal women. The generalizability study revealed that the largest source of variance was related to the difference among subjects. The high percentages related to the subject variable are directly linked to the reliability values because they represent the proportion of the total variance free of measurement error. Therefore, the parameters showing high subject percentages of variance (hysteresis, PES and forces at maximum, mean and 20-mm aperture) also demonstrated high dependability indices.

The low proportion of variance associated with the day (D) and the trial (T) suggests no systematic error over the session or the repetition of the conditions. A two-week period therefore suffices to prevent a learning effect and a 2-min rest between trials seems appropriate for restoring the viscoelastic properties of the PFM. One exception to this general trend was the systematic effect of day on maximal vaginal aperture, with a variance of 9.92%. The source of this systematic effect is the decrease in maximal aperture on the second day. Contrary to expectations, the subjects did not increase their tolerance to vaginal stretching on the second day.

The G-study revealed that the interaction between subjects and trials (SxT) as well as between trials and days (TxD) was near 0 for almost all parameters. Thus, the small differences found between D-studies with one versus two trials were not surprising. The main source of error is the interaction between subjects and days (SxD), particularly for forces at minimal aperture and the aperture needed to reach 0.5 N. This random effect indicates inconsistent changes across days among participants. For example, some

subjects may have produced higher forces on the first day than on the second one while others may have the inverse behavior, with higher forces on the second day. To attenuate this day effect, the preferred strategy would be to compute scores from the average of measurements done on multiple days. Because this is difficult to achieve in practice, however, we did not report the increase in reliability associated with these types of D-study. Nevertheless, in the context of experimental research, it may be appropriate to look at the possibility of averaging multiple day measurements for parameters with lower reliability. For instance, the dependability indices of the force at minimal aperture rise from 0.50 to 0.66 when we average two days. Similarly, increases in the dependability indices from 0.34 to 0.51 and 0.56 to 0.72 were observed for the aperture needed to reach 0.5 N and initial passive resistance, respectively.

With regard to the SEMs, the values reported for the passive force coefficient ranged from 0.24 to 0.67 N. It should be noted that low SEMs were not necessarily associated with high dependability indexes (better reliability). For example, indices were low for forces measured at minimal aperture while SEMs are even lower. The reason for this inconsistency is related to the magnitude of the between-subject variance compared to the error variance. A small error variance associated with a small between-subject variance will determine low dependability indices.

The SEM_% are comparable to SEM_% found in other pelvic floor studies during voluntary PFM contractions (SEM% = 11-27%) (Dumoulin et al., 2004; Miller et al., 2007; Morin et al., 2007a). The SEM_% at minimal aperture are higher than for other parameters, which is in line with the explanation given above for low indices associated with small error variance. Moreover, the mean values of force recorded at minimal aperture are very low and this increases the SEM%. Absolute SEMs for PFM stiffness were around 0.03-0.10

N/mm. Because no previous data on PFM stiffness were reported, these values are difficult to appreciate. However, the range of the SEM% (13.4-22.7%) is comparable to those of other parameters.

According to the standard proposed by Portney and Watkins (2000), good reliability was found for the hysteresis, forces and PES at maximal, mean and 20-mm aperture with coefficients ranging from 0.75 to 0.93. Stiffness in the lower limb muscles has shown similar test-retest reliability with coefficients (Φ or ICC) ranging from 0.80 to 0.93 (Bizzini et al., 2003; Zinder et al., 2007). Moderate to good reliability was demonstrated for PES at minimal aperture and percentage of force loss after 1 min of sustained stretch. The maximal aperture reached by the subjects had also a moderate to good reliability ($\Phi=0.73$).

The only parameter that showed poor reliability was the aperture at a common force of 0.5 N. This may be attributable the low variability across all subjects (SD = 1.66 mm to 1.75 mm) relative to absolute error variance (1.38 mm to 1.39 mm). The low reliability is also explained by the fact that the mean aperture at 0.5 N is 18 mm, which is only 3 mm more than the minimal aperture of 15 mm. Thus, it could be inferred that, since the force parameters tend to have low reliability at minimal aperture, the reliability of the minimal-aperture parameters will also be low.

Since this study was part of an extensive research program studying post-menopausal women, we targeted this specific group of participants. Consequently, the results of this study cannot be directly generalized to other population subgroups. Portney and Watkins (2000) underlined the importance of studying reliability in the population in which the device will be used. In addition to that, enlarging the population under study to

asymptomatic women and a wider age group would have artificially boosted our reliability coefficients by increasing the variability between subjects (Streiner et al., 1995).

4.1.6. Conclusion

The results of this study support the psychometric qualities of a new method developed for dynamically assessing PFM passive properties while controlling for involuntary PFM activity. Overall, PFM dynamometric passive parameters demonstrated acceptable reliability, the only exception being the aperture at a common force of 0.5 N, which showed poor reliability. Moreover, passive forces at minimal aperture suggested lower reliability compared to other vaginal apertures (maximal, mean and 20 mm). This new methodology for assessing the PFM resting function is of clinical importance as the PFM passive properties might play a role in SUI pathophysiology. These passive properties may also allow a better understanding of the mechanisms of action underlying physiotherapy treatment for SUI.

4.1.7. Acknowledgments

We acknowledge André Dumoulin, Michel Goyette and Daniel Marineau, Jean-François Pilon for their technical support. Special thanks to Mélanie Claveau and Geneviève Morin for their help in the recruitment process and data collection, respectively. Mélanie Morin was supported by a fellowship from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) and the Canadian Institute for Health Research (CIHR). This research was funded by the CIHR (Institute of Gender and Health) and the Canadian Foundation for research in incontinence (CFRI) grant.

4.1.8. References

- Bizzini, M., & Mannion, A. F. (2003). Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(5), 459-461.
- Brennan, R., & Kane, M. (1977). An index of dependability for mastery tests. *J Educ Measurem*, 14, 277-289.
- Bump, R. C., Mattiasson, A., Bo, K., Brubaker, L. P., DeLancey, J. O., Klarskov, P., et al. (1996). The standardization of terminology of female pelvic organ prolapse and pelvic floor dysfunction. *Am J Obstet Gynecol*, 175(1), 10-17.
- Constantinou, C. E., & Govan, D. E. (1981). Contribution and timing of transmitted and generated pressure components in the female urethra. *Prog Clin Biol Res*, 78, 113-120.
- Crick, J., & Brennan, R. (1983). Manual for genova: A generalized analysis of variance system (Version 2.1): Information can be obtained by writing to JE Crick, National Board of Medical Examiners. 3930 Chestnut St. Philadelphia. PA 19104. Free software available at: <http://www.education.uiowa.edu/casma/GenovaPrograms.htm>.
- Crocker, L., & Algina, J. (1986). Introduction to classical and modern test theory. New York.
- Davidoff, R. A. (1992). Skeletal muscle tone and the misunderstood stretch reflex. *Neurology*, 42(5), 951-963.
- Deindi, F. M., Vodusek, D. B., Hesse, U., & Schussler, B. (1994). Pelvic floor activity patterns: comparison of nulliparous continent and parous urinary stress incontinent women. A kinesiological EMG study. *Br J Urol*, 73(4), 413-417.
- DeLancey, J. O., & Starr, R. A. (1990). Histology of the connection between the vagina and levator ani muscles. Implications for urinary tract function. *J Reprod Med*, 35(8), 765-771.
- DeLancey, J. O. L. (1988). Anatomy and mechanics of structures around the vesical neck: How vesical neck position might affect its closure. *Neurourol Urodyn*, 7, 161-162.
- Devreese, A., Staes, F., De Weerd, W., Feys, H., Van Assche, A., Penninckx, F., et al. (2004). Clinical evaluation of pelvic floor muscle function in continent and incontinent women. *Neurourol Urodyn*, 23(3), 190-197.

- DeVries, H. A., Burke, R. K., Hopper, R. T., & Sloan, J. H. (1976). Relationship of resting EMG level to total body metabolism with reference to the origin of "tissue noise". *Am J Phys Med*, 55(3), 139-147.
- Dougherty, M. C., Abrams, R., & McKey, P. L. (1986). An instrument to assess the dynamic characteristics of the circumvaginal musculature. *Nurs Res*, 35(4), 202-206.
- Dumoulin, C., Bourbonnais, D., & Lemieux, M. C. (2003). Development of a dynamometer for measuring the isometric force of the pelvic floor musculature. *Neurourol Urodyn*, 22(7), 648-653.
- Dumoulin, C., Gravel, D., Bourbonnais, D., Lemieux, M. C., & Morin, M. (2004). Reliability of dynamometric measurements of the pelvic floor musculature. *Neurourol Urodyn*, 23(2), 134-142.
- Gajdosik, R. L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech*, 16, 87-101.
- Griffin, C., Dougherty, M. C., & Yarandi, H. (1994). Pelvic muscles during rest: Responses to pelvic floor exercise. *Nurs Res*, 43(3), 164-167.
- Groutz, A., Blaivas, J. G., Chaikin, D. C., Resnick, N. M., Engleman, K., Anzalone, D., et al. (2000). Noninvasive outcome measures of urinary incontinence and lower urinary tract symptoms: a multicenter study of micturition diary and pad tests. *J Urol*, 164(3 Pt 1), 698-701.
- Magnusson, S. P. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports*, 8(2), 65-77.
- Miller, J. M., Ashton-Miller, J. A., Perruchini, D., & Delancey, J. O. (2007). Test-retest reliability of an instrumented speculum for measuring vaginal closure force. *Neurourol Urodyn*, 26(6), 858-863.
- Morin, M., Bourbonnais, D., Gravel, D., Dumoulin, C., & Lemieux, M. C. (2004). Pelvic floor muscle function in continent and stress urinary incontinent women using dynamometric measurements. *Neurourol Urodyn*, 23(7), 668-674.
- Morin, M., Dumoulin, C., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Lemieux, M. C. (2007a). Reliability of speed of contraction and endurance dynamometric measurements of the pelvic floor musculature in stress incontinent parous women. *Neurourol Urodyn*, 26(3), 397-403; discussion 404.

- Morin, M., Gravel, D., Bourbonnais, D., Dumoulin, C., Ouellet, S., & Pilon, J. F. (2007b). Application of a new method in the study of pelvic floor muscle passive properties in continent women. *J Electromyogr Kinesiol*, Submitted.
- Portney, L. G., & Watkins, M. P. (2000). *Foundations of clinical research. Applications to practice*. Boston: Prentice Hall.
- Sarwar, R., Niclos, B. B., & Rutherford, O. M. (1996). Changes in muscle strength, relaxation rate and fatiguability during the human menstrual cycle. *J Physiol*, 493 (Pt 1), 267-272.
- Shafik, A., El-Sibai, O., Shafik, A. A., & Ahmed, I. (2003). Effect of straining on perineal muscles and their role in perineal support: identification of the straining-perineal reflex. *J Surg Res*, 112(2), 162-167.
- Shavelson, R. (1991). *Generalizability Theory: a primer*. (Vol. 1). Newbury Park, California: Sage Publications Inc.
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing reliability. *Psychol Bull*, 86, 420-428.
- Shumaker, S. A., Wyman, J. F., Uebersax, J. S., McClish, D., & Fantl, J. A. (1994). Health-related quality of life measures for women with urinary incontinence: the Incontinence Impact Questionnaire and the Urogenital Distress Inventory. Continence Program in Women (CPW) Research Group. *Quality of Life Research : An International Journal of Quality of Life Aspects of Treatment, Care and Rehabilitation*, 3(5), 291-306.
- SOGC. (2006). Canadian Consensus Conference on Menopause, 2006 Update. *Journal of Obstetrics and Gyneacology Canada*, 28 (Special Edition 1), S7-S94.
- Streiner, D. L., & Norman, G. R. (1995). *Health measurement scales. A practical guide to their development and use* (Second Edition ed.). Oxford, UK: Oxford Medical Publications.
- Verelst, M., & Leivseth, G. (2007). Force and stiffness of the pelvic floor as function of muscle length: A comparison between women with and without stress urinary incontinence. *Neurourol Urodyn*, 26(6), 852-857.
- Zinder, S. M., Granata, K. P., Padua, D. A., & Gansneder, B. M. (2007). Validity and reliability of a new in vivo ankle stiffness measurement device. *J Biomech*, 40(2), 463-467.

4.2. Troisième article : “Passive properties of the pelvic floor muscles in postmenopausal continent and stress urinary incontinent women”

Mélanie Morin, M.Sc., PT ^{1,2}

Daniel Bourbonnais, Ph.D., OT ^{1,2}

Denis Gravel, Ph.D., PT ^{1,2}

Chantale Dumoulin, Ph.D., PT ^{1,4}

Stéphane Ouellet, MD., FRCS(C) ³

1. School of Rehabilitation, Faculty of Medicine, University of Montreal, Montreal, Canada.
2. Montreal Rehabilitation Institute, a research site of the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation (CRIR).
3. Department of Obstetrics and Gynecology, Faculty of Medicine, University of Montreal and Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), St-Luc Hospital.
4. Research center of the Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal.

Cet article sera soumis à la revue *Neurourology and Urodynamics* sous peu.

En tant qu'auteure principale, je confirme ma participation au recrutement, à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction du manuscrit. Dr Daniel Bourbonnais (directeur), Dr Denis Gravel (co-directeur), Dre Chantale Dumoulin (co-directrice) et Dr Stéphane Ouellet (co-directeur) ont supervisé l'ensemble du processus expérimental en plus de réviser l'article.

4.2.1. Abstract

Aim: To compare the dynamometric passive properties of the pelvic floor muscles (PFM) in postmenopausal continent and stress urinary incontinent (SUI) women.

Methods: The PFM passive properties of 34 continent and 34 SUI women were assessed using a modified intra-vaginal dynamometric speculum in five conditions: 1- initial passive resistance (passive forces at 15-mm vaginal aperture); 2- passive resistance at maximal aperture; 3- passive resistance at 25-mm vaginal aperture; 4- five lengthening and shortening cycles (with the PFM and surrounding tissues stretched at constant speed by increasing the vaginal antero-posterior diameter). Among other parameters, the forces and passive elastic stiffness (PES) were evaluated at different apertures in this condition and the hysteresis was also calculated; 5- percentage of passive resistance loss computed after 1 min of sustained stretch. Maximal voluntary strength and the contribution of the passive forces to the total voluntary strength were also calculated. Independent t-tests were used to compare the PFM passive function in continent and SUI women. Correlation coefficients were calculated to assess the relation between passive parameters and maximal voluntary strength, age and vaginal delivery.

Results: In the lengthening and shortening cycles, SUI women showed lower passive forces at minimal, mean and maximal apertures ($p < 0.05$) as well as lower PES at maximal aperture than continent women. However, a trend toward higher vaginal apertures in favour of continent women was also observed ($p = 0.100$), which may bias the forces recorded at these apertures. This is supported by the non-significant difference between the two groups for the forces at the common apertures of 20 and 25 mm. Lower passive resistance at 15-mm vaginal aperture was found in incontinent women. SUI women

demonstrated lower maximal voluntary strength ($p=0.005$) and a higher contribution of passive force to total voluntary strength ($p=0.028$). Significant correlations were found between voluntary strength and passive parameters. Age was negatively related to passive properties but not to voluntary strength. No association was found for vaginal delivery.

Conclusion: The lower initial passive resistance and the higher contribution of passive forces to total voluntary strength in incontinent women support the role of passive properties in continence maintenance. However, the difference in passive properties between continent and SUI could not be confirmed at larger vaginal apertures. The relation between passive properties and maximal voluntary strength underline the potential role of passive properties in PFM training mechanisms.

4.2.2. Introduction

Physiotherapy treatments have been recognized as an effective intervention (Hay-Smith et al., 2006) and a first-line treatment for stress urinary incontinence (SUI) in women (Fanlt et al., 1996; Wilson et al., 2005). The main objective of these conservative treatments is to increase the pelvic floor muscle (PFM) strength (Bo, 2004). However, some clinical trials have shown marked improvement and even cure of SUI without demonstrating any significant improvement in PFM maximal strength (Blowman et al., 1991; Laycock et al., 1993; Elser et al., 1999; Dumoulin et al., 2004), which could be an indication that other parameters play an important role in continence. So far, indirect evidence has suggested that the resting properties of PFM, also called tone, might be involved in treatment mechanisms. Dumoulin et al. (2007) used magnetic resonance imaging (MRI) in a study that showed a reduction of the levator ani surface area at rest following PFM physiotherapy treatment. Since this surface was defined as the area inside the levator ani contour, Dumoulin's results suggest that the urogenital hiatus is more tightly closed after PFM training. Using ultrasound, Balmforth et al. (2004) demonstrated an increase in urethral stability at rest and during effort after physiotherapy. These studies support the hypothesis that the PFM may contribute to continence by providing support to the bladder neck to limit its downward movement upon effort (Bo, 2004).

To better understand the role of the PFM in continence, a few studies have proposed direct assessment of their passive properties by introducing a finger (Devreese et al., 2004), a probe (Peng et al., 2007), or a dynamometric speculum (Caufriez, 1993; Morin et al., 2004; Morgan et al., 2005; Verelst et al., 2007) into the vaginal cavity. Discrepancies have been found when comparing PFM resting forces or tone in continent and SUI women. Devreese et al. (2004) reported a non-significant difference using

vaginal digital palpation. Verelst et al. (2007) showed a non-significant difference in dynamometric passive forces at different vaginal apertures between continent and SUI women. Contrarily, in our previous study, incontinent women demonstrated lower dynamometric PFM passive forces, although these were not systematically measured at different apertures (Morin et al., 2004). Peng et al. (2007), using a vaginal probe, showed a significant resting-pressure difference between continent and SUI women in the posterior vaginal compartment but not in the anterior and lateral sides. These measurements were taken at fixed and static vaginal apertures. Since the visco-elastic properties of tissues are time-dependent (Magnusson, 1998), a factor not accounted for in earlier measurements, we have developed a new methodology to assess the dynamometric PFM passive properties dynamically while controlling for unwanted PFM contractions. This new approach, based on a methodology used in the extremity muscles (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001), has proven acceptable (Morin et al., 2007b) to women and demonstrated good test-retest reliability (Morin et al., 2007a). We therefore borrowed it again for this third study, which is aimed primarily at verifying the importance of PFM passive properties for continence by comparing passive properties in postmenopausal continent and SUI women.

Since magnetic resonance imaging (MRI) studies have suggested that aging (Constantinou et al., 2002) and vaginal delivery (DeLancey et al., 2003) have a deleterious effect on the PFM, a secondary objective of this study was to investigate the relation between these two factors and the PFM function. In addition, since evidence in skeletal muscles indicates that strength is related to the passive properties of the muscle (Salsich et al., 2000), we also examined the correlations between PFM maximal voluntary strength and passive properties.

4.2.3. Materials and methods

4.2.3.1. Subjects

Thirty-four continent and 34 SUI women were recruited from the urogynecology and menopause clinics of the Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM)'s St-Luc Hospital, as well as by local newspaper announcements in the Montreal area.

Postmenopausal women aged between 45 and 75 constituted the target population of this study considering that the prevalence of SUI reaches its paroxysm in the early stages of menopause (Hannestad et al., 2000). The definition of menopause used in this study is that adopted by the Society of Obstetricians and Gynecologists of Canada (SOGC, 2006), namely the absence of vaginal bleeding for at least 12 months. The exclusion criteria were: 1- other types of incontinence apart from SUI; 2- urogynecological symptoms (urgency, active urine or vaginal infection); 3- past urogynecological surgeries (i.e. hysterectomy, pelvic organ prolapse or incontinence cure); 4- previous physiotherapy treatment for pelvic floor dysfunction; 5- major organ prolapse (>2 degrees Pop-Q (Bump et al., 1996)); 6- vulvar or vaginal pain at rest or provoked by either conventional gynecological exam or intercourse; 7-modification in hormonal therapy replacement in the last six months; 8- any other diseases that may interfere with PFM function measurements. All women gave written consent to participate in the study, which was approved by the Ethics Committee of the CHUM.

The continence status of each participant was first based on self-reported symptoms. The continent women had to report no symptom of urinary leakage while incontinent women had to experience stress-related urinary leakages weekly. The

Urogenital Distress Inventory (UDI) questionnaire was used to confirm the absence/presence of incontinence as well as other urogynecologic symptoms (Shumaker et al., 1994). For documenting the SUI severity, the incontinent women had also to fill out a 3-day bladder diary (Groutz et al., 2000). This definition of SUI is in accordance with the recommendation of Payne et al. (2005) which suggested that observational studies could diagnose SUI on the basis of the symptoms, a standardized questionnaire and a bladder diary.

Anteriori sample-size calculations were based on the reliability study of the PFM passive properties (Morin et al., 2007a). For the independent t-tests, 29 continent and 29 SUI women were needed to detect a true difference in the population means of 1.31 N (based on the error of the force at maximal aperture, confidence interval at 95% of the SEM (Morin et al., 2007a)) with a power of 80% and a type I error probability of 0.05 given a standard deviation of 1.74 N (Morin et al., 2007a). Following the same process for the force at minimal aperture and PES at maximal and minimal apertures, sample-size calculations revealed that 9, 17 and 12 subjects for each group, respectively, had to be studied.

4.2.3.2. Instrumentation

The passive properties of the PFM were measured with a dynamometric speculum designed to directly evaluate the forces coming from the PFM. This speculum was first developed to assess the PFM function during voluntary contraction as well as the static passive forces (Dumoulin et al., 2003). Modifications to the initial version had to be made to assess the PFM passive properties in both static and dynamic stretches, however. Details about these modifications are presented elsewhere (Morin et al., 2007b). The intra-vaginal dynamometric speculum comprises two aluminum branches. The upper branch is fixed and designed to be located underneath the posterior surface of the pubis while the lower branch, equipped with strain gauges, can be lowered smoothly using a crank. A linear position transducer is connected to the lower branch to monitor the increase in vaginal aperture. When the two branches are brought together, the vaginal antero-posterior diameter is 15 mm; this diameter can potentially be opened to 63 mm. The speculum is mounted on a stable base that can be tilted to fit the natural vaginal orientation. The device was properly disinfected before the assessment and each branch was covered with a condom. For electromyogram (EMG) assessment, four pairs of Medtronic disposable electrodes were stuck on the lower branch to detect unwanted PFM activity. To that end, the computer program was designed to indicate when the PFM resting EMG doubles the resting values. PFM forces, EMG signals and vaginal apertures were recorded simultaneously by a portable computer (Toshiba Satellite, Pentium 4) equipped with an acquisition card (NIDAQCard-6024E by National Instrument Corporation) and DC amplifiers (Analog Devices). All data were displayed on two screens (one for the patient and one for the assessor) for biofeedback and verification prior to being stored on hard disk. The evaluator was thus able to verify that EMG activity was kept minimal and

that no artifacts in the force signal occurred due to apparatus or body movement. Further data processing was performed using a Matlab program (version 7.0.1). Details on data processing are presented elsewhere (Morin et al., 2007b).

4.2.3.3. Pelvic floor muscle assessment

The PFM assessment was carried out by a physiotherapist specialized in pelvic floor rehabilitation and dynamometry. The evaluator was blinded to the continence status of the participant since the symptom interview was performed by the research assistant and the UDI questionnaire was reviewed only at the end of the assessment session. Subjects received detailed information about the PFM function and a digital assessment was performed to verify their ability to correctly contract and relax their PFM. They were asked to empty their bladder just before the evaluation. The women were examined in a supine lying position, knees bent and feet flat on a conventional gynecologist's table. The lubricated speculum branches were introduced into the vagina to a depth of 6 cm. The subjects had to perform three unrecorded PFM contractions to ensure that the device inserted was not uncomfortable. During the PFM passive property assessment, the women were asked to relax their PFM. They were guided in this task by the EMG curves on the screen: the more they relaxed, the flatter the curves.

PFM passive parameters were extracted from four different conditions. The mean of two repetitions was considered in the analysis. Each condition and the repetitions were separated by a 2-min rest period.

1) Initial passive resistance: With the speculum closed to minimal (vaginal aperture of 15 mm), mean PFM forces were recorded over 5 s.

2) Passive resistance at maximal aperture: The speculum was opened to maximal vaginal aperture, which was defined by patient tolerance or the increase in EMG activity (Gajdosik, 2001). Mean PFM forces were evaluated over 5 s.

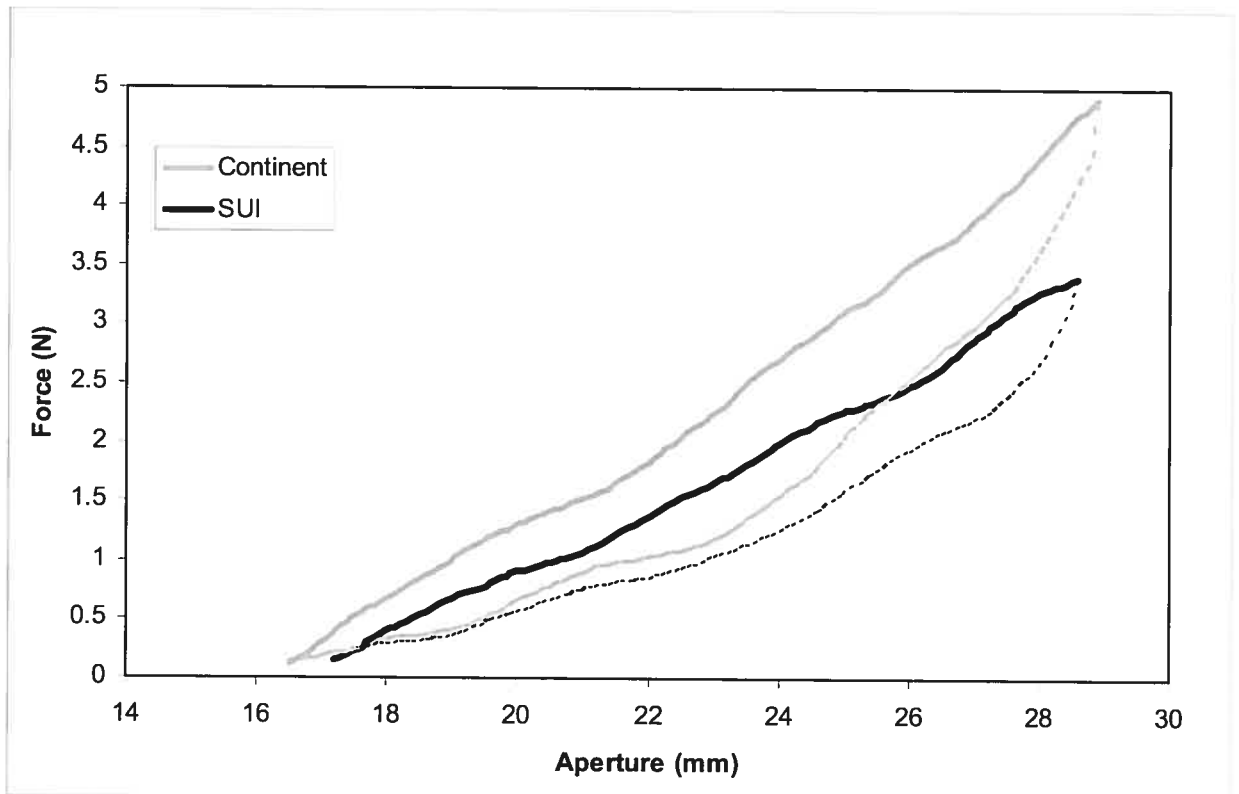
3) Passive resistance at 25-mm aperture: The speculum was opened to reach an antero-posterior diameter of 25 mm. It should be mentioned that this parameter was measured at the end of the passive-property measurements. Mean resting forces were measured just before the PFM maximal voluntary contraction.

4) Passive properties during lengthening and shortening cycles: The PFM and surrounding tissues were stretched to maximal aperture at a constant speed (5 mm/s) by separating the two speculum branches (lengthening phase). The branches were then closed to minimal aperture (shortening phase). To ensure that the lengthening and shortening phases were performed at a velocity of 5 mm/s, the physiotherapist relied on a template displayed on the screen. Five stretch-relax cycles were executed at 80% of the maximal aperture to familiarize the subject with the procedures. After that, five stretch-relax cycles at 100% of the maximal aperture were completed. An example of force and aperture signals during lengthening and shortening cycles for one continent and one SUI woman is given in Figure 13. The PFM passive parameters were extracted from the passive force-aperture curve: a) forces (N) at minimal aperture, maximal aperture, mean

aperture and a common aperture of 20 mm; b) passive elastic stiffness (PES) (change in forces/change in vaginal aperture) (N/mm) at minimal aperture, maximal aperture, mean aperture and a common aperture of 20 mm; c) hysteresis, which is the area between the lengthening and shortening curve. All these parameters are reported as the average of cycles 3-4-5 (Morin et al., 2007b).

Figure 13: Force and aperture signals during lengthening in one continent and one SUI woman

Example of force-aperture curves for one continent and one SUI woman from condition #3. The mean of cycles 3-4-5 (full line: lengthening phase; dotted line: shortening phase) is presented for each subject.



5) Sustained stretch: The maximal vaginal aperture was again reached and sustained for 1 min. The percentage of passive-force losses after 1 min of sustained stretch was computed as the stress-relaxation properties of the PFM.

After the examination of the PFM passive properties, the speculum was opened to a vaginal aperture of 25 mm. The women were then asked to perform a maximal PFM contraction for 10 s. The maximum voluntary strength values were obtained by subtracting the baseline value recorded before the effort (passive forces) from the maximum peak value. In the data analysis, consideration was also given to the total PFM strength, which corresponds to the maximal peak value (maximal voluntary strength + passive forces). Hence, it was possible to calculate the contribution of the passive forces to the total PFM strength by computing the ratio between the two.

4.2.3.4. Statistical Analysis

The baseline characteristics of the continent and stress urinary incontinent women were compared using Student's t tests for the ratio variables and the Chi Square for analysis of frequencies. Differences in the PFM passive parameters of continent and SUI women were assessed with Student's t tests. Pearson correlation coefficients were used to demonstrate the relation between continuous variables (muscle parameters, age) whereas Spearman coefficients were calculated for evaluating the relation with the number of vaginal deliveries. Since the differences for the correlation coefficients were not significant between continent and SUI women ($p > 0.05$), the correlations were calculated using all subjects in the study, irrespective of their continence status. Significant levels were set at 0.05.

4.2.4. Results

Baseline characteristics for the continent and stress incontinent women are presented in Table 7. The two groups were similar for all baseline characteristics ($p < 0.05$). Among the continent women using hormonal replacement therapy, two women were taking oral estrogen conjugated with progesterone, one woman was using transdermal estrogen and one, transdermal estrogen combined with oral progesterone. Regarding hormonal replacement therapy in SUI, the administration routes were the following: oral estrogen conjugated with progesterone ($n=4$), oral estrogen alone ($n=2$), transdermal estrogen ($n=1$), transdermal estrogen and progesterone ($n=1$) and, transdermal estrogen combined with oral progesterone ($n=1$). The two groups were similar in percentage of physically active women, as defined by participation in physical activity at least three times a week. The women were considered sexually active if they had sexual intercourse at least once a month and again the two groups were similar. For the SUI women, the mean leakage episode recorded in the 3-day bladder diary was 3.4 (SD 3.9; range 0-16).

Table 7: Characteristics of women (mean \pm 1 SD or percentages)

	Continent women	SUI women	P values
Age (years)	56 \pm 6	56 \pm 6	0.885
Parity	1.5 \pm 1.2	1.3 \pm 1.2	0.599
Body mass index (kg/m ²)	23.6 \pm 5.0	26.0 \pm 6.4	0.142
Hormonal replacement therapy	13 %	28 %	0.120
Women physically active	84 %	79 %	0.732
Women sexually active	60 %	45 %	0.290

As shown in Table 8, in the lengthening-shortening condition, the stress incontinent women demonstrated lower values in passive forces at all apertures, although this was significant only for minimal, mean and maximal apertures. SUI women had also lower PES at maximal aperture. A tendency toward lower hysteresis can also be observed in incontinent women. The maximal vaginal aperture reached for continent and SUI women was similar with (mean \pm 1SD) 27.33 mm \pm 3.51 and 25.88 \pm 3.75, respectively ($p=0.116$). Similarly, the other vaginal apertures (minimal and mean) were not significantly different between the two groups ($p=0.100$). Even if these differences in apertures are not statistically significant, however, there is a tendency for continent women to have higher vaginal apertures, which may interfere with measurements. Figure 14 illustrates the potential influence of these small differences in apertures on the forces recorded. As shown, continent women have higher passive forces than SUI women. When forces are visually interpolated to the same vaginal aperture, the passive force differences between the two groups seem to fade.

Similarly, the lower passive resistance at maximal aperture (condition #2) observed in incontinent women may also be biased by the non-significant lower vaginal aperture.

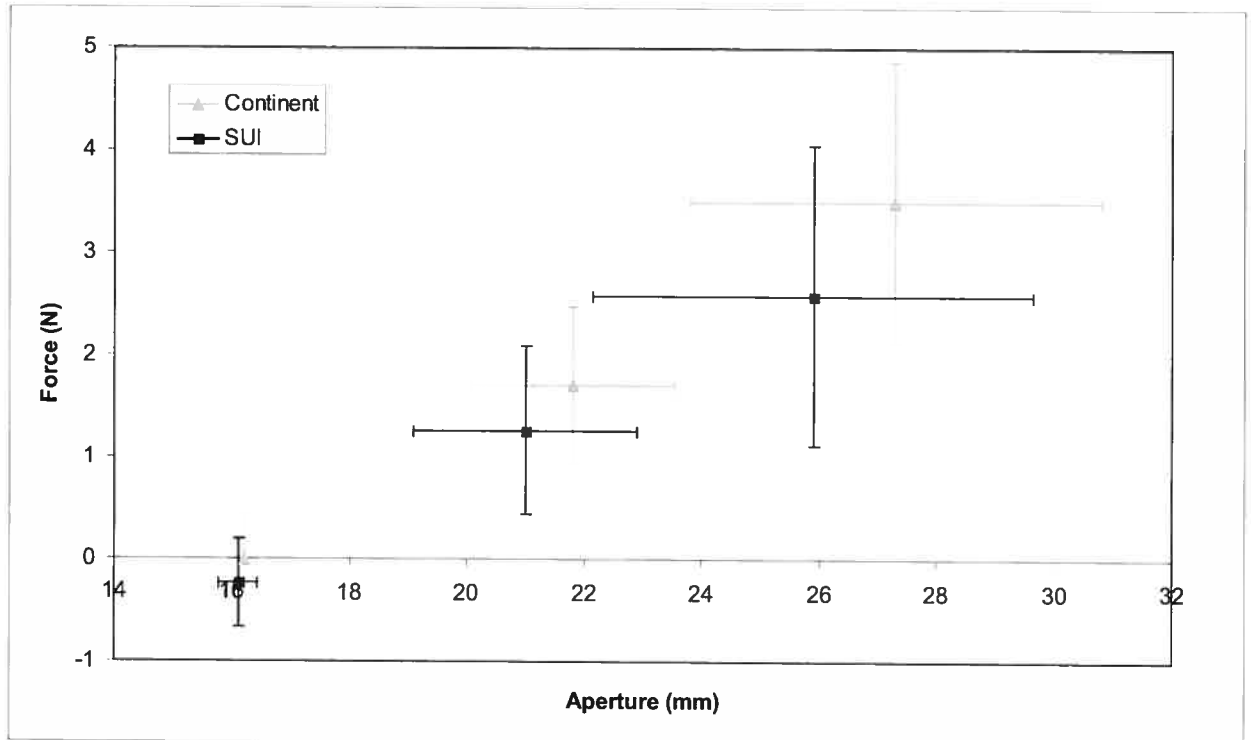
Continent and SUI women were compared at a common vaginal aperture to counteract the potential bias related to vaginal aperture. The passive forces at 20-mm (condition #4) and at 25-mm (condition #3) vaginal diameter were not statistically different (see Table 8). However, the initial passive resistance at minimal aperture (condition#1) was significantly lower for SUI women.

Table 8: PFM passive properties in continent and SUI women

Conditions	Parameters	Mean \pm 1 SD		P values
		Continent	SUI	
1) Passive resistance at min. aperture (15 mm)	Passive forces (N)	0.62 \pm 0.58	0.34 \pm 0.53	0.044
2) Passive resistance at max. aperture	Passive forces (N)	2.85 \pm 1.24	2.24 \pm 1.24	0.049
3) Passive resistance at 25-mm aperture	Passive forces (N)	1.73 \pm 1.13	1.53 \pm 1.20	0.494
4) Lengthening and shortening cycles	Force at minimal aperture (N)	-0.02 \pm 0.45	-0.23 \pm 0.43	0.045
	Force at maximal aperture (N)	3.50 \pm 1.37	2.59 \pm 1.46	0.013
	Force at mean aperture (N)	1.71 \pm 0.76	1.27 \pm 0.83	0.029
	Force at common aperture of 20-mm (N)	1.30 \pm 0.80	1.04 \pm 0.76	0.201
	PES at minimal aperture (N/mm)	0.11 \pm 0.11	0.12 \pm 0.08	0.664
	PES at maximal aperture (N/mm)	0.44 \pm 0.23	0.33 \pm 0.17	0.038
	PES at mean aperture (N/mm)	0.30 \pm 0.17	0.29 \pm 0.16	0.885
	PES at common aperture of 20-mm (N/mm)	0.19 \pm 0.14	0.19 \pm 0.17	0.930
	Hysteresis (N*mm)	9.62 \pm 5.30	7.08 \pm 5.00	0.053
5) Sustained stretch	Percentage of passive forces loss after 1 min (%)	32.66 \pm 13.08	32.61 \pm 16.59	0.989

Figure 14: Forces at minimal, mean and maximal vaginal apertures in continent and SUI women

Forces at minimal, mean and maximal aperture obtained during condition #3 (lengthening and shortening cycles). The average apertures (± 1 SD) where forces were recorded are also illustrated. When testing the difference in passive forces between the two groups, the average apertures are not the same in the two groups. Thus, the differences between groups could result from a true difference plus a difference related to the apertures.



As shown in Table 9, SUI women demonstrated lower PFM voluntary strength and total strength. Interestingly, the contribution of passive forces to total strength is higher in incontinent women.

Table 9: Maximal voluntary strength and contribution of the passive forces

Parameters	Mean \pm 1 SD		P values
	Continent	SUI	
PFM maximal voluntary strength (N)	4.46 \pm 2.92	1.83 \pm 1.74	<0.001
PFM total strength (N)	6.10 \pm 3.35	3.74 \pm 3.05	0.005
Contribution of the passive forces to the total strength (ratio)	0.33 \pm 0.22	0.46 \pm 0.22	0.028

Correlations between passive parameters, PFM voluntary strength, age and vaginal delivery are presented in Table 10. The PFM voluntary strength was significantly correlated with forces and PES at mean and maximal apertures. The PFM voluntary strength was also correlated with passive resistance at maximal and 25-mm aperture, PES at 20-mm aperture, hysteresis and percentage of loss in passive forces after 1 min. No relation was found between PFM voluntary strength and parameters at minimal aperture. Age was negatively related to forces at 25-mm, mean and maximal aperture as well as hysteresis. Age was not related to maximal voluntary strength. Vaginal delivery was not linked with PFM passive parameters.

Table 10: Correlations between PFM parameters and PFM voluntary strength, age and vaginal delivery

Conditions	Parameters	Correlation coefficients r (p-values)		
		Maximal voluntary contraction (PFM strength)	Age	Vaginal delivery
1) Passive resistance at min aperture (15 mm)	Passive forces	0.120 (0.350)	-0.188 (0.137)	-0.173 (0.158)
2) Passive resistance at max. aperture	Passive forces	0.367 (0.003)	-0.163 (0.201)	-0.141 (0.257)
3) Passive resistance at 25-mm aperture	Passive forces (N)	0.361 (0.004)	-0.287 (0.024)	-0.153 (0.228)
4) Lengthening and shortening cycles	Force at minimal aperture	0.050 (0.698)	-0.091 (0.477)	-0.196 (0.120)
	Force at maximal aperture	0.394 (0.001)	-0.243 (0.053)	-0.124 (0.330)
	Force at mean aperture	0.305 (0.015)	-0.288 (0.021)	-0.217 (0.085)
	Force at common aperture of 20 mm	0.214 (0.100)	-0.174 (0.181)	-0.239 (0.064)
	PES at minimal aperture	0.192 (0.132)	0.004 (0.974)	-0.073 (0.566)
	PES at maximal aperture	0.445 (p<0.001)	0.051 (0.692)	-0.106 (0.406)
	PES at mean aperture	0.323 (0.010)	-0.156 (0.219)	-0.161 (0.203)
	PES at common aperture of 20 mm	0.331 (0.010)	-0.030 (0.818)	-0.008 (0.952)
	Hysteresis	0.323 (0.010)	-0.248 (0.048)	-0.036 (0.775)
5) Sustained stretch	Percentage of passive-force loss after 1 min	0.299 (0.017)	0.066 (0.604)	0.031 (0.808)
6) Maximal voluntary contraction	PFM strength	--	-0.092 (0.474)	0.131 (0.306)

4.2.5. Discussion

The maintenance of continence is multifactorial and involves several structures meant to occlude and support the urethra. This study focuses on the passive properties of the PFM as one potential mechanism of continence. The main purpose of this study was to verify the importance of PFM passive properties for continence by comparing postmenopausal continent and SUI women using a new methodology.

In the field of PFM assessment, our methodology is innovative in the way that it combines dynamometry and EMG measurement in order to record passive forces while PFM activity is kept minimal and negligible during the passive-property assessment (Gajdosik, 2001). Moreover, both a static (muscles stretched, the forces recorded when stabilized; conditions #1, #2 and #3) and a dynamic (response of the tissue evaluated in real time; conditions #4 and #5) stretch was applied in our protocol to extensively assess the viscoelastic properties of the PFM (Magnusson, 1998). Indeed, the dynamic stretch allows assessment of the elastic component without the effect of the stress-relaxation that interferes with the static measurement (Taylor et al., 1990). These tissue behaviors may play an important role in continence since an increase in intra-abdominal pressure during exertion (i.e. coughing) could produce a quick stretching of the PFM and surrounding structures and the urethral support may therefore depend on the stiffness and passive forces. To our knowledge, these two features (combining EMG and dynamometry in addition to dynamically stretching the PFM) have never been evaluated in PFM in *in vivo* studies.

In the lengthening and shortening condition (#4), SUI women showed lower passive forces at minimal, mean and maximal aperture. However, a potential bias may interfere with these force measurements, as illustrated by the relation between passive force magnitude and aperture (Figure 14). Continent women were assessed at slightly larger vaginal openings. Although these differences in aperture were not statistically significant between the two groups, these small variations may explain the higher passive forces found in continent women. This hypothesis is supported by the non-significant force differences between continent and SUI women at common vaginal aperture (20 mm in condition #4 and 25 mm in condition #3). These results concur with the study of Devreese et al. (2004) who used a 3-point scale digital palpation and found a non-significant difference between continent and SUI women for the tone in the PFM deep and superficial layer. Likewise, Verelst et al. (2007), using a dynamometer at different static apertures, failed to detect a significant difference between continent and SUI women for passive forces. The Verelst's methodology differs from ours in terms of direction of the stretch, range of vaginal opening and stretching technique. In their study, the vaginal aperture was increased in the transverse (latero-lateral) direction whereas in our work it was in a sagittal direction (antero-posterior). The vaginal apertures ranged from 30 to 50 mm in the study of Verelst et al. whereas the maximal apertures reached in our study were 27.33 and 25.88 mm for continent and SUI women, respectively. The range of apertures that we covered in our study is distinctly lower. Both dynamic and static stretching was applied in our study. Despite, these methodological issues, both Verelst's and our results indicate a non-significant difference at common aperture.

These results are in contradiction with our previous study showing lower passive forces at 19-mm aperture and 24-mm aperture (antero-posterior diameter) for SUI women (Morin et al., 2004). This discrepancy may be explained by the target population since the present study was performed in younger women in the post-partum period (Morin et al., 2004). Meanwhile, Peng et al. (2007), using a probe designed to isolate the provenance of the pressure inside the vagina (anterior, posterior, right, left), reported a lower resting pressure evaluated at the posterior vaginal wall during a static stretch (vaginal diameter of 23 mm). The differences between the two groups were not significant at the anterior and lateral vaginal walls. A difference in age between the continent and incontinent groups can be observed, the incontinent group seeming to be older (Peng et al., 2007). Considering the negative correlation between age and passive properties found in the present work, the passive forces may be affected by such difference. Moreover, it should be underlined that the Peng's probe is designed to take measurements at specific points inside the vagina while our technique assesses the PFM globally. Regarding the forces at minimal aperture in the lengthening and shortening cycles (#4), mean negative values were found in both groups of subjects. These negative values may be explained by the effect of the previous cycle since this parameter is measured in dynamic mod.

Furthermore, SUI women had also lower PES at maximal aperture (condition #4). Again, the slightly higher vaginal aperture found in our study may create a bias towards continent women. Vereslt et al. found no significant difference between the two groups for the passive stiffness at various vaginal apertures (Verelst et al., 2007). Although the relation between force and aperture appears almost linear at the range of apertures covered in our study, the progressive increase of the PES values (equivalent to the slope of the curve) from minimal to mean to maximal apertures reveals a non-linear relation.

The latter was confirmed by Verelst et al. (2007) as they assessed the PFM passive properties at much larger vaginal apertures. Moreover, the curves of both groups showed a loss of passive-elastic energy between the stretch and release phases, as demonstrated by the hysteresis loop. However, a tendency toward lower hysteresis was found in incontinent women. The decrease in passive-elastic energy for the SUI women was expected because their passive forces were smaller than those of continent women.

Initial passive resistance, recorded at a common vaginal aperture of 15 mm (condition #1), was found to be lower in SUI women. Since this measurement was taken at a fixed vaginal aperture, the potential bias reported earlier does not interfere with the force measurements. Forces at minimal aperture may be linked to the vaginal configuration at rest or the uro-genital size. Morgan et al. (2005) showed that a measure of the genital hiatus (from the mid-urethra to perineal body) was inversely correlated with resting vaginal pressure. In addition to the hiatus size, passive forces at minimal aperture may be influenced by the PFM as well. This is supported by the study of Dumoulin et al. (2007) showing a reduction in the area encircled by the levator ani after PFM training. This area is an estimation of the urogenital hiatus. For instance, it has been reported that PFM muscle training resulted in an increase in resting pressure (Griffin et al., 1994). Hence, it can be argued that the passive forces at minimal aperture are particularly relevant for continence because they are generated at muscle lengths where urinary leakages occur. In other words, they are indicative of the PFM resting state.

In the sustained-stretch condition (#5), the percentage of passive-force loss after 1 min was not different between continent (32.66%) and SUI (32.61%) women. Interestingly, this stress-relaxation parameter is similar in extremity muscles (around 30-33%) (Magnusson, 1998). It is hypothesized, from strength training studies, that stress-relaxation is more likely related to the ratio of contractile to collagenous material (Magnusson, 1998). Muscle hypertrophy after resistance training is reported to leave the relative contribution of connective tissue to muscle volume unchanged (Magnusson, 1998). Since this ratio may be an indicator of the contribution of contractile to collagenous material, it may be the same in continent and SUI women.

SUI women demonstrated lower PFM voluntary strength. Moreover, the contribution of passive forces to total strength was higher in incontinent women. In fact, 46% of the total voluntary strength was attributed to passive forces in incontinent women while in continent is reported the contribution was 33%. From the study of Morgan et al. studying continent women, the contributions of passive forces to total strength can be estimated at 48% (resting vaginal closure force/maximum vaginal closure force). Therefore, it can be argued that passive forces compensate for PFM muscle weakness in incontinent women. There is no denying that losses in both maximal voluntary and passive forces may potentially affect continence but, since the relative contribution of passive forces is higher in incontinent women, reduction in passive forces may be more relevant for SUI. If we hypothesized a continence model in which an absolute force level is required to properly occlude the urethra, loss in passive forces could seriously jeopardize continence. The importance of PFM passive forces to continence is well supported by the fact that nearly half the PFM total strength is due to passive forces.

A secondary objective was to correlate the properties of passive forces to PFM voluntary strength. PFM voluntary maximal strength was positively correlated with almost all passive parameters (passive resistance at maximal aperture, forces at maximal and mean aperture, PES at maximal, mean and 20-mm aperture, hysteresis, percentage of passive force loss after 1-min stretch) These correlations can be interpreted as follows: the stronger the subjects, the higher the passive forces and stiffness. The only exception to this pattern was the parameters at minimal aperture and the force at 20 mm. Since the passive properties of tissue involve the endosarcomeric and exosarcomeric cytoskeletons as well as the amount of resting actin-myosin cross-bridges, Gajdosik et al. report that the passive parameters might be linked to the quantity of muscle tissue and, indirectly, muscle strength (Gajdosik, 2001). Klinge et al. (1997) confirmed that the increase in voluntary strength following a strengthening program was related to higher PES and passive forces. The same authors explained that hypertrophy of the muscle compartment is the result of an absolute increase in muscle fiber size and interstitial tissue and that, consequently, an increase in cross-sectional area yields a stiffer material. These relations between PFM strength and passive properties suggest that passive properties may be involved in PFM strength training mechanisms.

From a clinical point of view, it is generally believed that aging is associated with a shorter range of motion and an increase in passive forces and stiffness. On the other hand, we obtained a significant negative relation between age and passive forces (at mean and maximal apertures) and hysteresis. Consequently, older women seem to have reduced passive forces and less hysteresis. Our results concur with those of Gajdosik et al. (1999) who reported that aging is related to lower passive forces, stiffness (Gajdosik et al., 1999) and hysteresis (Gajdosik et al., 2004) in skeletal muscle. Since lower values of

PFM strength were observed in this population compared with our previous study in young and healthy women (Morin et al., 2007b), it can be hypothesized that a potential atrophy or reduction of muscle mass may be linked to a reduction in passive parameters. Interestingly, age was not related to a reduction in the PFM voluntary strength. This supports the important contribution of passive forces, as stated previously. For example, aging may result in a reduction of the passive properties while the voluntary strength remains constant. Hence, incontinence symptoms would appear when the passive forces reached a certain level whereas the urethral closure would no longer be effective.

Furthermore, no relation was found between passive properties and vaginal delivery. In an epidemiological study, Rortveit et al. (2001) demonstrated that the impact of parity as risk factor for incontinence vanished with aging. Similarly, vaginal delivery may be less relevant for the passive properties in the postmenopausal population targeted.

It should be underlined that this new methodology assessing passive properties is unable to isolate the PFM from other surrounding vaginal tissues. This situation is comparable to that of the extremity muscles whereas the skin, ligament and conjunction tissues interfere with passive measurements (Gajdosik, 2001). Moreover, an EMG activity threshold was selected in our protocol to eliminate unwanted PFM activity due to the stretch-reflex. We cannot fully exclude low-level residual EMG that may not be detected by our system. We do not know its influence on the passive properties recorded. Furthermore, the stretching speed was selected at 5 mm/s in order to ensure subject comfort and to prevent PFM involuntary contraction explained by the stretch reflex. However, stretches of the pelvic floor structure during an increase in intra-abdominal pressure (i.e. cough) may occur much faster.

In future studies, it would be interesting to validate PFM passive-property measurement with histopathology studies to better understand the structures involved. Furthermore, combining passive-property assessment with ultrasound imaging or magnetic resonance imaging may be interesting to investigate the role of the different structures (muscles, ligament, and fascia) in the urethral occlusion and support.

4.2.6. Conclusion

This research project is an innovative one in the field of incontinence. A new dynamometric methodology allows the assessment of PFM passive properties both statically and dynamically while the involuntary PFM activity is monitored by EMG measurements. The difference in passive properties between continent and SUI women could not be confirmed at larger vaginal apertures because of the potential bias of the slightly higher vaginal aperture in continent women. However, the lower initial passive resistance and the higher contribution of passive forces to the total force (passive + active) in incontinent women support the role of the passive properties in continence maintenance. The findings of this study suggest real muscle deficit in the SUI pathophysiology. Age was related to passive properties but not to PFM voluntary strength. Lastly, PFM passive properties are associated with muscle voluntary strength. This study paves the way for a better understanding of PFM training mechanisms.

4.2.7. Acknowledgments

Mélanie Morin holds a fellowship from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) and the Canadian Institute for Health Research (CIHR). This research was financially supported by the CIHR (Institute of Gender and Health) and the Canadian Foundation for research in incontinence (CFRI). The authors offer their deepest thanks to Geneviève Morin, physical therapist, as well as Mélanie Claveau and Claire Émond, research assistants, for their participation in the project. André Dumoulin, Michel Goyette, Daniel Marineau and Jean-François Pilon are also acknowledged for their technical support. Special thanks to Lesley Kelley-Régnier for the English revision of the manuscript.

4.2.8. References

- Balmforth, J., Bidmead, J., Cardozo, L., Hextall, A., Kelvin, B., & Mantle, J. (2004). Raising the tone: a prospective observational study evaluating the effect of pelvic floor muscle training on bladder neck mobility and associated improvement in stress urinary incontinence. *Neurourol Urodyn*, 23(5-6), 553.
- Blowman, C., Pickles, C., & al, e. (1991). Prospective double blind controlled trial of intensive physiotherapy with and without stimulation of the pelvic floor in the treatment of genuine stress incontinence. *Phys Ther*, 77(10), 661-664.
- Bo, K. (2004). Pelvic floor muscle training is effective in treatment of female stress urinary incontinence, but how does it work? *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*, 15(2), 76-84.
- Bump, R. C., Mattiasson, A., Bo, K., Brubaker, L. P., DeLancey, J. O., Klarskov, P., et al. (1996). The standardization of terminology of female pelvic organ prolapse and pelvic floor dysfunction. *Am J Obstet Gynecol*, 175(1), 10-17.
- Caufriez, M. (1993). Postpartum. Rééducation urodynamique. Approche globale et technique analytique. In Book chapter #2 (Vol. 3, pp. 36-44). Brussels, Belgium: Collection Maïte.
- Constantinou, C. E., Hvistendahl, G., Ryhammer, A., Nagel, L. L., & Djurhuus, J. C. (2002). Determining the displacement of the pelvic floor and pelvic organs during voluntary contractions using magnetic resonance imaging in younger and older women. *BJU Int*, 90(4), 408-414.
- DeLancey, J. O., Kearney, R., Chou, Q., Speights, S., & Binno, S. (2003). The appearance of levator ani muscle abnormalities in magnetic resonance images after vaginal delivery. *Obstet Gynecol*, 101(1), 46-53.
- Devreese, A., Staes, F., De Weerd, W., Feys, H., Van Assche, A., Penninckx, F., et al. (2004). Clinical evaluation of pelvic floor muscle function in continent and incontinent women. *Neurourol Urodyn*, 23(3), 190-197.
- Dumoulin, C., Bourbonnais, D., & Lemieux, M. C. (2003). Development of a dynamometer for measuring the isometric force of the pelvic floor musculature. *Neurourol Urodyn*, 22(7), 648-653.

- Dumoulin, C., Lemieux, M. C., Bourbonnais, D., Gravel, D., Bravo, G., & Morin, M. (2004). Physiotherapy for persistent postnatal stress urinary incontinence: a randomized controlled trial. *Obstet Gynecol*, 104(3), 504-510.
- Dumoulin, C., Peng, Q., Stodkilde-Jorgensen, H., Shishido, K., & Constantinou, C. (2007). Changes in levator ani anatomical configuration following physiotherapy in women with stress urinary incontinence. *J Urol*, 178(3 Pt 1), 970-977; quiz 1129.
- Elser, D. M., Wyman, J. F., McClish, D. K., Robinson, D., Fantl, J. A., & Bump, R. C. (1999). The effect of bladder training, pelvic floor muscle training, or combination training on urodynamic parameters in women with urinary incontinence. Continence Program for Women Research Group. *Neurourol Urodyn*, 18(5), 427-436.
- Fantl, J. A., & Panel, U. I. G. (1996). Managing acute and chronic urinary incontinence (No. 2): Agency for Health Care Policy and Research; US Department of Health and Human Services. Document Number)
- Gajdosik, R. L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech*, 16, 87-101.
- Gajdosik, R. L., Vander Linden, D. W., McNair, P. J., Riggan, T. J., Albertson, J. S., Mattick, D. J., et al. (2004). Slow passive stretch and release characteristics of the calf muscles of older women with limited dorsiflexion range of motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(4), 398-406.
- Gajdosik, R. L., Vander 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(9), 827-838.
- Griffin, C., Dougherty, M. C., & Yarandi, H. (1994). Pelvic muscles during rest: Responses to pelvic floor exercise. *Nurs Res*, 43(3), 164-167.
- Groutz, A., Blaivas, J. G., Chaikin, D. C., Resnick, N. M., Engleman, K., Anzalone, D., et al. (2000). Noninvasive outcome measures of urinary incontinence and lower urinary tract symptoms: a multicenter study of micturition diary and pad tests. *J Urol*, 164(3 Pt 1), 698-701.
- Hannestad, Y. S., Rortveit, G., Sandvick, H., & Hunskar, S. (2000). A community-based epidemiological survey of female urinary incontinence: The Norwegian EPINCONT study. *J Clin Epidemiol*, 53, 1150-1155.

- Hay-Smith, E. J. C., & Dumoulin, C. (2006). Pelvic floor muscle training versus no treatment, or inactive control treatments, for urinary incontinence in women. *Cochrane Database Syst Rev* 1.
- Klinge, K., Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Klausen, K., & Kjaer, M. (1997). The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am J Sports Med*, 25(5), 710-716.
- Laycock, J., & Jerwood, D. (1993). Does pre-modulated interferential therapy cure genuine stress incontinence. *Physiotherapy*, 79(8), 553-560.
- Magnusson, S. P. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports*, 8(2), 65-77.
- Morgan, D. M., Kaur, G., Hsu, Y., Fenner, D. E., Guire, K., Miller, J., et al. (2005). Does vaginal closure force differ in the supine and standing positions? *Am J Obstet Gynecol*, 192(5), 1722-1728.
- Morin, M., Bourbonnais, D., Gravel, D., Dumoulin, C., & Lemieux, M. C. (2004). Pelvic floor muscle function in continent and stress urinary incontinent women using dynamometric measurements. *Neurourol Urodyn*, 23(7), 668-674.
- Morin, M., Gravel, D., Bourbonnais, D., Dumoulin, C., & Ouellet, S. (2007a). Reliability of dynamometric passive properties of the pelvic floor muscles in postmenopausal women with stress urinary incontinence. *Neurourol Urodyn*, Submitted.
- Morin, M., Gravel, D., Bourbonnais, D., Dumoulin, C., Ouellet, S., & Pilon, J. F. (2007b). Application of a new method in the study of pelvic floor muscle passive properties in continent women. *J Electromyogr Kinesiol*, Submitted.
- Payne, C., Blaivas, J. G., Brown, J. S., Hirsch, M., Kusek, J., Peters, T., et al. (2005). Research methodology. In P. Abrams, L. D. Cardozo, S. Khoury & A. Wein (Eds.), *Incontinence (Vol. 1, Third international consultation on incontinence. 3rd Edition., pp. 97-148)*. Monaco: Health Publication Limited.
- Peng, Q., Jones, R., Shishido, K., Omata, S., & Constantinou, C. E. (2007). Spatial distribution of vaginal closure pressures of continent and stress urinary incontinent women. *Physiol Meas*, 28(11), 1429-1450.

- Rortveit, G., Hannestad, Y. S., Daltveit, A. K., & Hunskaar, S. (2001). Age- and type-dependent effects of parity on urinary incontinence: the Norwegian EPINCONT study. *Obstet Gynecol*, 98(6), 1004-1010.
- Salsich, G. B., Mueller, M. J., & Sahrman, S. A. (2000). Passive ankle stiffness in subjects with diabetes and peripheral neuropathy versus an age-matched comparison group. *Phys Ther*, 80(4), 352-362.
- Shumaker, S. A., Wyman, J. F., Uebersax, J. S., McClish, D., & Fantl, J. A. (1994). Health-related quality of life measures for women with urinary incontinence: the Incontinence Impact Questionnaire and the Urogenital Distress Inventory. Continence Program in Women (CPW) Research Group. *Quality of Life Research : An International Journal of Quality of Life Aspects of Treatment, Care and Rehabilitation*, 3(5), 291-306.
- SOGC. (2006). Canadian Consensus Conference on Menopause, 2006 Update. *Journal of Obstetrics and Gynaecology Canada*, 28 (Special Edition 1), S7-S94.
- Taylor, D. C., Dalton, J. D., Jr., Seaber, A. V., & Garrett, W. E., Jr. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med*, 18(3), 300-309.
- Verelst, M., & Leivseth, G. (2007). Force and stiffness of the pelvic floor as function of muscle length: A comparison between women with and without stress urinary incontinence. *Neurourol Urodyn*, 26(6), 852-857.
- Wilson, P., Berghmans, B., Hagen, S., Hay-Smith, J., Moore, K., Nygaard, I., et al. (2005). Adult conservative treatment. In P. Abrams, L. D. Cardozo, S. Khoury & A. Wein (Eds.), *Incontinence (Vol. 2, Third international consultation on incontinence. 3rd Edition., pp. 855-964)*. Monaco: Health Publication Limited.

Chapitre 5: Discussion

Ce projet de doctorat visait le développement d'une méthodologie novatrice et ingénieuse évaluant les propriétés passives des muscles du PP afin de mieux comprendre la patho-physiologie de l'IUE. Avant de comparer les femmes continentales et celles atteintes d'IUE, des étapes préliminaires étaient nécessaires afin d'investiguer rigoureusement la méthodologie et d'évaluer ses qualités métrologiques. À la lumière des résultats présentés dans les trois articles, nous discuterons des éléments techniques liés à la méthode d'évaluation, de la fidélité des nouveaux paramètres passifs, des propriétés musculaires mises en évidence avec la nouvelle méthodologie, de l'importance des propriétés passives pour la continence et des liens établis avec d'autres paramètres. Par la suite, les limites des études de la thèse seront abordées ainsi que l'implication des résultats sur la pratique clinique. Enfin, certaines avenues seront proposées pour des recherches futures.

5.1. Éléments techniques liés à l'évaluation des propriétés passives des muscles du PP

Cette nouvelle méthode d'évaluation des propriétés passives des muscles du PP a été inspirée d'une technique employée pour les muscles squelettiques au niveau des extrémités pour évaluer principalement les contractures et les limitations d'amplitudes articulaires (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001). Cette méthodologie nous semblait d'un intérêt capital puisqu'elle tenait compte des composantes passives et actives lors d'un étirement à vitesse constante des tissus musculaires. En effet, les mesures

dynamométriques permettent l'évaluation des forces passives et de la rigidité élastique des tissus (composante passive) tout en contrôlant, grâce à l'évaluation électromyographique, l'activité involontaire de la musculature (composante active) (Gajdosik, 2001). De plus, cette approche ajoutait la dimension dynamique à l'évaluation des paramètres passifs. En d'autres termes, elle permettait d'étudier l'effet d'un étirement en temps réel. Ceci est capital pour une évaluation plus approfondie des propriétés visco-élastiques des tissus (Magnusson, 1998). De ce fait, un étirement dynamique permet d'évaluer la composante visqueuse observée par une réduction de la tension dans le temps ainsi que la composante élastique caractérisée par le maintien d'un degré de tension lors d'étirement (Taylor et al., 1990). Ces propriétés des muscles du PP et des tissus environnants pourraient être déterminantes dans le maintien de la continence. En effet, une augmentation de la pression intra-abdominale (i.e. toux) risque de produire un étirement rapide de ces tissus et ainsi le support urétral pourrait dépendre des forces passives et de la rigidité. Nous avons donc adapté et transféré cette méthodologie à la musculature du PP. Ainsi, notre approche comprend des étirements statiques et dynamiques tout en combinant l'évaluation EMG et la dynamométrie. En plus d'aider à mieux comprendre le rôle des propriétés passives de muscles du PP, ces aspects rendent notre méthodologie originale et novatrice.

Lors du développement du spéculum dynamométrique, nous nous sommes interrogés sur la direction de l'étirement que nous devons imposer à la musculature du PP. Les fibres musculaire du PP, plus particulièrement le releveur de l'anus, proviennent du pubis et s'orientent vers le coccyx. Par conséquent, nous avons opté pour un étirement antéro-postérieur. Verelst et al. (2007) ont, à l'opposé, favorisé une augmentation latéro-latérale de l'ouverture vaginale. Les données scientifiques actuelles

semblent corroborer notre méthodologie. En effet, Constantinou et al. (2002) ont confirmé, grâce à la résonance magnétique, qu'une contraction des muscles du PP produisait un vecteur de force et un déplacement postéro-antérieur. Les travaux de Jung et al. (2007) appuient également ces résultats. Un sac (type préservatif) rempli d'une solution a été disposé dans la cavité vaginale et, à l'échographie, une contraction du PP engendrait une réduction plus marquée du diamètre antéro-postérieur vaginal. Récemment, Peng et al. (2007) ont démontré, grâce une sonde évaluant la provenance et l'intensité des pressions intra-vaginales, que les pressions antéro-postérieures étaient supérieures aux latérales lors d'une contraction du PP. Ceci a également été confirmé par Guaderrama et al. (2005) utilisant un cathéter intra-vaginal. Enfin, Gakdosik (2001) a stipulé que l'évaluation des propriétés passives devait être effectuée lors d'un étirement maximal des fibres musculaires. Nous émettons l'hypothèse qu'un étirement antéro-postérieur procure un allongement optimal des fibres musculaires responsables de compresser l'urètre et ainsi, de maintenir la continence.

De jeunes femmes continentales pratiquant la physiothérapie spécialisée en rééducation du PP ont agi comme échantillon témoin pour développer et valider cette évaluation des propriétés passives (article #1). Ce sous-groupe a été sélectionné d'une part pour répondre aux exigences d'une autre étude (Morin et al., 2006). D'autre part, nous croyons que la proximité de ces thérapeutes avec la clientèle cible, soit les femmes ménopausées, leur permettaient de juger adéquatement l'acceptabilité des procédures. À ce sujet, les participantes ont affirmé que l'évaluation était sans douleur et acceptable.

Dans notre programmation de recherche, les propriétés passives des muscles du PP ont été évaluées lors d'épreuves distinctes : 1- résistance passive à l'ouverture initiale; 2- résistance passive à l'ouverture maximale; 3- résistance passive à une ouverture de 25 mm (inclue dans l'article #3 seulement); 4- oscillations étirement-raccourcissement; 5-stress-relaxation. En ce qui a trait à l'épreuve 4, cinq cycles d'étirement-raccourcissement ont été effectués, les coefficients de corrélations intra-classes ont démontré que les trois derniers cycles étaient les plus stables. Ainsi, la moyenne de ces trois derniers cycles serait susceptible de mieux représenter les propriétés passives réelles des tissus. C'est donc avec rigueur que les trois derniers cycles ont été sélectionnés pour présenter les résultats de l'ensemble de la programmation de recherche.

Afin d'examiner la redondance dans les paramètres passifs du PP, des corrélations ont été calculées. Dans ce paragraphe, nous discutons de la redondance des paramètres en considérant l'importance de ces paramètres pour la continence. La rigidité élastique passive (RÉP) à une ouverture commune de 25 mm n'était pas corrélée avec aucun autre paramètre passif. Ceci suggère que ce paramètre procure une information différente. Le parallèle avec l'étude sur les femmes ménopausées est difficile à établir puisque les femmes plus âgées n'ont pas atteint une telle ouverture commune lors de l'épreuve d'oscillation. De ce fait, l'ouverture commune obtenue chez cette population était de 20 mm. La rigidité élastique passive à une ouverture commune de 25 mm se rapproche d'avantage de l'ouverture maximale chez les femmes ménopausées. Dans l'épreuve de stress-relaxation, bien que le pourcentage de réduction des forces passives n'ait été corrélé avec aucun autre paramètre, l'importance de ce paramètre pour la continence n'a pas été démontrée chez les femmes ménopausées. Une relation linéaire significative a

été observée entre la résistance passive initiale et la force à l'ouverture minimale lors des oscillations. Toutefois, la résistance passive initiale était davantage reliée aux autres paramètres que la force à l'ouverture minimale, suggérant que ces paramètres n'évaluent pas tout à fait le même phénomène. La nature de l'étirement, soit statique pour la résistance passive initiale, soit dynamique pour la force à l'ouverture minimale, peut expliquer cette différence. Il est à noter que l'effet du cycle précédent peut influencer la force à l'ouverture minimale. La résistance passive initiale a distingué significativement les femmes continentales et celles atteintes d'IUE. En outre, la corrélation entre la résistance passive à l'ouverture maximale et la force à l'ouverture maximale dans l'épreuve d'oscillation était excellente. Contrairement aux forces à l'ouverture minimale, elles étaient corrélées avec les mêmes paramètres passifs. Par conséquent, la résistance à l'ouverture maximale mesurée en statique et la force à l'ouverture maximale évaluée en dynamique pourraient être des paramètres redondants. Par ailleurs, aucune relation n'a été démontrée entre les forces et la RÉP évaluées à l'ouverture minimale et maximale. Cette distinction entre l'ouverture minimale et maximale peut provenir des propriétés intrinsèques évaluées. En effet, les paramètres évalués à l'ouverture minimale pourraient autant être influencés par la taille de l'hiatus urogénital que par les propriétés passives des muscles du PP tandis que les paramètres à l'ouverture maximale dépendraient davantage des propriétés musculaires. Nous discuterons de ces éléments aux sections 5.3 et 5.4.

5.2. Fidélité des paramètres passifs des muscles du PP

L'étude G (généralisabilité) a révélé que la plus grande source de variance peut être attribuée à la différence entre les sujets. La fidélité d'un paramètre est directement liée au pourcentage de variance inter-sujets puisqu'il s'agit de la proportion de la variance totale qui n'est pas associée aux erreurs de mesure. Ainsi, les paramètres démontrant les plus hautes variances inter-sujets (hystérésis, RÉP et forces à l'ouverture maximale, moyenne et 20 mm) ont également des indices de dépendabilité supérieurs dans l'étude D (décision).

La faible proportion de la variance associée au facteur jour (day) et au facteur essai (trial) suggère qu'aucune erreur systématique ne s'est manifestée entre les sessions et les répétitions. Par conséquent, une période de deux semaines espaçant les deux évaluations semble suffisante pour dissiper les effets d'apprentissage potentiels et un repos de deux minutes entre les répétitions semble approprié pour permettre la restauration des propriétés visco-élastiques des muscles du PP. La seule exception observée était l'effet systématique du facteur jour avec une variance de 9.92% pour l'ouverture vaginale maximale. Cette erreur systématique peut s'expliquer par le fait que les femmes ont toléré moins d'étirement vaginal lors de la deuxième session.

L'étude G a révélé que les interactions entre les sujets et les essais (subjects x trials, SxT) ainsi que les essais et les jours d'évaluation (trials x days, TxD) étaient égales à zéro pour presque tous les paramètres. Voilà qui justifie les faibles différences observées entre un et la moyenne de deux essais lors de l'étude D. L'interaction entre les sujets et les jours (subjects x day, SxD) constituait la plus grande source d'erreur et ce, de façon plus marquée pour les forces à l'ouverture minimale et l'ouverture requise pour

atteindre une force de 0.5 N. Cette erreur aléatoire signifie que les changements entre les sessions et les participantes étaient inconstants. En guise d'exemple, certaines femmes ont produit une force supérieure à la première session alors que d'autres ont livré une meilleure performance à la deuxième évaluation. Pour atténuer cet effet dû au facteur jour, nous pourrions moyenniser les paramètres obtenus lors de plusieurs évaluations (deux ou plus). Puisque cette stratégie est difficilement applicable en clinique, nous avons choisi de ne pas présenter l'augmentation de la fidélité associée à ces types d'études D comprenant plusieurs sessions moyennées. Or, dans un contexte de recherche expérimentale, il peut être approprié de moyenniser les paramètres évalués lors de plusieurs sessions. Par exemple, les indices de dépendabilité de la force à l'ouverture minimale augmentent de 0,50 à 0,66 lorsque deux jours sont moyennés. De même, des augmentations des indices de dépendabilité de 0,34 à 0,51 et 0,56 à 0,72 sont observés pour l'ouverture nécessaire pour atteindre une force de 0,55 N et la résistance passive initiale, respectivement.

En ce qui concerne les erreurs-type de mesure (*SEM: standard error of measurement*), les valeurs rapportées pour les forces passives varient de 0,24 à 0,67 N. Il est à noter que de faibles valeurs d'erreurs-type sont généralement associées à de hauts indices de dépendabilité indiquant une meilleure fidélité. En revanche, les erreurs-type se sont avérées faibles pour la force passive à l'ouverture minimale et étonnamment, il en était de même pour les indices de dépendabilité. Cette divergence peut être expliquée par la faible variance entre les sujets comparativement à la variance due à l'erreur de la mesure. En effet, une faible variance due à l'erreur de la mesure associée à une faible variance entre les sujets occasionne de pauvres indices de dépendabilité.

Les erreurs-type relatives (*SEM%*: *Standard error of measurement in % of absolute mean value*) observées dans l'article #2 sont comparables aux erreurs-type relatives rapportées dans les études portant sur la fonction musculaire du PP lors de contractions volontaires (*SEM%* = 11-27%) (Dumoulin et al., 2004a; Miller et al., 2007; Morin et al., 2007). Les erreurs-type relatives pour les paramètres mesurés à l'ouverture minimale sont supérieures aux autres paramètres. Ceci concorde avec l'explication présentée au paragraphe précédent à savoir que de pauvres indices de dépendabilité peuvent être associées à une faible variance due à l'erreur de la mesure. De plus, les valeurs de forces à l'ouverture minimale sont extrêmement basses ce qui potentialise les erreurs-type relatives. Les erreurs-type absolues pour les paramètres de RÉP varient de 0,03 à 0,10 N/mm. Étant donné qu'il n'existe aucune donnée sur la fidélité de ce paramètre, il est difficile d'interpréter ces valeurs. Toutefois, les erreurs-type relatives des RÉP ressemblent aux autres paramètres passifs (*SEM%* = 13,4-22,7%).

En se basant sur les barèmes proposés par Portney et Walkins (2000), les paramètres d'hystérésis, de force et la RÉP aux ouvertures maximale, moyenne et de 20 mm ont démontré une bonne fidélité avec des coefficients variant de 0,75 à 0,93. La rigidité au niveau des muscles squelettiques des membres inférieurs a démontré une fidélité similaires avec des coefficients de 0,80-0,93 (indices de dépendabilité ou coefficients de corrélation intra-classe) (Bizzini et al., 2003; Zinder et al., 2007). Une fidélité bonne à modérée a été observée pour la RÉP à l'ouverture minimale et le pourcentage de réduction des forces passives après une minute d'étirement soutenu. L'ouverture vaginale maximale tolérée par les participantes a également démontré une fidélité entre bonne et modérée avec un indice de dépendabilité de 0,73.

Une pauvre fidélité a été observée pour un seul paramètre, soit l'ouverture nécessaire pour obtenir une force passive de 0,5 N. Ceci peut être causé par la faible variance entre les sujets (écart-type $SD = 1,66-1,75$ mm) par rapport à la variance absolue due à l'erreur (1,38 à 1,39 mm). La moyenne de l'ouverture nécessaire pour atteindre une force de 0,5 N est de 18 mm, ce qui est très près de l'ouverture minimale de 15 mm. Étant donné que les paramètres mesurés à l'ouverture minimale ont démontré une fidélité moindre, il n'est donc pas étonnant que la fidélité soit basse pour l'ouverture nécessaire pour atteindre une force de 0,5 N.

5.3. Propriétés musculaires du PP mises en évidence

Les trois articles inclus dans la thèse ont permis de mettre en évidence certaines propriétés musculaires du PP. Dans cette section, les relations forces-longueurs (forces-ouvertures dans le cas du PP) seront abordées. Nous comparerons nos données de forces passives et actives avec celles des autres études dynamométriques. Finalement, les corrélations entre les paramètres actifs et la force maximale volontaire seront discutées.

5.3.1. Relation forces-ouvertures

Au niveau des muscles squelettiques des extrémités, il est généralement reconnu qu'un étirement musculaire est concomitant à une augmentation de forces et de RÉP (Magnusson, 1998). De plus, il a été établi que la relation entre les forces passives et la longueur musculaire était non-linéaire (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001). Pour ce qui est de la musculature du PP, dans notre protocole, l'ouverture vaginale a été augmentée afin de produire un allongement des fibres musculaires du PP. Nous pouvons donc utiliser les termes « relation forces-longueurs ». Semblablement aux muscles des extrémités, une augmentation des forces passives est observée lorsque les muscles du PP sont étirés (article #1 et #3). Toutefois, la relation forces-longueurs est d'apparence quasi-linéaire dans nos études. Bien que cette relation semble visuellement linéaire aux ouvertures vaginales évaluées, l'augmentation progressive des RÉP (paramètre équivalent à la pente de la courbe) témoigne d'une relation non-linéaire. Verelst et al. (2007) ont confirmé cette relation non-linéaire en évaluant de plus grandes ouvertures vaginales. Quoiqu'il en soit, en comparaison avec les muscles des extrémités, les muscles du PP accusent une augmentation beaucoup moins drastique des forces passives à la longueur musculaire

maximale. Deux facteurs peuvent expliquer cette divergence. D'une part, étant dans une région très délicate, la tolérance des femmes pourrait entraver l'étirement vaginal et notamment, empêcher d'atteindre la longueur musculaire où les forces passives augmentent de façon importante. D'autre part, les muscles du PP et les tissus environnants sont caractérisés par de grandes propriétés élastiques. Considérant l'élasticité des tissus requise pour un accouchement vaginal (Martins et al., 2007), cette hypothèse est également plausible.

5.3.2. Forces actives et passives obtenues dans la littérature

Une recension des écrits a été effectuée afin de comparer les mesures dynamométriques de forces passives et actives (force totale et force volontaire maximale) chez les femmes continentales (voir Tableau 11). Nous avons tenté de comparer ces forces à des ouvertures vaginales similaires. L'étude de Verelst et al. (2007) n'a pu être rapportée dans ce tableau car seules les valeurs de forces normalisées sont disponibles. Il est intéressant d'observer que les forces passives sont semblables parmi les différentes études. La seule exception est notre étude (article #3) chez les femmes ménopausées où les valeurs sont inférieures à celles des autres études. Ceci peut-être causé par l'âge plus avancé et le fait que toutes les participantes étaient ménopausée dans notre étude. Concernant notre étude #1, une force maximale volontaire supérieure est observée. Encore une fois, la population à l'étude, soit des femmes majoritairement nullipares, peut expliquer cette divergence.

Ce résumé des données dynamométriques disponibles souligne l'importance de la définition de la force maximale, peu importe la méthode d'évaluation des muscles employées (i.e. dynamométrie ou périnéométrie à pression). De ce fait, certains auteurs incluent les forces passives dans le calcul de la force maximale, augmentant ainsi les valeurs de pressions maximales (Dougherty et al., 1986; Boyington et al., 2000). À l'opposé, d'autres auteurs excluent les forces passives en effectuant une soustraction (valeur maximale – forces passives) ou encore en effectuant une remise à zéro de l'appareil lorsque la sonde est positionnée dans la cavité vaginale (Laycock, 1992; Bo et al., 1994; Morkved et al., 1999). Enfin, dans certaines études, l'inclusion ou l'exclusion des forces passives dans les mesures de forces maximales n'est pas spécifiée (Hahn et al., 1996; Gunnarsson et al., 2002; Sartore et al., 2003).

Un autre point saillant émanant du court résumé des études dynamométriques (voir Tableau 11) est l'importance des forces passives. En effet, les forces passives atteignent des valeurs de 3,0 – 3,7 N, soit 22% - 48% de la force volontaire totale. Une telle intensité de forces passives risque forcément d'avoir un impact majeur sur l'occlusion de l'urètre pour contrecarrer l'augmentation de pression intra-abdominale.

Tableau 11: Mesures dynamométriques des forces actives et passives recensées dans les écrits en comparaison aux données de la thèse.

	Morgan et al. (2005) n=39	Peng et al. (2007) n=23	Morin et al. (2004a) n=30	Article #1 n=13	Article #3 n=34
Échantillon (âge et nombre d'accouchements)	48,8 ± 9,5 ans majoritairement primipares et multipares	39,0 ± 2,3 ans primipares	31,9 ± 5,5 primipares et multipares	32,0 ± 8,0 majoritairement multipares (n=3)	56,0 ± 5,8 nullipares, primipares et multipares
Taille de l'appareil intra-vaginal (diamètre antéro-postérieur)	environ 20 mm	23 mm	24 mm	25 mm	25 mm
Forces passives	3,6 ± 0,8 N	3,4 ± 0,3 N/cm ²	3,7 ± 1,4 N	3,0 ± 1,8 N	1,73 ± 1,13
Force volontaire maximale	3,9 ± 2,7 N	*1,98 ± 0,21 N/cm ² max estimé = 3,96 N/cm ²	5,9 ± 2,8 N	10,0 ± 7,0 N	4,46 ± 2,92
Force volontaire totale (incluant forces passives et force volontaire maximale)	7,5 ± 2,9 N	*4,18 ± 0,26 N/cm ² max estimé = 7,36 N/cm ²	9,7 ± 3,3 N	13,8 ± 6,9 N	6,10 ± 3,35
Contribution estimée du passif à la force totale	0,48	0,46	0,38	0,22	0,28

*Une contraction à 50% de la force volontaire maximale était demandée.

5.3.3. Relation forces actives et passives

Certaines évidences ont suggéré que la force maximale volontaire était reliée aux propriétés passives des muscles des extrémités (Klinge et al., 1997; Salsich et al., 2000). Nos résultats confirment que la musculature du PP ne fait exception à la règle. La force maximale volontaire des muscles du PP était positivement corrélée avec la plupart des paramètres passifs (résistance passive à l'ouverture maximale; forces à l'ouverture maximale, moyenne et 25 mm; RÉP à l'ouverture maximale, moyenne et 20 mm; hystérésis, pourcentage de réduction de forces après 1 min d'étirement). Nous pouvons donc interpréter ainsi : un sujet présentant une bonne force maximale volontaire aura également de bonnes forces passives et RÉP. Les seules exceptions observées étaient les paramètres à l'ouverture minimale et la force à l'ouverture de 20 mm. Étant donné que les propriétés passives impliquent le cytosquelette endo- et exo-sarcomérique ainsi que la quantité de ponts d'actine et de myosine, Gajdosik (2001) a rapporté que les paramètres passifs étaient liés à la quantité de tissu musculaire et, indirectement, à la force musculaire. Suite à un programme de renforcement, Klinge et al. (1997) ont confirmé que l'augmentation de la force maximale volontaire était liée à l'amélioration de la RÉP et des forces passives. Ces mêmes auteurs ont expliqué que l'hypertrophie musculaire résultait d'une augmentation du nombre de fibres musculaires absolu et du tissu interstitiel et ainsi, qu'une augmentation de la surface de section musculaire résultait en un tissu plus rigide. Ces relations entre la force volontaire maximale et les propriétés passives sont extrêmement intéressantes d'un point de vue thérapeutique (voir section 5.7). Ces résultats engendrent des pistes de réflexion intéressantes sur les mécanismes potentiels impliqués dans les traitements de physiothérapie pour l'IUE. Finalement, cette relation supporte la présence d'un déficit musculaire réel dans la pathophysiologie de l'IUE.

5.4. Importance des propriétés passives pour le maintien de la continence

Cette section de la discussion réfère à l'article #3 visant la comparaison des propriétés passives entre des femmes continentes et atteintes d'IUE.

5.4.1. Épreuve d'oscillations étirement-raccourcissement

Dans l'épreuve d'étirement-raccourcissement (épreuve #4), les femmes atteintes d'IUE ont démontré des forces passives inférieures à l'ouverture minimale, moyenne et maximale. Cependant, un biais potentiel pourrait interférer avec les forces enregistrées tel que suggéré par la relation entre les forces passives et les ouvertures vaginales illustrée à la Figure 14. Les femmes continentes ont été évaluées à des ouvertures vaginales légèrement supérieures. Bien que la différence d'ouvertures entre les femmes continentes et incontinentes ne soit pas statistiquement significative, ces quelques millimètres pourraient avantager les femmes continentes et expliquer leurs forces passives supérieures. Ainsi, en observant la Figure 14 et en interpolant les valeurs de forces pour obtenir des ouvertures vaginales similaires entre les deux groupes, la différence entre les femmes continentes et incontinentes semblent s'estomper. Pour pallier à cette différence d'ouvertures entre les deux groupes, les forces passives peuvent être comparées à des ouvertures vaginales communes soit 25 mm (épreuve #3) et 20 mm (épreuve #4). Les deux groupes ne sont pas statistiquement différents à ces ouvertures communes, ce qui supporte notre hypothèse de biais potentiel dû aux ouvertures.

L'étude de Devreese et al. (2004) vient corroborer nos résultats grâce à une évaluation digitale à trois niveaux des muscles du PP. De ce fait, ils ont rapporté une différence non-significative entre les femmes continentales et incontinentes à l'effort pour la tonicité des muscles superficiels et profonds du PP. Verelst et al. (2007) n'ont également pas observé de différence significative entre les deux groupes en ce qui concerne les forces passives évaluées en statique à différentes ouvertures vaginales. Il est à noter que leur méthodologie diffère de la nôtre en ce qui a trait à la direction de l'étirement vaginal, à l'étendue des ouvertures vaginales évaluée et aux types d'étirement imposés. Ils ont évalué les forces passives de la musculature du PP en augmentant l'ouverture vaginale transversale (latéro-latérale) (Verelst et al., 2007) alors que nous avons opté pour un étirement sagittal (antéro-postérieur). Les ouvertures vaginales évaluées dans les travaux de Verelst et al (2007) varient de 30 à 50 mm alors que l'ouverture vaginale maximale obtenue chez nos participantes, soit 28,46 mm chez les continentales et 27,06 mm chez les incontinentes, est nettement inférieure. De ce fait, les deux études ne couvrent pas la même étendue d'ouvertures vaginales. De plus, notre protocole comprend des étirements de types statiques et dynamiques tout en contrôlant l'activité indésirable des muscles du PP. Malgré ces divergences méthodologiques, nos résultats convergent vers une différence non-significative entre les femmes continentales et incontinentes à des ouvertures vaginales communes.

À l'opposé, nos travaux antérieurs avaient démontré des forces passives inférieures à des ouvertures vaginales de 19 et 24 mm chez les femmes atteintes d'IUE (diamètre antéro-postérieur) (Morin et al., 2004a). Ces résultats contradictoires peuvent s'expliquer par la population à l'étude, soit des femmes en période post-natale. Peng et al (2007) ont étudié les forces passives des muscles du PP grâce à une sonde évaluant la

provenance et l'intensité des forces vaginales. Lors d'un étirement statique, ils ont observé une différence significative entre les femmes continentes et incontinentes à l'effort au niveau du compartiment vaginal postérieur alors que les forces passives antérieures et latérales étaient similaires entre les deux groupes. Une différence d'âge entre les deux groupes peut être observée; les femmes incontinentes semblent plus âgées. Considérant la corrélation négative observée dans la présente étude entre l'âge et les propriétés passives, cette différence d'âge pourrait interférer avec les forces passives enregistrées.

En ce qui a trait aux forces minimales lors de l'épreuve d'oscillations, des valeurs négatives s'observent dans les deux groupes. Il est difficile d'expliquer de façon rigoureuse la signification de ces valeurs négatives. L'hypothèse la plus probable est l'influence du cycle précédent étant donné que cette mesure a été prise en dynamique. Les murs vaginaux auraient pu potentiellement collaber sur l'aspect latéral de la branche inférieure. Quoiqu'il en soit les calibrations effectuées en début d'évaluation excluent le déphasage de l'appareil.

Par ailleurs, les femmes atteintes d'IUE ont démontré une RÉP inférieure à l'ouverture vaginale maximale. Similairement à ce qui a été expliqué pour les différences de forces, les ouvertures vaginales maximales légèrement supérieures chez les femmes continentes ont possiblement introduit un biais favorisant les femmes continentes puisque la RÉP augmente avec l'ouverture vaginale. A ce propos, les données de rigidité (stiffness) rapportées par Verelst et al (2007) pour des ouvertures équivalentes démontrent qu'il n'existe pas de différences importantes entre les groupes de femmes. Les courbes forces-longueurs des sujets continents et incontinents illustrent une perte d'énergie entre la phase d'étirement et la phase de raccourcissement. Ce phénomène est quantifié par l'aire sous la courbe entre les deux phases soit l'hystérésis. Or, les femmes

incontinentes ont démontré une tendance non-significative à avoir une hystérésis inférieure. Une hystérésis moindre était attendue puisque les forces passives des femmes incontinentes sont inférieures.

5.4.2. Résistance passive à l'ouverture maximale

Cette mesure de type statique a probablement aussi été affectée par le biais d'ouverture discuté à la section 5.4.1. En effet, les femmes continentales ont démontré une tendance non-significative à avoir une ouverture moyenne supérieure. Les forces passives statiques enregistrées à l'ouverture maximale peuvent donc être influencées par ce biais potentiel.

5.4.3. Résistance passive à l'ouverture minimale

Une résistance passive initiale moindre a été observée chez les femmes souffrant d'IUE. La résistance initiale passive a été enregistrée à une ouverture commune, soit lorsque les branches du spéculum sont complètement fermées, ce qui correspond à un diamètre antéro-postérieur de 15 mm. Ainsi, le biais potentiel exposé précédemment n'interfère pas avec les forces passives enregistrées lors de cet étirement statique. Les forces à l'ouverture minimale pourraient être davantage liées à la configuration vaginale au repos ou, autrement dit, au diamètre urogénital. À ce sujet, Morgan et al. (2005) ont démontré que les forces passives étaient inversement corrélées à une mesure de l'hiatus génital (distance entre le milieu de l'urètre et le noyau fibreux périnéal). Bien que les paramètres passifs à l'ouverture minimale soient potentiellement expliqués par la morphologie de l'hiatus génital, l'influence des muscles du PP sur la taille de l'hiatus n'est

pas à exclure. En effet, Dumoulin et al (2007) ont confirmé, à la résonance magnétique, que l'entraînement en force du PP résultait en une réduction de la surface encerclée par les muscles du releveur de l'anus. Ceci est une estimation de l'hiatus uro-génital au repos. De plus, il a été rapporté que le renforcement des muscles du PP engendrait une augmentation de la pression intra-vaginale au repos (Griffin et al., 1994). En somme, nous croyons que la morphologie de l'hiatus et les propriétés des muscles PP expliquent conjointement les propriétés passives à l'ouverture minimale. Nous émettons également l'hypothèse que les forces enregistrées à l'ouverture minimale sont significatives pour le maintien de la continence puisque les fuites urinaires surviennent à cette longueur musculaire lorsque l'ouverture vaginale est refermée.

5.4.4. Stress-relaxation

Dans l'épreuve de stress-relaxation (épreuve #4), le pourcentage de réduction de la force après une minute d'étirement soutenu ne différait pas entre les femmes continentales (32,66%) et incontinentes (32,61%). Il est intéressant de noter que le paramètre de stress-relaxation est semblable au niveau des muscles squelettiques des extrémités avec un pourcentage de 30-33% (Magnusson, 1998). Des travaux portant sur l'entraînement musculaire en force ont soulevé l'hypothèse que le paramètre de stress-relaxation était lié à proportion de tissu contractile et de collagène (Magnusson, 1998). Il a été rapporté qu'un muscle hypertrophié en réponse à un entraînement en résistance conservait un rapport muscle/tissu conjonctif similaire et ainsi, le paramètre de stress-relaxation demeurerait inchangé. Dans le même ordre d'idées, ce rapport pourrait être semblable entre les femmes continentales et incontinentes.

5.4.5. Contribution des forces passives à la force maximale volontaire totale

Il est généralement reconnu que la force maximale totale produite par un muscle squelettique est définie par la sommation des forces passives et actives (Gajdosik, 2001). À partir de cette prémisse, il est possible de déterminer la contribution des forces passives à la force maximale totale générée. En guise d'exemple, la contribution des moments passifs aux moments nets a été calculée afin de déterminer l'impact des contractures à la marche chez les enfants dystrophiques (Gaudreault et al., 2007). En conservant le même principe, il est possible d'évaluer la contribution des forces passives du PP à la force maximale totale. Les femmes incontinentes à l'effort ont démontré une force maximale volontaire (force active totale – forces passives) inférieure à celles des femmes continentales. De plus, la contribution des forces passives à la force active totale était supérieure chez les femmes incontinentes. De ce fait, 46% de la force active totale était attribuée aux forces passives chez les femmes atteintes d'IUE alors que la contribution chez les femmes continentales représentait 33%. Ainsi, les forces passives semblent compenser pour l'affaiblissement de la musculature du PP. Dans le cadre d'un modèle hypothétique où un certain niveau de force absolue est nécessaire pour efficacement occlure l'urètre, une réduction des forces passives peut sérieusement mettre en péril la continence urinaire. En somme, ces résultats supportent l'importance des forces passives pour le maintien de la continence puisque près de la moitié de la force active totale est due aux forces passives.

5.5. Effets de l'âge et du nombre d'accouchements vaginaux sur les propriétés passives des muscles du PP

Le devis de notre étude nous permettait d'explorer les effets de l'âge et du nombre d'accouchements vaginaux. D'un point de vue clinique, le vieillissement est généralement associé à une réduction d'amplitude articulaire ainsi qu'à une augmentation des forces passives et de la RÉP. Toutefois, nos résultats suggèrent une relation négative entre l'âge et les forces passives (à l'ouverture moyenne et maximale) et l'hystérésis. Morgan et al. (2005) n'ont pas rapporté de relation entre l'âge et les forces, mais son échantillon était plus jeune que le notre d'environ 10 ans. Les travaux de Gajdosik et al. (1999) corroborent nos observations. Ils ont suggéré que le vieillissement était lié à une réduction des forces passives (Gajdosik et al., 1999), de la RÉP (Gajdosik et al., 1999) et de l'hystérésis (Gajdosik et al., 2004). Étant donné les forces maximales volontaires observées chez les femmes ménopausées (article #3) comparativement aux femmes plus jeunes (article #1), nous émettons l'hypothèse que le vieillissement serait associé à une atrophie ou une réduction de masse musculaire du PP et par conséquent, à des déficits au niveau des propriétés passives. Ce phénomène serait plus marqué chez les femmes atteintes d'IUE. Il est intéressant de souligner que l'âge n'était pas relié à une réduction de la force volontaire maximale. Ceci corrobore l'importance de la contribution des forces passives telle que discutée à la section 5.4.5. Ainsi, nos résultats suggèrent que le vieillissement est susceptible d'engendrer une réduction des forces passives alors que la force volontaire maximale demeure constante. Par le fait même, nous émettons l'hypothèse que les symptômes d'incontinence apparaîtraient lorsque les forces passives accusent une réduction outrepassant un certain niveau où l'occlusion urétrale deviendrait

inefficace. Par ailleurs, il est à souligner que le vieillissement est associé à des changements au niveau des tissus vaginaux qui seraient susceptibles d'occasionner une perte d'élasticité des structures (Bachmann, 1995). Cet élément est à considérer puisque, en plus du tissu musculaire du PP, l'étirement imposé lors de l'expérimentation implique les tissus vaginaux.

Par ailleurs, aucune relation significative n'a été observée entre les propriétés passives et le nombre d'accouchements vaginaux. Morgan et al. (2005) n'ont également pas observé de relation entre les forces passives et le nombre de grossesses. Dans le cadre d'une étude épidémiologique, Rortveit et al. (2001) ont démontré que l'influence des grossesses en tant que facteur de risque pour développer de l'IUE s'atténue avec l'âge. Similairement, l'effet de l'accouchement vaginal pourrait être moins déterminant pour les propriétés passives en vieillissant.

5.6. Limites de l'étude

5.6.1. Limites reliées à la méthodologie

La nouvelle méthodologie évaluant les propriétés passives des muscles du PP comporte certaines limites qui doivent être soulignées. Tout d'abord, la principale limite réside dans l'impossibilité d'isoler les propriétés passives des muscles du PP des autres tissus vaginaux environnants. Ce problème est également rencontré au niveau des muscles squelettiques des extrémités. À ce sujet, la peau, les ligaments et les tissus conjonctifs peuvent également interférer avec les mesures passives (Gajdosik, 2001). Dans le même ordre d'idées, il est impossible de distinguer les muscles superficiels et profonds du PP tel que suggéré par Devreese et al. (2004). De même, cette méthodologie ne permet pas l'évaluation d'asymétries (gauche-droite) au niveau des muscles du PP (Laycock et al., 2001).

Dans l'épreuve d'oscillation, l'étirement des muscles du PP et des tissus vaginaux environnant a été effectué à une vitesse de 5 mm/s. Cette dernière a été sélectionnée pour assurer le confort des participantes et pour éviter la sollicitation de réflexes d'étirement. Néanmoins, il est vrai que les étirements des structures périnéales et pelviennes secondaires aux augmentations de pression intra-abdominale (i.e. toux) surviennent beaucoup plus rapidement.

Par ailleurs, un seuil d'activité EMG a été sélectionné dans notre protocole afin d'éliminer l'activité involontaire des muscles du PP principalement due au réflexe d'étirement. La présence d'activité EMG sous notre seuil de détection est possible. À cet effet, Deindl et al. (1994) ont suggéré, grâce à des électrodes intra-musculaires, la présence d'activité EMG constante dans les muscles du PP. Cette activité constante

n'était pas présente chez toutes les participantes. En somme, l'impact d'une telle activité EMG sur les propriétés passives demeure méconnu.

Peng et al. (2007) ont vérifié, grâce à l'échographie, la position de la sonde vaginale dans l'enceinte abdominale. Nous n'avons pas effectué de telles vérifications. Notre critère principal pour l'orientation du spéculum dans la cavité vaginale reposait sur le confort des participantes. Dumoulin (2003) avait rapporté qu'une différence de 10° dans l'angulation du spéculum dans la cavité vaginale occasionnait une erreur de 1,5% dans la mesure de force maximale volontaire. Puisque notre évaluation des propriétés passives comprenant un étirement dynamique, une variation angulaire de l'ordre de quelques degrés suffisait pour rendre la procédure inconfortable. En somme, notre critère de disposition de l'appareil basé sur le confort des patientes était un choix cliniquement acceptable, considérant qu'un inconfort serait susceptible d'entraver la relaxation musculaire.

L'étude de Morgan et al. (2005) suggère une augmentation de 92% des forces passives évaluées en statique lorsque les sujets passaient de la position décubitus dorsal à debout. En dépit du fait que la position d'évaluation du sujet puisse potentiellement influencer les propriétés passives, la réalisation de notre montage expérimental était impossible en position debout. En effet, l'ajout de l'évaluation dynamique des propriétés passives requerrait une stabilité de l'appareil et un positionnement méticuleux du spéculum dans la cavité vaginale. Par le fait même, ces conditions facilitaient la réalisation de l'étirement à vitesse constante.

5.6.2. Limites reliées à la population à l'étude

Dans le cadre de cette programmation de recherche, nous avons ciblé les femmes ménopausées atteintes d'IUE. Le choix de cette sous-population est hautement justifiable puisque la prévalence de l'IUE atteint son paroxysme dans les premiers stades de la ménopause (Hannestad et al., 2000). Par conséquent, nos résultats ne peuvent être directement généralisés à d'autres sous-groupes. Par ailleurs, il est raisonnable de supposer que la pathophysiologie de l'IUE chez les femmes ménopausées peut différer de celle en période post-natale. En outre, élargir notre population à l'étude risquait de hausser de façon artificielle nos coefficients de fidélité en augmentant notre variance inter-sujets (Streiner et al., 1995).

5.7. Implication des résultats sur la pratique clinique

Notre programmation de recherche répond à un besoin imminent d'une mesure objective, valide et fidèle des propriétés des muscles du PP. Nous proposons donc une approche qui permet une évaluation des propriétés passives du PP tout en considérant les propriétés visco-élastiques des tissus. De plus, nos mesures dynamométriques sont combinées à l'électromyographie afin de contrôler l'activité involontaire des muscles du PP. Enfin, cette méthodologie rigoureuse a démontré une fidélité test-retest. De plus, nos résultats supportent la validité de construit de cette nouvelle méthodologie et plus particulièrement, la capacité de la mesure de discriminer entre deux groupes (Dunn, 1989; Portney et al., 2000). En effet, notre évaluation des propriétés passives des muscles du PP a permis d'identifier des paramètres passifs importants dans le maintien de la continence, soit la résistance initiale passive et la contribution des forces passives à la force volontaire maximale totale.

Par ailleurs, les relations mises en évidence entre les paramètres passifs et la force volontaire maximale sont extrêmement intéressantes d'un point de vue clinique. Il en est de même pour l'importance de la contribution des forces passives à la force maximale volontaire totale. Réunis, ces éléments supportent la théorie qu'un réel déficit musculaire intervient dans la pathophysiologie de l'IUE. Ainsi, un tel déficit renforce l'importance des exercices des muscles du PP. De ce fait, les traitements de physiothérapie pour l'IUE ont pour objectif principal l'amélioration de la force maximale volontaire du PP (Bo, 2004). Ces traitements ont été démontrés efficaces pour le traitement de l'IUE (Hay-Smith et al., 2006) et sont reconnus comme traitement de première ligne pour ce problème (Fanlt et al., 1996; Wilson et al., 2005). Des évidences

indirectes ont suggéré que les propriétés passives du PP pourraient être améliorées suite aux exercices de renforcement et ainsi, contribuer au rétablissement de la continence. À l'aide de la résonance magnétique, Dumoulin et al. (2007) ont rapporté une réduction de la surface du releveur de l'anus au repos (aire déterminée par le contour du releveur de l'anus, soit un estimateur de l'hiatus uro-génital) suite aux traitements de physiothérapie. Balmforth et al. (2004) ont démontré à l'échographie une augmentation de la stabilité urétrale au repos et à l'effort suite aux exercices du PP. Bien que les techniques d'évaluation utilisées demeurent indirectes, ces auteurs soupçonnent une amélioration dans la tonicité du PP. Seul Griffin et al (1994) s'est penchés sur l'effet des exercices de renforcement sur la pression intra-vaginale au repos. Pour faire un lien avec nos résultats, le renforcement du PP serait susceptible d'engendrer une augmentation de la résistance initiale passive. Nous avons soulevé précédemment l'hypothèse que ce paramètre reflétait conjointement la taille de l'hiatus et les propriétés musculaires alors que les paramètres passifs évalués à plus grande ouverture vaginale étaient liés aux caractéristiques intrinsèques des muscles. Par conséquent, la nouvelle méthodologie permettrait de vérifier méticuleusement l'amélioration des propriétés passives suite aux exercices. Au niveau des muscles squelettiques des membres inférieurs, Klinge et al. (1997) ont clairement démontré une amélioration de la résistance passive et de le RÉP des ischio-jambiers suite à un programme de renforcement. Ils ont d'ailleurs associé ces améliorations des propriétés passives à l'hypertrophie musculaire. En somme, nos résultats suscitent des questions cliniques capitales en lien avec les mécanismes d'action des traitements de physiothérapie pour l'IUE. Une meilleure connaissance des paramètres musculaires est primordiale afin d'interpréter avec justesse les modifications du PP suite aux traitements. Ainsi, des programmes de réadaptation adaptés aux

dysfonctions musculaires pourront être mis sur pied et l'efficacité des traitements se verrait de ce fait améliorée.

L'amélioration potentielle des propriétés passives du PP suite à un programme de renforcement suscite inévitablement un questionnement sur les types d'entraînement qui seraient susceptible de potentialiser l'amélioration des propriétés passives. Les données actuelles au niveau des muscles du PP ne permettent pas d'y répondre pour le moment. Toutefois, certaines études chez l'animal ou encore chez l'humain au niveau des muscles squelettiques des extrémités fournissent des pistes de réflexion intéressantes. D'une part, il a été suggéré que l'entraînement musculaire excentrique engendre une amélioration de la RÉP au niveau des muscles du genou (Benn et al., 1998; Kubo et al., 2000) et des fléchisseurs du coude (Pousson et al., 1990). Lindstedt et al. (2002) ont suggéré que l'amélioration des propriétés passives suite à un entraînement excentrique pouvait être expliquée par le titin, une protéine endo-sarcomérique non-contractile qui s'attache au niveau de la ligne M et des disques Z. Le titin, reconnu comme le « ressort » musculaire (Lindstedt et al., 2002), responsable de restaurer les fibres musculaires à leur longueur initiale suite à l'étirement (Helmes et al., 1996). D'autre part, il a été suggéré, à partir d'études chez l'animal, que la stimulation électrique, lorsque le muscle est en position raccourcie, engendrerait une perte de sarcomères en série (Tabary et al., 1981; Williams et al., 1988), autrement dit, une diminution de la longueur musculaire initiale. Par conséquent, cette perte de sarcomères résulte en une augmentation de la RÉP (Tabary et al., 1972; Williams et al., 1978). Transposé au PP, ce type de traitement engendrerait peut-être une augmentation de la résistance passive initiale et un accroissement des autres paramètres passifs.

5.8. Avenues de recherche potentielles

Les travaux expérimentaux réalisés dans cette thèse ouvrent la voie à des recherches futures. En effet, la méthodologie développée dans le cadre de ce projet de doctorat est fort prometteuse pour investiguer diverses pathologies en lien avec les dysfonctions du PP.

Tout d'abord, il serait intéressant de combiner notre technique d'évaluation des propriétés passives à une évaluation par échographie ou par résonance magnétique des structures pelvi-périnéales. En effet, l'échographie et l'imagerie par résonance magnétique permettent de visualiser les muscles du PP, le col vésical et l'anatomie urétrale. Il est donc possible de déterminer si les femmes présentent une avulsion de la musculature du PP qui rendrait potentiellement inefficace les exercices du PP (Ashton-Miller et al., 2007). En revanche, les mesures dynamométriques procurent une évaluation directe de la fonction musculaire afin d'évaluer l'état de musculature ou encore de quantifier les changements suite au renforcement. Ces évaluations s'avèrent complémentaires pour mieux expliquer le rôle des différentes structures (muscles, ligaments et fascias) dans le support et l'occlusion urétrale et éventuellement, déterminer les sujets les plus enclins à répondre efficace aux programmes de physiothérapie.

Il a été suggéré que les propriétés passives des muscles du PP jouent un rôle dans le support des organes pelviens. Ainsi, nous pouvons émettre l'hypothèse qu'une altération des propriétés passives des muscles du PP contribuerait au développement des prolapsus uro-génitaux. Une seule étude a investigué l'implication des forces passives des muscles du PP dans la pathophysiologie des prolapsus (DeLancey et al., 2007). Les forces passives intra-vaginales ont été évaluées lors de l'insertion du spéculum soit lors

d'un étirement statique à une seule ouverture vaginale. Aucune différence significative n'a été rapportée entre les femmes avec et sans prolapsus. La méthodologie développée dans cette thèse permettrait d'examiner plus rigoureusement les propriétés musculaires passives du PP afin de déterminer leurs rôles dans le développement des prolapsus. Qui plus est, il serait intéressant d'évaluer si l'amélioration des propriétés passives du PP est en lien avec la réduction des prolapsus suite à un programme de renforcement. Il serait également pertinent d'étudier si les chirurgies pour les descentes d'organes ont un impact sur les propriétés passives du PP.

Dans cette thèse, nous avons peu abordé le rôle des muscles du PP dans la fonction sexuelle. La vestibulodynie est rapporté comme la cause la plus fréquente de douleur vulvo-vaginale s'exprimant majoritairement dans les rapports sexuels (Meana et al., 1997). Bien que l'étude de Bergeron et al. (2001) visant le relâchement des muscles du PP se soit avéré efficace, le rôle des muscles dans la pathophysiologie de la vestibulodynie demeure controversé (White et al., 1997; Glazer et al., 1998; van der Velde et al., 2001; Engman et al., 2004; Reissing et al., 2004). Cette controverse est probablement due aux techniques d'évaluation directe des muscles du PP. De ce fait, ces études ont évalué la musculature du PP soit avec l'évaluation digitale (Reissing et al., 2005) ou avec l'EMG (White et al., 1997; Glazer et al., 1998; van der Velde et al., 2001; Engman et al., 2004; Reissing et al., 2004; Reissing et al., 2005). Les valeurs absolues de l'intensité du signal EMG se prêtent mal aux comparaisons inter-sujets. En effet, les valeurs EMG sont compromises par la taille de l'hiatus urogénital influençant le contact entre l'électrode et la muqueuse, la lubrification vaginale et l'épaisseur des tissus vaginaux. En somme, la méthodologie développée dans cette thèse permettrait de mieux expliquer la pathophysiologie de la vestibulodynie et des douleurs sexuelles.

Conclusion

Cette thèse de doctorat a permis de développer une méthodologie originale pour évaluer les propriétés des muscles du PP dans le maintien de la continence. En effet, l'approche que nous avons développée se distingue d'une part, par l'évaluation dynamométrique combinée à l'électromyographie afin contrôler les contractions involontaires du PP et, d'autre part, par l'inclusion d'étirements statiques et dynamiques dans notre protocole. Cette approche a été déclarée acceptable et non douloureuse par des femmes continentales. De plus, les paramètres passifs émanant de cette méthodologie ont démontré une bonne fidélité test-retest.

L'objectif de cette thèse était de déterminer l'importance des propriétés passives pour le maintien de continence urinaire à l'effort chez la femme. Nous ne pouvons confirmer l'importance des propriétés passives à de grandes ouvertures vaginales à cause d'un biais potentiel lié une ouverture vaginale légèrement supérieure chez les femmes continentales. Toutefois, le rôle des propriétés passives dans le maintien de la continence est de supporter une résistance initiale passive inférieure et une contribution des forces passives à la force maximale volontaire totale supérieure chez les femmes incontinentes. En outre, nos résultats suggèrent un déficit musculaire réel dans la pathophysiologie de l'IUE. L'âge était relié aux propriétés passives du PP mais pas à la force volontaire maximale. Le nombre d'accouchements vaginaux n'étaient ni reliés aux propriétés passives ni à la force volontaire maximale. Les relations entre les propriétés passives et la force maximale volontaire ouvrent la voie à une meilleure compréhension des mécanismes sous-jacents au renforcement du PP.

Bibliographie

- Abrams, P., Cardozo, L.D., Fall, M., Griffith, D., Rosier, P., Ulmsten, U., et al. (2002). The standardisation of terminology of lower urinary tract function: Report from the standardisation sub-committee of the International Continence Society. *Neurourol Urodyn*, 21, 167-178.
- Abrams, P., Khoury, S., & Wein, A. (1999, June 28-July 1 1998). Incontinence. Paper presented at the 1st International Consultation on Incontinence, Monaco.
- Ashton-Miller, J.A., & DeLancey, J.O. (2007). Functional anatomy of the female pelvic floor. *Ann N Y Acad Sci*, 1101, 266-296.
- Ashton-Miller, J.A., DeLancey, J.O.L., & Warwick, D.N. (2002). Method and apparatus for measuring properties of the pelvic floor muscles US patent 6,468,232 B1.
- Aukee, P., Penttinen, J., & Airaksinen, O. (2003). The effect of aging on the electromyographic activity of pelvic floor muscles. A comparative study among stress incontinent patients and asymptomatic women. *Maturitas*, 44(4), 253-257.
- Bachmann, G. (1995). Urogenital ageing: an old problem newly recognized. *Maturitas*, 22 Suppl, S1-S5.
- Balmforth, J., Bidmead, J., Cardozo, L., Hextall, A., Kelvin, B., & Mantle, J. (2004). Raising the tone: a prospective observational study evaluating the effect of pelvic floor muscle training on bladder neck mobility and associated improvement in stress urinary incontinence. *Neurourol Urodyn*, 23(5-6), 553.
- Benn, C., Forman, K., Mathewson, D., Tapply, M., Tiskus, S., Whang, K., et al. (1998). The effects of serial stretch loading on stretch work and stretch-shorten cycle performance in the knee musculature. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27(6), 412-422.
- Bergeron, S., Binik, Y.M., Khalife, S., Pagidas, K., Glazer, H.I., Meana, M., et al. (2001). A randomized comparison of group cognitive-behavioral therapy, surface electromyographic biofeedback, and vestibulectomy in the treatment of dyspareunia resulting from vulvar vestibulitis. *Pain*, 91(3), 297-306.
- Bizzini, M., & Mannion, A.F. (2003). Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(5), 459-461.
- Blowman, C., Pickles, C., & al, e. (1991). Prospective double blind controlled trial of intensive physiotherapy with and without stimulation of the pelvic floor in the treatment of genuine stress incontinence. *Phys Ther*, 77(10), 661-664.

- Bo, K. (2004). Pelvic floor muscle training is effective in treatment of female stress urinary incontinence, but how does it work? *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*, 15(2), 76-84.
- Bo, K., Hagen, R., Kvarstein, B., & Larsen, S. (1989). Female stress urinary incontinence and participation in different sports and social activities. *Scand J Sports Sci*, 11, 117-121.
- Bo, K., Stien, R., Kulseng-Hanssen, S., & Kristofferson, M. (1994). Clinical and urodynamic assessment of nulliparous young women with and without stress incontinence symptoms: a case-control study. *Obstet Gynecol*, 84(6), 1028-1032.
- Bouisset, S., & Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvement: Base et applications de la méthode électromyographique*. Paris: Hermann.
- Boyington, A.R., & Dougherty, M.C. (2000). Pelvic muscle exercise effect on pelvic muscle performance in women. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*, 11(4), 212-218.
- Brown, J.S., Vittinghoff, E., Wyman, J.F., Stone, K.L., Nevitt, M.C., Ensrud, K.E., et al. (2000). Urinary incontinence: does it increase risk for falls and fractures? Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *J Am Geriatr Soc*, 48(7), 721-725.
- Bump, R.C., Mattiasson, A., Bo, K., Brubaker, L.P., DeLancey, J.O., Klarskov, P., et al. (1996). The standardization of terminology of female pelvic organ prolapse and pelvic floor dysfunction. *Am J Obstet Gynecol*, 175(1), 10-17.
- Campbell, K.S., & Lakie, M. (1998). A cross-bridge mechanism can explain the thixotropic short-range elastic component of relaxed frog skeletal muscle. *J Physiol*, 510 (Pt 3), 941-962.
- Caufriez, M. (1989). *Thérapies manuelles et instrumentales en urogynécologie. Pratiques spécifiques. Tome I*. Bruxelles: Collection Maïte.
- Caufriez, M. (1993). Postpartum. Rééducation urodynamique. Approche globale et technique analytique. dans le chapitre #2 (Vol. 3, pp. 36-44). Brussels, Belgium: Collection Maïte.
- Constantinou, C.E., & Govan, D.E. (1981). Contribution and timing of transmitted and generated pressure components in the female urethra. *Prog Clin Biol Res*, 78, 113-120.

- Constantinou, C.E., Hvistendahl, G., Ryhammer, A., Nagel, L.L., & Djurhuus, J.C. (2002). Determining the displacement of the pelvic floor and pelvic organs during voluntary contractions using magnetic resonance imaging in younger and older women. *BJU Int*, 90(4), 408-414.
- Constantinou, C.E., Omata, S., Yoshimura, Y., & Peng, Q. (2007). Evaluation of the dynamic responses of female pelvic floor using a novel vaginal probe. *Ann N Y Acad Sci*, 1101, 297-315.
- Crocker, L., & Algina, J. (1986). *Introduction to classical and modern test theory*. New York.
- Davidoff, R.A. (1992). Skeletal muscle tone and the misunderstood stretch reflex. *Neurology*, 42(5), 951-963.
- Deindl, F.M., Vodusek, D.B., Hesse, U., & Schussler, B. (1994). Pelvic floor activity patterns: comparison of nulliparous continent and parous urinary stress incontinent women. A kinesiological EMG study. *Br J Urol*, 73(4), 413-417.
- DeLancey, J.O. (1988a). Structural aspect of urethrovesical function in the female. *Neurourol Urodyn*, 7, 509-519.
- DeLancey, J.O. (1990). Anatomy and physiology of urinary continence. *Clin Obstet Gynecol*, 33(2), 298-307.
- DeLancey, J.O. (1994). Structural support of the urethra as it relates to stress urinary incontinence: the hammock hypothesis. *Am J Obstet Gynecol*, 170(6), 1713-1720; discussion 1720-1713.
- DeLancey, J.O. (1996). Stress urinary incontinence: where are we now, where should we go? *Am J Obstet Gynecol*, 175(2), 311-319.
- DeLancey, J.O., Gosling, J., Creed, K., Dixon, J., Delmas, V., Landon, D., et al. (2002). Gross anatomy and cell biology of the lower urinary tract. dans Abrams, Cardozo, Khoury & Wein (Eds.), *Incontinence (Vol. Second international consultation on incontinence., pp. 17-82)*. UK: Health Publication Limited.
- DeLancey, J.O., Morgan, D.M., Fenner, D.E., Kearney, R., Guire, K., Miller, J.M., et al. (2007). Comparison of levator ani muscle defects and function in women with and without pelvic organ prolapse. *Obstet Gynecol*, 109(2 Pt 1), 295-302.

- DeLancey, J.O., & Starr, R.A. (1990). Histology of the connection between the vagina and levator ani muscles. Implications for urinary tract function. *J Reprod Med*, 35(8), 765-771.
- DeLancey, J.O.L. (1988b). Anatomy and mechanics of structures around the vesical neck: How vesical neck position might affect its closure. *Neurourol Urodyn*, 7, 161-162.
- DeLancey, J.O.L. (1988c). Structural aspects of the extrinsic continence mechanism. *Obstet Gynecol*, 72(3), 299-301.
- DeLancey, J.O.L., & Ashton-Miller, J.A. (2004). Pathophysiology of adult urinary incontinence. *Gastroenterology*, 126(1), S23-S32.
- Devreese, A., Staes, F., De Weerd, W., Feys, H., Van Assche, A., Penninckx, F., et al. (2004). Clinical evaluation of pelvic floor muscle function in continent and incontinent women. *Neurourol Urodyn*, 23(3), 190-197.
- Disease-specific estimates of direct and indirect cost of illness and NIH report. (2000). National Institute of Health, US Public Health Services. Document Number)
- Dougherty, M.C., Abrams, R., & McKey, P.L. (1986). An instrument to assess the dynamic characteristics of the circumvaginal musculature. *Nurs Res*, 35(4), 202-206.
- Dumoulin, C. (2003). Efficacité des traitements physiothérapeutiques pour l'incontinence urinaire d'effort chez la femme en période postnatale. Thèse de doctorat, Université de Montréal, Montréal.
- Dumoulin, C., Bourbonnais, D., & Lemieux, M.C. (2003). Development of a dynamometer for measuring the isometric force of the pelvic floor musculature. *Neurourol Urodyn*, 22(7), 648-653.
- Dumoulin, C., Gravel, D., Bourbonnais, D., Lemieux, M.C., & Morin, M. (2004a). Reliability of dynamometric measurements of the pelvic floor musculature. *Neurourol Urodyn*, 23(2), 134-142.
- Dumoulin, C., Lemieux, M.C., Bourbonnais, D., Gravel, D., Bravo, G., & Morin, M. (2004b). Physiotherapy for persistent postnatal stress urinary incontinence: a randomized controlled trial. *Obstet Gynecol*, 104(3), 504-510.
- Dumoulin, C., Peng, Q., Stodkilde-Jorgensen, H., Shishido, K., & Constantinou, C. (2007). Changes in levator ani anatomical configuration following physiotherapy in women with stress urinary incontinence. *J Urol*, 178(3 Pt 1), 970-977.
- Dunn, W. (1989). Reliability and validity. New York: Haworth Press.

- Elser, D.M., Wyman, J.F., McClish, D.K., Robinson, D., Fantl, J.A., & Bump, R.C. (1999). The effect of bladder training, pelvic floor muscle training, or combination training on urodynamic parameters in women with urinary incontinence. *Continence Program for Women Research Group. Neurourol Urodyn*, 18(5), 427-436.
- Engman, M., Lindehammar, H., & Wijma, B. (2004). Surface electromyography diagnostics in women with partial vaginismus with or without vulvar vestibulitis and in asymptomatic women. *J Psychosom Obstet Gynaecol*, 25(3-4), 281-294.
- Enhorning, G. (1961). Simultaneous recording of intravesical and intra-urethral pressure. A study on urethral closure in normal and stress incontinent women. *Acta Chir Scand Suppl*, Suppl 276, 1-68.
- Fantl, J.A., & Panel, U.I.G. (1996). Managing acute and chronic urinary incontinence (No. Number 2): Agency for Health Care Policy and Research; US Department of Health and Human Services).
- Fantl, J.A., Newman, D.K., Colling, J., & al., e. (1996). Urinary incontinence in adults: acute and chronic management (No. 2). Rockville: Department of Health and Human Service (US).
- Fonda, D., Benvenuti, F., Cottenden, A., Dubeau, C., Kirschner-Hermanns, R., Miller, K., et al. (2002). Urinary incontinence and bladder dysfunction in older person. dans Abrams, Cardozo, Khoury & Wein (Eds.), *Incontinence (Second international consultation on incontinence*, pp. 625-696). UK: Health Publication Limited.
- Frankel, V.H., & Burstein, A.H. (1970). *Orthopaedic Biomechanics*. Philadelphia: Lea&Febiger.
- Frawley, H.C., Galea, M.P., Phillips, B.A., Sherburn, M., & Bo, K. (2006). Reliability of pelvic floor muscle strength assessment using different test positions and tools. *Neurourol Urodyn*, 25(3), 236-242.
- Fung, Y. (1981). *Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues*. New York: Springer-Verlag.
- Gajdosik, R.L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech*, 16, 87-101.

- Gajdosik, R.L., Vander Linden, D.W., McNair, P.J., Riggin, T.J., Albertson, J.S., Mattick, D.J., et al. (2004). Slow passive stretch and release characteristics of the calf muscles of older women with limited dorsiflexion range of motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(4), 398-406.
- Gajdosik, R.L., Vander 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(9), 827-838.
- Gaudreault, N., Gravel, D., & Nadeau, S. (2007). Evaluation of plantar flexion contracture contribution during the gait of children with Duchenne muscular dystrophy. *J Electromyogr Kinesiol*.
- Gilpin, S.A., Gosling, J.A., Smith, A.R., & Warrell, D.W. (1989). The pathogenesis of genitourinary prolapse and stress incontinence of urine. A histological and histochemical study. *Br J Obstet Gynaecol*, 96(1), 15-23.
- Glazer, H.I., Jantos, M., Hartmann, E.H., & Swencionis, C. (1998). Electromyographic comparisons of the pelvic floor in women with dysesthetic vulvodynia and asymptomatic women. *J Reprod Med*, 43(11), 959-962.
- Gosling, J.A., Dixon, J.S., Critchley, H.O., & Thompson, S.A. (1981). A comparative study of the human external sphincter and periurethral levator ani muscles. *Br J Urol*, 53(1), 35-41.
- Griffin, C., Dougherty, M.C., & Yarandi, H. (1994). Pelvic muscles during rest: Responses to pelvic floor exercise. *Nurs Res*, 43(3), 164-167.
- Guaderrama, N.M., Nager, C.W., Liu, J., Pretorius, D.H., & Mittal, R.K. (2005). The vaginal pressure profile. *Neurourol Urodyn*, 24(3), 243-247.
- Gunnarsson, M., & Mattiasson, A. (1999). Female stress, urge, and mixed urinary incontinence are associated with a chronic and progressive pelvic floor/vaginal neuromuscular disorder: An investigation of 317 healthy and incontinent women using vaginal surface electromyography. *Neurourol Urodyn*, 18(6), 613-621.
- Gunnarsson, M., Teleman, P., Mattiasson, A., Lidfeldt, J., Nerbrand, C., & Samsioe, G. (2002). Effects of pelvic floor exercises in middle aged women with a history of naïve urinary incontinence: a population based study. *Eur Urol*, 41, 556-561.

- Hagen, S., Hanley, J., & Capewell, A. (2002). Test-retest reliability, validity and sensitivity to change of the urogenital distress inventory and the incontinence impact questionnaire. *Neurourol Urodyn*, 21(6), 534-539.
- Hahn, I., Milsom, I., Ohlsson, B.L., Ekelund, P., Uhlemann, C., & Fall, M. (1996). Comparative assessment of pelvic floor function using vaginal cones, vaginal digital palpation and vaginal pressure measurements. *Gynecol Obstet Invest*, 41(4), 269-274.
- Hahn, I., Nauc ler, J., Sommar, S., & Fall, M. (1991). Urodynamic assessment of pelvic floor training. *World J Urol*, 9, 162-166.
- Hannestad, Y.S., Rortveit, G., Sandvick, H., & Hunskaar, S. (2000). A community-based epidemiological survey of female urinary incontinence: The Norwegian EPINCONT study. *J Clin Epidemiol*, 53, 1150-1155.
- Hay-Smith, E.J.C., & Dumoulin, C. (2006). Pelvic floor muscle training versus no treatment, or inactive control treatments, for urinary incontinence in women. *Cochrane Database Syst Rev* 1.
- Heit, M., Benson, J.T., Russell, B., & Brubaker, L. (1996). Levator ani muscle in women with genitourinary prolapse: indirect assessment by muscle histopathology. *Neurourol Urodyn*, 15(1), 17-29.
- Helmes, M., Trombitas, K., & Granzier, H. (1996). Titin develops restoring force in rat cardiac myocytes. *Circ Res*, 79(3), 619-626.
- Hilton, P., & Stanton, S.L. (1983). The use of intravaginal oestrogen cream in genuine stress incontinence. *Br J Obstet Gynaecol*, 90(10), 940-944.
- Howard, D., Miller, J.M., DeLancey, J.O., & Ashton-Miller, J.A. (2000). Differential Effects of cough, Valsalva, and continence status on vesical neck movement. *Obstet Gynecol*, 95(4), 535-540.
- Hunskaar, S., Burgio, K., Clark, A., Lapitan, M.C., Nelson, R., Sill n, U., et al. (2005). Epidemiology of urinary and faecal incontinence and pelvic organ prolapse. dans Abrams, Cardozo, Khoury & Wein (Eds.), *Incontinence (Vol. 1, Third international consultation on incontinence. 3rd Edition., pp. 255-312)*. Monaco: Health Publication Limited.
- Hunskaar, S., Lose, G., Sykes, D., & Voss, S. (2004). The prevalence of urinary incontinence in women in four European countries. *BJU Int*, 93(3), 324-330.

- Hunskaar, S., & Vinsnes, A. (1991). The quality of life in women with urinary incontinence as measured by the sickness impact profile. *J Am Geriatr Soc*, 39, 378-882.
- Johnson, M.J., & Werner, C. (1982). We had no choice: a study of familial guilt feelings surrounding nursing home care. *J Gerontol Nurs*, 8, 641-645.
- Johnston, S. (2001). Santé urogénitale. Paper presented at the Conférence canadienne de consensus sur la ménopause et l'ostéoporose.
- Jundt, K., Kiening, M., Fischer, P., Bergauer, F., Rauch, E., Janni, W., et al. (2005). Is the histomorphological concept of the female pelvic floor and its changes due to age and vaginal delivery correct? *Neurourol Urodyn*, 24(1), 44-50.
- Jung, S.A., Pretorius, D.H., Padda, B.S., Weinstein, M.M., Nager, C.W., den Boer, D.J., et al. (2007). Vaginal high-pressure zone assessed by dynamic 3-dimensional ultrasound images of the pelvic floor. *Am J Obstet Gynecol*, 197(1), 52 e51-57.
- Kahle, W., Leonhardt, H., & Platzer, W. (1998). Anatomie. Appareil locomoteur. Paris: Flammarion, Médecine-Sciences.
- Kelleher, C.J., & Versi, E. (2000). Urogenital tract dysfunction and the menopause In Stanton & Monga (Eds.), *Clinical Urogynaecology* (pp. 373-385). London, UK: Churchill Livingstone.
- Klinge, K., Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Klausen, K., & Kjaer, M. (1997). The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am J Sports Med*, 25(5), 710-716.
- Koelbl, H., Mostwin, J., Boiteux, J.P., Macarak, E., & Petri, E. (2002). Pathophysiology. dans Abrams, Cardozo, Khoury & Wein (Eds.), *Incontinence (Second international consultation on incontinence*, pp. 203-242). UK: Health Publication Limited.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2000). Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *Eur J Appl Physiol*, 81(3), 181-187.
- Kutner, N.G., Schechtman, K.B., Ory, M.G., & Baker, D.I. (1994). Older adults' perceptions of their health and functioning in relation to sleep disturbance, falling, and urinary incontinence. FICSIT Group. *J Am Geriatr Soc*, 42(7), 757-762.

- Lamont, J.A. (1978). Vaginismus. *Am J Obstet Gynecol*, 131(6), 633-636.
- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C.L. (1997). Viscoelastic behavior of plantar flexor muscle-tendon unit at rest. *J Orthop Sports Phys Ther*, 26(5), 244-252.
- Laycock, J. (1992). Assessment and treatment of pelvic floor dysfunction. Unpublished Thèse de doctorat inédite, Université de Bradford.
- Laycock, J., & Jerwood, D. (1993). Does pre-modulated interferential therapy cure genuine stress incontinence. *Physiotherapy*, 79(8), 553-560.
- Laycock, J., & Jerwood, D. (2001). Pelvic Floor Muscle Assessment: The PERFECT Scheme. *Physiotherapy*, 87(12), 631-642.
- Lindstedt, S.L., Reich, T.E., Keim, P., & LaStayo, P.C. (2002). Do muscles function as adaptable locomotor springs? *J Exp Biol*, 205(Pt 15), 2211-2216.
- Magnusson, S.P. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports*, 8(2), 65-77.
- Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., & Kjaer, M. (1996a). Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med*, 24(5), 622-628.
- Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Dyhre-Poulsen, P., Aagaard, P., Mohr, T., & Kjaer, M. (1996b). Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. *Scand J Med Sci Sports*, 6(6), 323-328.
- Martins, J.A., Pato, M.P., Pires, E.B., Jorge, R.M., Parente, M., & Mascarenhas, T. (2007). Finite element studies of the deformation of the pelvic floor. *Ann N Y Acad Sci*, 1101, 316-334.
- Mawdsley, R.H., & Knapik, J.J. (1982). Comparison of isokinetic measurements with test repetitions. *Phys Ther*, 62(2), 169-172.
- Meana, M., Binik, Y.M., Khalife, S., & Cohen, D.R. (1997). Biopsychosocial profile of women with dyspareunia. *Obstet Gynecol*, 90(4 Pt 1), 583-589.
- Messelink, B., Benson, T., Berghmans, B., Bo, K., Corcos, J., Fowler, C., et al. (2005). Standardization of terminology of pelvic floor muscle function and dysfunction: report from the pelvic floor clinical assessment group of the International Continence Society. *Neurourol Urodyn*, 24(4), 374-380.

- Miller, J.M., Ashton-Miller, J.A., Perruchini, D., & Delancey, J.O. (2007). Test-retest reliability of an instrumented speculum for measuring vaginal closure force. *Neurourol Urodyn*, 26(6), 858-863.
- Morgan, D.M., Kaur, G., Hsu, Y., Fenner, D.E., Guire, K., Miller, J., et al. (2005). Does vaginal closure force differ in the supine and standing positions? *Am J Obstet Gynecol*, 192(5), 1722-1728.
- Morin, M., Bourbonnais, D., Gravel, D., Dumoulin, C., & Lemieux, M.C. (2004a). Pelvic floor muscle function in continent and stress urinary incontinent women using dynamometric measurements. *Neurourol Urodyn*, 23(7), 668-674.
- Morin, M., Dumoulin, C., Bourbonnais, D., Gravel, D., & Lemieux, M.C. (2004b). Pelvic floor maximal strength using vaginal digital assessment compared to dynamometric measurements. *Neurourol Urodyn*, 23(4), 336-341.
- Morin, M., Dumoulin, C., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Lemieux, M.C. (2007). Reliability of speed of contraction and endurance dynamometric measurements of the pelvic floor musculature in stress incontinent parous women. *Neurourol Urodyn*, 26(3), 397-403; discussion 404.
- Morin, M., Gravel, D., Ouellet, S., Dumoulin, C., & Bourbonnais, D. (2006). Influence of intra-abdominal pressure on the validity of pelvic floor dynamometric measurements. *Neurourol Urodyn*, 25(6), 530-531.
- Morkved, S., & Bo, K. (1999). Prevalence of urinary incontinence during pregnancy and postpartum. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*, 10(6), 394-398.
- Morrison, J., Steers, W.D., Brading, A., & Blok, B. (2002). Neurophysiology and neuropharmacology. dans Abrams, Cardozo, Khoury & Wein (Eds.), *Incontinence (Second international consultation on incontinence, pp. 93-165)*. UK: Health Publication Limited.
- Mostwin, J., Bourcier, A., Haab, F., Koelbl, H., Rao, S., Resnick, N., et al. (2005). Pathophysiology of urinary incontinence, fecal incontinence and pelvic prolapse. dans Abrams, Cardozo, Khoury & Wein (Eds.), *Incontinence (Vol. 2, Third international consultation on incontinence. 3rd Edition., pp. 423-484)*. Monaco: Health Publication Limited.
- Netter, F.H. (1995). *Interactive atlas of human anatomy: Ciba Medical Education & Publications*.

- Nygaard, I., DeLancey, J.O., Arnsdorf, L., & Murphy, E. (1990). Exercise and incontinence. *Obstet Gynecol*, 75, 848-851.
- Payne, C., Blaivas, J.G., Brown, J.S., Hirsch, M., Kusek, J., Peters, T., et al. (2005). Research methodology. dans Abrams, Cardozo, Khoury & Wein (Eds.), *Incontinence (Vol. 1, Third international consultation on incontinence. 3rd Edition.*, pp. 97-148). Monaco: Health Publication Limited.
- Peng, Q., Jones, R., Shishido, K., Omata, S., & Constantinou, C.E. (2007). Spatial distribution of vaginal closure pressures of continent and stress urinary incontinent women. *Physiol Meas*, 28(11), 1429-1450.
- Peschers, U.M., Gingelmaier, A., Jundt, K., Leib, B., & Dimpfl, T. (2001). Evaluation of pelvic floor muscle strength using four different techniques. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*, 12(1), 27-30.
- Petros, P.E., & Ulmsten, U. (1997). Role of the pelvic floor in bladder neck opening and closure I: muscle forces. *International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction*, 8(2), 74-80.
- Portney, L.G., & Watkins, M.P. (2000). *Foundations of clinical research. Applications to practice*. Boston: Prentice Hall.
- Pousson, M., Van Hoecke, J., & Goubel, F. (1990). Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *J Biomech*, 23(4), 343-348.
- Reissing, E.D., Binik, Y.M., Khalife, S., Cohen, D., & Amsel, R. (2004). Vaginal spasm, pain, and behavior: an empirical investigation of the diagnosis of vaginismus. *Arch Sex Behav*, 33(1), 5-17.
- Reissing, E.D., Brown, C., Lord, M.J., Binik, Y.M., & Khalife, S. (2005). Pelvic floor muscle functioning in women with vulvar vestibulitis syndrome. *J Psychosom Obstet Gynaecol*, 26(2), 107-113.
- Rekers, H., Drogendijk, A.C., Valkenburg, H., & Riphagen, F. (1992). Urinary incontinence in women from 35 to 79 years of age: prevalence and consequences. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 43, 229-233.
- Resnick, N.M. (1995). Urinary incontinence. *Lancet*, 346(8967), 94-99.
- Rortveit, G., Hannestad, Y.S., Daltveit, A.K., & Hunskar, S. (2001). Age- and type-dependent effects of parity on urinary incontinence: the Norwegian EPINCONT study. *Obstet Gynecol*, 98(6), 1004-1010.

- Rud, T., Andersson, K.E., Asmussen, M., Hunting, A., & Ulmsten, U. (1980). Factors maintaining the intraurethral pressure in women. *Invest Urol*, 17(4), 343-347.
- Salsich, G.B., Mueller, M.J., & Sahrmann, S.A. (2000). Passive ankle stiffness in subjects with diabetes and peripheral neuropathy versus an age-matched comparison group. *Phys Ther*, 80(4), 352-362.
- Sampsel, C.M., & DeLancey, J.O. (1998). Anatomy of female continence. *Journal of Wound, Ostomy, and Continence Nursing : Official Publication of The Wound, Ostomy and Continence Nurses Society / WOCN*, 25(2), 63-70, 72-64.
- Sampsel, C.M., Harlow, S.D., Skurnick, J., Brubaker, L.P., & Bondarenko, I. (2002). Urinary incontinence predictors and life impact in ethnically diverse perimenopausal women. *Obstet Gynecol*, 100(6), 1230-1238.
- Sand, P.K., & Dmochowski, R.R. (2005). Analysis of the Standardisation of Terminology of Lower Urinary Tract Dysfunction [Electronic Version]. Report from the Standardisation sub-committee, International Continence Society, 1-13.
- Sartore, A., Pregazzi, R., Bortoli, P., Grimaldi, E., Ricci, G., & Guaschino, S. (2003). Assessment of pelvic floor muscle function after vaginal delivery. Clinical value of different tests. *J Reprod Med*, 48(3), 171-174.
- Shafik, A., El-Sibai, O., Shafik, A.A., & Ahmed, I. (2003). Effect of straining on perineal muscles and their role in perineal support: identification of the straining-perineal reflex. *J Surg Res*, 112(2), 162-167.
- Shavelson, R. (1991). *Generalizability Theory: a primer*. (Vol. 1). Newbury Park, California: Sage Publications Inc.
- Shumaker, S.A., Wyman, J.F., Uebersax, J.S., McClish, D., & Fantl, J.A. (1994). Health-related quality of life measures for women with urinary incontinence: the Incontinence Impact Questionnaire and the Urogenital Distress Inventory. Continence Program in Women (CPW) Research Group. *Quality of Life Research : An International Journal of Quality of Life Aspects of Treatment, Care and Rehabilitation*, 3(5), 291-306.
- Simons, D.G., & Mense, S. (1998). Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain. *Pain*, 75(1), 1-17.
- SOGC. (2006). Canadian Consensus Conference on Menopause, 2006 Update. *Journal of Obstetrics and Gynaecology Canada*, 28 (Special Edition 1), S7-S94.

- Statistiques Canada. (2002). www.statcan.ca/francais/Pgdb/demo23a_f.htm [Electronic Version],
- Streiner, D.L., & Norman, G.R. (1995). Health measurement scales. A practical guide to their development and use (Second Edition ed.). Oxford, UK: Oxford Medical Publications.
- Tabary, J.C., Tabary, C., Tardieu, C., Tardieu, G., & Goldspink, G. (1972). Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *J Physiol*, 224(1), 231-244.
- Tabary, J.C., Tardieu, C., Tardieu, G., & Tabary, C. (1981). Experimental rapid sarcomere loss with concomitant hypoextensibility. *Muscle Nerve*, 4(3), 198-203.
- Taylor, D.C., Dalton, J.D., Jr., Seaber, A.V., & Garrett, W.E., Jr. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med*, 18(3), 300-309.
- Temml, C., Haidinger, G., & Schmidbauer, J. (2000). Urinary incontinence in both sexes: prevalence rates and impact on quality of life and sexual life. *Neurourol Urodyn*, 19(259-271).
- Thomas, D.H., Long, C., & Crochetiere, W.J. (1965). Rheologic Measurement In The Hand. *Arch Phys Med Rehabil*, 46, 453-460.
- Trowbridge, E.R., Wei, J.T., Fenner, D.E., Ashton-Miller, J.A., & Delancey, J.O. (2007). Effects of aging on lower urinary tract and pelvic floor function in nulliparous women. *Obstet Gynecol*, 109(3), 715-720.
- Van der Velde, J., & Everaerd, W. (2001). The relationship between involuntary pelvic floor muscle activity, muscle awareness and experienced threat in women with and without vaginismus. *Behav Res Ther*, 39(4), 395-408.
- Verelst, M., & Leivseth, G. (2004). Force-length relationship in the pelvic floor muscles under transverse vaginal distension: a method study in healthy women. *Neurourol Urodyn*, 23(7), 662-667.
- Verelst, M., & Leivseth, G. (2007). Force and stiffness of the pelvic floor as function of muscle length: A comparison between women with and without stress urinary incontinence. *Neurourol Urodyn*, 26(6), 852-857.
- Wagg, A. (2004). Urinary incontinence-older people: where are we now? *Bjog*, 111(s1), 15-19.

- White, G., Jantos, M., & Glazer, H. (1997). Establishing the diagnosis of vulvar vestibulitis. *J Reprod Med*, 42(3), 157-160.
- Williams, P.E., Catanese, T., Lucey, E.G., & Goldspink, G. (1988). The importance of stretch and contractile activity in the prevention of connective tissue accumulation in muscle. *J Anat*, 158, 109-114.
- Williams, P.E., & Goldspink, G. (1978). Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. *J Anat*, 127(Pt 3), 459-468.
- Wilson, P., Berghmans, B., Hagen, S., Hay-Smith, J., Moore, K., Nygaard, I., et al. (2005). Adult conservative treatment. dans Abrams, Cardozo, Khoury & Wein (Eds.), *Incontinence (Vol. 2, Third international consultation on incontinence. 3rd Edition., pp. 855-964)*. Monaco: Health Publication Limited.
- Worth, A.M., Dougherty, M.C., & McKey, P.L. (1986). Development and testing of the circumvaginal muscles rating scale. *Nurs Res*, 35(3), 166-168.
- Wynne, H. (2002). What can be done for the elderly patient who is incontinent of urine? *Reviews in Clinical Gerontology*, 12, 317-326.
- Zinder, S.M., Granata, K.P., Padua, D.A., & Gansneder, B.M. (2007). Validity and reliability of a new in vivo ankle stiffness measurement device. *J Biomech*, 40(2), 463-467.
- Zorn, B.H., Montgomery, H., Pieper, K., Gray, M., & Steers, W.D. (1999). Urinary incontinence and depression. *J Urol*, 162, 82-84.

Annexe 1 : Certificats d'éthique

Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, lors de sa réunion le 25 janvier 2005, le projet de recherche (CRIR-114-1104) intitulé:

« Développement et validation des paramètres d'évaluation des muscles du plancher pelvien chez les femmes physiothérapeutes des continents ».

Présenté par: **Daniel Bourbonnais et Michel T. Giroux**

Le présent projet répond aux exigences éthiques de la recherche. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants :

- Protocole de recherche (version du 11/01/05) ;
- Formulaire de consentement (tel qu'approuvé le 17/02/05) ;
- Grille d'évaluation scientifique (11/01/05) ;
- Lettre de l'Institut de réadaptation de Montréal confirmant l'acceptation du projet sur la plan de la convenance institutionnelle (22/11/04)

Ce projet se déroulera dans le site du CRIR situé à l'Institut de réadaptation de Montréal.

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer le CÉR de tout changement qui devrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire R) ;
2. Rapporter aux participants toute information susceptible de modifier leur consentement ;
3. Fournir annuellement au CÉR un rapport à l'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
4. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
5. Aviser le CÉR de la clôture (achèvement ou interruption prématurée) du projet de recherche ;
6. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.

Me Michel T. Giroux
Président du CÉR

Date d'émission
17 février 2005



Le 23 janvier 2006

Docteur Daniel Bourbonnais
Réadaptation
A/s Mélanie Morin
CRIR
6300 Darlington, 4^e étage
Montréal (Qc) H3S 2J4

Objet : Approbation initiale CÉR

SL 06.001 : Comparaison des forces passives et de la coordination de la musculature du plancher pelvien chez les femmes ménopausées continentes et incontinentes à l'effort.)

Docteur,

À sa réunion du 23 janvier 2006, le comité d'éthique de la recherche a approuvé l'étude citée en rubrique. Tout d'abord, permettez-moi de vous souligner que le comité d'éthique de la recherche du CHUM évalue les projets de recherche selon les directives aux chercheurs actuellement en vigueur au CHUM, dont vous trouverez copie ci-joint. Vous voudrez bien en prendre connaissance et rendre le formulaire de consentement conforme aux directives avant de nous le resoumettre avec les modifications demandées par le comité.

D'autre part, le comité s'interroge sur la manière utilisée pour recruter des sujets. Le comité souhaiterait que vous clarifiez si la sélection pourra se faire par téléphone ou si elle devra nécessairement se faire sur place lors de la première séance d'évaluation. D'une manière comme de l'autre, il faudra apporter les précisions nécessaires au formulaire de consentement de manière à bien en informer les sujets potentiels.

De plus, le comité souhaiterait que vous apportiez des clarifications à la rubrique sur l'évaluation des muscles du plancher pelvien. En effet, le comité croit qu'il serait approprié d'insérer dans le formulaire de consentement une photographie du spéculum dynamométrique (Voir annexe 4) du protocole afin que les sujets soient mieux en mesure de comprendre les explications concernant la procédure d'évaluation.

Le comité vous demande finalement d'apporter les corrections appropriées au formulaire de consentement annoté dont nous vous joignons copie. Vous voudrez bien nous retourner deux copies en version française

CENTRE DE RECHERCHE

Comité d'éthique de la recherche Saint-Luc du CHUM

Édifice Cooper

3981 St-Laurent, Mezzanine 2, Bureau M-207

Montréal (Québec) H2W 1Y5

Téléphone : (514) 890-8000 poste 14528 Télécopieur : (514) 412-7394



du formulaire modifié, dont l'une indiquera en surligné les modifications. La deuxième copie vous sera retournée avec l'estampille d'approbation. Vous devrez vous assurer que la version française du formulaire de consentement soit conforme avec la version anglaise approuvée.

Il est entendu que vous ne pouvez commencer le recrutement des sujets avant que le formulaire de consentement modifié n'ait été approuvé.

Vous souhaitant la meilleure des chances dans la poursuite de vos travaux, je vous prie d'accepter, Docteur, mes salutations distinguées.

Le vice-président du comité d'éthique,

André Lavoie, avocat

AL /kb

pj. formulaire de consentement annoté

Annexe 2 : Formulaires de consentement

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

Identification :

Nom : _____

Titre de l'étude :

Développement et validation des paramètres d'évaluation des muscles du plancher pelvien chez les femmes physiothérapeutes continentales

Nom des responsables :

Mélanie Morin, M.Sc., physiothérapeute, étudiante au doctorat en Sciences biomédicales, Faculté de médecine, Université de Montréal. Site Institut de réadaptation de Montréal du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR).

Daniel Bourbonnais, Ph.D., professeur titulaire à l'École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal. Site Institut de réadaptation de Montréal du CRIR. (Directeur).

Chantale Dumoulin, Ph.D., professeure adjoint de clinique, École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal. Site Institut de réadaptation de Montréal du CRIR. (Co-directrice).

Denis Gravel, Ph.D., Directeur du département de physiothérapie, École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal. Site Institut de réadaptation de Montréal du CRIR. (Co-directeur).

Dr Stéphane Ouellet, M.D., F.R.C.S.(C), professeur adjoint de clinique, Faculté de médecine, Université de Montréal, gynécologue au CHUM St-Luc. (Co-directeur).

Bertrand Arsenaault, Ph.D., Directeur de l'École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal. Site Institut de réadaptation de Montréal du CRIR. (Collaborateur).

Description du projet et de ses objectifs

Certains déficits musculaires du plancher pelvien (PP) ont été associés à l'incontinence urinaire à l'effort (IUE). En conséquence, les traitements de physiothérapie ont pour objectif principal l'amélioration de la force maximale du PP. Toutefois, certaines études ont démontré que les traitements de physiothérapie sont efficaces pour réduire et enrayer les fuites urinaires et ceci sans qu'une amélioration concurrente de la force musculaire du PP ne soit observée. D'autres facteurs neuro-musculaires doivent donc contribuer à l'amélioration de la continence. Parmi ces facteurs, la coordination et possiblement la tonicité du PP doivent être examinés. Il a été suggéré que la coordination précise entre la contraction du PP et l'augmentation de la pression intra-abdominale lors de l'effort (ex. toux) joue un rôle déterminant dans le maintien de la continence. L'efficacité de l'occlusion urétrale serait liée à la contraction anticipée et rapide du PP par rapport à l'accroissement de la pression intra-abdominale. Quant à la tonicité des muscles du PP, elle serait responsable du support et du positionnement optimal du col urétral pour le maintien de la continence. Certaines études suggèrent une amélioration des forces passives (tonicité) suite à un programme de renforcement. Un dynamomètre a donc été développé afin de permettre l'évaluation de la coordination et de la tonicité en contrôlant les lacunes des outils actuels notamment la spécificité du dynamomètre aux muscles du PP lors d'augmentation de pression intra-abdominale (PIA).



L'objectif principal de cette étude est de vérifier la capacité du dynamomètre modifié à mesurer les forces de la musculature du PP indépendamment de la PIA. L'objectif secondaire est d'explorer les nouveaux paramètres de tonicité et de coordination chez des femmes physiothérapeutes continentales.

Au cours des trois prochains mois, vingt femmes physiothérapeutes continentales et spécialisées en rééducation périnéale seront évaluées. Cette population a été désignée considérant que ces dernières sont plus susceptibles de contrôler et d'isoler leur musculature pelvienne lorsque nécessaire. Le développement des techniques d'évaluation de la musculature du PP proposé dans ce projet permettra une meilleure compréhension des mécanismes pathophysiologiques de l'IUE.

Nature et durée de la participation

Je suis invitée à participer à ce protocole de recherche dans le but d'améliorer la compréhension de la physiopathologie de l'incontinence urinaire d'effort et ainsi éventuellement améliorer l'efficacité des traitements. Ma participation est sollicitée aujourd'hui pour mesurer la tonicité et la coordination des muscles de mon plancher pelvien.

Lors de la présente séance d'évaluation qui se déroulera au centre de recherche (4^e étage) de l'Institut de réadaptation de Montréal, ma continence sera vérifiée et des mesures de tonicité et de coordination des muscles du plancher pelvien seront prises.

Pour vérifier ma continence, je devrai répondre à un questionnaire et effectuer le «pad test». Pour ce faire, lors de ma conversation téléphonique avec la physiothérapeute, on m'a demandé de boire 500 ml de liquide (1 heure avant la rencontre). Lors de la présente séance, je devrai alors porter une protection préalablement pesée et exécuter une série d'exercices (ex. toux, marche, sauts, monter et descendre des escaliers, etc). La différence entre le poids de la protection avant et après les exercices permettra de vérifier la présence de fuites d'urine. Je serai incluse dans le projet de recherche si je ne démontre aucune fuite au questionnaire et au pad test.

Par la suite, la physiothérapeute évaluera, à l'aide d'un toucher vaginal, ma capacité à contracter les muscles du PP de façon isolée. L'évaluation de ma musculature du PP, par voie intra-vaginale, sera effectuée grâce au dynamomètre modifié. Tout au long de l'évaluation, je serai couchée sur le dos. Des électrodes seront disposées sur mes muscles abdominaux (électrodes adhésives). L'évaluation de la PIA nécessitera l'usage d'un ballonnet rectal.

Pour l'évaluation de la tonicité, je devrai relâcher ma musculature du PP. Les branches du dynamomètre seront espacées et rapprochées lentement (étirement-raccourcissement) à quelques reprises en respectant bien entendu mon confort. Cette évaluation permettra d'apprécier la résistance passive de mes muscles du PP. Les évaluations dynamométriques se poursuivront à une ouverture fixe de 25 mm (1 cm entre les branches). Pour les paramètres de coordination, je devrai effectuer les épreuves suivantes : Valsalva (pousser comme pour aller à la selles) à différentes intensités (4x), toux à différentes intensités (4x), expiration contre résistance (souffler dans un tube 4x) et contraction des muscles abdominaux (2x). Pour terminer, je devrai également effectuer une série de contraction volontaire du PP (courte durée, longue durée, rapide et lente).

Notez que l'appareil est désinfecté avant chaque utilisation suivant les procédures d'usage à l'institut de réadaptation et que les deux branches du dynamomètre sont recouvertes de doigts de gants chirurgicaux. Les électrodes localisées sur le dynamomètre sont à usage unique. Lors de l'épreuve d'expiration contre résistance, l'embout du tube est équipé d'un filtre antibactérien à usage unique. La présente séance aura une durée approximative d'une heure trente.



Avantages pouvant découler de ma participation

Ma participation au projet décrit ci-haut permettra de mieux comprendre les fondements de l'incontinence urinaire d'effort et d'améliorer les traitements. Si je le désire, les résultats de cette étude me seront communiqués afin que je puisse améliorer ma pratique clinique.

Risques pouvant découler de ma participation

Les risques particuliers associés à cette étude sont la contamination et l'atteinte à l'intimité. Ces deux risques sont contrôlés dans l'étude par des procédures d'usage courantes et conformes aux normes de l'Institut de réadaptation de Montréal. Il est à noter que l'évaluation se déroulera dans un local fermé et réservé à l'usage du projet. Je serai adéquatement drapée lors de la prise de mesures et pourrai être accompagnée par une personne de mon choix si tel est mon désir. De plus, l'expérimentatrice, une physiothérapeute spécialisée en rééducation périnéale et en dynamométrie, sera gantée lors de la prise de mesures suivant les techniques de gantement et dégantement en vigueur. Avant chaque utilisation, l'appareil sera nettoyé et désinfecté et les parties du dynamomètre en contact direct (les branches) seront recouvertes par des doigts de gants chirurgicaux. La literie sera changée entre chaque sujet. Par ailleurs, si je me sens mal à l'aise durant la séance, je peux demander à la physiothérapeute d'interrompre l'évaluation à tout moment.

Inconvénients personnels

Le déplacement de votre domicile au site de recherche et la durée de la session d'environ une heure trente peuvent représenter pour certaines personnes un inconvénient. Un inconfort ou une irritation secondaire à l'évaluation musculaire est possible. Dans le cas échéant, les traitements appropriés seront offerts par le Dr Stéphane Ouellet, gynécologue au CHUM St-Luc.

Accès à mon dossier médical

Ne s'applique pas.

Confidentialité

Tous les renseignements personnels recueillis à mon sujet au cours de l'étude seront codifiés afin d'assurer la confidentialité. Ces données seront conservées sous clé au centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans. Après cette période, les données seront détruites. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. En cas de présentation des résultats de cette recherche, de publication ou pour des fins d'enseignement, rien ne permettra de m'identifier.

Questions concernant cette étude

Toutes mes questions seront les bienvenues et les chercheurs s'efforceront d'y répondre le plus exactement possible.

Retrait de la participation du sujet

Ma participation au projet est tout à fait volontaire. Il est entendu que je peux y mettre fin à tout moment. En cas de retrait de ma part, les documents écrits me concernant seront détruits.

Clause de responsabilité

En acceptant de participer à cette étude, je ne renonce à aucun de mes droits ni ne libère les chercheurs ou l'institution impliqué de leurs obligations légales et professionnelles.



Indemnité compensatoire

Un montant de 40 \$ me sera remis pour les frais encourus.

Personnes-ressources

La personne ressource attirée à ce projet est Mélanie Morin et peut être rejoint au CRIR site Institut de réadaptation de Montréal, 6300 Darlington, Montréal, Québec, H3S 2J4. Tél : (514) 340-2111 ext 3152, Télécopieur (514) 340-2154, [REDACTED]

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2643 ou par courriel à l'adresse suivante: [REDACTED]

**CONSENTEMENT**

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

J'accepte d'être contacté pour participer à d'autres études scientifiques menées par la même équipe de recherche :

oui non

J'accepte que les données cliniques recueillies au cours de cette étude soient utilisées pour d'autres études scientifiques de même domaine :

oui non

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

NOM DU SUJET

SIGNATURE

Fait à _____, le _____, 20_____.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné (e), _____, certifie

(a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;

(b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;

(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;

et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

Titre de l'étude

Comparaison des forces passives et de la coordination de la musculature du plancher pelvien chez les femmes ménopausées continentales et incontinentes à l'effort

Nom des responsables

Mélanie Morin, M.Sc., physiothérapeute, étudiante au doctorat en Sciences biomédicales, Faculté de médecine, Université de Montréal. Site Institut de réadaptation de Montréal du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR).

Daniel Bourbonnais, Ph.D., professeur titulaire et Directeur de l'École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal. Site Institut de réadaptation de Montréal du CRIR. (Directeur).

Dr Stéphane Ouellet, M.D., F.R.C.S.(C), professeur adjoint de clinique, Faculté de médecine, Université de Montréal, gynécologue au CHUM St-Luc. (Co-directeur).

Chantale Dumoulin, Ph.D., professeure adjoint de clinique, École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal. Membre du CRIR. (Co-directrice).

Denis Gravel, Ph.D., Directeur du département de physiothérapie, École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal. Site Institut de réadaptation de Montréal du CRIR. (Co-directeur).

Yves Lepage, Ph.D., professeur titulaire au département de mathématiques et statistique, Faculté des arts et des sciences, Université de Montréal. (Collaborateur).

Bertrand Arsenault, Ph.D., professeur titulaire à l'École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal. Site Institut de réadaptation de Montréal du CRIR. (Collaborateur).

Préambule

On vous demande de participer à un projet de recherche sur l'évaluation des muscles du plancher pelvien (muscles situés à la base du bassin responsables de la continence). Avant d'accepter de participer à cette étude, veuillez prendre le temps de lire et de comprendre les renseignements qui suivent. Le présent document peut contenir des termes que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugez utiles au chercheur ou à ses adjoints. Vous pouvez leur demander de vous expliquer les éléments qui ne sont pas clairs.

Nature du projet de recherche

L'incontinence urinaire à l'effort (fuites urinaires lors de toux, éternuement, sauts ou autres efforts) est un problème important puisqu'elle atteint 40% des femmes ménopausées. Il a été suggéré que l'incontinence urinaire à l'effort résulterait de certains déficits musculaires des muscles du plancher pelvien (PP). Les études actuelles ont démontré que l'incontinence urinaire à l'effort se traite

efficacement en physiothérapie. L'objectif principal des traitements de physiothérapie est l'amélioration de la force maximale des muscles du PP (le serrement vaginal que produit vos muscles lorsque vous contractez). Toutefois, l'amélioration de la force maximale du PP n'explique pas complètement les résultats obtenus en physiothérapie. L'évaluation des muscles du PP doit donc être améliorée afin de mieux comprendre comment agissent les traitements de physiothérapie et surtout, pour identifier quels déficits musculaires sont responsables des fuites urinaires.

Notre hypothèse est que la **coordination** et la **tonicité** (ou forces passives) des muscles du PP pourraient expliquer l'effet des traitements et les causes de l'incontinence. Pour vous illustrer l'aspect de la coordination, débutons avec un exemple. Lors de toux, la pression dans l'abdomen augmente et compresse la vessie. Les muscles du PP devraient contracter de façon préventive afin de bloquer l'urètre (petit conduit qui relie la vessie à l'extérieur du corps) et empêcher l'écoulement d'urine. Nous croyons que la coordination des muscles du PP, c'est-à-dire le moment où les muscles entrent en action lors d'une toux, pourrait être un facteur déterminant dans la continence. Quant à la **tonicité** des muscles du PP, l'état de vos muscles du PP au repos, serait responsable du support et du positionnement optimal de votre urètre pour le maintien de la continence.

L'objectif principal de cette étude est de comparer la coordination et la tonicité des muscles du PP chez 40 femmes ménopausées continentales et 40 femmes ménopausées incontinentes à l'effort.

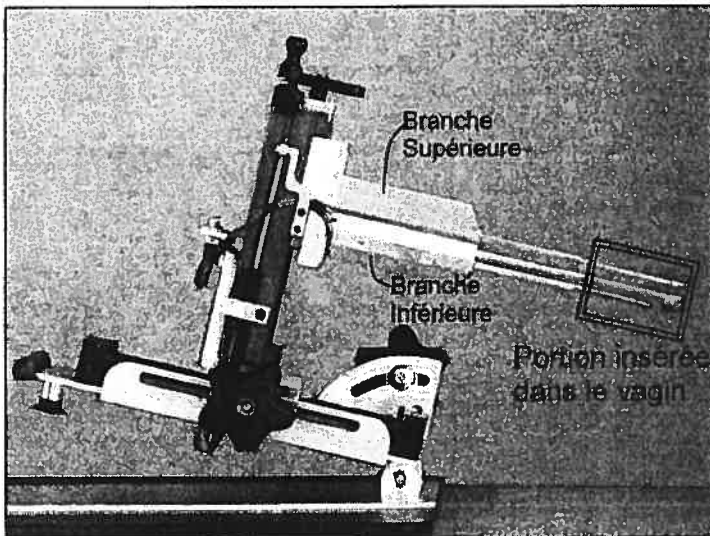
Nature de la participation du sujet

Vous êtes invitée à participer à ce protocole de recherche dans le but d'améliorer la compréhension des causes de l'incontinence urinaire d'effort et ainsi, éventuellement améliorer l'efficacité des traitements. Vous avez été pris connaissance du projet de recherche en cours par l'entremise de posters affichés dans les cliniques d'uro-gynécologie et de ménopause du CHUM St-Luc ou par un questionnaire remis par un assistant médical ou encore via une annonce placée dans un journal local. Vous avez discuté avec l'assistante de recherche par voie téléphonique afin qu'elle vous informe de la nature du projet, du déroulement des séances ainsi que des avantages et des risques encourus lors de l'étude. De plus, certains critères d'éligibilité ont été vérifiés lors de cette conversation.

Vous êtes conviées aujourd'hui à la première séance d'évaluation qui se déroulera au CHUM St-Luc. Cette séance permettra de vérifier les derniers critères d'éligibilité, de vérifier votre continence grâce à un questionnaire et d'évaluer la coordination et la tonicité des muscles du PP. Veuillez noter que vous ne devez **pas divulguer à l'évaluateur si vous souffrez ou non d'incontinence tant que l'évaluation des muscles du PP n'est pas complétée** (à la fin de la première séance). Ensuite, la physiothérapeute évaluera vos muscles du PP avec un spéculum dynamométrique (spéculum pouvant prendre des mesures de la force des muscles du PP). Cette séance aura une durée d'une heure. Par la suite, vous devrez assister à une deuxième séance d'évaluation pour vérifier si les mesures du PP sont adéquates (fidèles). Cette deuxième rencontre aura une durée d'une heure et sera planifiée à un intervalle de deux semaines. Vous devrez remplir un calendrier mictionnel (rapport de la quantité de liquide bu, des épisodes d'incontinence et du nombre de mictions) sur une période de trois jours et remettre ce calendrier à la physiothérapeute lors de la

deuxième visite. Vous devrez vous abstenir de pratiquer des exercices du PP durant ce délai de deux semaines entre les deux visites. À la fin de la deuxième séance, la physiothérapeute vous enseignera des exercices pour réduire et enrayer vos fuites urinaires.

Évaluation des muscles du plancher pelvien. Tout d'abord, la physiothérapeute vous expliquera comment contracter vos muscles du PP. Ensuite, elle vérifiera, à l'aide d'un toucher vaginal, votre compréhension et votre capacité à contracter les muscles du PP.



L'évaluation de vos muscles du PP par voie intra-vaginale sera effectuée grâce au spéculum dynamométrique (voir photo). Vous constaterez que le spéculum dynamométrique est similaire au spéculum employé lors d'un examen gynécologique puisqu'il comprend deux branches. Toutefois, nous avons dû positionner le spéculum sur une base stable pour plus de précisions. La portion du spéculum insérée dans la cavité vaginale est indiquée sur la figure.

Tout au long de l'évaluation, vous serez couchée sur le dos. Des électrodes seront disposées sur vos abdominaux (petits autocollants permettant d'évaluer les muscles de votre abdomen). L'évaluation de vos efforts, c'est-à-dire la pression dans votre abdomen que vous produisez lorsque vous devez tousser et souffler dans un tube, nécessitera l'usage d'un ballonnet rectal (petit tube placé dans votre rectum).

Pour l'évaluation de la tonicité des muscles du PP, vous devrez relâcher vos muscles du PP. Les branches du spéculum seront espacées et rapprochées lentement (étirement-raccourcissement) à quelques reprises en respectant bien entendu votre confort (La branche inférieure se déplacera vers le bas par rapport à la branche supérieure). Cette évaluation permettra d'apprécier la résistance de vos muscles du PP. Les évaluations dynamométriques se poursuivront à une ouverture fixe de 2,5 cm. Pour les paramètres de coordination, vous devrez effectuer les épreuves suivantes : deux toux maximales (2 essais), deux toux moyennes, deux triple toux, quatre expirations contre résistance à des intensités différentes (souffler dans un tube). Pour terminer, vous devrez également effectuer une série de contractions volontaires du PP (contractions maximales, contractions et relaxations rapides ainsi qu'une contraction soutenue).

Notez que l'appareil est désinfecté avant chaque utilisation suivant les procédures d'usage au CHUM St-Luc et que les deux branches du dynamomètre sont recouvertes de doigts de gants chirurgicaux. Les électrodes localisées sur le dynamomètre sont à usage unique. Lors de l'épreuve d'expiration contre résistance, l'embout du tube est équipé d'un filtre antibactérien à usage unique.

Bénéfices pouvant découler de ma participation

Votre participation au projet décrit ci-haut permettra de mieux comprendre les fondements de l'incontinence urinaire d'effort et d'améliorer les traitements de physiothérapie. Si tel est votre désir, un programme d'exercices de prévention (si vous êtes continente) ou un programme d'exercices pour enrayer mes fuites (si vous rapportez des fuites à l'effort) vous sera enseigné par la physiothérapeute.

Risques et inconvénients pouvant découler de ma participation

Les risques particuliers tels que la contamination et l'atteinte à l'intimité, pourraient être associés à cette étude si des mesures n'étaient pas prises. Ces deux risques sont contrôlés dans l'étude par des procédures d'usage courantes et conformes aux normes du CHUM St-Luc. Il est à noter que l'évaluation se déroulera dans un local fermé du CHUM St-Luc. Vous serez adéquatement drapée lors de la prise de mesures et pourrez être accompagnée par une personne de votre choix si tel est votre désir. De plus, l'expérimentatrice, une physiothérapeute spécialisée en rééducation périnéale et en dynamométrie, sera gantée lors de la prise de mesures suivant les techniques de gantement et dégantement en vigueur. Avant chaque utilisation, l'appareil sera nettoyé et désinfecté et les parties du dynamomètre en contact direct (les branches) seront recouvertes par des doigts de gants chirurgicaux. La literie sera changée entre chaque sujet. Par ailleurs, si vous vous sentez mal à l'aise durant la séance, vous pouvez demander à la physiothérapeute d'interrompre l'évaluation à tout moment.

Bien qu'une irritation ou un inconfort n'a jamais été rapporté dans nos études antérieures, cet inconvénient secondaire à l'évaluation musculaire est possible. Dans le cas échéant, les traitements appropriés seront offerts par le Dr Stéphane Ouellet, gynécologue au CHUM St-Luc.

Par ailleurs, le déplacement de votre domicile au site de recherche et la durée de la session d'environ une heure peuvent représenter pour certaines personnes un inconvénient.

Financement du projet

Ce projet est subventionné par les Instituts de recherche en santé du Canada (Institut des hommes et des femmes) et la *Canadian Foundation for Research on Incontinence*. Par ailleurs, la responsable du projet (Mélanie Morin, étudiante au doctorat) bénéficie d'une bourse de recherche des Instituts de recherche en santé du Canada (Institut du vieillissement).

Confidentialité, dédommagement et indemnités

Tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés afin d'assurer la confidentialité. Ces données seront conservées sous clé au CHUM St-Luc par la responsable de l'étude pour une période de 5 ans. Après cette période, les données seront détruites. Seuls les membres de l'équipe de recherche et assistantes de recherche y auront accès. Pour des fins de surveillance et de sécurité, il se peut que les membres du comité d'éthique de la recherche du CHUM ainsi que les vérificateurs des organismes subventionnaires demandent

l'accès aux données. En cas de présentation des résultats de cette recherche, de publication ou pour des fins d'enseignement, rien ne permettra de vous identifier.

Un montant de 40 \$ vous sera remis pour les frais encourus (frais de déplacement).

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs ou l'institution impliquée de leurs obligations légales et professionnelles.

Liberté de consentement et liberté de se retirer

Votre participation au projet est tout à fait volontaire et vous êtes totalement libre de participer ou non au présent projet de recherche. Il est entendu que vous pouvez y mettre fin à tout moment sans que cela n'affecte la qualité des soins qui vous seront prodigués. En cas de retrait de votre part, les documents écrits vous concernant seront détruits.

Questions concernant cette étude

Toutes vos questions seront les bienvenues et les chercheurs (et leurs assistants) s'efforceront d'y répondre le plus exactement possible.

Identification des personnes-ressources

La personne ressource attitrée à ce projet est Mélanie Morin et peut être rejoint à l'Institut de réadaptation de Montréal, 6300 Darlington, Montréal, Québec, H3S 2J4. Tél : (514) 340-2111 ext 3152, **Téléavertisseur : (514) 221-7017 (numéro prioritaire)**. Télécopieur (514) 340-2154, courriel : [REDACTED]. En cas d'urgence médicale, dans les cas où la communication avec la personne ressource du projet n'est pas possible, vous pouvez joindre l'infirmière de la clinique externe au 890-8000 poste 36560 entre 8h00 et 16h30 (En dehors de ces heures, joindre exceptionnellement le (514) 890-8326 et demandez le médecin de garde).

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Mme Christine Siclait, commissaire adjointe à la qualité des services du CHUM St-Luc au (514) 790-8000 poste 36366. Il s'agit d'une personne qui n'est pas impliquée directement dans le projet de recherche.

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussignée, accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement m'est remise. Une autre copie sera versée à mon dossier médical.

NOM DU SUJET

SIGNATURE

Fait à _____, le _____, 20_____.

NOM DU TÉMOIN

SIGNATURE

Fait à _____, le _____, 20_____.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussignée, _____, certifie

(a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;

(b) avoir répondu aux questions qu'elle m'a posées à cet égard;

(c) lui avoir clairement indiqué qu'elle reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;

et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire. Une autre copie du formulaire sera envoyée aux archives pour être joint à son dossier médical.

NOM DU CHERCHEUR
OU DE SON REPRÉSENTANT

SIGNATURE

Fait à _____, le _____, 20_____.

Annexe 3 : Déclarations des coauteurs

ACCORD DES COAUTEURS

Déclaration des coauteurs d'un article

Lorsqu'un étudiant n'est pas le seul auteur d'un article qu'il veut inclure dans son mémoire ou dans sa thèse, il doit obtenir l'accord de tous les coauteurs à cet effet et joindre la déclaration signée à l'article en question. Une déclaration distincte doit accompagner chacun des articles inclus dans le mémoire ou la thèse.

1. Identification de l'étudiant et du programme

Mélanie Morin
Ph.D. Sc. Biomédicales (option réadaptation)

2. Description de l'article

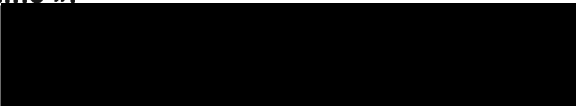
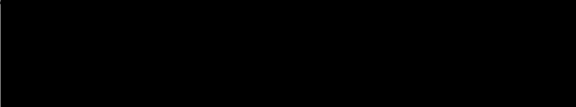
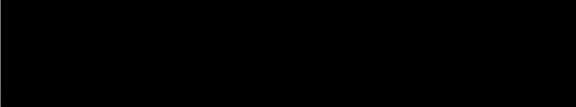
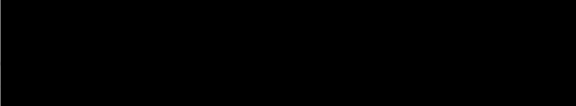
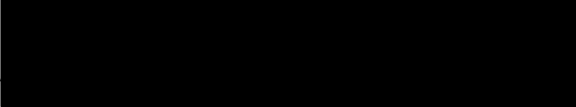
Titre: "Application of a new method in the study of pelvic floor passive properties in continent women"

Auteurs: Mélanie Morin, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais, Chantale Dumoulin, Stéphane Ouellet, Jean-François Pilon

Cet article a été soumis à la revue "Journal of Electromyography & Kinesiology".

3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que **Mélanie Morin** inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « **Propriétés passives des muscles du plancher pelvien dans le maintien de la continence urinaire chez la femme** ».

Denis Gravel		12 dec 2007 Date
Daniel Bourbonnais		12 dec 2007 Date
Chantale Dumoulin		12 dec 2007 Date
Stéphane Ouellet		12 dec 2007 Date
Jean-François Pilon		12 dec 2007 Date

ACCORD DES COAUTEURS

Déclaration des coauteurs d'un article

Lorsqu'un étudiant n'est pas le seul auteur d'un article qu'il veut inclure dans son mémoire ou dans sa thèse, il doit obtenir l'accord de tous les coauteurs à cet effet et joindre la déclaration signée à l'article en question. Une déclaration distincte doit accompagner chacun des articles inclus dans le mémoire ou la thèse.

1. Identification de l'étudiant et du programme

Mélanie Morin
Ph.D. Sc. Biomédicales (option réadaptation)

2. Description de l'article

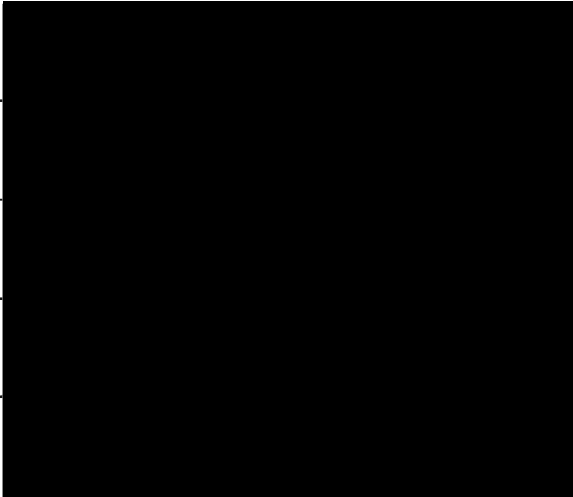
Titre: "Reliability of dynamometric passive properties of the pelvic floor muscles in postmenopausal women with stress urinary incontinence"

Auteurs : Mélanie Morin, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais, Chantale Dumoulin, Stéphane Ouellet

Cet article est en préparation et sera soumis à "Neurourology and Urodynamics" sous peu.

3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que **Mélanie Morin** inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « **Propriétés passives des muscles du plancher pelvien dans le maintien de la continence urinaire chez la femme** ».

_____		12 Dec 2007
Denis Gravel		Date
_____		12/12/2007
Daniel Bourbonnais		Date
_____		12/12/07
Chantale Dumoulin	Date	
_____	12/13/07	
Stéphane Ouellet	Date	

ACCORD DES COAUTEURS

Déclaration des coauteurs d'un article

Lorsqu'un étudiant n'est pas le seul auteur d'un article qu'il veut inclure dans son mémoire ou dans sa thèse, il doit obtenir l'accord de tous les coauteurs à cet effet et joindre la déclaration signée à l'article en question. Une déclaration distincte doit accompagner chacun des articles inclus dans le mémoire ou la thèse.

1. Identification de l'étudiant et du programme

Mélanie Morin
Ph.D. Sc. Biomédicales (option réadaptation)

2. Description de l'article

Titre: "Passive properties of the pelvic floor muscles in postmenopausal continent and stress urinary incontinent women"

Auteurs : Mélanie Morin, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais, Chantale Dumoulin, Stéphane Ouellet.

Cet article est en préparation et sera soumis à "Neurourology and Urodynamics" sous peu.

3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que **Mélanie Morin** inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « **Propriétés passives des muscles du plancher pelvien dans le maintien de la continence urinaire chez la femme** ».

Denis Gravel

12 dec 2007

Date

Daniel Bourbonnais

12/12/2007

Date

Chantale Dumoulin

12/12/07

Date

Stéphane Ouellet

12/12/07

Date

Annexe 4 : Preuves de soumission d'articles

Sujet: Editor handles JEK-D-07-00202

De: "Journal of Electromyography and Kinesiology" <esubmissionsupport@elsevier.com>

Date: Mon, 17 Dec 2007 18:10:01 -0000

Ms. Ref. No.: JEK-D-07-00202

Title: Application of a new method in the study of pelvic floor muscle passive properties in continent women
Journal of Electromyography and Kinesiology

Dear Ms Melanie Morin,

Your submission "Application of a new method in the study of pelvic floor muscle passive properties in continent women" will be handled by Editor in Chief Moshe Solomonow, PhD, MD (hon).

You may check the progress of your paper by logging into the Elsevier Editorial System as an author at <http://ees.elsevier.com/jek/>.

Your username is: m.morin
Your password is: morin387

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Elsevier Editorial System
Journal of Electromyography and Kinesiology

For any technical queries about using EES, please contact Elsevier Author Support at authorsupport@elsevier.com

Global telephone support is available 24/7:

For The Americas: +1 888 834 7287 (toll-free for US & Canadian customers)

For Asia & Pacific: +81 3 5561 5032

For Europe & rest of the world: +353 61 709190

Sujet: Neurourology and Urodynamics - NAU-07-0246

De: neurourol@btconnect.com

Date: Mon, 17 Dec 2007 10:00:00 [REDACTED]
[REDACTED]

17-Dec-2007

Neurourology and Urodynamics online - <http://mc.manuscriptcentral.com/neurourol>

NAU-07-0246 - Reliability of dynamometric passive properties of the pelvic floor muscles in postmenopausal women with stress urinary incontinence

Dear Mrs. Morin:

Your manuscript has been successfully submitted online and is presently being given full consideration for publication in Neurourology and Urodynamics.

Your manuscript # is NAU-07-0246 - please mention this in all future correspondence regarding this submission.

You can view the status of your manuscript at any time by checking your Author Center after logging into: <http://mc.manuscriptcentral.com/neurourol> .

If you have difficulty using this site, please contact our Support Desk at: edsupport@wiley.com.

Thank you for submitting your manuscript to Neurourology and Urodynamics.

With kind regards,

Neurourology and Urodynamics Editorial Office