

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ À

L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR

DANIK LAFOND

LES ASYMÉTRIES DE HAUTEUR DES MEMBRES INFÉRIEURS :
ANALYSE BIOMÉCANIQUE D'UNE TÂCHE DYNAMIQUE

MARS 2000

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

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

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

RÉSUMÉ

Les asymétries de hauteur des membres inférieures (AHMI) constituent un facteur étiologique d'un mauvais alignement postural amplement discuté dans la littérature. La musculature s'adaptant à une mauvaise posture, le concept d'adaptation myogénique de Kendall et al. (1995) nous permettait d'émettre l'hypothèse que les AHMI puissent provoquer un déséquilibre des forces musculaires. Le premier objectif de cette étude était donc d'évaluer la présence d'un déséquilibre des forces musculaires chez les sujets avec une AHMI.

La relation entre les AHMI et certains problèmes musculo-squelettiques, dont les maux de dos, ne fait pas consensus dans la littérature. Afin d'apporter plus d'évidence à cette relation, quelques études ont étudié le comportement des paramètres cinétiques et cinématiques en présence d'AHMI réelles ou à la suite de l'insertion d'une talonnette. Entre autres, des études ont calculé un index d'asymétrie reflétant un déséquilibre des paramètres cinétiques ou cinématiques entre la jambe courte et la jambe longue lors de la marche (Liu, Fabry, Molenaers, Lammens et Moens, 1998; Kaufman, Miller et Sutherland, 1996). À notre connaissance, aucune étude n'a évalué l'effet des AHMI sur les paramètres cinétiques et cinématiques lors de tâches dynamiques sollicitant la musculature pelvienne. Ainsi, le second objectif était d'identifier les paramètres cinétiques et cinématiques modifiés par la présence d'une AHMI lors d'une

tâche incluant des mouvements de flexion et d'extension de la hanche et des membres inférieurs. Les mesures étaient prises chez un groupe de sujets sains sans AHMI et chez un groupe de sujets avec AHMI supérieures à 10 millimètres.

La force des muscles de la ceinture pelvienne (psoas iliaque, tenseur du fascia lata, moyen fessier, petit fessier et biceps fémoris) était évaluée par dynamométrie manuelle. Notre méthode d'évaluation de la force musculaire maximale isométrique comporte une erreur de mesure comparable aux données disponibles dans la littérature. En considérant l'erreur de mesure, nous observons que l'équilibre de la force des muscles de la ceinture pelvienne n'est pas modifié par la présence d'une AHMI. Cependant, les sujets avec AHMI ont une tendance à démontrer un écart de force musculaire supérieure à 10% plus fréquemment que les sujets sans AHMI. Cette tendance suggère une adaptation myogénique de la musculature pelvienne chez les sujets avec AHMI.

Les résultats issus des données cinématiques et cinétiques ne démontrent aucune différence significative entre les sujets sains et les sujets avec AHMI. De plus, nous n'avons pas obtenu de relation entre l'amplitude de l'AHMI et les mesures cinétiques ou cinématiques. Cependant, les sujets de cette étude n'étaient pas symptomatiques et possiblement bien adaptés aux AHMI.

REMERCIEMENTS

Plusieurs personnes m'ont aidé à la réalisation de ce mémoire et j'aimerais souligner l'apport indispensable qu'ils m'ont procuré. D'abord, j'aimerais remercier le docteur Martin C. Normand, mon directeur de recherche et professeur au Département des sciences de l'activité physique (DSAP), pour ses conseils et l'ensemble des opportunités académiques qu'il m'a procuré durant mes études. Mes remerciements à monsieur Pierre Black, responsable du laboratoire de biomécanique et de cinésiologie, ainsi qu'à monsieur Claude Brouillette, technicien en électronique au DSAP, pour leur assistance technique. Au docteur Louis Laurencelle, pour ses conseils et sa disponibilité.

Toute ma gratitude à ma mère, Pauline, pour son soutien et ses encouragements, sans quoi cet ouvrage n'aurait été possible.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
RÉSUMÉ.....	i
REMERCIEMENTS.....	iii
LISTE DES TABLEAUX	vii
LISTE DE FIGURES	viii
CHAPITRES	
I INTRODUCTION.....	1
Classification des AHMI	4
Répercussions fonctionnelles des AHMI.....	7
Adaptations posturales en présence d’AHMI	10
Évaluation de la posture en présence d’une AHMI	11
Méthode directe.....	11
Méthode indirecte.....	12
Radiographie	14
Études biomécaniques.....	17
Cinétique	17
Index d’asymétrie	19
Cinématique	20
Objectifs et hypothèse de recherche.....	21

II	MÉTHODOLOGIE	23
	Sujets	23
	Radiographie lombo-pelvienne	24
	Tâche	26
	Acquisition et traitement des données cinématiques et cinétiques.....	28
	Calcul de l'indice d'asymétrie.....	29
	Force musculaire maximale isométrique.....	32
III	RÉSULTATS	38
	Évaluation de la force musculaire maximale isométrique ...	38
	Fidélité et erreur-type de mesure	38
	Équilibre musculaire de la ceinture pelvienne	38
	Analyse cinématique et cinétique.....	42
	Fidélité et erreur-type de mesure de l'indice d'asymétrie	42
	Indice d'asymétrie (centre de pression).....	43
	Indice d'asymétrie (marqueurs cinématiques)	45
	Indice d'asymétrie comme prédicteur d'une AHMI.....	45
	Rotation du bassin lors du mouvement de squat	50
IV	DISCUSSION	51
	Désordre de force musculaire et AHMI	51
	Indice d'asymétrie et AHMI	60

	Cinétique	60
	Cinématique	61
	Rotation du bassin	66
V.	CONCLUSION	68
	RÉFÉRENCES.....	70
ANNEXES		
A.	Équation des index d'asymétrie	80
B.	Formulaire de consentement.....	82
C.	Anamnèse	84

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux	Page
1. Incidence des AHMI dans l'étiologie des lombalgies	8
2. Caractéristiques physiques des sujets	24
3. Actions des muscles de la ceinture pelvienne	35
4. Coefficient de stabilité et erreur-type de mesure. Évaluation de la force musculaire maximale isométrique.....	40
5. Différence gauche-droite de la FMMI chez les sujets sains et les sujets avec AHMI	41
6. Erreur-type de mesure. Indice d'asymétrie issu de l'analyse cinétique	42
7. Erreur-type de mesure. Indice d'asymétrie issu de l'analyse cinématique	43
8. Indices d'asymétrie issus des données cinématiques	46
9. Relation entre l' $I_{a-cinétique}$ et l'amplitude des AHMI. Équation et coefficients de régression.....	46
10. Relation entre l' $I_{a-cinématique}$ et l'amplitude des AHMI. Équation et coefficients de régression.....	47

LISTE DES FIGURES

Figure	Page
1. Les plans verticaux. A) Le plan frontal. B) La plan sagittal.....	2
2. Alignement optimal de la posture dans les plans frontal et sagittal.....	3
3. Adaptations posturales conséquentes d'une AHMI.....	11
4. Méthode d'évaluation directe.....	13
5. Méthode d'évaluation indirecte.....	14
6. Mesure d'une AHMI sur une radiographie lombopelvienne.....	27
7. Phénomène de divergence des rayons X lors d'une radiographie lombopelvienne.....	27
8. Tâche pour l'analyse cinématique et cinétique.....	28
9. A) Graphique de la vitesse linéaire représentant les phases du mouvement de squat. B) Graphique de déplacement du même essai permettant de déterminer les valeurs maximale et minimale en abscisse pour chaque diode et chaque phase de mouvement.....	31
10. Extensibilité de la musculature pelvienne en présence d'une AHMI.....	33
11. Positions d'évaluation de la force isométrique maximale de certains muscles de la ceinture pelvienne.....	37

12.	Valeurs de $I_{a\text{-cinétique}}$ calculées à partir du déplacement du centre de pression et réparties par phase de mouvement et par groupe.	44
13.	Relation entre l' $I_{a\text{-cinétique}}$ et l'amplitude des AHMI	47
14.	Relation entre l' $I_{a\text{-cinématique}}$ et l'amplitude des AHMI pour la phase de descente	48
15.	Relation entre l' $I_{a\text{-cinématique}}$ et l'amplitude des AHMI pour la phase de montée.....	49
16.	Différence des moyennes quadratiques au niveau de la rotation du bassin.....	50
17.	A) Illustration de l'adaptation des courbes tension-longueur des muscles abducteurs de la hanche en présence d'une AHMI. B) Adaptation théorique des courbes tension-longueur en présence d'AHMI d'amplitude moyenne (> 15 mm).....	58
18.	A) Courbe tension-longueur d'un muscle sain. B) Adaptation myogénique d'une courbe tension-longueur selon la contrainte de positionnement.....	59
19.	Mouvements simples du bassin en relation avec les membres inférieurs.	67

CHAPITRE I

Introduction et problématique

Un grand nombre de disciplines ou professions reliées à la santé intègrent dans leurs protocoles d'évaluation l'analyse de la posture. L'intérêt qu'on porte à l'analyse posturale reflète les nombreux avantages associés à son utilisation et son interprétation. En fait, l'attitude posturale est susceptible de donner une foule de renseignements sur l'adaptation du système musculo-squelettique aux activités quotidiennes. Selon Porterfield et Derosa (1998), l'analyse posturale constitue un outil majeur qui, utilisé avec d'autres tests cliniques, permet de déterminer si une mauvaise posture contribue au désordre fonctionnel ou si elle constitue une mesure protectrice (antalgie). L'interprétation des résultats qui en découle permet également d'orienter la programmation d'exercices individualisés et adaptés.

L'analyse posturale a comme prémisse un alignement idéal du corps référé à des plans verticaux (Figure 1). Cette posture de référence présente certaines courbures antéro-postérieures de la colonne vertébrale, une position neutre du bassin et un alignement sagittal de certains repères anatomiques favorisant une mécanique corporelle optimale (Kendall, McCreary et Provence, 1995). L'alignement idéal du système musculo-squelettique constitue un

objectif en soi et reflète un état d'équilibre, une harmonie de la musculature et du squelette (Figure 2). Dans le plan frontal, la ligne de référence débute au niveau de l'os occipital et se prolonge en ligne droite en direction inféro-supérieure. Idéalement, cette ligne couvre l'ensemble des processus épineux de la colonne vertébrale et tombe à la mi-distance entre les deux malléoles internes. Dans le plan sagittal, cette ligne virtuelle rejoint les repères anatomiques suivants : tragus de l'oreille, acromion, grand trochanter et face antérieure de la malléole externe.

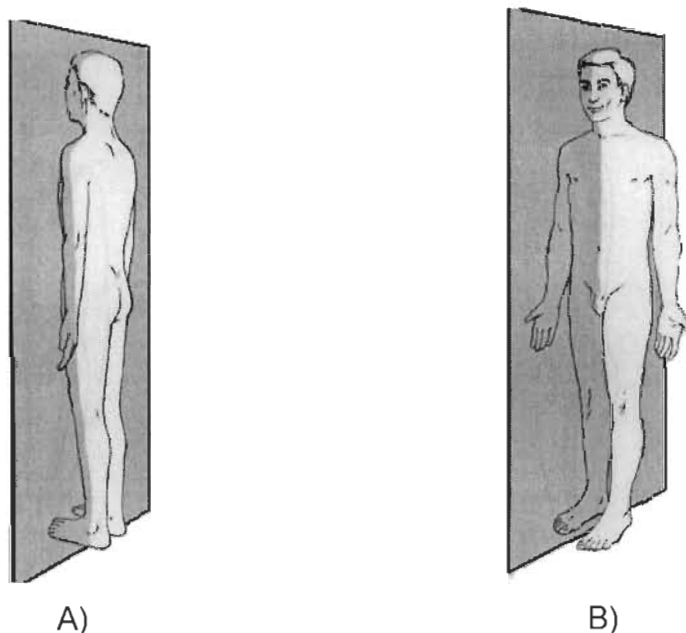


Figure 1. Les plans verticaux. A) Le plan frontal sépare le corps en deux parties antérieure et postérieure (plan latéro-médian). B) Le plan sagittal partage le corps en deux moitiés égales droite et gauche (tiré de Kendall et al. 1995).

Cependant, l'alignement parfait serait modifié dans un ou plusieurs plans anatomiques, conséquemment à des facteurs étiologiques multiples. Une mauvaise posture entraîne une tension anormale ou un stress excessif sur les articulations, les ligaments et les muscles. Il se crée alors un déséquilibre des forces qui, au-delà des apparences esthétiques, est susceptible de provoquer des répercussions fonctionnelles causées par la douleur ou par une diminution des capacités fonctionnelles de la musculature.

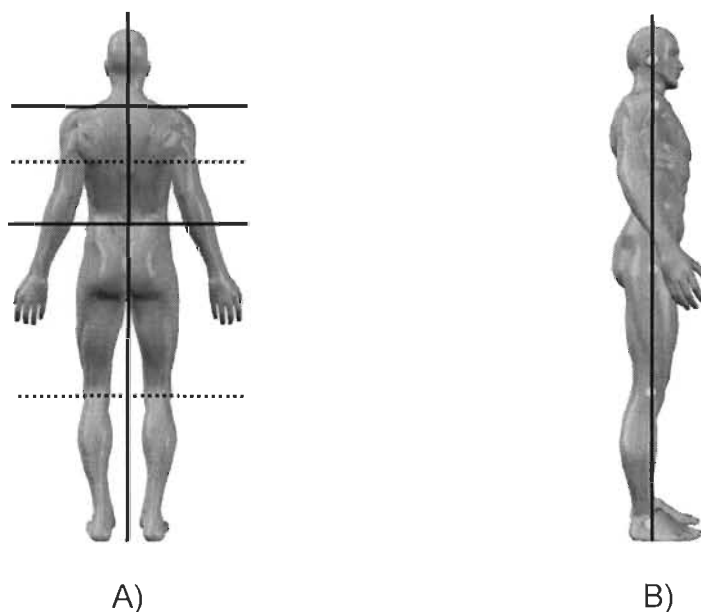


Figure 2. Alignement optimal de la posture dans les plans frontal et sagittal (Adapté de Kendall et al., 1995 et Porterfield et Derosa., 1998).

Les facteurs étiologiques à la source d'un mauvais alignement postural peuvent être d'origine musculaire et/ou squelettique. La musculature et l'ossature sont indissociables puisque ces facteurs s'influencent mutuellement dans la genèse d'une attitude posturale anormale. Par exemple, la scoliose n'est pas uniquement liée à une modification de l'orientation des vertèbres dans les plans frontal et transverse, mais influence également l'activité de la musculature adjacente (Vézina, 1993). La posture du bassin est un facteur étiologique très important à considérer puisqu'une modification de l'orientation spatiale a le potentiel d'influencer les 29 muscles qui y sont rattachés mais également l'ensemble de la structure musculo-squelettique, dont la colonne vertébrale. L'asymétrie de hauteur des membres inférieurs (AHMI) est fréquemment associée à un mauvais alignement du bassin. Afin de mieux comprendre le potentiel des AHMI à modifier l'attitude posturale, il est impératif d'aborder dans un premier temps leurs nomenclatures et définitions.

Classification des AHMI

Les AHMI sont définis par une différence de longueur des membres inférieurs pouvant modifier l'alignement de la ceinture pelvienne. Spécifiquement, nous pouvons distinguer trois types de AHMI, soit l'AHMI structurelle ou anatomique, l'AHMI fonctionnelle et l'AHMI environnementale. Une AHMI anatomique se définit par une inégalité de la longueur des segments osseux d'un ou des membres inférieurs quelque part entre la tête du fémur et le talus. Paradoxalement, un tibia court pourrait être compensé par (1) un fémur

long ipsilatéral ; (2) un fémur court controlatéral ou (3) un tibia court controlatéral. Dans ces trois situations, il n'y a pas une AHMI anatomique puisque les différences de longueur des composantes osseuses des membres inférieurs seraient proportionnelles. Dans ce cas, les têtes fémorales ou tous autres repères anatomiques des os iliaques seraient à l'horizontale dans le plan frontal. Les facteurs étiologiques à la source des AHMI anatomiques sont spécifiques au système osseux des membres inférieurs et proviennent généralement de désordres de croissance ou de fractures (Giles et Taylor, 1981). Les anomalies congénitales, les traumatismes, les infections, les désordres neurologiques, les tumeurs et les maladies inflammatoires figurent parmi ces facteurs (Moseley, 1987).

D'autre part, une AHMI fonctionnelle est causée par une hypertonicité ou une extensibilité accrue d'un groupe musculaire de la ceinture pelvienne ou d'un mauvais alignement de la cheville (McCaw, 1992). Winter et Pinto (1986) ont discuté des causes et traitements de l'obliquité du bassin. Les contractures de la musculature pelvienne figurent parmi celles-ci. Cependant, ils font uniquement référence à une hypertonicité musculaire consécutive de désordres neuromusculaires, tels la dystrophie musculaire ou la paralysie cérébrale. Un mauvais patron de marche, une posture de travail inadéquate, une mauvaise posture découlant d'un souci esthétique peuvent être des facteurs de risque chez les personnes sans dysfonctionnements neurologiques (Baylis et Rzonca, 1988 ; Kibler, Golberg et Chandler, 1991 ; McCaw et Bates, 1991 ; McCaw ; 1992). Dans le même ordre d'idée, il est également possible

qu'un entraînement spécialisé d'une discipline sportive provoque une asymétrie de la musculature provoquant ainsi une AHMI de ce type. Plus spécifiquement, les facteurs étiologiques à la source d'une AHMI fonctionnelle sont : une asymétrie de la tension lombaire, un raccourcissement du tenseur du fascia lata, une pronation de pied jumelée à un affaissement du talus, une arche plantaire basse ipsilatérale et un coussin adipeux diminué du pied ipsilatéral (Blustein et D'Amico 1985). Une tension asymétrique de certains muscles bilatéraux de la ceinture pelvienne, tels les ischio-jambiers et les adducteurs, les petits et moyens fessiers, est un facteur à considérer également.

La troisième catégorie des AHMI découle de facteurs environnementaux et s'apparente à l'AHMI de type fonctionnelle (Baylis et Rzonca, 1988 ; McCaw, 1992 ; Woerman et Binder-Macleod, 1984). En ce sens, l'étiologie est la même, c'est-à-dire qu'elle se caractérise par une asymétrie de la tension des muscles de la ceinture pelvienne. Le facteur de risque fréquemment cité dans la littérature est la dénivellation de la chaussée des routes. Celle-ci impose une différence de hauteur des membres inférieurs augmentant ainsi, chez les coureurs de fond (e.g. marathonien), le risque de développer une AHMI fonctionnelle et d'autres problèmes ostéoarticulaires. Dans le domaine manufacturier et industriel, un plancher inégal peut produire le même phénomène chez des travailleurs en posture debout ou assise prolongée.

Répercussions fonctionnelles des AHMI

L'attention qu'on a porté aux AHMI jusqu'à maintenant s'explique par le fait qu'elles ont été associées à divers désordres musculo-squelettiques. Parmi ceux-ci, la relation AHMI et les lombalgies a suscité l'intérêt d'un grand nombre d'études pouvant à elles seules faire l'objet d'une revue de littérature imposante. Les résultats de quelques études seront exposés ici afin de mieux comprendre l'incidence des AHMI comme facteurs étiologiques des maux de dos.

Giles et Taylor (1981), ont procédé à une mesure de hauteur des têtes fémorales chez 1039 sujets répartis dans trois groupes, soit le groupe contrôle et deux groupes de sujets présentant des maux de dos chroniques et aigus respectivement. En considérant une amplitude de plus de 9 mm, ils ont comparé la prévalence des AHMI chez ces trois groupes de sujets (Tableau 1). Ces auteurs ont conclu qu'en dépit d'un nombre de sujets contrôles insuffisant, les résultats démontrent une proportion plus élevée d'AHMI chez les sujets lombalgiques. Friberg (1983), s'est également intéressé à la prévalence d'AHMI chez les sujets sains et ceux ayant une lombalgie. Ainsi, chez 1157 militaires soumis à une radiographie lombo-pelvienne, l'auteur a déterminé que les sujets ayant une lombalgie chroniques avaient une incidence de 1.73, 1.93 et 5.32 fois plus élevée que le groupe contrôle pour une AHMI de 5 mm, 10 mm et 15 mm respectivement. D'autres études ont également obtenu une relation positive entre les maux de dos et la présence d'AHMI (Wen, Puffer et Schmalzried, 1996 ; Gofton, 1985).

Tableau 1
Incidence des AHMI dans l'étiologie des lombalgies (LOMB)

Auteurs	Prévalence (en %)			Commentaires
	Sans LOMB	LOMB Chroniques	LOMB Aïgues	
Giles et al. (1981)	8,0	18,3	21,9	18,6 % des sujets avec LOMB présentaient une AHMI supérieure à 9 mm
Friberg (1983)	56,4	24,6	-	AHMI < 5 mm
	43,5	75,4		AHMI > 5 mm
	15,6	30,1		AHMI > 10 mm
	2,2	11,7		AHMI > 15 mm

Plusieurs autres problèmes musculo-squelettiques ont été associés aux AHMI. Notons l'arthrite dégénérative de l'articulation coxo-fémorale, de l'articulation sacro-iliaque et des facettes articulaires (Bricot, 1996 ; Friberg, 1983 ; Gofton, 1971), la patellar apicitis (Kujula, Österman, Kvist, Friberg et Aalto, 1986), et un patron de marche modifié (Liu, Fabry, Molenaers, Lammens et Moens, 1998 ; Kaufman, Miller et Sutherland, 1996 ; Moseley, 1987). D'autres auteurs ont discuté des scolioses fonctionnelles comme mécanisme d'adaptation résultant d'une AHMI (Friberg, 1983 ; Giles et al. 1981).

Certaines études n'ont cependant pas trouvé de relation entre les AHMI et certains des problèmes musculo-squelettiques cités auparavant. Soukka, Alaranta, Tallroth et Heliövaara (1991) ont conclu qu'il n'y avait pas de corrélation entre la présence d'AHMI (< 2 cm) et les lombalgies. Hellsing (1988), chez 999 militaires évalués à l'aide de méthodes cliniques (palpation) et

par questionnaire, a également obtenu des résultats ne pouvant supporter cette relation. Chez 100 sujets souffrants de lombalgies chroniques, Hoika, Ylikoski et Tallroth (1989) ont rapporté une corrélation faible ($r = 0,338$) entre l'importance de la convexité de la scoliose lombaire et la sévérité de l'AHMI. Pourtant, 82% des sujets présentaient une déviation de 10 degrés.

D'un point de vue épidémiologique, il est nécessaire d'avoir un nombre de sujets élevé afin de conclure à une relation entre deux phénomènes. Les études de Giles et al. (1981) et Friberg (1983), mis en commun, ont recruté près de 2000 sujets avec des problèmes de maux de dos chroniques ou récurrents et un peu plus de 400 sujets sains. Les AHMI étaient évaluées à l'aide d'une méthode ayant une faible erreur de mesure, c'est-à-dire moins de 2 millimètres (radiographie). Considérant l'erreur de mesure et le nombre de sujets évalués, ces études qui supportent une relation entre les lombalgies et les AHMI, ont obtenu des résultats plus valides comparativement aux études affirmant le contraire. Soukka et al. (1991) ont recruté 78 sujets dont deux seulement possédaient une AHMI supérieure à 15 mm. De plus, le recrutement des sujets s'est effectué sur le critère d'une réponse positive à la question « avez-vous déjà souffert de maux de dos » et non à partir d'une population ayant consulté une expertise médicale pour ce problème de santé. Hoikka et al. (1989) avaient un échantillon relativement grand ($N =$) mais ils ont utilisé une méthode d'évaluation peu valide, c'est-à-dire la palpation. De plus, un seul sujet possédait une AHMI supérieure à 15 mm.

Adaptations posturales en présence d'AHMI

Considérant les résultats des études citées auparavant, il est donc probable que les AHMI sont à la source de divers désordres musculo-squelettique, notamment les maux de dos. Les modifications posturales conséquentes d'une AHMI pourraient alors favoriser le développement de ces désordres musculo-squelettiques. Dans la littérature, trois types d'adaptations posturales en présence d'AHMI sont fréquemment cités (Figure 3). L'adaptation que l'on nommera ici de type I se caractérise par une déviation du bassin dans le plan frontal jumelée à une déviation opposée des épaules et une scoliose fonctionnelle à convexité du côté court. Dans le cas du type II, le bassin présente également une obliquité mais une scoliose fonctionnelle compensatrice maintient les épaules dans l'axe médiol-latérale. Le type III se définit par une obliquité du bassin et des épaules dans la même direction, et ce sans déviations de la colonne vertébrale. Considérant la diversité des adaptations posturales liées aux AHMI, l'évaluation de la posture constitue une étape cruciale dans la planification du traitement de celles-ci.

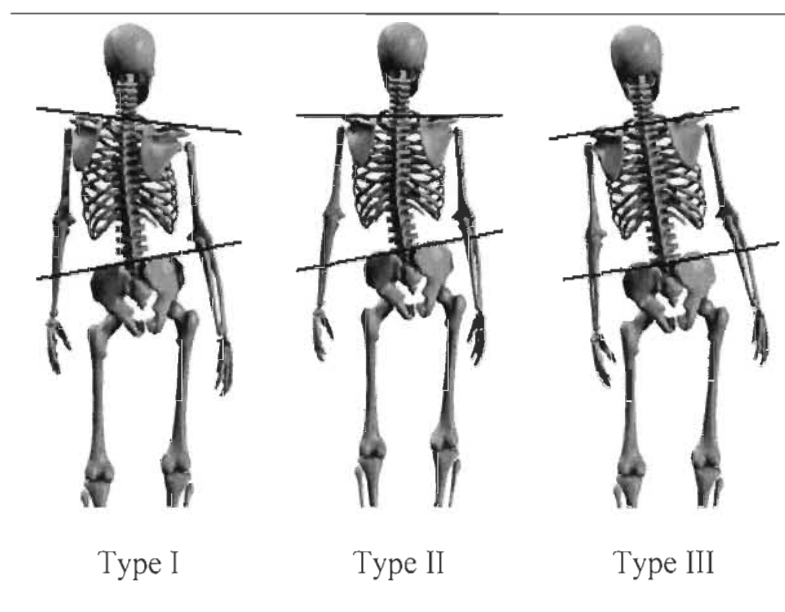


Figure 3. Adaptations posturales conséquentes d'une AHMI. (Adaptée de Winter et Waldermen, 1986 ; Blake et Ferguson, 1992).

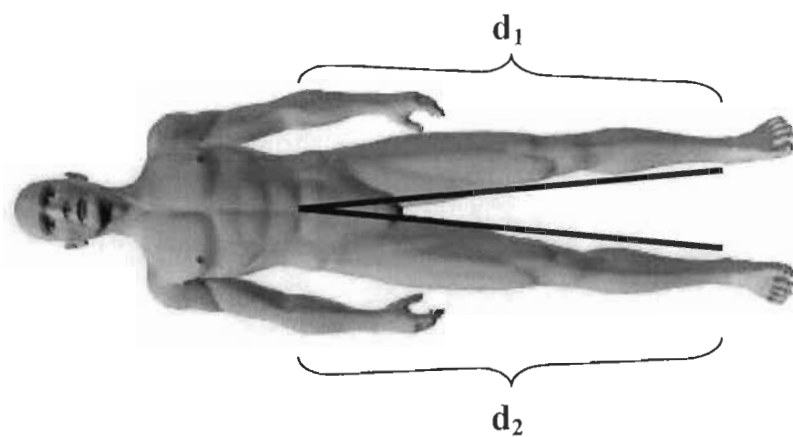
Évaluation de la posture en présence d'une AHMI

L'évaluation devrait permettre de préciser l'étiologie et la sévérité de l'AHMI afin d'apporter les correctifs appropriés. Plusieurs méthodes sont utilisées pour évaluer la présence ou l'importance d'une AHMI. Parmi celles-ci, notons les méthodes directe et indirecte ainsi que la radiographie.

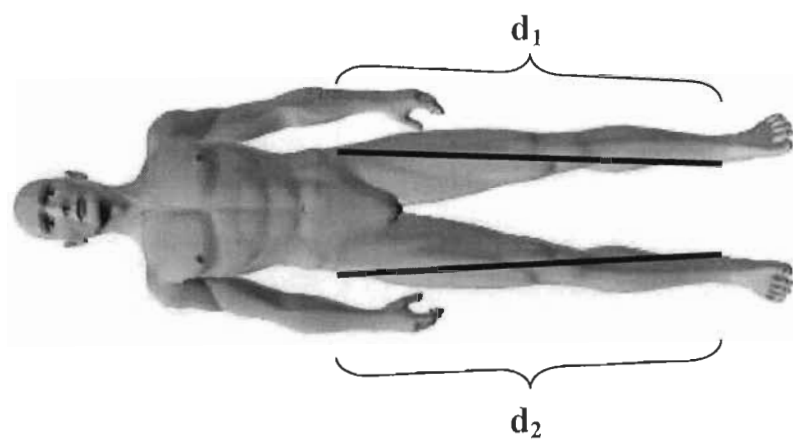
Méthode directe. Il existe deux types de mesure directe, soit la mesure absolue et la mesure relative. Ces mesures diffèrent par les points de repères anatomiques utilisés. La mesure absolue consiste, à l'aide d'un ruban à mesurer, à déterminer la distance entre une épine iliaque antéro-supérieure et la malléole interne ipsilatérale pour chacun des membres inférieurs. La mesure

relative, pour sa part, utilise un point de repère anatomique crâniale commun, c'est-à-dire l'ombilic (Figure 4). L'évaluation de l'importance des AHMI à l'aide de la méthode directe est très répandue malgré une erreur de mesure importante. Selon Beal (1977), un écart de 1,3 cm ou moins serait non valide. Cependant, elle est facile à utiliser, rapide et très peu coûteuse, d'où sa grande popularité (McCaw, 1991). Les principales sources d'erreur sont la circonférence de la cuisse, l'ankylose articulaire, un genou en valgus ou en varus, la localisation précise des épines iliaques antéro-supérieures ou de la malléole interne et le niveau d'obliquité du bassin (Baylis et Rzonca, 1988; Blake, 1992).

Méthode indirecte. Lorsqu'une déviation du bassin dans le plan frontal est suspectée, une évaluation de l'importance de l'AHMI à l'aide de talonnettes de hauteurs connues est effectuée (Figure 5). La procédure consiste à insérer des talonnettes sous le pied ipsilatéral à la jambe courte du patient jusqu'à ce que les os iliaques deviennent alignés dans le plan frontal (Baylis, 1988). L'horizontalité du bassin est alors évaluée par palpation des os iliaques. La fidélité de cette méthode, tout comme la méthode directe, dépend donc de la capacité de l'évaluateur à discriminer les repères osseux par palpation. Certaines études ayant évalué les mesures cliniques par palpation révèlent une fidélité faible (Mann, Glasheen et Nyberg, 1984 ; Lewit et Liebson, 1993). Giles et al. (1981), à la suite d'une revue de littérature sur le sujet, concluent également que cette mesure offre une faible fidélité.



A) Mesure relative



B) Mesure absolue

Figure 4. Méthode d'évaluation directe ($AHMI = d_1 - d_2$)

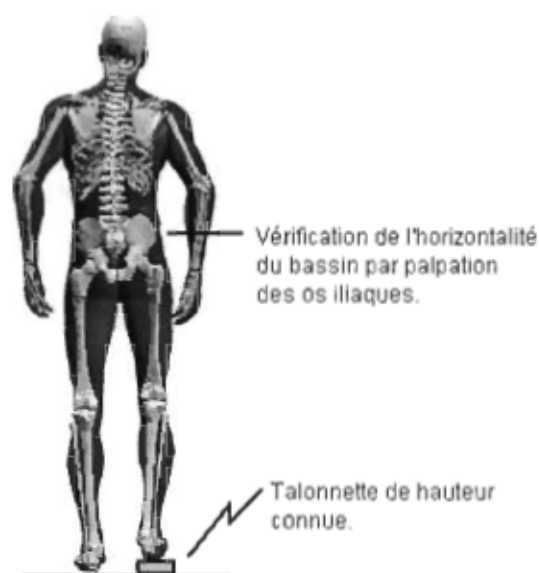


Figure 5. Méthode d'évaluation indirecte.

Radiographie. L'AHMI est mesurée en déterminant la différence de hauteur de la surface supérieure de chaque tête fémorale sur les clichés radiologiques lombo-pelviens. Plusieurs procédures ont été décrites et elles ont toutes pour but de réduire au minimum la dose d'exposition aux radiations dans l'évaluation de l'amplitude d'une AHMI (Aspegren, Cox et Trier, 1987 ; Friberg, 1983 ; Friberg, Koivisto et Wegelius, 1985 ; Friberg, Nurminen, Korhonen, Soininen et Manttari, 1988 ; Soukka et al., 1991). Elles impliquent une exposition du bassin et de la partie supérieure des fémurs aux radiations rendant la dose d'exposition faible, c'est-à-dire de 8 à 30 mrad pour les gonades et moins de 14 mrad pour la moelle osseuse (Friberg et al., 1985 ;

Soukka et al. 1991). L'utilisation de la radiographie procure une mesure beaucoup plus précise que les méthodes cliniques citées précédemment. Friberg et al. (1985), chez 20 sujets ont obtenu une erreur de mesure moyenne de 0,6 millimètre (une étendue de 0 à 2 mm) évaluée par test-retest d'un intervalle allant de 1 à 30 mois. Giles et al. (1981), ont obtenu une erreur moyenne de 1,12 mm ($\pm 0,92$). Parmi les sources d'erreur, Friberg (1983) considère la flexion partielle de la hanche et/ou du genou consécutive d'une contracture musculaire. D'ailleurs, les sujets présentant cette caractéristique étaient exclus de ce projet d'étude.

Friberg et al. (1988) ont étudié la validité des méthodes cliniques d'évaluation des AHMI. Ils ont comparé les résultats de la méthode directe absolue et de la méthode indirecte avec ceux obtenus par radiographie. Puisqu'il fut démontré que la radiographie démontrait une erreur de mesure négligeable, les mesures découlant de celle-ci étaient alors considérées valides. Les auteurs ont obtenu un taux d'erreur de 53% à identifier une AHMI à l'aide des méthodes cliniques à partir du seuil minimal de 5 millimètres d'AHMI. Qui plus est, l'évaluation concernant la latéralité de l'AHMI s'est avérée fautive dans 12,0% et 13,4% des cas pour la méthode directe et la méthode indirecte respectivement. Les auteurs suggèrent l'utilisation systématique de la radiographie pour évaluer les AHMI.

Cleveland, Kushner, Ogden, Herman, Kermond et Correia (1988) ont comparé, chez dix sujets, les résultats provenant de trois mesures différentes.

Ils n'ont obtenu aucune différence significative entre la radiographie en posture debout et la radiographie en décubitus dorsal. Par contre, les données recueillies en radiologie diffèrent significativement de celles obtenues par la méthode directe absolue. Notons que cette dernière mesure était effectuée en position debout permettant une comparaison valable entre les deux méthodes.

Considérant les résultats d'études de fidélité et de validité des méthodes cliniques d'évaluation des AHMI ainsi que la faible erreur de mesure de la radiographie, certains auteurs suggèrent l'utilisation systématique de cette dernière pour évaluer les AHMI (Friberg et al., 1988). Cependant, les coûts et les conséquence néfastes sur la santé des radiations rendent l'utilisation systématique de cette méthode contestable dans le but de déceler cliniquement et rapidement une AHMI.

Bref, les méthodes d'évaluation des AHMI utilisées en clinique comportent une erreur de mesure appréciable et donne peu d'indices sur l'état fonctionnel de la musculature, puisqu'elles sont dédiées uniquement à la quantification de l'amplitude de l'AHMI. Il en va de même pour la radiographie, dont la fidélité et l'erreur-type de mesure sont cependant très acceptables. En résumé, les méthodes d'évaluation habituelles se font en position statique et n'offrent pas la possibilité d'évaluer l'état fonctionnel de la musculature pelvienne dont les résultats pourraient mener à la prescription d'exercices spécifiques. À notre connaissance, aucune méthode d'évaluation n'a été spécifiquement développée pour déceler un déséquilibre de la musculature pelvienne associé aux AHMI.

Études biomécaniques

Cinétique. Puisqu'il est généralement reconnu qu'une AHMI a le potentiel de causer des problèmes articulaires et une modification de la posture, quelques études ont mesuré les effets des AHMI (simulées ou réelles) sur les paramètres cinétiques (Lawrence, 1984 ; Mahar et MacLeod, 1985 ; Shuit, Adrian et Pidcoe, 1989 ainsi que Murrell, Cornwall et Doucet, 1991).

Lawrence (1984) a étudié la relation entre la latéralisation du centre de pression et la sévérité de l'AHMI. L'auteur conclut que le centre de pression a tendance à se localiser ipsilatéralement à la jambe courte en présence d'une AHMI de faible amplitude (1 à 4 mm) et du côté controlatéral lorsque l'AHMI est plus importante. Cependant, plusieurs erreurs méthodologiques permettent de questionner la validité de ces résultats. D'abord, plus de 70% des sujets démontrant une latéralisation du centre de gravité vers la jambe courte ont moins de 4 mm d'AHMI, ce qui très près de l'erreur de mesure de la méthode d'évaluation la plus valide (radiographie). De plus, la latéralisation de la projection du centre de gravité était déterminée par la différence des lectures de poids corporel réparti sur chacune des jambes. Les données (exprimées en Newtons) n'ont pas été converties en pourcentage du poids corporel, ce qui permet difficilement d'évaluer l'effet de la sévérité de l'AHMI sur le déplacement du centre de gravité et de généraliser pour l'ensemble des sujets. Enfin, les résultats furent discutés à l'aide d'une distribution de fréquence des sujets

selon la sévérité de l'AHMI et de l'endroit de la latéralisation (jambe courte ou longue). Aucune analyse statistique ne fut effectuée.

Mahar et MacLeod (1985), chez des sujets ne présentant aucune AHMI à l'examen clinique, ont mesuré l'effet aigu d'une AHMI simulée à l'aide de talonnettes (1 à 4 cm) sur la localisation du centre de pression et l'amplitude de l'oscillation posturale. Les auteurs n'ont pas précisé la procédure d'évaluation des AHMI utilisée parmi les méthodes directe et indirecte. Dans le plan frontal, le centre de pression démontre un déplacement significatif vers la jambe longue en présence d'une talonnette mais l'augmentation progressive de la hauteur de la talonnette ne produit aucun effet sur ce paramètre. De plus, ils ont obtenu une augmentation significative de l'oscillation posturale, cette augmentation étant proportionnelle à la hauteur des talonnettes. Dans le plan sagittal, aucune différence significative n'a été obtenue concernant l'oscillation posturale et la localisation du centre de pression. Suite à ces résultats, les auteurs ont conclu qu'une AHMI mineure (≈ 1 cm) pourrait éventuellement produire des désordres musculo-squelettiques significatifs puisque les paramètres cinétiques étaient modifiés.

Murrell et al. (1991) ont également étudié le comportement de l'oscillation posturale en présence d'AHMI. Les sujets ($n=20$) ont été répartis en deux groupes selon la présence ou non d'une AHMI. Leurs résultats suggèrent que les sujets ayant une AHMI anatomique ne sont pas moins stables que ceux du groupe sain puisque l'importance de l'oscillation posturale

ne différait pas significativement entre ces deux groupes. Ceci contredit les résultats de Mahar et al. (1985) chez des sujets sains auxquels une AHMI fut simulée. Murrell et al. (1991) proposent que cette divergence provient du mécanisme d'adaptation à long terme du système neuromusculaire.

Shuit et al. (1989) se sont intéressés aux différences possibles des paramètres cinétiques de force dans les trois plans entre la jambe longue et la jambe courte chez des sujets ayant une AHMI structurelle (5 à 22 mm). Ils désiraient également déterminer l'effet de l'insertion d'une talonnette (durée de 3 semaines) sur ces mêmes paramètres. Les auteurs n'ont pas observé de différence au niveau de la valeur maximale de la force verticale entre les deux jambes. Par contre, pour la valeur maximale de la force latérale, ils obtiennent une diminution significative avec l'insertion de la talonnette.

Index d'asymétrie. Kaufman, Miller et Sutherland (1996) ont étudié le comportement d'un paramètre cinétique lors de la marche chez 20 enfants présentant une AHMI structurelle, celle-ci étant mesurée par radiographie. La variable mesurée était la force de réaction verticale (F_z) qu'ils ont convertit, par calcul mathématique, en un index d'asymétrie (Annexe A). Leurs résultats démontrent que la sévérité de l'AHMI présente une relation linéaire positive avec l'index d'asymétrie ($r = .48$ à $.70$). Selon ces auteurs, une AHMI de 20 mm produit un patron de marche asymétrique. Leurs résultats supportent ainsi l'idée qu'une AHMI puisse provoquer de l'ostéoarthrite aux articulations de la jambe longue en augmentant la contrainte mécanique au niveau du cartilage.

Liu et al. (1998) ont également établi un index d'asymétrie de la force de réaction verticale (F_z), de la force de réaction médio-latérale (F_x) et du centre de pression lors de la marche chez 30 adolescents présentant une AHMI de 9 à 47 mm (Annexe A). Les auteurs ont obtenu un index d'asymétrie F_z faible, c'est-à-dire qu'il y avait peu de variation entre la jambe longue et la jambe courte. Ces résultats sont à l'opposés de ceux de Kaufman et al. (1996). Liu et al. (1998) ont également observé que l'index d'asymétrie F_z augmente en corrigeant l'AHMI par l'insertion d'une talonnette et ceci contredit l'hypothèse de départ mais supporte les résultats de Shuit et al. (1989). Ces derniers soupçonnaient le type de matériel utilisé pour les talonnettes (faible coefficient de déformation) comme facteur responsable de ce résultat. Liu et al. (1998) concluent que l'utilisation de l'index d'asymétrie est questionnable dans le but de justifier et d'orienter un traitement puisqu'ils ont obtenu des écart-types très étendus.

Cinématique. Cumming, Scholz et Barnes (1993) ont évalué par analyse cinématique l'effet d'une AHMI simulée sur la symétrie de la hauteur des os iliaques chez dix sujets sans AHMI (< 4 mm). Le déplacement des marqueurs cinématiques, placés sur les épines iliaques postéro-supérieures (ÉIPS), les grands trochanters, les malléoles externes et l'aspect latéral des 5^{èmes} métatarses, était mesuré avec différentes hauteurs de talonnettes (de 6 à 22 mm) et comparé aux données de la condition expérimentale sans talonnette. Les résultats démontrent qu'une talonnette provoque une rotation postérieure de l'os iliaque ipsilatéral et une rotation antérieure de l'os iliaque controlatéral.

De plus, les auteurs ont obtenu une relation linéaire positive entre le niveau de rotation et l'importance de la talonnette mais n'ont pas calculé de coefficient de corrélation. Ils suggèrent que des mesures dynamiques chez des sujets sains et asymétriques peuvent apporter plus d'évidences cliniques.

Les études en laboratoire menées au sujet de l'effet des AHMI sur la localisation du centre de pression, sur l'oscillation posturale ou sur les paramètres cinétiques d'un patron de marche ont obtenu des résultats mitigés ou contradictoires. De plus, ce type d'analyse rejoint la faiblesse des méthodes cliniques d'évaluation en ce sens que la musculature est peu sollicitée. Par conséquent, les résultats donnent peu d'indications sur l'adaptation du système musculaire de la ceinture pelvienne. Néanmoins, il semble que certains paramètres cinétiques puissent être affectés par la présence d'une AHMI. De plus, à notre connaissance, aucune étude n'a mesuré l'effet d'une AHMI sur la dynamique de certaine tâche quotidienne, tel les mouvements de flexion et d'extension du tronc ou des membres inférieurs.

Objectifs et hypothèses de recherche

Le premier objectif de cette étude est de comparer l'équilibre des forces musculaires de la ceinture pelvienne entre les sujets sains et les sujets avec AHMI. Nous proposons l'hypothèse que les AHMI provoquent un déséquilibre des forces musculaires conséquent d'une adaptation de la musculature pelvienne à un mauvais alignement postural du bassin.

Le second objectif de cette étude consiste à comparer des paramètres

cinématiques et cinétiques dans une tâche dynamique (de type squat) entre les sujets sains et les sujets avec AHMI. Ces données serviront à établir un indice d'asymétrie témoignant du niveau de linéarité du mouvement. Nous proposons l'hypothèse que les sujets ayant une AHMI structurelle auront un indice d'asymétrie élevé conséquent d'un déséquilibre du système musculosquelettique comparativement aux sujets sains. Nous émettons également l'hypothèse que l'analyse biomécanique de la tâche permet d'identifier une AHMI, c'est-à-dire qu'il y aura une relation linéaire positive entre l'amplitude de l'AHMI et l'indice d'asymétrie.

CHAPITE II

Méthodologie

Sujets

Le recrutement des sujets était effectué à partir de la communauté étudiante et de la clinique chiropratique à l'Université du Québec à Trois-Rivières. Dix-sept (17) sujets volontaires participaient à cette étude et étaient répartis en deux groupes selon la présence ou non d'une AHMI. Les caractéristiques physiques des sujets sont présentées au Tableau 2. Le groupe contrôle était constitué de 12 sujets ne présentant aucune AHMI, aucune histoire de lombalgie et aucun désordre musculo-squelettique apparent (scoliose, pronation du pied, anomalie fonctionnelle ou anatomique quelconque des membres inférieurs) au début de l'étude. Les sujets du groupe témoin ($n = 5$) avaient une AHMI supérieure à 10 millimètres. Le consentement des sujets était obtenu à la suite d'explications verbales et écrites des objectifs de recherche, des mesures et des procédures expérimentales (Annexe B). Une anamnèse était d'abord complétée afin de recueillir les informations relatives au poids, à la taille et à l'âge des individus ainsi qu'aux problèmes musculo-squelettiques récents ou passés. Le risque cardio-vasculaire associé à un effort physique maximal était évalué par un questionnaire (Annexe C). Les sujets répondant positivement à une des questions filtres étaient exclus de l'étude.

Tableau 2
Caractéristiques physiques des sujets

Groupe	Sujets	Sexe	Âge	Taille (cm)	AHMI (mm)	Latéralité
Contrôle	1	M	20	171	3	D
	2	M	20	188	0	-
	3	M	19	175	0	-
	4	M	33	189	6	G
	5	M	20	169	2	D
	6	F	20	169	5	G
	7	F	19	162	4	D
	8	M	33	162	6	D
	9	F	19	172	1	G
	10	M	22	183	6	D
	11	M	20	181	4	D
	12	F	19	163	2	G
<i>Moyenne</i>			22,0	173,7	3,0	
<i>Écart-type</i>			5,2	9,6	2,2	
Expérimental	13	M	50	173	12	G
	14	F	20	168	12	D
	15	M	24	174	10	D
	16	M	44	166	11	D
	17	F	38	170	21	D
<i>Moyenne</i>			35,2	170,2	13,2	
<i>Écart-type</i>			12,9	3,34	4,4	

Radiographie lombo-pelvienne

La radiographie était utilisée afin de distribuer les sujets dans chacun des groupes en fonction du critère de sévérité de l'AHMI. La radiographie lombo-pelvienne était préférée parmi les différentes méthodes cliniques d'évaluation des AHMI puisqu'elle possède une erreur de mesure négligeable telle que discutée au chapitre précédent. Les sujets étaient soumis à une prise de

radiographie lombo-pelvienne antéro-postérieure au début de l'étude, soit avant la séance d'expérimentation en laboratoire. Le temps écoulé entre la date de la radiographie et l'expérimentation en laboratoire varie entre 0 à 28 mois ($\bar{x} = 8$ et $S_x = 5$).

Les radiographies étaient prises à la clinique chiropratique de l'Université du Québec à Trois-Rivières. Arrivé à la salle de radiologie, le sujet était installé à 183 cm du tube radiologique (marque) en posture debout. Une rotation interne de 10-15 degrés des fémurs était demandée. Les sujets devaient adopter une posture normale et maintenir une expiration soutenue durant l'émission du rayon X. La Figure 6 illustre une radiographie lombo-pelvienne antéro-postérieure en position debout. L'amplitude de l'AHMI peut être déterminée de deux façons (Giles et al. 1981). La première méthode consiste à utiliser une ligne de référence verticale (fil à plomb lors de la radiographie) et de mesurer la différence de hauteur des têtes fémorales en traçant une ligne perpendiculaire à cette référence sur chacune des têtes fémorales. La seconde méthode, utilisée dans cette étude, se limite à mesurer, à l'aide d'une règle, la distance définie entre le bord inférieur de la radiographie et la limite crâniale des têtes fémorales. La différence entre les deux mesures correspond alors à la valeur de l'AHMI.

Dans cette étude, le rayon central était orienté à la hauteur des crêtes iliaques. Il y a donc un phénomène de divergence des rayons X au niveau des têtes fémorales situées quelques centimètres plus bas (Figure 7). Ceci nous

porte à dire que les AHMI évaluées ici sont de type apparentes. Par conséquent, la valeur réelle des AHMI peut varier de quelques millimètres. Pour palier à cette erreur méthodologique, nous avons sélectionné les sujets du groupe témoin selon le critère d'une AHMI de plus de 10 mm. La moyenne d'AHMI des deux groupes est fort distincte, soit de 3,0 mm ($\pm 2,2$) pour le groupe contrôle et de 13,2 mm ($\pm 4,4$) pour le groupe témoin ($t = 4,132$; $p < .01$).

Tâche

Dans un premier temps, les sujets se positionnaient en posture debout sur la plate-forme de force. Ils devaient placer leurs malléoles de part et d'autre d'un bloc produisant un écart de 16 cm entre celles-ci. Ce bloc était disposé perpendiculairement à l'axe optique résultant des caméras. Ceci permettait de conserver une position fixe des pieds à travers les essais et d'éliminer le risque de produire un effet de parallax. Le mouvement consistait à soulever une boîte en utilisant une technique de levée de type squat (Figure 8). Ce mouvement était répété pour dix essais, avec 30 secondes de repos entre les essais. Les sujets étaient informés de produire un mouvement continu, sans soulever les talons.

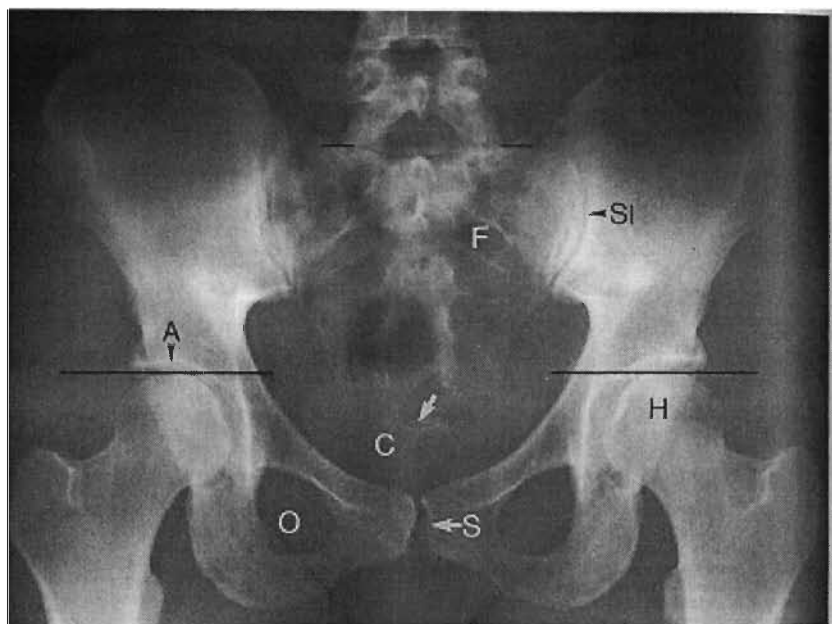


Figure 6. Mesure d'une AHMI sur une radiographie lombopelvienne (tiré de Giles et Singer, 1997).

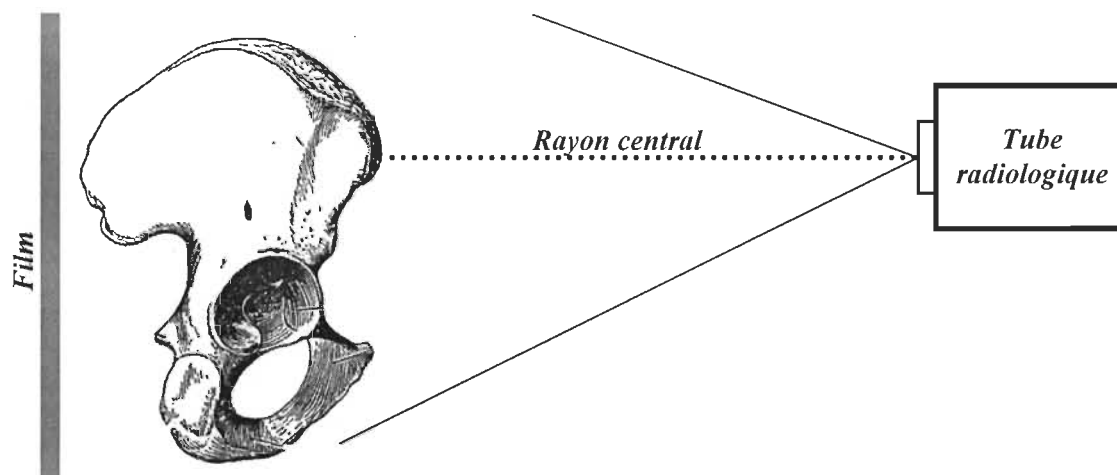


Figure 7. Phénomène de divergence des rayons X lors d'une radiographie lombopelvienne.

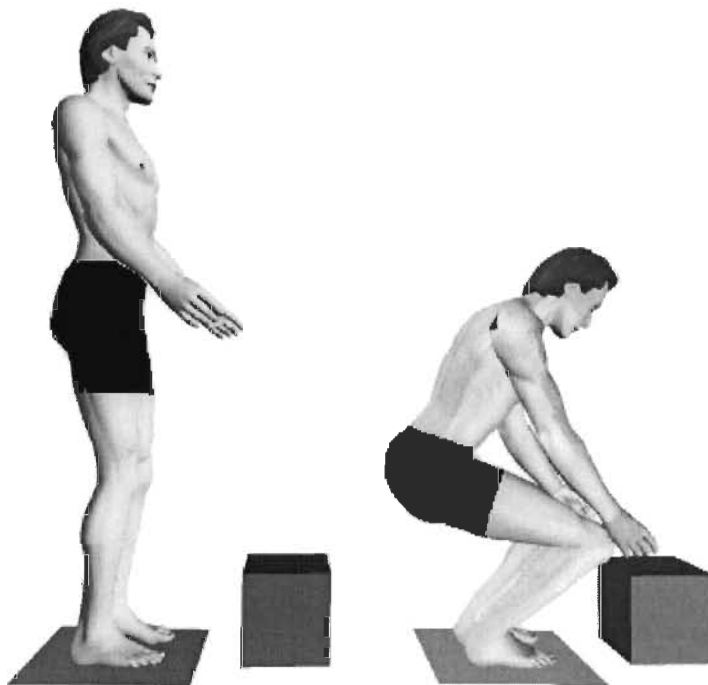


Figure 8. Tâche pour l'analyse cinématique et cinétique.

Acquisition et traitement des données cinématiques et cinétiques

Les données cinématiques étaient enregistrées à l'aide du système d'analyse de mouvement WATSMART (Northern Digital, Waterloo, Ontario). Deux caméras optoélectriques, installées à 250 cm du sol et 272 cm de la plate-forme de force, détectaient le déplacement de six (6) diodes à émission infrarouge fixées sur différents repères anatomiques des sujets (les angles inférieurs de la scapula, les apophyses épineuses des vertèbres L3 et C7 et les épines iliaques postéro-supérieures). Une plate-forme de force (*modèle OR6-4*, Advanced Mechanical Technology Inc) était reliée à un système d'acquisition de données analogiques (PEAK5, Peak Technologie System) afin d'enregistrer le

déplacement du centre de pression. L'acquisition des données était réalisée à une fréquence de 100 Hz. Les données cinématiques deux dimensions, obtenues de chaque caméra, furent reconstruites en données trois dimensions. Ces données étaient par la suite lissées à une fréquence de 4 Hz par un filtre passe-bas de type Butherworth. Elles étaient dérivées à une reprise afin d'obtenir la vitesse linéaire. Le déplacement des marqueurs cinématiques dans les trois plans, la vitesse linéaire en ordonnée et le déplacement du centre de pression étaient retenues pour d'éventuelles transformations mathématiques.

Calcul de l'indice d'asymétrie

Un indice de linéarité du mouvement, nommé ici indice d'asymétrie, était utilisé afin de mesurer l'influence des AHMI sur le patron de mouvement. Cette mesure de linéarité s'apparente à celle développée par Sainburg, Poizner et Ghez (1993). Dans la présente étude, il s'agissait d'abord de définir les phases du mouvement de squat en se référant aux graphiques de la vitesse linéaire (Figure 9). Une phase de déplacement correspond à l'intervalle contenu entre deux points où la vitesse linéaire tend vers zéro. Dans le cas présent, les phases du mouvement de squat sont celles de descente et de montée. Les données de déplacement en horizontale et en verticale étaient identifiées à partir du même intervalle des données de vitesse linéaire correspondantes. L'indice d'asymétrie en horizontale était ainsi calculé en soustrayant le minimum du maximum de la courbe de déplacement. L'indice d'asymétrie était calculé

pour chaque marqueur cinématique et pour le déplacement du centre de pression. La moyenne des indices d'asymétrie des cinq derniers essais était utilisée dans l'analyse statistique.

Les données de déplacement en direction antéro-postérieure permettaient de calculer la présence d'un mouvement de rotation du bassin durant l'exécution de la tâche. La rotation du bassin était déterminée en soustrayant la position en direction antéro-postérieure du ÉIPS gauche du ÉIPS droit pour chaque point dans le temps. La valeur maximale de l'ensemble des différences $\text{ÉIPS}_{\text{gauche}} - \text{ÉIPS}_{\text{droit}}$ pour chacune des phases de mouvement était alors utilisée dans l'analyse statistique.

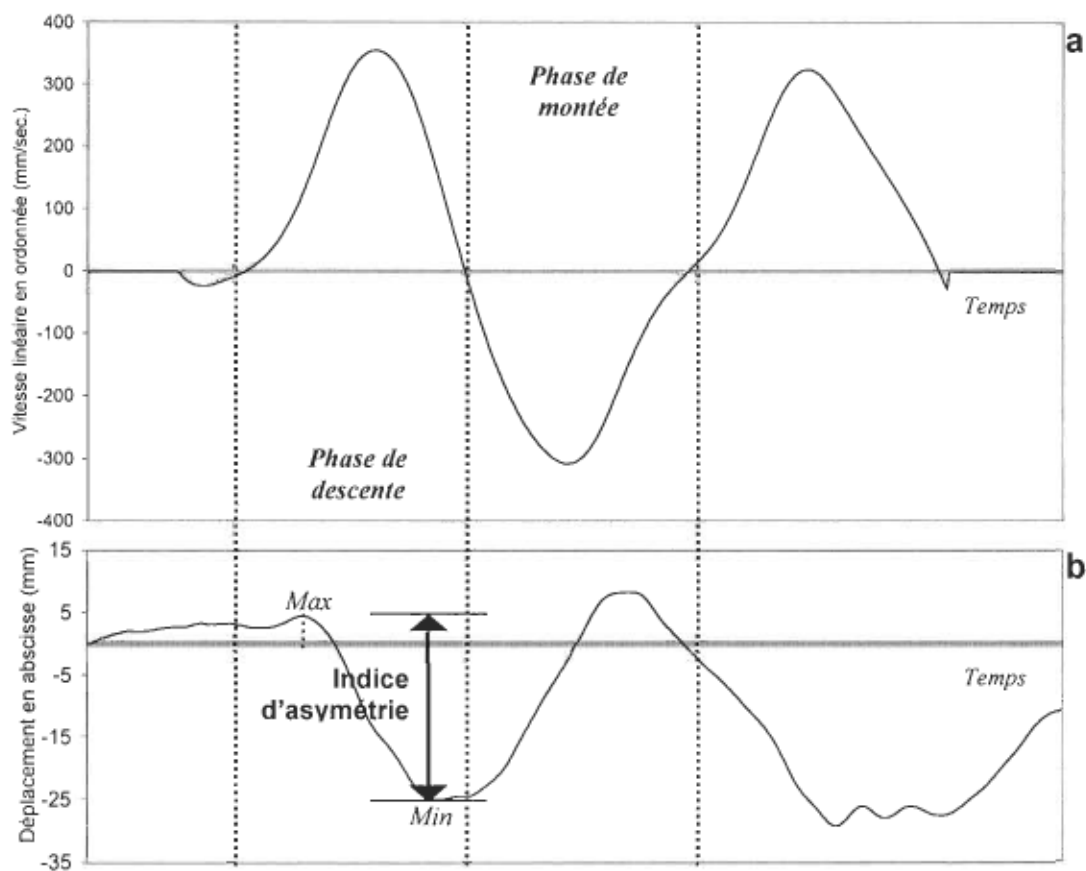


Figure 9. a) Graphique de la vitesse linéaire représentant les phases du mouvement de squat. b) Graphique de déplacement du même essai permettant de déterminer les valeurs maximale et minimale en abscisse pour chaque diode et chaque phase de mouvement. L'indice d'asymétrie = (max – min).

Force musculaire maximale isométrique (FMMI)

Une évaluation de la force de la musculature pelvienne et des membres inférieurs était effectuée à la suite de l'acquisition des données cinématiques et cinétiques. Cette mesure avait pour but de comparer la force générée par certains muscles bilatéraux de la ceinture pelvienne et ce, afin de déceler un désordre musculaire pouvant être causé par la présence d'une AHMI. Pour mieux comprendre la relation entre une AHMI et un déséquilibre des forces musculaires, il convient de définir ici le concept d'extensibilité musculaire.

L'extensibilité musculaire représente le niveau d'élongation d'un muscle et conséquemment, son implication dans la limitation de l'amplitude articulaire. Ce concept inclut également certains aspects fonctionnels de la musculature, dont la relation agoniste-antagoniste et la capacité du muscle à générer une force. Ce concept implique qu'un muscle raccourcit par adaptation soit généralement fort et hypertonique alors qu'un muscle en position constante d'étirement soit plus faible et hypotonique (Kendall et al., 1995). La Figure 10 met en relation le concept d'extensibilité musculaire et la présence d'AHMI. En effet, certains muscles de la ceinture pelvienne se voient imposer une position d'allongement par la présence d'une AHMI alors que les muscles antagonistes à ceux-ci sont, par conséquent, plus court que leurs valeurs de repos normales. Il est alors probable qu'il se crée, en présence d'AHMI, un déséquilibre d'extensibilité musculaire et un déséquilibre des forces musculaires.

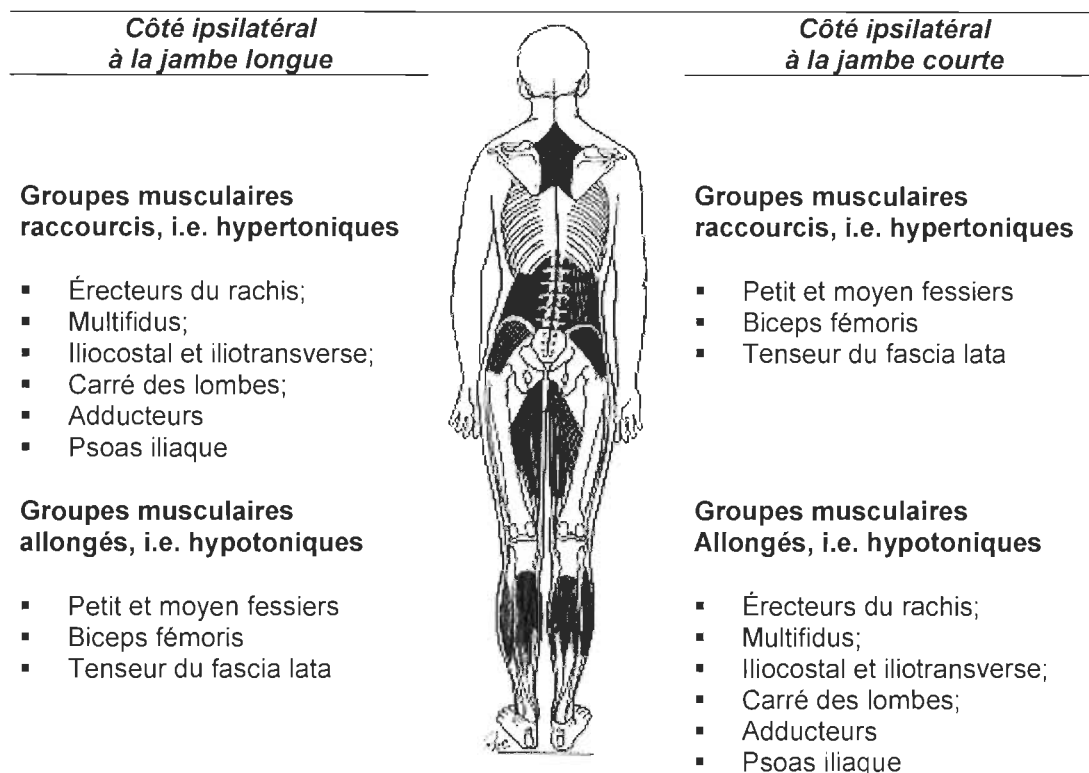


Figure 10. Extensibilité de la musculature pelvienne en présence d'une AHMI.

Nous avons donc procédé à l'évaluation de la force isométrique de certains muscles de la ceinture pelvienne à l'aide d'un dynamomètre manuel (Microfet). L'étendue de mesure de ce dynamomètre varie entre 0.1 lbs et 100 lbs. Une procédure de calibration était effectuée afin de s'assurer de la stabilité de lecture de l'appareil dans le temps. Des forces de 54,5 Newtons et de 165 Newtons étaient appliquées de façon répétée lors de deux séances espacées d'une période de 60 jours. Le dynamomètre était intégré dans un gabarit de

façon à ce que les forces soient appliquées perpendiculairement à l'appareil. L'erreur-type de cet appareil était de .161 lbs et de .173 lbs pour les deux forces respectivement.

Dans la littérature, il existe deux procédures d'évaluation de la force musculaire par dynamomètre manuel. Ces deux protocoles sont le "*make test*" et le "*break test*" (Bohannon, 1990). Dans cette étude, le "*break test*" était utilisé. Il s'agissait, pour le sujet, de maintenir la position d'évaluation par une contraction musculaire maximale pendant que l'expérimentateur exerçait une force dans la direction opposée et ce, jusqu'à l'apparition d'un mouvement articulaire, c'est-à-dire l'atteinte de la force maximale du sujet. Les muscles évalués étaient le tenseur du fascia lata, le petit fessier, le moyen fessier, le psoas iliaque, et enfin le biceps fémoris. L'action produite par chacun de ces muscles est identifiée au Tableau 3. Tous ces muscles peuvent avoir une influence, de par leur niveau de tonicité, sur l'asymétrie de hauteur du bassin. Les positions pour l'évaluation de la musculature proposées par Kendall et al. (1995) étaient retenues (Figure 11). Le bassin était stabilisé au niveau des crêtes iliaques avec une ceinture de façon à limiter la contribution des muscles du tronc. Pour chacun des muscles, le membre inférieur était d'abord positionné selon l'orientation résultante des actions principales du muscle et approximativement à la moitié de son extensibilité (50% de l'amplitude articulaire). Les sujets devaient, dans un premier temps, exécuter deux contractions isométriques sous-maximales (environ 50%). Ceci favorisait un

échauffement préalable du muscle, et permettait de familiariser les sujets au type d'effort à fournir en indiquant la direction de la force appliquée. Après ces deux essais d'échauffement, les sujets devaient produire deux contractions volontaires isométriques maximales (CVIM) successives pour chacun des muscles. Les sujets étaient informés de produire graduellement une force contre l'appareillage jusqu'à l'atteinte de la force maximale isométrique. En cas de malaise ou de douleur, le sujet devait cesser la procédure. Trente secondes de repos étaient allouées entre les deux CVIM. La valeur maximale de la force obtenue était notée après chaque CVIM. La moyenne des deux essais était utilisée pour fin d'analyse statistique (Andrews, Thomas, Bohannon, 1996).

Tableau 3

Actions des muscles de la ceinture pelvienne

Muscles	Action musculaire à l'articulation coxo-fémorale
Tenseur du fascia lata	Abduction + Flexion
Petit fessier	Abduction
Psoas iliaque	Adduction et Flexion
Moyen fessier	Abduction + extension
Biceps femoris	Extension

Une étude pilote avec 6 sujets avait permis d'estimer la fidélité test-retest et l'erreur-type de cette mesure. Ces sujets étaient convoqués à une seconde séance quarante-huit heures après la première séance d'évaluation. Cet

intervalle de temps était adéquat puisque ce protocole semble induire peu de fatigue musculaire et qu'il était facile de contrôler, sur une période de 48 heures, les facteurs pouvant augmenter la variabilité de cette mesure. Les sujets étaient donc priés de ne pas participer à des activités physiques inhabituelles entre les deux séances d'évaluation. De plus, la même séquence d'évaluation était administrée pour chaque sujet et ce, dans des conditions expérimentales équivalentes. Ainsi, la force musculaire maximale isométrique était prise au même moment de la journée (± 30 minutes), dans les mêmes positions expérimentales et par le même expérimentateur.

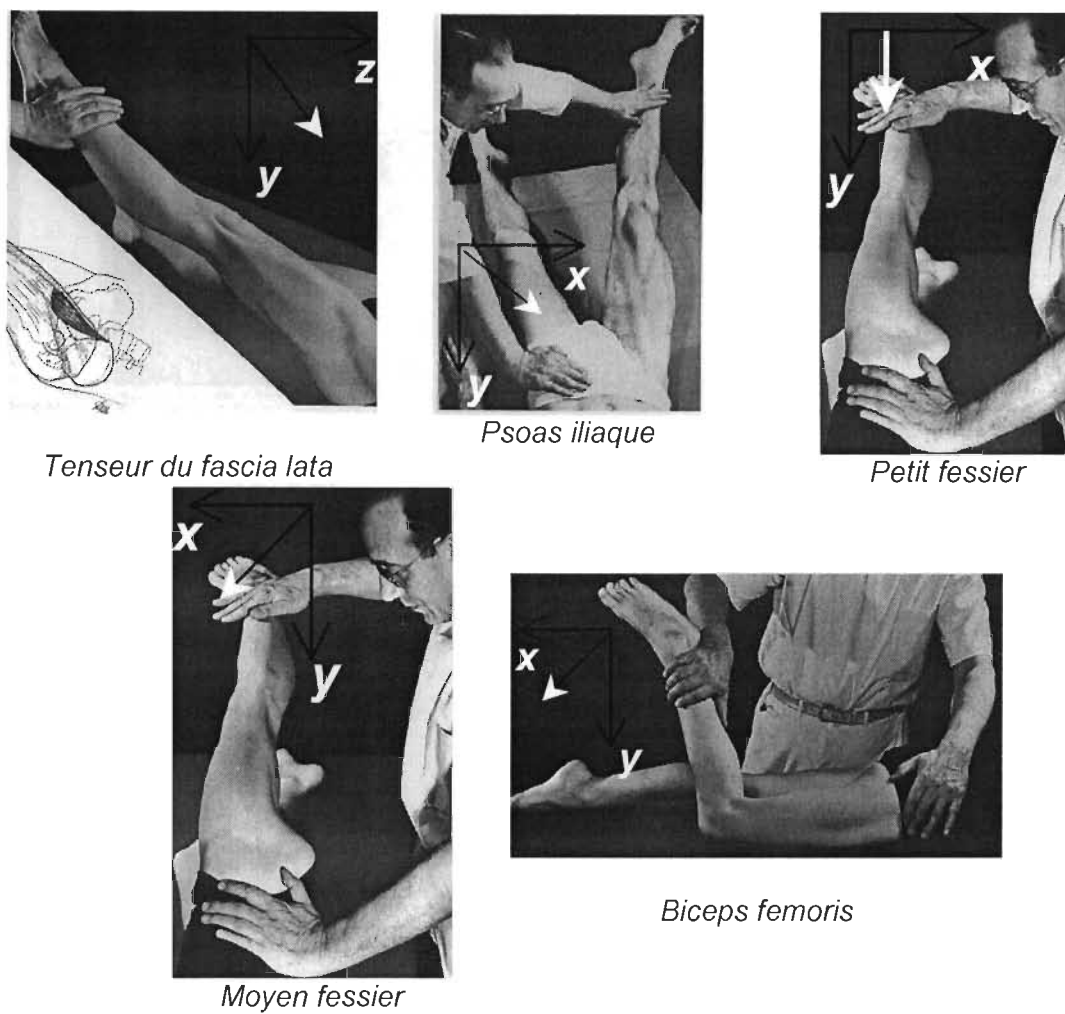


Figure 11. Positions d'évaluation de la force isométrique maximale de certains muscles de la ceinture pelvienne. La flèche indique la direction de la force résultante appliquée par l'expérimentateur. (Adapté de Kendall et al., 1995).

CHAPITRE III

Résultats

Évaluation de la force musculaire maximale isométrique (FMMI)

Fidélité et erreur-type de mesure. Afin d'évaluer la fidélité et la validité de notre méthode d'évaluation, nous avons calculé le coefficient de stabilité et l'erreur-type de mesure. Ces deux calculs statistiques sont issus de deux séances d'expérimentation chez 6 sujets, telles que décrite au chapitre précédent. Le coefficient de stabilité (corrélation entre deux mesures équivalentes) obtenu pour l'ensemble des muscles évalués varie de 0.77 à 0.99. L'erreur-type de mesure estimée pour l'évaluation de la FMMI est de 1,5 à 6,3 livres. Le Tableau 4 présente, pour chacun des muscles, le coefficient de stabilité et l'erreur-type de mesure. Pour l'ensemble des muscles, le coefficient de stabilité est significativement différent de zéro ($p < .05$).

Équilibre musculaire de la ceinture pelvienne. L'évaluation de la FMMI avait pour but d'identifier la relation possible entre la présence d'une AHMI et un désordre d'extensibilité de certains muscles de la ceinture pelvienne. Les différences relatives entre la FMMI du côté gauche et celle du côté droit pour chacun des muscles évalués sont fournies au tableau 5. Un résultat positif indique que le muscle du côté droit est plus tonique que le muscle du côté gauche alors qu'un résultat négatif laisse voir que le muscle du

côté droit est plus faible que son homologue controlatéral. Globalement, il existe peu de différence entre les deux groupes. Certains sujets sains présentent des différences de FMMI relativement élevées alors que des sujets avec AHMI démontrent des différences mineures. En effet, la moyenne quadratique des groupes est semblable et ce, pour l'ensemble des muscles à l'exception du tenseur du fascia lata. Ce dernier présente une différence un peu plus marquée, soit de 7,6% ($\pm 4,5$) et de 12,2% ($\pm 5,7$) pour les sujets sains et asymétriques respectivement. De plus, en se référant aux adaptations d'extensibilité probables des muscles de la ceinture pelvienne en présence d'une AHMI, un seul sujet asymétrique présente un désordre d'extensibilité correspondant (Figure 10). En effet, ce sujet possède un tenseur du fascia lata, un petit fessier et un biceps fémoris systématiquement plus tonique du côté de l'asymétrie.

Afin d'évaluer plus précisément l'influence des AHMI sur l'extensibilité des muscles de la ceinture pelvienne, nous avons calculé l'erreur-type de la différence gauche-droite pour chacun des muscles évalués (Laurencelle, 1998). Ce calcul utilise la variance d'erreur de la différence ($C_{xy} = X - Y$) et est par conséquent plus approprié que l'erreur-type calculée à partir de données test-retest uniquement.

Tableau 4

Coefficient de stabilité et erreur type de mesure

Évaluation de la force musculaire maximale isométrique.

Muscles	Coefficient de stabilité (n = 6)		Erreur type de mesure (n = 6)	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Psoas iliaque	0.85	0.87	4,0 lbs / 6,9 %	4,2 lbs / 7,5 %
Petit fessier	0.99	0.98	1,5 lbs / 3,7 %	4,0 lbs / 8,7 %
Moyen fessier	0.99	0.83	3,3 lbs / 2,0 %	4,4 lbs / 7,7 %
Tenseur fascia lata	0.97	0.97	2,2 lbs / 5,5 %	2,1 lbs / 5,1 %
Biceps fémoral	0.77	0,96	6,3 lbs / 8,4 %	4,9 lbs / 6,3 %

L'erreur-type de la différence dans cette étude était de 4,0, 7,7, 5,7, 7,2 et 10,7 lbs pour le tenseur du fascia lata, le psoas iliaque, le petit fessier, le moyen fessier et le biceps fémoris respectivement. Il s'agissait par la suite d'identifier les sujets ayant systématiquement une différence gauche-droite supérieure à deux fois cette erreur-type pour chaque muscle. En tenant compte de ce critère, il n'y a pas de relation systématique entre la latéralité de l'asymétrie et la latéralité du désordre d'extensibilité chez les sujets avec AHMI, puisqu'aucun des résultats de FMMI n'excède pas le seuil requis.

Tableau 5
Différence gauche-droite de la FMMI
chez les sujets sains et les sujets avec AHMI

		Force musculaire isométrique maximale*					Latéralité
	Sujets	TFL	Psoas	PF	MF	BF	
Sujets sains	1	13,2	-6,3	-6,0	-11,0	-0,8	D
	2	-2,2	-13,9	-3,0	1,1	2,0	-
	3	17,6	-20,8	-9,1	3,4	20,6	G
	4	-5,7	1,0	-14,5	4,2	22,6	-
	5	-9,6	3,7	-3,6	-8,3	-20,5	D
	6	7,4	23,8	15,8	-5,7	37,8	D
	7	3,0	5,9	24,6	-9,0	0,0	G
	8	8,2	-19,0	-2,9	8,6	3,8	D
	9	6,5	5,8	12,3	1,3	-3,3	D
	10	1,8	-14,5	8,5	-10,3	7,6	G
	11	-8,3	4,8	2,0	-16,3	7,1	G
	12	7,0	-1,1	5,3	-14,0	0,0	D
Moyenne		3,3	-2,6	2,5	-4,7	6,4	
Écart-type		8,4	19,9	11,3	8,1	14,9	
Moy. Quadratique		7,6	10,1	9,0	7,8	10,5	
Écart-type		4,5	8,0	6,8	4,8	12,0	
Sujets avec AHMI	13	12,7	-20,0	-2,5	0	-1,0	G
	14	-8,5	-15,3	-21,5	12,3	8,1	D
	15	17,2	3,1	12,3	-25,6	12,0	D
	16	-4,6	-12,1	-2,3	-0,9	-1,8	D
	17	-18,0	7,1	-11,1	-2,7	7,1	D
Moyenne		-0,2	-7,4	-5,0	-3,3	4,9	
Écart-type		14,8	11,9	12,5	13,7	6,0	
Moy. Quadratique		12,2	11,5	10,0	8,3	6,0	
Écart-type		5,7	6,6	8,0	10,7	4,6	

* exprimé en pourcentage selon l'équation : $\frac{X_D - X_G}{X_D} \times 100$

Légende

TFL = Tenseur du fascia lata
PF = Petit fessier
BF = Biceps femoris

Psoas = Psoas iliaque
MF = Moyen fessier
D = Droite et G = Gauche

Analyses cinématique et cinétique

Fidélité et erreur-type de mesure de l'indice d'asymétrie. L'indice d'asymétrie n'ayant fait l'objet d'aucune étude auparavant, nous voulions d'abord connaître l'importance de la variance d'erreur de cette variable. Pour ce faire, nous avons répété chez trois sujets avec AHMI (#14; #15; #16, les mesures cinétiques et cinématiques dans deux séances d'expérimentation distinctes) en respectant évidemment le même protocole. L'erreur-type de mesure de l'indice d'asymétrie est indiquée au Tableau 6 pour le centre de pression et au Tableau 7 pour les marqueurs cinématiques. En ce qui concerne la fidélité, l'analyse statistique de Student (t) indique qu'il n'y a pas différence significative entre les deux séances d'évaluation, et ce pour l'ensemble des indices d'asymétrie issus du centre de pression ou des marqueurs cinématiques.

Tableau 6

Erreur-type de mesure (S_e)

Indice d'asymétrie issu de l'analyse cinétique

Phases	S_e (n = 3)
Descente	14,2 mm
Montée	14,8 mm

Tableau 7

Erreur-type de mesure (S_e)

Indice d'asymétrie issu de l'analyse cinématique

Marqueurs	S_e (n = 3)	
	Descente	Montée
Scapula gauche	5,8 mm	3,9 mm
Scapula droite	10,1 mm	10,8 mm
L3	3,6 mm	3,7 mm
EIPS gauche	3,7 mm	2,4 mm
EIPS droit	3,2 mm	2,4 mm

Indice d'asymétrie (centre de pression). Les résultats suivants découlent des données cinétiques. Ils sont présentés selon les deux phases du mouvement de squat, soit la phase de descente et la phase de montée. Pour chacune de ces phases, nous avons établi un indice d'asymétrie représenté par l'abréviation I_a . La Figure 12 illustre l'indice d'asymétrie obtenu pour chacun des sujets et ce, dans les deux phases du mouvement. Dans la phase de descente, les sujets sains ont un $I_{a\text{-cinétique}}$ moyen de 27,6 ($\pm 14,7$) alors que les sujets asymétriques ont un $I_{a\text{-cinétique}}$ de 22,5 ($\pm 10,8$). Dans la phase de montée du mouvement, les résultats sont de 27,6 ($\pm 11,1$) et de 27,1 ($\pm 12,8$) pour les

deux groupes respectivement. Il n'existe aucune différence significative entre les deux groupes au seuil de signification de 5%. Également, aucune différence significative n'est observée entre les deux phases de mouvement.

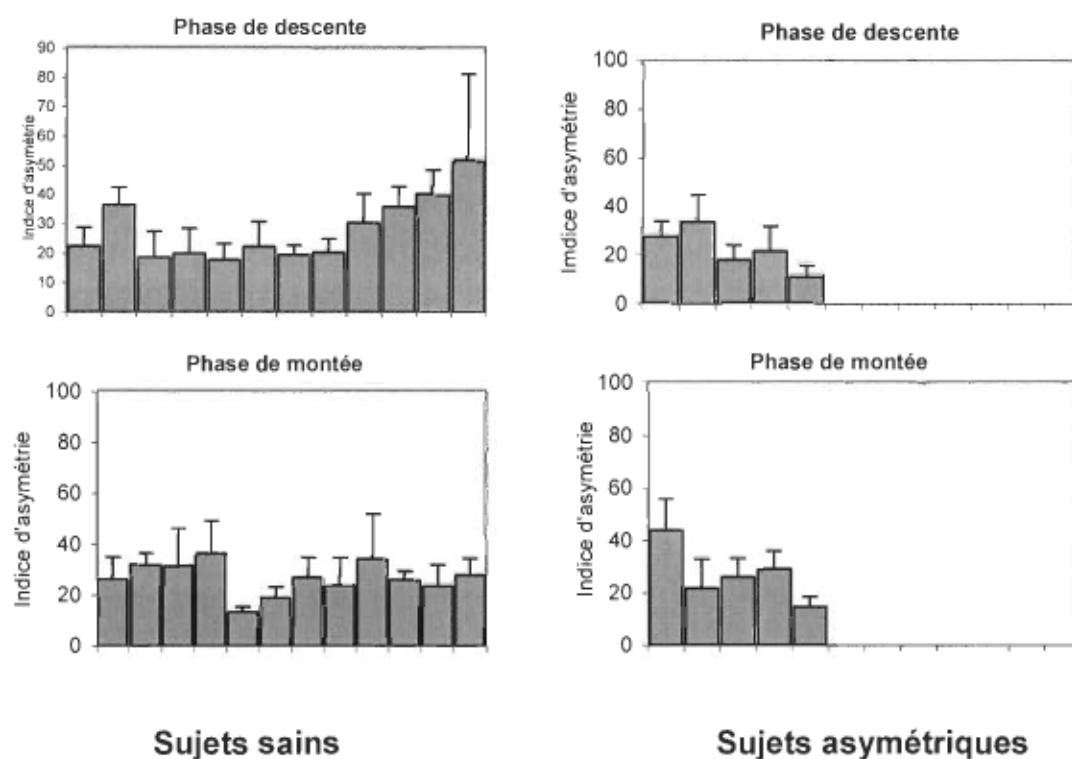


Figure 12. Valeurs de $I_{a\text{-cinétique}}$ calculées à partir déplacement du centre de pression et réparties par phase de mouvement et par groupes.

Indice d'asymétrie (marqueurs cinématiques). Nous avons placé des marqueurs cinématiques sur différents repères anatomiques. Le déplacement de ces marqueurs nous a permis d'établir un indice d'asymétrie selon les mêmes calculs que le déplacement du centre de pression. Le Tableau 8 présente les indices d'asymétrie issus des paramètres cinématiques pour chaque marqueur. Comme les $I_{a-cinétique}$, il n'existe aucune différence significative entre les sujets des deux groupes et les phases du mouvement.

Index d'asymétrie comme prédicteur d'une AHMI.

Pour évaluer la capacité de l'indice d'asymétrie à identifier une AHMI, nous présentons graphiquement les indices d'asymétrie et les valeurs des AHMI (Figures 13, 14 et 15). À partir de ces figures, nous avons calculé les équations de régression et les coefficients de régression r^2 pour les données cinétiques et cinématiques (Tableaux 9 et 10). Dans l'ensemble, il n'y a pas de relation importante entre l'indice d'asymétrie et la sévérité des AHMI. En effet, le coefficient R^2 le plus élevé est de .192 en cinématique. Les coefficients de corrélation des variables cinétique est de .132 et de .038 pour les phases de descente et de montée respectivement.

Tableau 8

Indices d'asymétrie issus des données cinématiques

		Sujets sains	Sujets AHMI
Scapula gauche	Descente	$26,6 \pm 15,1$	$18,2 \pm 10,4$
	Montée	$25,2 \pm 14,1$	$19,7 \pm 10,7$
Scapula droite	Descente	$26,0 \pm 12,7$	$30,2 \pm 13,1$
	Montée	$26,0 \pm 11,8$	$29,8 \pm 14,5$
L3	Descente	$16,4 \pm 7,6$	$14,0 \pm 8,3$
	Montée	$18,8 \pm 9,1$	$16,8 \pm 6,3$
EIPS gauche	Descente	$17,4 \pm 9,4$	$20,2 \pm 9,7$
	Montée	$14,3 \pm 10,4$	$17,0 \pm 6,2$
EIPS droit	Descente	$16,7 \pm 9,2$	$19,9 \pm 8,1$
	Montée	$16,2 \pm 12,5$	$17,9 \pm 6,6$

Tableau 9

Relation entre l' $I_{a\text{-cinétique}}$ et l'amplitude des AHMI

Équations et coefficients de régression

Phase	Équation de régression	r^2
Descente	$y = -0,677x + 30,5$	.132
Montée	$y = -0,271x + 28,5$	.038

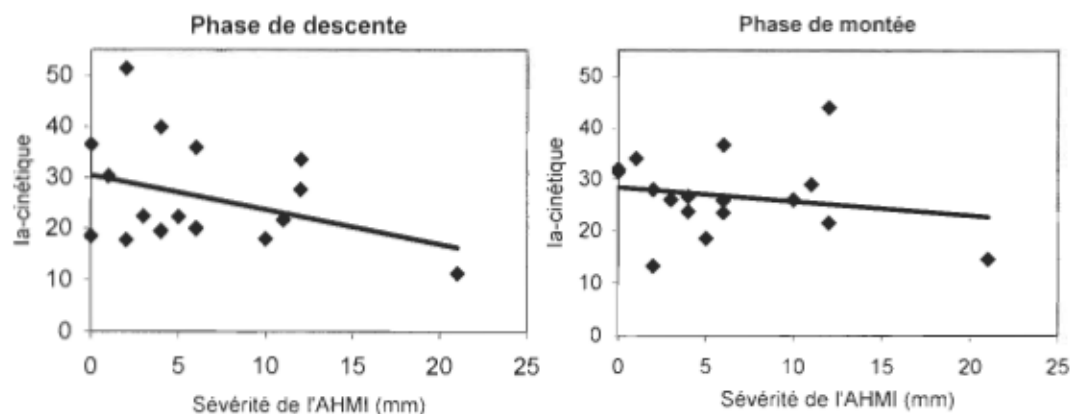


Figure 13. Relation entre l' $I_{a\text{-cinétique}}$ et la sévérité des AHMI.

Tableau 10

Relation entre l' $I_{a\text{-cinématique}}$ et l'amplitude des AHMI

Équations et coefficients de régression

Phase	Marqueurs	Équation de régression	r^2
Descente	Scapula gauche	$y = 1,109x + 32,1$	0,191
	Scapula droite	$y = 0,247x + 25,4$	0,017
	L3	$y = -0,325x + 17,9$	0,116
	EIPS gauche	$y = -0,266x + 18,2$	0,049
	EIPS droit	$y = -0,112x + 17,3$	0,012
Montée	Scapula gauche	$y = -0,946x + 30,3$	0,169
	Scapula droite	$y = 0,129x + 26,4$	0,006
	L3	$y = -0,023x + 19,9$	0,061
	EIPS gauche	$y = -0,258x + 21,1$	0,055
	EIPS droit	$y = -0,121x + 20,2$	0,008

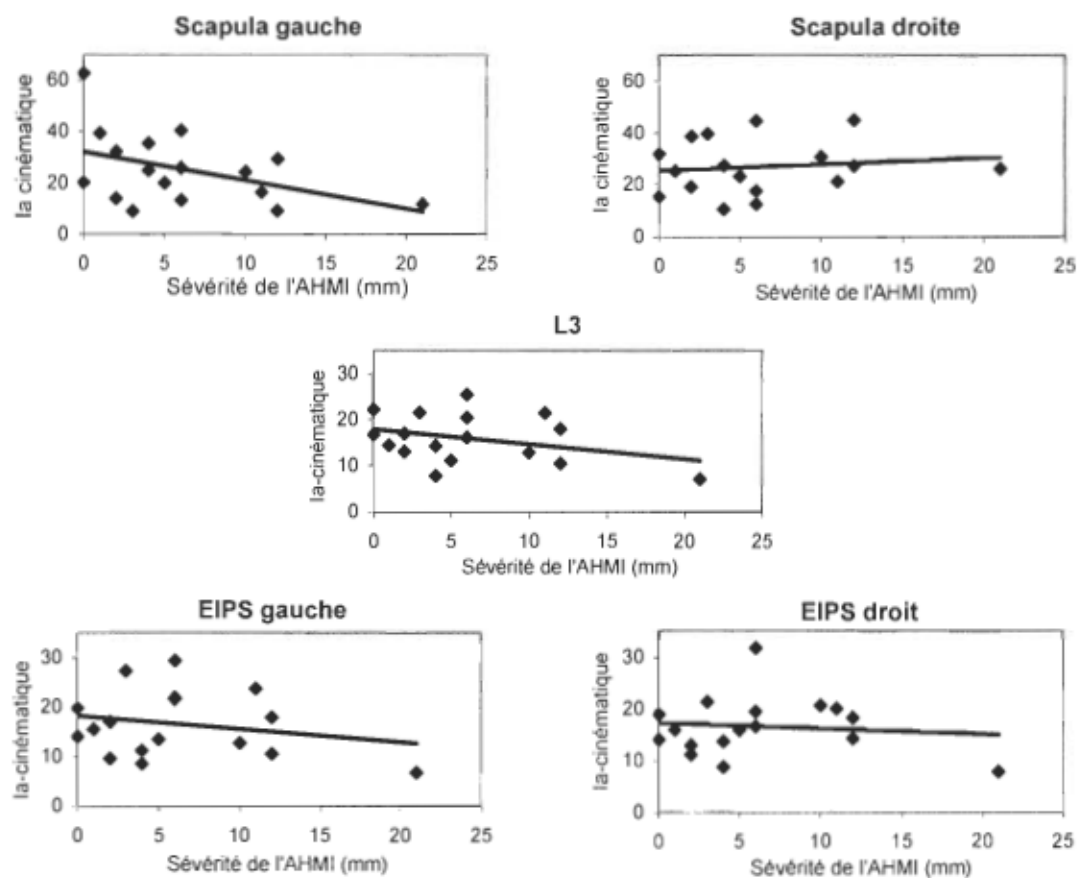


Figure 14. Relation entre l' $I_{a-cinématique}$ et l'amplitude des AHMI pour la phase de descente.

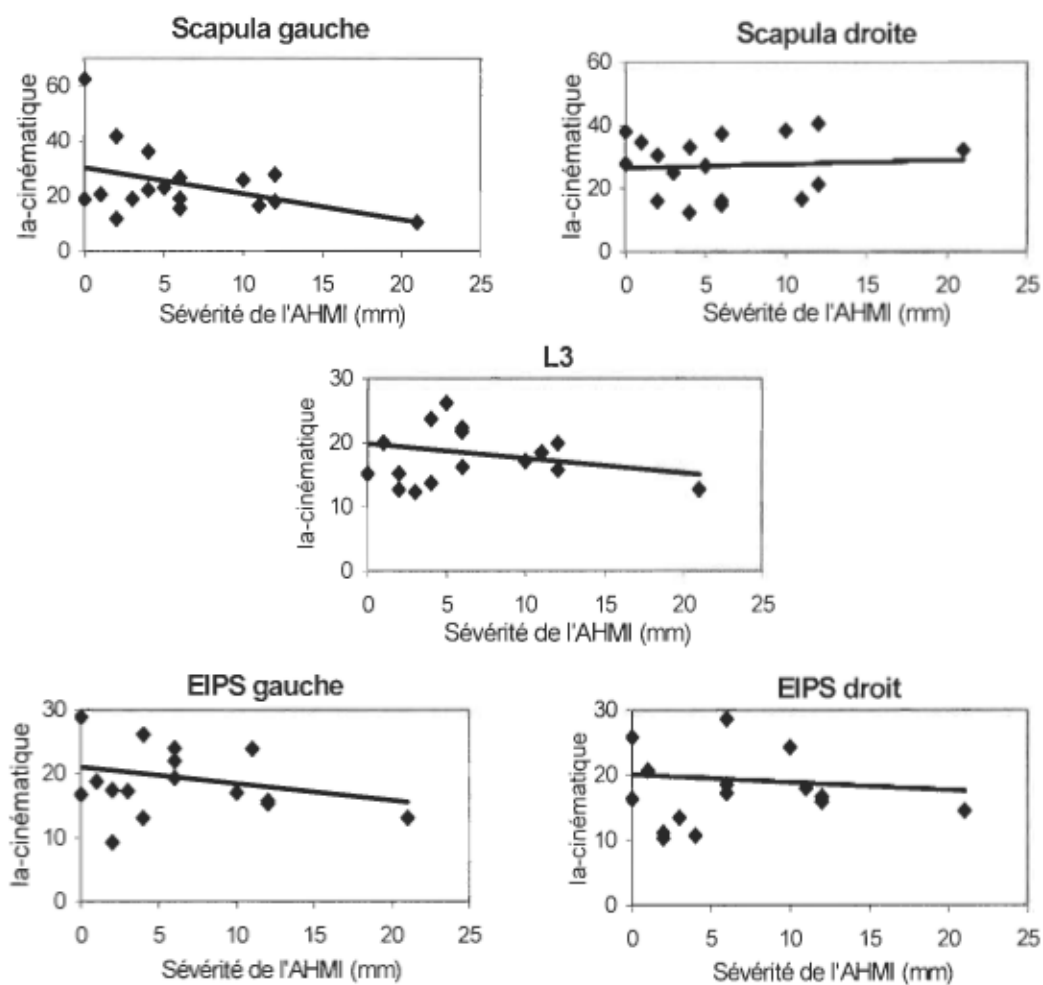


Figure 15. Relation entre l' $I_{a-cinématique}$ et l'amplitude des AHMI pour la phase de montée.

Rotation du bassin lors du mouvement de squat

Le degré de rotation du bassin lors de la tâche expérimentale était obtenue à l'aide de la courbe de déplacement selon l'axe antéro-postérieure des marqueurs EIPS gauche et droit. La Figure 16 illustre la moyenne quadratique de ce calcul pour chaque groupe et chaque phase de mouvement. Pour la phase de descente, les sujets sains démontrent une rotation moyenne de 5,6 mm ($\pm 3,5$) alors que les sujets avec AHMI obtiennent une rotation moyenne de 6,3 mm ($\pm 3,5$). Les moyennes pour la phase de descente sont de 8,8 ($\pm 7,3$) et de 6,6 ($\pm 5,7$) pour les sujets sains et les sujets avec AHMI respectivement. L'ensemble de ces résultats ne montre aucune différence significative entre les groupes au seuil de signification de 5%.

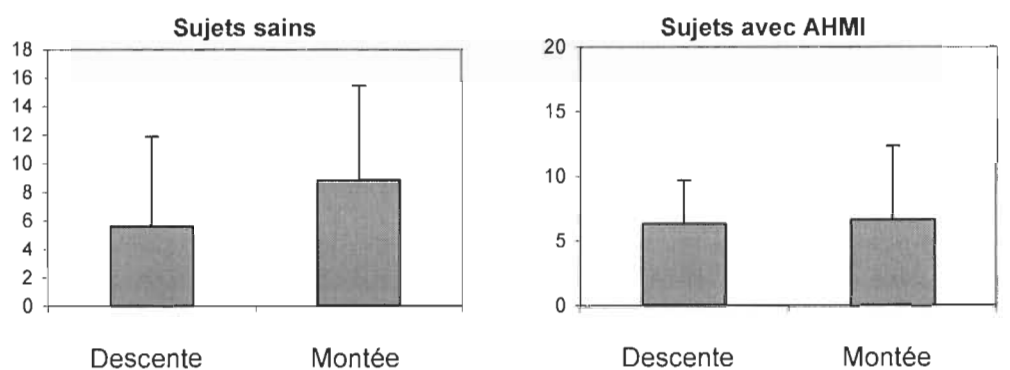


Figure 16. Différence des moyennes quadratiques au niveau de la rotation du bassin.

CHAPITRE IV

Discussion

Cette étude poursuivait deux objectifs. D'abord, nous voulions vérifier l'hypothèse stipulant qu'une AHMI d'amplitude moyenne était suffisante pour induire une adaptation de l'extensibilité des muscles de la ceinture pelvienne. Pour ce faire, nous avons mesuré la force musculaire de certains muscles de la ceinture pelvienne. Ensuite, nous voulions évaluer dans quelle mesure, certains paramètres cinématiques et cinétiques étaient modifiés par les AHMI lors d'une tâche dynamique sollicitant la musculature pelvienne.

Désordre de force musculaire et AHMI

En évaluant la FMMI, nous voulions déterminer si l'équilibre de force des muscles de la ceinture pelvienne était affecté par la présence d'une AHMI. Le concept d'adaptation myogénique proposé par Kendall et al., (1995) stipule qu'un muscle soumis à une position constante d'étirement démontrerait éventuellement une extensibilité accrue par adaptation. Les anomalies posturales, telles les AHMI, prédisposent les muscles à un désordre d'extensibilité. Cette adaptation se traduit alors par une modification de la courbe-tension longueur du muscle. Par conséquent, l'évaluation de la force musculaire permet d'estimer la relation entre l'extensibilité musculaire et la présence d'une AHMI.

Nous nous sommes assuré, dans un premier temps, de la stabilité de mesure notre méthode d'évaluation de la FMMI. À notre connaissance, aucune étude n'a utilisé les positions d'évaluation proposées par Kendall et al. (1995) pour mesurer la FMMI à l'aide d'un dynamomètre manuel. Ces positions offraient l'avantage d'isoler l'action des muscles de la ceinture pelvienne. Il était donc impératif d'estimer la fidélité de notre méthode d'évaluation, en mesurant six sujets dans un protocole test-retest. L'erreur de mesure et le coefficient de stabilité de l'évaluation de la FMMI que nous avons obtenu dans cette étude sont comparables aux données disponibles dans la littérature. En effet, Bohannon (1997a) a obtenu, dans une étude test-retest avec 231 sujets, une erreur de mesure (S_e) de 17,2 à 16,9 N pour le mouvement d'abduction de la hanche, soit une erreur de 7 à 8% en valeurs relatives. Nous avons obtenu des résultats similaires, voir même inférieurs, pour ces mêmes muscles, c'est-à-dire de 2,0 à 8,7 %. De plus, en procédant à la conversion de nos résultats en Newtons, nous obtenons une erreur de mesure moyenne de 16,4 Newtons pour l'ensemble des muscles de la ceinture pelvienne. En ce qui concerne le coefficient de stabilité, nos résultats sont comparables aux études précédentes sur la dynamométrie manuelle (Wadsworth, Krishman, Sear, Harrold et Neilsen, 1987 ; Bohannon et Andrews, 1987 ; Stuberg et Metcalf, 1988 ; Hsieh et Phillips, 1990 ; Andrews, Thomas et Bohannon, 1996 ; Bohannon, 1997a).

En dynamométrie manuelle, plusieurs erreurs méthodologiques peuvent influencer la validité des résultats. D'abord, il y a le choix du test. En effet, la plupart des études sur la dynamométrie manuelle évoque l'utilisation de la procédure d'évaluation nommée "make test" préférablement au "break test". La méthode du "make test" consiste pour le sujet à exercer une force contre le dynamomètre maintenu immobile par l'évaluateur dans une position perpendiculaire à cette force. Selon quelques auteurs, cette méthode diminue certaines erreurs de mesure et est, par conséquent, plus valide (Bohannon, 1997b ; Hsieh et Phillips, 1990). Hsieh et Phillips (1990) ont comparé le "make test" et le "break test" et ont conclut que la première procédure était préférable, ceci en raison d'une différence importante entre les coefficients de stabilité des deux procédures. Pour le "break test", ils ont obtenu un coefficient de stabilité pour le psoas iliaque de .55 ($p > .05$). Par contre, dans notre étude nous obtenons des coefficients de .85 à .87 et significativement différent de zéro. Toutefois, ces auteurs n'ont cependant pas utilisé de matériel permettant de stabiliser la ceinture pelvienne. La stabilisation de la région évaluée constitue une source d'erreur en dynamométrie et explique peut-être cette différence notable. Dans notre étude, le bassin était stabilisé correctement sur la table d'évaluation au niveau des crêtes iliaques permettant d'obtenir des résultats reproductibles, c'est-à-dire avec un coefficient de stabilité significativement différent de zéro.

De plus, nous avons utilisé le « break test », décrit au chapitre précédent, puisque cette procédure permet d'obtenir une valeur de FMMI plus élevée que le « make test » (Bohannon, 1997b). Le « break test »,

favorisait la production de valeurs de FMMI plus élevées, réduisant ainsi le risque d'obtenir des résultats de FMMI qui tendaient vers zéro chez les sujets plus faibles. Les sujets devaient d'abord vaincre le poids du membre inférieur avant d'obtenir une lecture sur le dynamomètre. En effet, les positions d'évaluation de Kendall et al. (1995) ont l'avantage d'isoler l'action des muscles de la ceinture pelvienne mais soumettent les membres inférieurs à la force gravitationnelle. Dans la littérature, il est généralement suggéré d'utiliser des positions d'évaluation où l'influence de la force gravitationnelle est réduite (Sapega, 1990 ; Keating et Matays, 1996 ; Bohannon, 1997a ; Bohannon, 1997b). Puisque les positions d'évaluation ne pouvaient être modifiées pour certains muscles, le « break test » permettait de réduire l'influence de la gravité et possiblement d'augmenter la fidélité. Qui plus est, les positions d'évaluation de Kendall et al. (1995) diminuent une source d'erreur, liée à la capacité de l'expérimentateur à opposer une force suffisante contre l'action musculaire du sujet (Bohannon, 1997b). Le dynamomètre était appuyé au niveau de l'apex de la malléole et permettait de prendre avantage d'un bras de levier important nécessitant un niveau de force moindre de la part de l'évaluateur.

Considérant que nous obtenons des erreurs de mesures et des coefficients de stabilité en accord les études en dynamométrie manuelle, et que les procédures d'évaluation étaient bien standardisées, nous pouvons affirmer que les résultats de l'évaluation de la FMMI dans cette étude sont valides. D'un point de vue statistique, cette étude ne permet donc pas de confirmer l'hypothèse initiale suggérant un désordre de force musculaire par

adaptation induit par la présence d'AHMI. En effet, en utilisant l'erreur-type de la différence, nous n'avons identifié aucun sujet où la différence gauche-droite de la FMMI débordait par un facteur de 2 cette erreur-type et ce, pour chacun des muscles évalués.

Toutefois, Sapega (1990) suggère qu'un déséquilibre de force musculaire de plus de 10% représente un déficit par adaptation. Dans cette étude, l'ensemble des sujets sains présente au moins un muscle possédant une différence gauche-droite de plus de 10%. Cependant les sujets asymétriques ont tendance à démontrer plus fréquemment une différence gauche-droite supérieure à ce seuil. En effet, chez les sujets sains, cette différence fut observée dans une proportion de 30% (18 sur 60 muscles évalués) alors que les sujets asymétriques ont obtenu une proportion de 48% (12/25). La différence entre le côté dominant et non-dominant étant négligeable et non significative dans l'interprétation des résultats de la FMMI des membres inférieurs (Andrews et al., 1996 ; Keating et Mathyas, 1996), il nous est donc possible de considérer que ce critère indique un désordre de force musculaire en présence d'AHMI. Une étude comportant un plus grand nombre de sujets asymétriques pourrait confirmer cette tendance.

Nous avons évalué la FMMI dans une position articulaire correspondant à environ 50% de l'extensibilité des muscles de la ceinture pelvienne. Les résultats de l'étude de Williams and Goldspink, (1978) chez l'animal démontrent que la courbe tension-longueur d'un muscle se modifie lorsque celui-ci est soumis à une position prolongée d'étirement. En s'appuyant sur ce postulat, Neumann et al., (1988) ont mesuré la FMMI des

abducteurs de la hanche chez 40 sujets présentant en moyenne 5 degrés d'inclinaison du bassin dans le plan frontal. En mesurant la FMMI sur plusieurs intervalles de 10 degrés d'abduction de la hanche, ils ont démontré une adaptation de la courbe tension-longueur en comparant les muscles abducteurs gauches et droits, ces derniers étant en situation constante d'étirement induite par la position des os iliaques. Cette adaptation se traduit par une migration de la courbe tension-longueur vers la droite et le haut, c'est-à-dire que le muscle abducteur ipsilatéral à la jambe longue démontre une FMMI plus importante dans les premiers intervalles d'abduction (Figure 17a). Ils ont obtenu des résultats de FMMI significativement différents à 10 et 0 degrés d'abduction. De plus, l'extrapolation des courbes démontre une intersection de celles-ci à environ 52 degrés d'abduction. Cependant, une faiblesse de cette étude réside dans la méthode utilisée pour mesurer l'inclinaison du bassin, c'est-à-dire la palpation. De plus, aucun détail n'est fourni à propos du niveau d'AHMI pour chacun des sujets. Malgré ces critiques, il est possible que l'obliquité du bassin (approximativement cinq degrés) soit responsable d'une partie de la variance des résultats de Neuman et al. (1988) et permet d'expliquer par le fait même l'intersection des courbes.

Ainsi, à la lumière de leur étude, nous pouvons envisager qu'en présence d'AHMI plus importantes, l'intersection des courbes tension-longueur pourrait se présenter à des angles d'abduction moins élevés (Figure 17b). Certains muscles de la ceinture pelvienne seraient soumis à une position d'étirement relativement importante provoquant ainsi une

adaptation myogénique se traduisant par une migration de longueur de repos (L_0) et du sommet de la force vers la droite. Pour les muscles constamment raccourcis, L_0 et le sommet de la force se déplaceraient par adaptation vers la gauche (Figure 18).

Plus précisément, le phénomène d'adaptation de la courbe tension-longueur en présence d'une AHMI pourrait provoquer un déficit de force par adaptation dans la zone articulaire médiane a) du côté ipsilatéral à la jambe longue pour les muscles fessiers, tenseur du fascia lata et biceps femoris et b) du côté controlatéral pour le psoas iliaque. Nos résultats démontrent que chez les sujets avec AHMI, cette affirmation se confirme dans 60% des cas. Une étude avec un plus grand nombre de sujets pourrait préciser cette hypothèse en utilisant la radiographie comme mesure d'AHMI et la méthodologie de Neumann et al. (1988) afin d'arriver à reproduire les courbes tension-longueur de la Figure 17b.

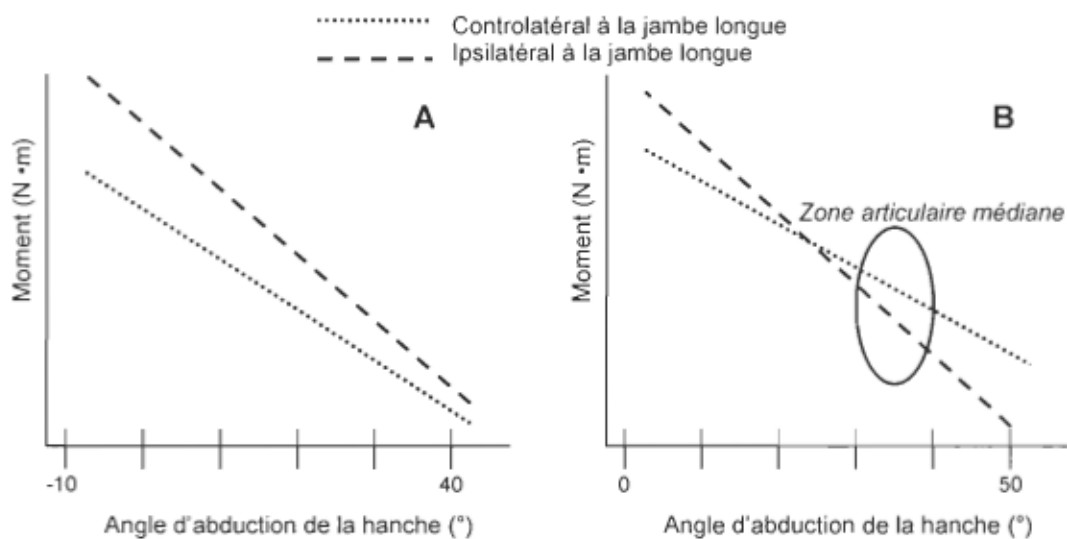


Figure 17. a) Illustration de l'adaptation des courbes tension-longueur des muscles abducteurs de la hanches en présence d'une AHMI selon les travaux de Neumann et al. (1988). b) Adaptation théorique des courbes tension-longueur en présence d'AHMI de amplitude moyenne (> 15 mm).

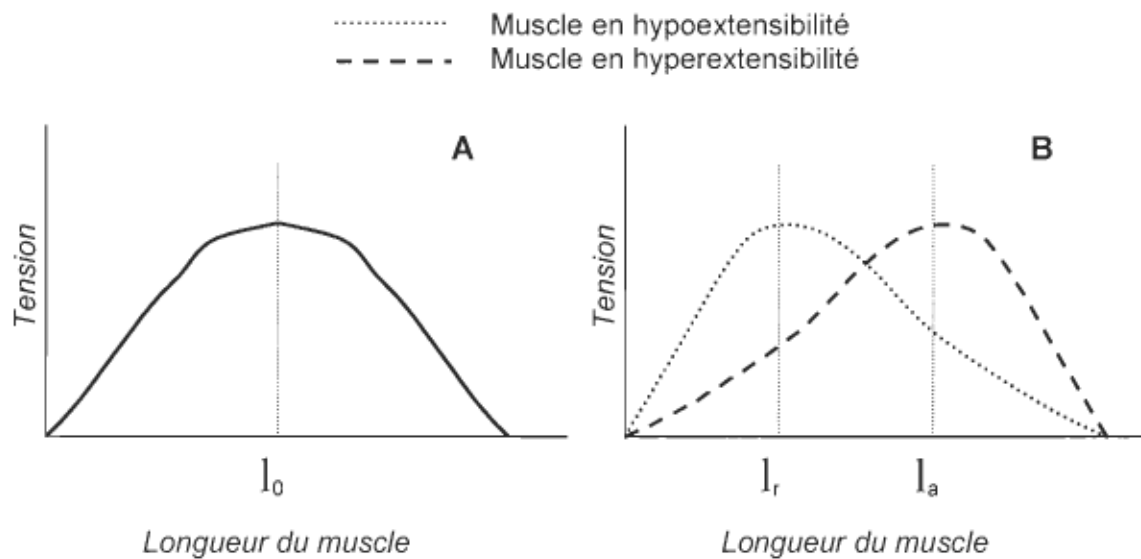


Figure 18. A) Courbe tension-longueur d'un muscle sain. B) Adaptation myogénique présumé d'une courbe tension-longueur selon la contrainte de positionnement. Où l_0 = longueur de repos ; l_r = longueur de repos d'un muscle soumis à une position constante de raccourcissement et l_a = longueur de repos d'un muscle soumis à une position constante d'étirement.

Indice d'asymétrie et AHMI

Cinétique. Cette étude ne démontre aucune différence significative entre les sujets sains et les sujets asymétriques en utilisant comme variable l'indice d'asymétrie issu des paramètres cinétiques ($I_{a\text{-cinétique}}$). Nous observons également que l'erreur-type de mesure de $I_{a\text{-cinétique}}$ est passablement élevée proportionnellement à la moyenne. Cette erreur-type est calculée, rappelons-le, à partir de deux séances d'acquisition chez des sujets avec AHMI uniquement. Il est donc possible que pour accomplir la tâche expérimentale, les sujets aient varié les angles articulaires des différents segments corporels (bras, tronc, cuisses et jambes) entre les essais, ce qui a pour effet d'augmenter la variance des résultats.

Des écart-types élevés de certaines variables cinétiques, dans l'analyse de la marche, étaient observés chez les sujets avec AHMI comparativement aux sujets sains (Liu et al., 1998). Dans notre étude, les sujets sains présentent des coefficients de variation similaires aux sujets avec AHMI, soit de 48,0 à 53,3 % et de 40,2 à 47,2 % respectivement. Le déplacement du centre de pression n'est donc pas un bon indicateur d'un désordre fonctionnel causé par les AHMI en utilisant un mouvement dynamique de la ceinture pelvienne.

Cinématique. En utilisant le $I_{a\text{-cinématique}}$ comme variable dépendante, cette étude n'a pas démontré de différence significative entre les sujets sains et sujets avec AHMI. Cependant, l'erreur-type de mesure associée à cette variable est beaucoup moins importante que celle de $I_{a\text{-cinétique}}$,

particulièrement pour les marqueurs disposés sur la ceinture pelvienne. Malgré le nombre restreint de sujets avec AHMI, cette mesure est néanmoins fidèle. L'hypothèse de départ est donc rejetée. En effet, cette hypothèse évoquait qu'une AHMI pouvait provoquer un patron de mouvement non-linéaire dans le plan frontal, puisque les structures osseuses de la ceinture pelvienne et des membres inférieurs étaient non symétriques. Par conséquent, le peu de différence observée entre les deux groupes dans cette étude permet de considérer un phénomène d'adaptation du système musculo-squelettique en présence d'une AHMI d'amplitude moyenne.

L'explication de ce phénomène d'adaptation réside probablement dans le déséquilibre d'extensibilité musculaire provoqué par l'AHMI de part et d'autre de la ceinture pelvienne. Les résultats de la FMMI démontrent une tendance duquel une AHMI semble créer un déficit de force par adaptation des muscles de la ceinture pelvienne. Cette adaptation, consécutive d'une altération des courbes tension-longueur normales, modifie l'équilibre des forces générées par les muscles bilatéraux de la ceinture pelvienne. Ce déséquilibre des forces musculaires s'accommode alors du déséquilibre des structures osseuses et produit alors un mouvement linéaire.

D'autre part, un des objectifs de cette étude consistait à établir un lien entre l'indice d'asymétrie et l'amplitude de l'AHMI. Cette relation, hypothétiquement linéaire et positive, aurait alors conduit à des équations de régression permettant d'estimer cliniquement l'amplitude d'une AHMI sans procéder à une radiographie. Il s'est avéré que les résultats de cette étude

n'ont pas permis d'établir une telle relation. En effet, le coefficient de variation r^2 le plus élevé est de .191 et la plupart des droites de régression ont une pente quasiment nulle, contrairement à l'hypothèse initiale. Cependant, ces résultats renforcent l'interprétation précédente concernant l'adaptation du système musculaire à une AHMI d'amplitude modérée. En effet, les courbes ont tendance à démontrer que l'indice d'asymétrie n'est pas affecté par l'amplitude de l'AHMI.

Les études ayant utilisées une régression linéaire entre l'amplitude des AHMI et des variables cinétiques ou cinématiques ont obtenu quelques relations significatives. Kaufman et al., (1996) ont obtenu un coefficient de régression (r^2) significatif en utilisant un index d'asymétrie calculé à partir de la force verticale. Ils ont conclu qu'une AHMI supérieure à 20 mm conduisait à un patron de marche asymétrique. Contrairement à cette étude, Liu et al., (1998) n'ont pas obtenu de résultats significatifs suite à l'analyse des paramètres cinétiques, mais ont observé que l'amplitude de flexion du genou et de la hanche possédait une relation significative avec l'amplitude de l'AHMI. Le seuil de l'AHMI menant à un patron de marche asymétrique est d'environ 25 mm selon ces auteurs. Il est alors probable que les sujets de notre étude ne possèdent pas une amplitude d'AHMI suffisante pour induire des changements suffisants des paramètres cinétiques et cinématiques comparativement aux sujets sains. La moyenne de l'amplitude des AHMI est de 13 mm dans notre étude alors que le seuil requis semble être de 25 mm.

À notre connaissance, une seule étude s'est intéressée à l'effet d'une AHMI sur le déplacement de marqueurs cinématiques disposés sur différents

repères osseux de la ceinture pelvienne (Cummings et al., 1993). Cette étude a recruté des sujets sains, sans AHMI (moins de 4 mm) et a évalué l'effet aigu d'une talonnette en posture debout statique. Les auteurs ont conclu que l'insertion d'une talonnette menait à une rotation antérieure de l'os iliaque ipsilatéral et à une rotation postérieure de l'os iliaque controlatéral à la jambe courte. Il y avait également une relation linéaire entre hauteur des talonnettes et degré de rotation observé. La faiblesse de l'étude de Cummings et al. (1993) réside dans le fait que les auteurs ont mesuré l'effet d'une AHMI simulée sur le déplacement des marqueurs cinématiques. L'insertion d'une talonnette dans le but de provoquer une AHMI n'alloue pas de temps d'adaptation au système musculo-squelettique rendant difficile la généralisation de leurs résultats aux sujets avec AHMI. De plus, cette étude ne permet pas d'apprécier l'effet d'une AHMI sur les os iliaques lors de tâches dynamiques. Le mouvement de squat, utilisé dans cette étude, produit des moments de force à la hanche, à l'articulation sacro-iliaque et à la colonne lombaire. Ces moments pouvaient alors induire une rotation des os iliaques chez nos sujets avec AHMI et ce, en accord avec les résultats de Cummings et al., (1993). Nos résultats ne confirment pas cette hypothèse. En effet, les sujets sains et les sujets avec AHMI ont obtenu une différence de déplacement des PSIS similaires, soit approximativement de 6 à 9 mm. Cependant, ces auteurs ont utilisé comme variable l'angle formé d'un PSIS, du grand trochanter ipsilatéral et de l'horizontal alors que nous avons utilisé un différentiel de déplacement selon l'axe antéro-postérieur des PSIS. Ceci a peut-être conduit à un biais méthodologique.

Nous pouvons considérer que les résultats de notre étude supportent les propos de certains auteurs qui suggèrent que des AHMI d'amplitude modérée (< 20 mm) ne sont pas associés aux maux de dos (Hoikka et al. 1989 ; Soukka et al., 1991). En fait, une AHMI de moins de 2 cm n'affectent que faiblement la mécanique corporelle puisque le système musculo-squelettique semble bien s'adapter, telle que démontré par nos résultats de l' $I_{a\text{-cinétique}}$. Cependant, les sujets de cette étude n'étaient pas symptomatiques. En effet, un seul sujet avec AHMI (#17) a déclaré avoir déjà connu des épisodes de maux de dos. De plus, au moment de l'expérimentation, aucun sujet ne ressentait de la douleur ou ne consultait un professionnel de la santé spécifiquement pour une lombalgie. D'ailleurs, en aucun cas, les sujets ont ressenti un inconfort ou de la douleur lors de l'évaluation de la FMHI des muscles de la ceinture pelvienne. Par surcroît, le sujet #15 pratiquait un entraînement intensif et régulier de course de fond et n'a présenté aucun symptôme limitatif à l'expérimentation. Il est possible de considérer que les sujets avec AHMI symptomatiques, c'est-à-dire mal adapté à la présence d'une AHMI, pourraient démontrer des $I_{a\text{-cinématique}}$ en accord avec l'hypothèse de départ.

Dans le traitement des AHMI d'une amplitude modérée, il est suggéré de procéder à l'utilisation de talonnettes comme mesure corrective (Friberg, 1983). Les résultats de cette étude supportent la mise en garde de certains auteurs qui stipulent que l'insertion de talonnettes, d'une manière graduelle en terme de hauteur, est préférable afin d'allouer au système musculo-

squelettique une période d'adaptation (Danbert, 1988 ; Blake, 1992). En effet, les sujets avec une AHMI dans cette étude ne présentaient aucun symptôme et ont démontré des résultats de l' $I_{a\text{-cinématique}}$ similaires aux sujets sains. Les sujets asymétrique semblaient donc bien adaptés à la présence d'une AHMI. Ainsi, un traitement trop agressif pourrait alors surpasser la capacité d'adaptation de la musculature pelvienne. De plus, il est ainsi possible qu'un traitement par talonnette d'une épaisseur correspondante à l'amplitude de l'AHMI puisse provoquer un désordre mécanique suffisamment important pour se refléter sur l' $I_{a\text{-cinématique}}$. En effet, puisque cette étude montre que les sujets avec AHMI possèdent un $I_{a\text{-cinématique}}$ comparable aux sujets sains, l'insertion d'une talonnette pourrait alors provoquer des valeurs plus élevées de cette variable. En fait, l' $I_{a\text{-cinématique}}$ pourrait servir pour identifier la hauteur limite d'une talonnette à utiliser sans créer de désordre mécanique.

Rotation du bassin

Les résultats en cinématique n'ont pas permis d'identifier dans le plan frontal un déplacement des marqueurs différents entre les groupes. Nous avons vérifié la présence d'une compensation au niveau du bassin dans le plan transverse. Harrison (1994) utilise certains principes mécaniques pour expliquer de façon exhaustive l'ensemble des combinaisons posturales possibles des segments corporels suivants : crâne, cage thoracique et bassin. En définissant les composantes de translation et de rotation dans

les trois axes, il a élaboré 89 attitudes posturales différentes. Vingt et une (21) de celles-ci illustrent les combinaisons posturales du bassin par rapport aux membres inférieurs, dont treize (13) peuvent être associées à une adaptation liée aux AHMI. La Figure 19 illustre trois postures que l'on peut retrouver dans le plan frontal. Il est également possible de les combiner afin d'obtenir une attitude posturale avec une composante de translation et de rotation.

En se référant aux adaptations posturales suggérées par Harrison (1994), nous pouvons présumer que pendant le mouvement de squat, le bassin ait effectué un certain degré de rotation dans le plan transverse. La rotation du bassin aurait alors permis à la ceinture pelvienne de se déplacer d'une manière passablement linéaire dans le plan frontal, favorisant une certaine stabilité posturale en direction latéro-médiale. Nos résultats démontrent que les sujets avec AHMI n'ont pas connu un niveau de rotation du bassin plus élevé que les sujets sains. De plus, les $I_{a-cinématique}$ suggèrent que les sujets avec AHMI produisent un mouvement linéaire du bassin dans le plan frontal. Puisque la dynamique du bassin ne semble pas affectée par une AHMI, celle-ci serait alors compensée par une flexion accentuée des articulations du genou et de la cheville du côté ipsilatéral à la jambe longue. Dans cette étude, nous n'avons pas mesuré l'amplitude articulaire des genoux et des chevilles, rendant impossible pour l'instant la vérification de cette hypothèse.

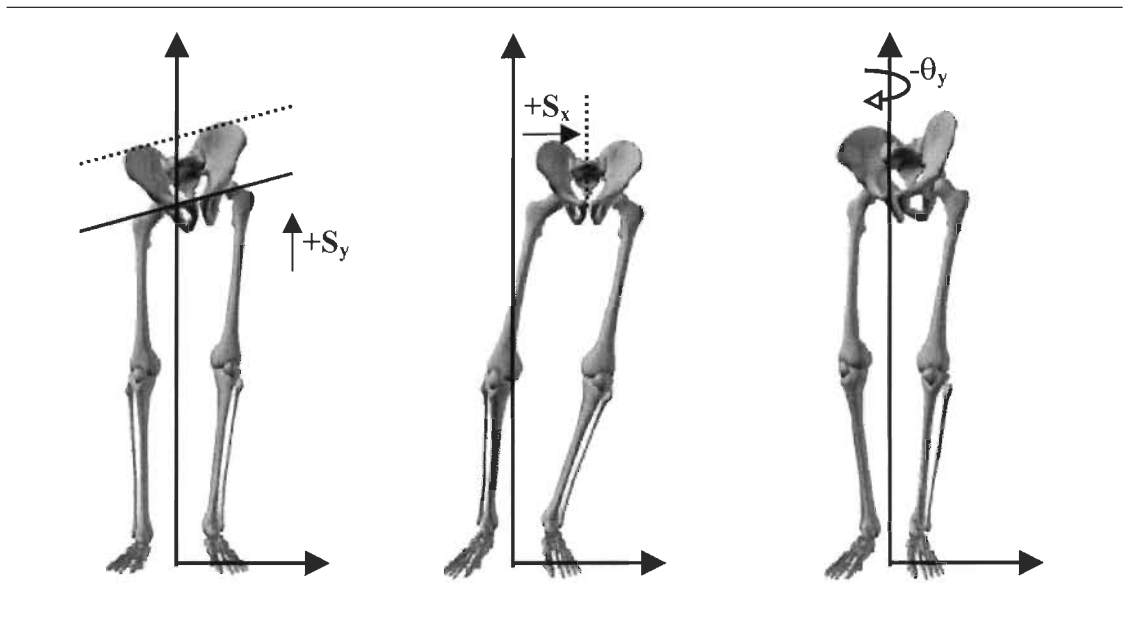


Figure 19. Mouvements simples du bassin en relation avec les membres inférieurs. Selon Harrisson (1994), il est possible de retrouver des agencements doubles ou triples de ces postures. **S** = déplacement en translation ; θ = déplacement en rotation.

CHAPITRE V

Conclusion

Dans la littérature, il existe une controverse sur le seuil pathogène d'une AHMI, c'est-à-dire l'amplitude critique où une AHMI a un potentiel à créer un désordre musculo-squelettique. Certains auteurs stipulent qu'une AHMI d'une amplitude supérieure à 2 cm constitue le seuil pathogène. Cependant, peu d'études empiriques ont été effectuées sur le sujet. L'analyse des paramètres cinétiques ou cinématiques chez des sujets avec AHMI pouvait conduire à une estimation plus révélatrice du seuil pathogène critique. Cependant, les études biomécaniques à ce propos ont obtenu des résultats contradictoires ou mitigés. À notre connaissance, aucune étude n'avait évalué l'effet d'une AHMI sur les paramètres cinétiques et cinématiques lors de tâches dynamiques incluant des mouvements de flexion et d'extension du tronc et des membres inférieurs.

Les résultats de notre étude démontrent qu'aucun des paramètres cinétiques ou cinématiques analysés n'est affecté par la présence d'une AHMI. Nos résultats suggèrent que les AHMI d'une amplitude inférieure à 2 cm ne provoquent pas de désordres de mouvement visibles, ce qui supporte les conclusions de certains auteurs à propos du seuil pathogène des AHMI. Cependant, les sujets de notre étude n'étaient pas symptomatiques. Il serait d'ailleurs intéressant de vérifier si des sujets symptomatiques, théoriquement

mal adapté à la présence d'une AHMI, démontrent un patron de mouvement non linéaire ou différent des sujets sains. Cette différence pourrait être accentuée par le recrutement de sujets avec des AHMI d'amplitude plus importante ou par l'utilisation d'une tâche sollicitant la musculature pelvienne d'une manière asymétrique, telle que monter une marche. D'autre part, il est possible que la compensation d'une AHMI lors de mouvements dynamiques se produise à plusieurs niveaux de la structure osseuse. Ainsi, l'articulation sacro-iliaque et chacune des vertèbres lombaires et thoraciques pourraient absorber une partie de l'asymétrie et qu'en définitive, la sommation de ces petites compensations permettrait la production d'un mouvement linéaire.

L'évaluation de la force musculaire pouvait révéler une adaptation de la musculature pelvienne en présence d'une AHMI puisque les muscles sont indéniablement affectés par la posture du squelette. Dans cette étude, nous n'avons pas obtenu de différence significative de la force musculaire chez des sujets ayant, en moyenne, 13 mm d'AHMI. Cependant nos résultats rapportent une tendance qu'une AHMI provoque un désordre d'extensibilité des muscles de la ceinture pelvienne. Puisque nous avons utilisé un nombre limité de sujets, cette tendance pourrait être confirmée avec un nombre de sujets plus grand et présentant des AHMI d'amplitude variée (10 à 30 mm).

RÉFÉRENCES

- Andrews, A.W., Thomas, M.W. et Bohannon, R.W. (1996). Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Physical Therapy*, 76(3) ; 248-259.
- Aspegren, D.D., Cox, J.M., Trier, K.K. (1987). Short leg correction: A clinical trial of radiographic Vs. non-radiographic procedures. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 10(5); 232-238.
- Baylis, W.J., Rzonca, E.C. (1988). Functional and structural limb length discrepancies: Evaluation and treatment. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery* 5(3); 509-521.
- Beal, M.C. (1977). The short leg problem. *Journal of American Osteopathic Association*, 76; 745-751.
- Blake, R.L., Ferguson, H. (1992) Limb length discrepancies. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 82(1); 33-38.

- Blustein, S.M., D'Amico, J.C. (1985). Limb length discrepancy: Identification, clinical significance, and management. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 75(4); 200-206.
- Bohannon, R.W. (1990). Hand-held compared with isokinetic dynamometry for measurement of static knee extension torque (parallel reliability of dynamometers). *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 11(3); 217-222.
- Bohannon, R.W. (1997a). Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78; 26-32.
- Bohannon, R.W. (1997b). Hand-held dynamometry : factors influencing reliability and validity. *Clinical Rehabilitation*, 11; 263-264.
- Bohannon, R.W. et Andrews, A.W. (1987). Interrater reliability of hand-held dynamometry. *Physical Therapy*, 67(6); 931-933.
- Bricot, B. (1996). La reprogrammation posturale globale. Montpellier : Sauramps Médical.

- Cleveland, R.H., Kushner, D.C., Ogden, M.C., Herman, T.E., Kermond, W., Correia, J.A. (1988). Determination of leg length discrepancy. A comparison of weight bearing and supine. *Investigative Radiology* 23(4); 301-304.
- Cummings, G., Scholz, J.P., Barnes, K. (1993). The effect of imposed leg length difference on the pelvic bone symmetry. *Spine* 18(3); 368-373.
- Friberg, O. (1983). Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. *Spine*, 8; 643-651.
- Friberg, O., Koivisto, E., Wegelius, C. (1985) A radiographic method for measurement of leg length inequality. *Diagnostic Imaging in Clinical Medicine*, 54; 78-81.
- Friberg, O., Nurminen, M., Korhonen, K., Soininen, E., Manttari, T. (1988). Accuracy and precision of clinical estimation of leg length inequality and lumbar scoliosis : comparison of clinical and radiological measurement. *International Disability Studies*, 10; 49-53.
- Giles, G.F. (1981). Lumbosacral facet "joint angle" associated with leg length inequality. *Rheumatology Rehabilitation*, 20; 233-238.

- Giles, L.G.F. et Singer, K.P. (1997). Clinical anatomy and management of low back pain. Oxford : Butterworth – Heinemann.
- Giles, L.G.F., Taylor, J.R. (1981) Low back pain associated with leg length inequality. *Spine*, 6; 510-521.
- Gofton, J.P. (1971). Studies in osteoarthritis of the hip : Part IV. Biomechanics and clinical considerations. *Canadian Medical Association Journal*. 104; 1007-1011.
- Gofton, J.P. (1985). Persistent low back pain and leg length disparity. *Journal of Rheumatology* 12(4); 747-750.
- Harrison, D.D. (1994). Chiropractic : The physics of spinal correction CBP technique.
- Hellsing, A. (1988). Leg length inequality: A prospective study of young men during their military service. *Upsala Journal of Medicine Sciences* 93; 245-253.
- Hsieh, C.Y. et Phillips, R.B., (1990). Reliability of manual muscle testing with a computerized dynamometer. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 13(2) ; 72-82.

- Hoikka, V., Ylikoski, M., Tallroth, K. (1989). Leg-length inequality has poor correlation with lumbar scoliosis. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 108; 173-175.
- Kaufman, K.R., Miller, L.S., Sutherland, D.H. (1996). Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. *Journal of Podiatric Orthopaedics* 16; 144-150.
- Keating, J.L. et Matyas, T.A. (1996). The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. *Physical Therapy*, 76(8) ; 866-889.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., et Provence, P. G. (1995). *Les muscles, bilan et étude fonctionnels, anomalies et douleurs posurales*. Paris : Édition Pradels.
- Kibler, W.B., Goldberg, C., Chandler, T.J. (1991). Functionnal biomechanical deficits in running athletes with plantar fascitis. *American Journal of Sports Medicine*, 19; 66-71.

Kujala, U.M., Österman, K., Kvist, M., Aalto, T. et Friberg, O. (1986). Factors predisposing to patellar chondropathy and patellar apicitis in athletes. *International Orthopaedics*, 10; 195-200.

Laurencelle, L. (1998). Théorie et techniques de la mesure instrumentale. Québec : Presses de l'Université du Québec.

Lawrence, D. (1984). Lateralization of weight in the presence of structural short leg: A preliminary report. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 7(2); 105-107.

Lewit, et Liebenson (1993). Palpation – Problems and implications. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 16(9) ; 586-590.

Liu, X-C, Fabry, G., Molenaers, G., Lammens, J. et Moens, P. (1998). Kinematic et kinetic asymmetry in patients with leg-length discrepancy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 18(2) ;1878-189.

Mahar, R.K., MacLeod, D.A. (1985). Simulated leg-length discrepancy: Its effect on mean centre-of-pressure position and postural sway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 66; 822-824.

- Mann, M., Glasheen-Wray, M. et Nyberg, R. (1984). Therapist agreement for palpation and observation of iliac crest heights. *Physical Therapy*, 64(3) ; 334-338.
- McCaw, S.T. (1992). Leg length inequality: Implication for running injury prevention. *Sports Medicine* 14(6); 422-429.
- McCaw, S.T., Bates, B.T. (1991). Biomechanical implications of mild leg length inequality. *Brithish Journal of Sports Medicine* 25(1); 10-13.
- McCaw, S.T., Bates, B.T., Singer, K.M. (1989) The concordance between mild leg length inequality and ground reaction force data asymetry during running. In : *Proceeding of the XII International Congress of Biomechanics*. Gregor & al. (Eds).
- Messier, S.P., Edwards, D.G., Martin, D.F., Lowery, R.B., Cannon, D.W., James, M.K., Curl, W.W, Read, H.M. et Hunter, D.M. (1995). Etiology of iliotibial band friction syndrome in distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 27(7); 951-960.
- Moseley, C.F. (1987). Leg length discrepancy. *Orthopedic Clinics of North America* 18(4); 529-535.

- Murrel, P., Cornwall, M.W., Doucet, S.K. (1991). Leg length discrepancy: Effect on the amplitude of postural sway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 72; 646-648.
- Neumann, D.A., Soderberg, G.L. et Cook, T.M. (1988). Comparison of maximal isometric hip abductor muscle torques between hip sides. *Physical Therapy*, 68(4) ; 496-502.
- Porterfield, J.A. et Derosa, C. (1998). Mechanical low back pain. Philadelphia : W.B. Saunders Compagny.
- Sainburg, R.L., Poizner, H. et Ghez, C. (1993). Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. *Journal of Neurophysiology*, 70(3) ; 2136-2147.
- Sapega, A. A. (1990). Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 72(10) ; 1562-1574.
- Shuit, D., Adrian, M., Pidcoe, P. (1989). Effect of heel lifts on ground reaction force patterns in subjetc with structural leg-length discrepancies. *Physical Therapy* 69(8); 663-670.

- Soukka, A., Alaranta, H., Tallroth, K., Heliovaara, M. (1991). Leg-length inequality in people of working age : the association between mild inequality and low back pain is questionable. *Spine*, 16; 429-431.
- Stuberg, W.A. et Metcalf, W.K. (1988). Reliability of quantitative muscle testing in healthy children and children with duchenne muscular dystrophy using a hand-held dynamometer. *Physical Therapy*, 68(6); 977-982.
- Vézina, J-F. (1993). *Observation de l'activité électromyographique de la musculature dorsale pour différents exercices de renforcement musculaire chez une population normale et scoliotique*. Mémoire de maîtrise inédit, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières.
- Wadsworth, C.T., Krishnan, R., Sear, M., Harrold, J. et Nielsen, D.H. (1987). Interrater reliability of manual muscle testing and hand-held dynamometric testing. *Physical Therapy*, 67(9); 1342-1347.
- Wen, D.Y., Puffer, J.C. et Schmalzried, T.P. (1996). Lower extremity alignment and risk of overuse injuries in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(10) ; 1291-1298.

Williams, P.E. et Goldspink, G. (1978). Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. *Journal of Anatomy*, 127(3) :

Winter, R.B., Waldermar, C.P. (1986). Pelvic obliquity: Its causes and its treatment. *Spine*, 11(3); 225-234.

Woerman, A.L. et Binder-Macleod, S. A. (1984). Leg length discrepancy assessment : Accuracy and precision in five clinical methods of evaluation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 5(6) ;230-239.

ANNEXE A

Équations des index d'asymétrie dans la littérature

Calcul de Kaufman et al. (1996) :

$$Ax = U / A - 1 \quad \text{si } U / A \geq 1$$

$$Ax = 1 - U / A \quad \text{si } U / A < 1$$

Où U = valeur du paramètre de la jambe longue

A = valeur du paramètre de la jambe courte

Calcul de Liu et al. (1998) :

$$Si = \frac{L - S}{1/2(L + S)} \times 100$$

Où L = valeur du paramètre de la jambe longue

S = valeur du paramètre de la jambe courte

ANNEXE B

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

(Sujets du groupe témoin)

Correction des asymétries de hauteur des membres inférieurs (AHMI); Évaluation biomécanique des paramètres posturaux.

Responsable : Danik Lafond

Description du projet

Le premier objectif de cette étude est de valider une méthode d'évaluation posturale permettant d'identifier les caractéristiques d'une AHMI en terme de latéralité, de sévérité, d'étiologie et de quantifier les adaptations posturales associées aux différents types d'AHMI. Les données serviront à établir un indice d'asymétrie témoignant du niveau d'équilibre des forces musculaires dans le contrôle postural. Le second objectif de ce projet est d'évaluer l'efficacité de l'exercice comme modalité de traitement des AHMI. Un programme spécifique d'exercices sera prescrit à un autre groupe de sujets pour une période de 6 semaines et les données recueillies seront comparées.

Votre participation à cette recherche implique au plus quatre rencontres. La première, d'une brève durée, consistera à prendre une radiographie de la région pelvienne afin de détecter une asymétrie. Pour les sujets ayant une radiographie lombo-pelvienne récente, cette étape ne sera pas réalisée. Durant la seconde rencontre, d'une durée d'environ une heure trente minutes, une évaluation de la force musculaire maximale isométrique s'effectuera à l'aide de l'appareil LIDO et d'une jauge de contrainte. Les muscles visés seront les extenseurs de la hanche (fessiers, ischio-jambiers), les abducteurs de la hanche, les adducteurs de la hanche et les fléchisseurs de la hanche. Vous devrez, dans cette même rencontre, effectuer un mouvement de squat duquel des données cinématiques (déplacement et vitesse) et cinétiques (centre de pression) seront analysées. Une troisième rencontre sera planifiée et les procédures d'évaluation décrites à la deuxième rencontre seront à nouveau réalisées au laboratoire. Enfin, une seconde radiographie de la région pelvienne sera prise après cette dernière séance d'évaluation.

Risques

Radiographie : La méthode qui sera utilisée fut spécifiquement développée pour mesurer les AHMI et a pour but de minimiser les radiations (Friberg, 1985). Voir les explications sur la feuille ci-jointe.

Évaluation musculaire : Pour minimiser les risques de blessure musculaire lors des épreuves d'évaluation de la force maximale, vous devrez suivre des instructions très précises. Ainsi, vous devrez produire un effort graduel et lent pour atteindre votre maximum. Vous devrez également signaler tout inconfort ou malaise au responsable. De plus, si vous ressentez la moindre douleur, vous devrez cesser immédiatement l'effort. L'évaluation de la force musculaire respectera un protocole standardisé bien établi afin de réduire ce risque. Un échauffement préalable et des positions d'évaluation stables sont des composantes de ce protocole.

Cinématique et cinétique : L'enregistrement des données cinématiques et cinétiques n'implique aucun risque. La tâche (de type squat) que vous effectuerez est un mouvement que vous faites fréquemment dans vos activités quotidiennes.

Questions.

Nous serons heureux de répondre aux questions relatives à ce projet et n'hésitez pas à communiquer avec nous pour des explications supplémentaires.

Confidentialité

Les résultats de ces épreuves sont confidentiels. Ils seront uniquement utilisés par les personnes impliquées dans ce projet de recherche et pourront servir pour des publications scientifiques en préservant l'anonymat des personnes. Vous pourrez connaître vos résultats en le demandant au responsable. Vous êtes libre de vous retirer de ce projet de recherche à tout moment sans avoir à justifier votre décision.

Consentement libre

J'ai pris connaissance de l'information contenue dans ce formulaire, je comprends les procédures et je consens librement à participer à cette expérience.

Signature du participant

Signature du responsable

Témoin

Date

ANNEXE C

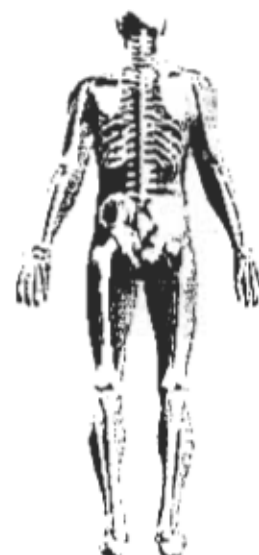
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES
DÉPARTEMENT DES SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

ANAMNÈSE

Correction des asymétries de hauteur des membres inférieurs (AHMI) :
Évaluation biomécanique des paramètres posturaux.

Nom : _____ Prénom : _____ Âge : _____ Poids et taille : _____ Kg _____ m
Téléphone : _____

- | | Oui | Non |
|---|--------------------------|--------------------------|
| 1. À votre connaissance, avez-vous des troubles osseux ou articulaires ? Si oui lesquels : | ☐ | ☐ |
| 2. Avez-vous déjà souffert de maux de dos ? | ☐ | ☐ |
| 3. Au réveil, ressentez-vous des raideurs au dos ou dans la région du bassin ? | ☐ | ☐ |
| 4. En posture debout, ressentez-vous de la douleur au dos ou à une articulation spécifique ? | ☐ | ☐ |
| 5. En posture assise, ressentez-vous de la douleur au dos ou à une articulation spécifique ? | ☐ | ☐ |
| 6. Est-ce qu'une douleur apparaît lorsque vous adoptez une posture prolongée (assise ou debout) ? | ☐ | ☐ |
| 7. Lorsque vous vous penchez (ex. ramasser un objet au sol), est-ce qu'une douleur survient ? | ☐ | ☐ |
| Si oui, à quel moment du mouvement et à quel endroit : | | |
| 8. Autres observations : | | |
| 9. AHMI (en mm.) : | | |



Questionnaire spécifique à l'effort physique (évaluation de la force maximale)

- | | Oui | Non |
|---|--------------------------|--------------------------|
| 1. Êtes-vous fumeur (se) ? | ☐ | ☐ |
| Si oui, préciser la quantité consommée quotidiennement : | | |
| 2. Votre médecin vous a-t-il déjà dit que votre tension artérielle était trop élevée ? | ☐ | ☐ |
| 3. Ressentez-vous de la douleur à la poitrine lorsque vous faites de l'activité physique ? | ☐ | ☐ |
| 4. Au cours des derniers mois, avez-vous ressenti des douleurs à la poitrine à d'autres moments qu'à l'exercice ? | ☐ | ☐ |
| 5. Avez-vous des problèmes d'équilibre, d'étourdissement à l'occasion ? | ☐ | ☐ |
| 6. Est-ce que vous prenez régulièrement des médicaments ? | ☐ | ☐ |
| Si oui, précisez le nom et la posologie : | | |
| 7. Est-ce que vous souffrez de troubles osseux ou articulaires qui ont été ou pourraient être aggravés par l'exercice ? | ☐ | ☐ |
| 8. Avez-vous perdu l'habitude de pratiquer des exercices physiques rigoureux ? | ☐ | ☐ |