

Biomécanique du tissu mou: quantification de la tension passive lors des rotations de hanche chez les sujets asymptomatiques en position assise et couchée

Biomechanics of soft tissue: quantification of stiffness in the hip rotations in asymptomatic patients in sitting and lying position

HÉLÈNE VANDENBERGHE (PT)¹, WALID SALEM (DO, PhD)^{1,2}

1 Haute école Bruxelles-Brabant, (ISEK), Bruxelles, Belgique

2 Unité de recherche en ostéopathie, Faculté des Sciences de la Motricité. Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique

Sources de financement de l'étude: aucune source de financement

Les auteurs attestent ne pas avoir de conflit d'intérêt dans la réalisation de ce travail

Keywords

Hip stiffness, external rotation, internal rotation, sitting position, supine position, viscoelasticity, connective tissue

Mots clés

Tension passive de la hanche, rotation externe, rotation interne, position assise, position couchée, viscoélasticité, tissu conjonctif

Abstract

Introduction: This study aims to quantify the passive tension of the hip in supine and sitting positions during the internal (IR) and external (ER) hip rotations.

Method: Twenty-six 22.7±2.3 years old asymptomatic participants (13 men and 13 women) were recruited. The passive tension was measured using a couple meter in supine position (0° flexion of the hip) and in sitting position (90° hip and knee flexion). Data were analyzed using an ANOVA repeated measures test.

Results: Significant differences ($p < 0.05$) have been found between sitting position and supine position. Significant differences were also observed between the internal and external rotation by the polynomial interpolation. It also appears that significant differences existed between men and women.

Résumé

Introduction: cette étude vise à quantifier les changements de tension passive entre position couchée et assise, pour les rotations internes (RI) et externes (RE) de hanche.

Méthode: vingt-six participants (13 hommes et 13 femmes) asymptomatiques, âgés de 22.7±2.3 ans, ont été recrutés. La tension passive a été mesurée à l'aide d'un couple-mètre pour la position couchée (0° de flexion de hanche) et pour la position assise (90° de flexion de hanche et de genou). Les données ont été analysées à l'aide d'un test ANOVA.

Résultats: des différences significatives ($p < 0.05$) ont été trouvées entre la position assise et la position couchée. D'autres différences ont été observées entre la rotation interne et la rotation externe par le polynôme d'interpolation. Il ressort aussi que des différences significatives existaient entre les hommes et les femmes.

Conclusion: Our study was able to demonstrate the influence of the position change on the viscoelastic behavior of connective tissue. It appeared that the sitting position and internal rotation offered the least resistance during the rotation movements.

Conclusion : notre étude a pu mettre en évidence l'influence du changement de position sur le comportement viscoélastique du tissu conjonctif. Il apparaît que la position assise et la rotation interne offraient moins de résistance durant les mouvements de rotation.



Introduction

Les troubles musculo-squelettiques (TMS) sont de plus en plus fréquents ⁽¹⁾ et nécessitent des connaissances approfondies de la part des thérapeutes. Ces TMS provoquent de nombreuses altérations au niveau biomécanique et physiologique ^(2,3,4). Ces troubles peuvent avoir diverses étiologies tant congénitales que traumatiques ou encore dégénératives. Pour cela, leur compréhension requiert des recherches supplémentaires afin d'en cerner les causes exactes, ainsi que les traitements optimaux pouvant être mis en œuvre.

Dans le but de préciser les mécanismes de ces TMS, nombre d'études se sont intéressées à la biomécanique des tissus mous, et spécifiquement du tissu conjonctif (TC). Il a été démontré que la relation entre d'une part, une flexibilité et une course articulaire réduite, et d'autre part la lésion, serait associée aux propriétés passives du TC ^(2,5,6). Des études ont révélé que le TC est l'un des composants qui détermine la rigidité d'une articulation et qui agit dans le processus de réparation des tissus lésés ^(3,7). L'implication du TC dans la course articulaire a déjà été analysée. En effet, *Van Arkel et al* ⁽⁸⁾ ont montré que les ligaments capsulaires limitaient de façon primaire les rotations au niveau de la hanche. Le ligament rond et l'impact du labrum fournissaient cette même restriction de façon secondaire. D'autres études ont montré l'implication du TC intramusculaire, essentiellement le péri-myosium, comme étant un des acteurs majeurs concernant le mécanisme de rigidité ^(3,9). Les composants du TC lui-même participent à ce mécanisme, tels que le collagène, les protéoglycanes et les glycoprotéines ⁽⁷⁾.

C'est par la tension passive (TP) que le TC développe une rigidité articulaire. Cette tension peut être définie comme étant la force de résistance au mouvement en fonction de la longueur du sarcomère ⁽¹⁰⁾. C'est cette dernière qui, en tant que thérapeute, nous permet d'identifier les déficits ou encore les pathologies que présentent les patients ⁽⁴⁾. Les paramètres définissant et quantifiant la tension passive sont les amplitudes et les moments de force ainsi que les paramètres viscoélastiques telles que la zone neutre, la zone élastique et l'hystérésis. Des auteurs, *Panjabi et White* ⁽¹¹⁾, ont analysé la mobilité de plusieurs articulations en définissant deux notions importantes. D'une part, la zone neutre était considérée comme étant la partie du mouvement où l'articulation bouge relativement librement; la seconde étant la zone élastique correspondant à la phase avancée du mouvement dans laquelle l'articulation rencontrait une résistance considérable. De ce fait, la résistance au mouvement en fin d'amplitude met en exergue la TP du TC.

L'influence des changements de position a déjà été analysée au niveau de la hanche ^(12,13,14,15). Aucune de ces études ne

s'est encore intéressée à l'influence du changement de position sur les propriétés viscoélastiques du tissu conjonctif au niveau de cette articulation. L'étude de la biomécanique du TC et des paramètres associés à cette résistance aiderait le praticien dans l'évaluation clinique ainsi que dans les modalités du traitement.

Cette étude vise à une meilleure compréhension des mécanismes de rigidité au niveau de l'articulation de la hanche. De plus, il serait intéressant d'identifier la position permettant d'optimiser la compréhension de la fonction du TC de cette articulation. Dans ce but, les positions testées seront la position assise et la position couchée dorsale. Cette étude analysera la manière dont les mouvements passifs de hanche seront affectés par le changement de position et la manière dont la viscoélasticité répond à ce changement.

Méthode

Echantillon de l'étude

Vingt-six étudiants asymptotiques, dont 13 hommes et 13 femmes, ont été recrutés à l'université libre de Bruxelles au sein du laboratoire d'unité de recherche en ostéopathie. L'âge moyen des sujets était de 22.7 ± 2.3 ans. Les critères d'exclusion étaient toutes pathologies au niveau de la hanche et du genou (problème articulaire, musculaire ou ligamentaire, prothèse de hanche et/ou de genou) et un âge inférieur à 18 ans ou supérieur à 40 ans. Les sujets ont, préalablement à l'expérimentation, signé un formulaire de consentement éclairé approuvé par le comité d'éthique de la Haute Ecole Paul Henry Spaak.

Matériel

L'unité de recherche en ostéopathie appartenant à l'Université Libre de Bruxelles, a mis au point un dispositif expérimental composé d'un couple-mètre. Ce dispositif a été développé afin de mesurer simultanément le moment de force (exprimé en Nm) et l'amplitude articulaire (en degré) de la hanche lors de la rotation interne (RI) et externe (RE).

Ce dispositif était composé d'un emplacement dans lequel le tibia était placé (figure 1 et 2). Celui-ci comportait un toit métallique englobant les condyles fémoraux et un fond en plastique. Une marque y a été indiquée, représentant le centre de rotation de la hanche reporté au niveau de la rotule. De part et d'autre, des bandes parallèles métalliques à vis ainsi que des velcros ont été ajoutés pour permettre de fixer au mieux le tibia dans le dispositif. Une attention a été portée au confort de la jambe du sujet dans ce dispositif en recouvrant les pièces métalliques de cartons et de mousse.

Le sujet était installé dans une chaise conçue afin que celle-ci puisse être posée sur une table de massage dont la hauteur se réglait en fonction de la morphologie du sujet.

Le sujet devait effectuer trois fois un cycle de rotation. Un cycle de rotation correspondait à un aller-retour d'une rotation (RE) suivi d'un aller-retour de l'autre rotation (RI). Ce cycle durait environ 10-15 secondes. Le sujet commençait toujours par la même rotation, la RE, afin que l'expérimentateur puisse identifier les données récupérées. Les deux premiers cycles servaient à habituer le sujet au mouvement. En effet, quand le muscle était étiré à plusieurs reprises, la courbe tension-longueur changeait. Pour la même tension, il y avait donc une plus grande longueur musculaire⁽³⁾. Le dernier cycle représentait les données définitives. Les rotations étaient effectuées en actif dans un premier temps. Puis le même procédé était répété pour la prise de mesure en passif. Pour cette dernière prise de mesure, c'était l'expérimentateur qui effectuait les rotations. Celui-ci, avec son bras dominant, produisait les mouvements de rotations à l'aide d'un levier métallique. Les fins d'amplitude étaient annoncées par le sujet, sans qu'il n'y ait de compensation, de douleur ou encore d'inconfort. Si cela se produisait, l'expérimentation était recommencée.

Chaque prise de mesure commençait par la hanche droite en position de flexion, puis le côté gauche. Ensuite les mesures étaient prises la hanche en extension, pour la hanche droite puis pour la hanche gauche.

Les sujets devaient porter un short confortable afin de ne pas limiter les mouvements de rotation durant l'expérimentation. Les deux positions testées étaient les suivantes :

- (1) Le sujet se positionnait en position assise à 90° de flexion de hanche et de genou, le tibia placé dans l'emplacement spécifique. L'axe du mouvement passait par le centre de la tête fémorale et par le centre de la patella dans l'axe longitudinal du fémur. Ce repère était utilisé lors du placement de la jambe dans l'emplacement du dispositif (Figure 1).
- (2) Le sujet se plaçait en décubitus dorsal, la hanche en position anatomique neutre et le genou placé à 90° de flexion reposant dans l'espace confectionné (Figure 2).



› Figure 1 : position assistée

Analyse de données

L'analyse de données était réalisée pour différentes variables. Les variables dépendantes étaient l'amplitude maximale passive et active (AP et AA exprimée en degré), le moment de force maximal passif (MF en Nm), la zone neutre (ZN en degré (ZN°) et en pourcentage (ZN %)), la pente de zone neutre (en Nm°), la zone élastique (ZE en degré (ZE°) et en pourcentage (ZE%)), la pente de la zone élastique (Nm°) et l'hystérésis (Nm°).

La ZN et la ZE ont été analysées à partir d'une estimation visuelle du point d'inflexion de la courbe amplitude-moment de force des données individuelles du sujet. Ces deux zones ont été interprétées de façon individuelle pour la rotation interne et la rotation externe ainsi que pour la latéralité et pour la position.

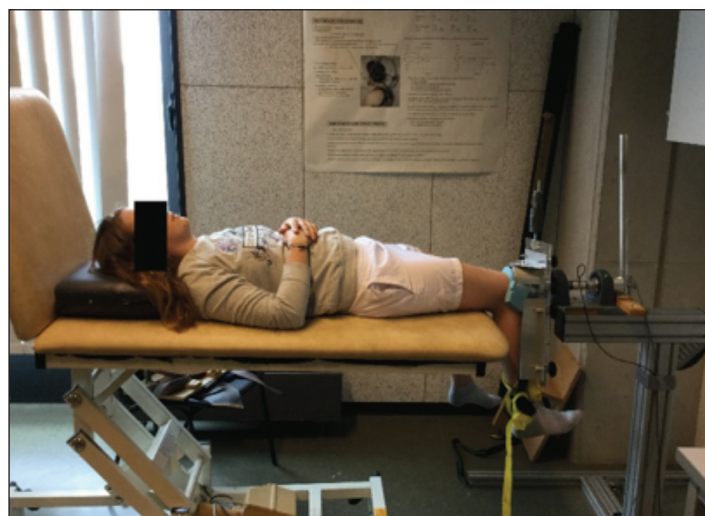
L'utilisation d'un filtre a permis de lisser les irrégularités d'acquisition des courbes amplitude-moment de force provenant de l'inconstance de la vitesse produite et des tremblements en fin d'amplitude émis de l'expérimentateur.

Les données étaient collectées par le logiciel Labview 2013 – Labview Professional Development System – National Instruments. La fréquence d'acquisition était de 20 Hz.

Une étude de reproductibilité de la mesure a été réalisée sur un sujet sélectionné au hasard. Trois observateurs ont réalisé 10 fois chacun la mesure. Un modèle d'analyse de la variance à un seul facteur a été utilisé afin de décomposer les variations totales des mesures en variabilité inter- et intra-observateur.

La normalité de la distribution a été vérifiée par le test de Shapiro-Wilk ainsi que l'homogénéité des variances par le test de Levene ($p < 0.05$). Un test d'ANOVA à mesures répétées (en fonction de la position de la hanche) a été utilisée pour déterminer comment les paramètres de la tension passive mesurés évoluent en fonction du genre (homme, femme), la latéralité (gauche, droite) et de la rotation de la hanche (interne, externe).

La deuxième partie de l'analyse consistait à normaliser en pourcentage toutes les données (moment de force et dépla-



› Figure 2 : position couchée, les fixations au niveau du bassin ont été enlevées

cement angulaire) pour tous les participants lors des rotations internes et externes (aller-retour).

Sachant que la vitesse variait entre les différents participants, nous avons réalisé une interpolation par une fonction des polynômes du quatrième degré ($y=a+bx+cx^2+dx^3$) entre 0 % et 100 %. Cela nous a permis de comparer en continu les participants dans les deux positions assise-couchée.

Les résultats sont présentés comme moyenne \pm SD. La significativité était atteinte pour $p<0.05$.

Résultats

La reproductibilité a permis de calculer les erreurs quadratiques moyennes (EQM) exprimées en degrés. L'EQM inter-observateur vaut $7,1^\circ$ pour la RE et $5,5^\circ$ pour RI, et en intra-observateur, $3,8^\circ$ pour la RE et $2,2^\circ$ pour RI.

Les **tableaux 1** et **2** reprennent les résultats obtenus pendant l'expérimentation à travers les différents paramètres étudiés. Nous avons pu observer l'essentiel de l'influence du changement de position pour l'amplitude active, principalement durant la RI. Cela apparaît chez les femmes en RI à gauche et à droite ($p=0.004$ et $p=0.000$ respectivement) et chez les hommes à gauche ($p=0.019$). En RE, une différence significative a été observée uniquement chez les femmes à gauche ($p=0.009$).

D'autres différences ont été significatives pour le MF. Celles-ci ont été trouvées en RI chez les hommes à droite ($P=0.035$) et chez les hommes à gauche en RE ($p=0.002$).

La ZN % montrait des différences hautement significatives entre position assise (flexion) et couchée (extension), uniquement en RE chez les hommes ($p=0.000$) et chez les femmes ($p=0.000$) du côté gauche.

La ZE° présentait des différences significatives uniquement chez les hommes en RI à gauche et à droite ($p=0.013$ et $p=0.018$ respectivement).

Enfin, les dernières différences significatives étaient trouvées pour la pente de la ZE en RI chez les hommes à droite ($p=0.000$) et à gauche en RE ($p=0.002$).

Il ressort aussi des résultats obtenus, que le genre jouait un rôle important dans le changement de position. Le MF a été fortement influencé par le genre. En RI, dans les deux positions, nous obtenions des différences très significatives que ce soit pour la hanche droite et gauche en position assise ($p=0.007$ et $p=0.011$ respectivement) ainsi qu'en position couchée ($p=0.015$ et $p=0.000$).

Nous retrouvions cette même influence en RE uniquement en position assise à gauche et à droite ($p=0.001$ et $p=0.012$).

D'autres différences significatives ont été trouvées concernant la pente de la ZN que ce soit en RI ou en RE pour les deux positions et pour les deux hanches.

La pente de la ZE montrait aussi des différences significatives entre les genres en RI pour la position couchée à gauche et

à droite ($p=0.002$ et $p=0.039$) et en position assise ($p=0.009$ et $p=0.000$). Cette influence était aussi retrouvée en RE en position assise à gauche et à droite ($p=0.001$ et $p=0.005$), et uniquement à droite en position couchée ($p=0.012$).

Très peu de différences significatives ont été observées concernant la latéralité.

Les **figures 3** et **4** reprennent les valeurs relatives normalisées. Il apparaît que des différences significatives ont été trouvées uniquement dans le retour des rotations entre 25 % et 90 % du MF.

Nous avons également observé des différences entre l'aller et le retour du mouvement, témoignant des différences de rigidité significative, pour les deux positions en RE. Cependant, nous retrouvons ces différences significatives uniquement en position assise pour la RI entre 50 % et 95 % du MF.

De plus, des différences significatives ont été identifiées entre la RE et la RI dans l'aller du mouvement pour les deux positions et dans le retour uniquement en position assise entre 10 % et 35 % du moment de force.

La boucle d'hystérésis est significativement plus grande pour la rotation externe en position couchée qu'en position assise.

Discussion

Les données récoltées ont montré que la tension passive de la hanche est influencée par le changement de la position. La position assise (hanche fléchie à 90°) offrait plus de résistance par rapport à la position couchée (hanche en extension). Lorsque la hanche se trouve en position fléchie à 90° , nous avons observé que les amplitudes active et passive maximale ainsi que les moments de force augmentent, quelque soit la rotation.

De nombreuses études ont déjà analysé l'influence du changement de position de la hanche sur certains paramètres. L'une d'elles, faite par *Simoneau et al* ⁽¹⁵⁾, montrait aussi des interactions significatives entre la direction de rotation et la position. Ils ont trouvé que l'amplitude de la RE en position couchée ventrale était plus importante que la RE en assis, et que l'amplitude de la RI ne se modifie pas. Ces auteurs ainsi que d'autres ⁽¹³⁾, ont retrouvé également l'impact du genre sur les rotations. D'après cette étude faite par *Simoneau et al*, les femmes avaient 5° à 6° de rotation supplémentaire par rapport aux hommes pendant la RI en position assise, et avaient un supplément de 2° en RE dans les deux positions. D'autres études comme celles de *Kouyoumdjian et al* ⁽¹⁴⁾ et celle d'*Ellison et al* ⁽¹²⁾ ne trouvaient aucune différence significative entre les positions assise et couchée ventrale. Dans les résultats obtenus par *Kouyoumdjian et al*, aucune différence significative n'a été observée entre la position assise et la position couchée dorsale. Néanmoins, ces auteurs ont découvert des différences significatives en fonction de l'âge ($p=0.0001$), du genre ($p=0.0078$) et en fonction du poids ($p=0.0006$).

Plusieurs hypothèses peuvent permettre d'expliquer que la résistance rencontrée en position assise était significativement

Variables dépendantes		Hommes			Femmes			Genre (p-value)	
		G	D	p	G	D	p	G	D
Amplitude passive (°)	Extension	78 ± 13.8	86.9 ± 13.9	0.173	82.3 ± 12.7	90.0 ± 12.7	0.235	0.507	0.628
	Flexion	81.3 ± 12.9	89.8 ± 12	0.192	81.7 ± 14.1	93.4 ± 11.2	0.075	0.952	0.586
	p	0.312	0.373		0.853	0.312			
Amplitude active (°)	Extension	39.7 ± 18.3	48.6 ± 13.8	0.104	42.4 ± 14.6	50.1 ± 12	0.160	0.621	0.785
	Flexion	48.6 ± 13.2	51.5 ± 13.8	0.597	53.4 ± 13.4	62.9 ± 9.1	0.081	0.381	0.036*
	p	0.019*	0.438		0.004**	0.000***			
MF (Nm)	Extension	16.2 ± 2.8	16.4 ± 4.6	0.939	11.2 ± 3.1	11.6 ± 3.5	0.825	0.007**	0.011*
	Flexion	16.3 ± 3.2	18.3 ± 4.8	0.280	11.7 ± 4.4	11.5 ± 5.3	0.925	0.015*	0.000***
	p	0.959	0.035*		0.569	0.938			
ZN (°)	Extension	46.1 ± 10.1	51.9 ± 8.9	0.273	50.9 ± 10.4	54.1 ± 7.4	0.534	0.366	0.668
	Flexion	45.1 ± 29.9	58 ± 12.6	0.014*	48.3 ± 10.2	56 ± 8.3	0.145	0.539	0.702
	p	0.811	0.154		0.551	0.663			
ZN (%)	Extension	58.8 ± 5.1	60.2 ± 8.6	0.745	61.7 ± 7.6	60.4 ± 5.8	0.758	0.504	0.972
	Flexion	64.5 ± 7.2	64.3 ± 8.8	0.962	59.3 ± 9.1	60.2 ± 6.9	0.842	0.229	0.338
	p	0.138	0.286		0.531	0.956			
Pente ZN (Nm/°)	Extension	0.130 ± 0.037	0.108 ± 0.033	0.177	0.075 ± 0.025	0.071 ± 0.020	0.770	0.001**	0.027*
	Flexion	0.120 ± 0.045	0.112 ± 0.048	0.622	0.072 ± 0.027	0.061 ± 0.030	0.538	0.004**	0.002**
	p	0.242	0.640		0.665	0.295			
ZE (°)	Extension	54.3 ± 10.2	48 ± 8.9	0.156	49 ± 10.4	45.8 ± 7.5	0.462	0.233	0.611
	Flexion	47.3 ± 10.5	41.4 ± 12.1	0.178	51.6 ± 10.2	43.9 ± 8.3	0.083	0.341	0.573
	p	0.013*	0.018*		0.362	0.493			
ZE (%)	Extension	41.1 ± 5.1	39.7 ± 8.6	0.696	38.2 ± 7.6	39.5 ± 5.8	0.711	0.423	0.966
	Flexion	35.1 ± 7.2	35.1 ± 8.2	0.993	40.6 ± 9.1	39.7 ± 6.9	0.811	0.132	0.201
	p	0.055	0.139		0.435	0.945			
Pente ZE (Nm/°)	Extension	0.270 ± 0.047	0.199 ± 0.064	0.007**	0.191 ± 0.041	0.145 ± 0.049	0.078	0.002**	0.039*
	Flexion	0.274 ± 0.076	0.268 ± 0.100	0.815	0.205 ± 0.065	0.144 ± 0.062	0.019*	0.009**	0.000***
	p	0.852	0.000***		0.455	0.931			
Hystérésis (Nm.°)	Extension	241.3 ± 71.7	236.4 ± 99.9	0.921	167 ± 100.5	188.2 ± 115.2	0.668	0.135	0.331
	Flexion	244.1 ± 127.4	204.4 ± 82.3	0.423	160.4 ± 135.1	182.9 ± 111.2	0.649	0.092	0.664
	p	0.934	0.349		0.846	0.875			

› Tableau 1: statistiques descriptives de la rotation interne (moyenne ± écart type, p-value) (*) = p<0,05 / (**) = p<0,01 / (***) = p<0,001

Variables dépendantes		Hommes			Femmes			Genre (p-value)	
		G	D	p	G	D	p	G	D
Amplitude passive (°)	Extension	76.1 ± 16.6	66.4 ± 20.4	0.138	72.4 ± 20.9	65.9 ± 22.8	0.316	0.570	0.933
	Flexion	75.2 ± 15.7	62.8 ± 22.8	0.058	70.3 ± 11.7	59.7 ± 22.1	0.107	0.447	0.635
	p	0.793	0.275		0.520	0.063			
Amplitude active (°)	Extension	32.1 ± 19.3	22.3 ± 16.8	0.071	25.1 ± 14.3	20.3 ± 10.3	0.383	0.196	0.723
	Flexion	31.6 ± 11.3	26.0 ± 14.3	0.307	35.0 ± 12.4	21.4 ± 9.1	0.013*	0.529	0.393
	p	0.883	0.317		0.009**	0.781			
MF (Nm)	Extension	15.1 ± 4.9	14.8 ± 3.8	0.870	11.8 ± 5.1	12.6 ± 7.1	0.675	0.076	0.230
	Flexion	17.9 ± 5.1	16.5 ± 4.8	0.473	11.9 ± 4.9	11.9 ± 5.3	0.991	0.001**	0.012*
	p	0.002**	0.060		0.895	0.402			
ZN (°)	Extension	30.6 ± 16.6	32.9 ± 13.2	0.662	23.0 ± 14	31.5 ± 13.6	0.108	0.148	0.786
	Flexion	36.5 ± 6.1	30.9 ± 12	0.290	34.8 ± 7.4	29.3 ± 13.9	0.300	0.742	0.759
	P	0.169	0.646		0.006**	0.615			
ZN (%)	Extension	48.4 ± 9.7	49.2 ± 8.1	0.861	45.2 ± 10.8	47.3 ± 14.9	0.630	0.457	0.662
	Flexion	34.9 ± 19.8	46.9 ± 8.7	0.006**	29.8 ± 18.6	47.4 ± 13.7	0.000***	0.248	0.916
	P	0.000***	0.561		0.000***	0.973			
Pente ZN (Nm/°)	Extension	0.131 ± 0.030	0.168 ± 0.058	0.025*	0.097 ± 0.041	0.128 ± 0.059	0.063	0.045*	0.017*
	Flexion	0.134 ± 0.024	0.185 ± 0.064	0.002**	0.096 ± 0.029	0.126 ± 0.058	0.071	0.022*	0.001**
	P	0.709	0.061		0.846	0.768			
ZE (°)	Extension	62.5 ± 13.2	67.0 ± 13.2	0.305	65.7 ± 17.2	68.4 ± 13.6	0.530	0.471	0.747
	Flexion	63.4 ± 6.1	70.6 ± 11.2	0.105	65.1 ± 7.4	70.6 ± 13.9	0.220	0.697	0.990
	p	0.732	0.195		0.851	0.443			
ZE (%)	Extension	51.5 ± 9.7	50.7 ± 8.1	0.834	54.7 ± 10.8	52.6 ± 14.9	0.563	0.372	0.600
	Flexion	50.4 ± 7.6	53 ± 8.7	0.481	50.1 ± 9.5	52.5 ± 13.7	0.509	0.934	0.899
	p	0.726	0.469		0.136	0.967			
Pente ZE (Nm/°)	Extension	0.260 ± 0.048	0.309 ± 0.057	0.064	0.210 ± 0.082	0.243 ± 0.048	0.208	0.057	0.012*
	Flexion	0.317 ± 0.067	0.342 ± 0.035	0.327	0.229 ± 0.080	0.268 ± 0.095	0.131	0.001**	0.005**
	p	0.002**	0.069		0.309	0.169			
Hystérésis (Nm.°)	Extension	214.6 ± 147.1	279.8 ± 153.9	0.189	220.6 ± 112.8	233.7 ± 180.7	0.790	0.903	0.352
	Flexion	206.7 ± 154.8	256.7 ± 159.4	0.313	209 ± 122.8	158.1 ± 84.1	0.304	0.962	0.047*
	p	0.817	0.498		0.735	0.028*			

› Tableau 2: statistiques descriptives de la rotation externe (moyenne ± écart type, p-value) (*) = p<0,05 / (**) = p<0,01 / (***) = p<0,001

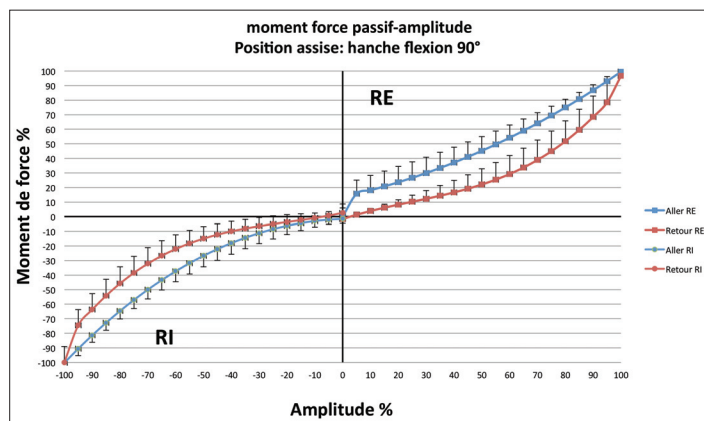


Figure 3 : polynôme d'interpolation de la rotation externe (RE) et la rotation interne (RI) en position assise.

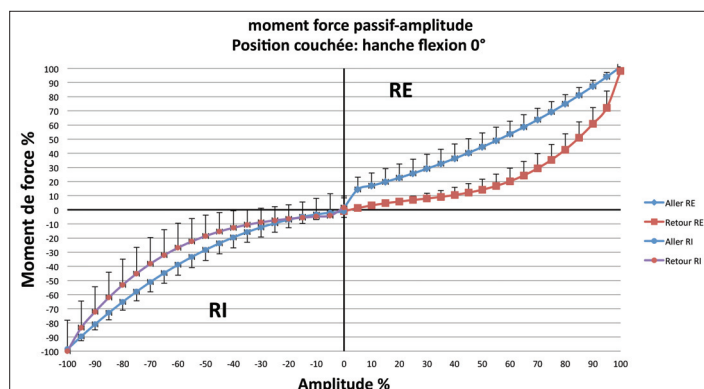


Figure 4 : polynôme d'interpolation de la rotation externe (RE) et la rotation interne (RI) en position couchée.

moins qu'en position couchée. En effet, il est maintenant bien connu qu'en position de flexion de hanche, la plupart des structures ligamentaires sont relâchées (15,10, 16). Ces structures ont été nommées pour la première fois « ligaments capsulaires » par Bertin en 1754 (17). C'est par une étude in vitro que Van Arkel et ses collègues (8) ont mis en évidence que les ligaments capsulaires (essentiellement le ligament iliofémoral et ischiofémoral) permettaient des restrictions primaires de rotation au niveau de la hanche. Ces auteurs ont trouvé que la contribution de ces ligaments était significativement plus importante que ceux du labrum et du ligament rond dans toutes les positions ($p < 0.05$). Les études faites par Van Arkel et al (8) ainsi que par Fuss et Bacher (17), sont en accord en expliquant que l'extension de hanche serait limitée en grande partie par le ligament iliofémoral, et la flexion, entre autre, par le ligament ischiofémoral. Des études supplémentaires pourraient analyser plus de paramètres afin de quantifier l'implication de ceux-ci dans les différentes positions.

Néanmoins, les origines du mécanisme de rigidité présent dans les articulations restent encore assez floues. Des études ont montré l'implication du TC intramusculaire, essentiellement le périnysium, comme étant l'un des acteurs principaux impliqués dans le mécanisme de rigidité (3,9). La contribution de ces différentes structures au mécanisme d'allongement passif reste encore complexe à analyser. L'étude menée par Herbert (3) énumère les recherches révélant que les principales adaptations du tendon durant l'étirement seraient moindres que les changements résidant dans le ventre musculaire. Dans une étude plus récente (4), les auteurs ex-

pliquent que l'augmentation de longueur dans les muscles serait due en grande partie à l'augmentation de longueur du tendon plutôt qu'à l'augmentation de la longueur des enveloppes musculaires. En réponse à l'étude faite par Gajdosik (18), Magnusson et al (19) émettaient les conditions de l'implication des mécanismes tissulaires durant un étirement. Cette implication aurait lieu uniquement s'il y avait une observation de diminution de force pour un même angle donné, ou alors si, pour une même charge, on obtenait une plus grande amplitude articulaire. John et Wright, en 1962 (20), dans leur étude sur les chats, ont trouvé que la capsule articulaire contribuait à 47 %, tendon 10 %, muscle 4 %, et peau 2 % de l'amplitude passive totale nécessaire pour bouger une articulation. Herbert et al (4), dans leur étude sur les gastrocnémiens, ont trouvé que les changements de longueur durant l'allongement passif était dû à 27 % de la part des enveloppes musculaires, 9 % à la diminution de la pennation et 64 % dû à l'adaptation des tendons. Des études futures pourront chercher à analyser le comportement mécanique de ces structures en fonction de la position.

Des hypothèses concernant la position assise et la RI peuvent encore être ajoutées. Une étude in vitro (21) a constaté que les bras de levier de RI de certains muscles augmentaient avec la flexion de hanche, et que les bras de levier de RE des autres muscles diminuaient. Les auteurs ont aussi trouvé que certains de ces muscles rotateurs externes devenaient rotateurs internes avec la flexion de hanche. Les muscles rotateurs externes ne changeant cependant pas d'action durant les mouvements rotatoires étaient les obturateurs interne et externe ainsi que le carré fémoral. Dans cette étude, l'iliopsoas avait une action presque négligeable par rapport à son bras de levier rotatoire dans ces différentes positions. Dans cette même optique, Allison et Delp (22) ont montré que le bras de levier des muscles adducteurs et ischiojambiers médiaux n'était pas responsables de la RI excessive rencontrée chez les patients atteints de paralysie cérébrale. Klein et Sommerfeld (10), dans leur livre, ont expliqué le rapport existant entre les différentes rotations. En position anatomique de hanche, il semblerait que ce soit les muscles rotateurs externes qui prédominent. A l'inverse, en position de flexion de hanche, ce serait les muscles rotateurs internes qui produiraient un couple de force plus élevé que les rotateurs externes. Les explications données par ces auteurs pouvant expliquer ce phénomène, et qui rejoignent celles d'Allison et Delp, sont que les muscles abducteurs ont un effet notoire de RI lors de la flexion de hanche. Une autre explication serait l'effet du moment de force diminué du muscle grand fessier quand on se dirige vers la flexion de hanche.

Certaines limitations peuvent être posées à notre étude. Premièrement, l'utilisation d'un appareil électromyographique aurait permis d'exclure catégoriquement toute activation volontaire des muscles. Néanmoins, une étude faite par Magnusson et al a montré que le réflexe électromyographique n'influçait pas les mesures de la course articulaire durant l'extension de genou (17). Dans cette présente étude, la vitesse à laquelle le mouvement passif a été effectué par l'expérimentateur n'a pas été contrôlée. Une attention a été portée sur le maintien d'une même vitesse durant toute l'expérimentation. Une étude faite par Dugaillly et al (23) montrait des différences

significatives en fonction de la vitesse ($p < 0.01$). Han et al⁽¹³⁾ citaient, dans l'une de leurs recherches, la race comme un facteur pouvant affecter les résultats. Pour cela, ils avaient exclu toute personne n'étant pas japonaise. Gajdosik et al⁽⁹⁾ mentionnaient d'autres facteurs pouvant affecter la rigidité passive tels que la température, l'humidité, le temps de charge et le taux de contraintes. Dans notre étude, les sujets ont décrit la pièce comme étant à 88.5 % tempérée, chaude dans 7.7 %, et froide dans 3.8 % des cas. Les sujets ont permis de répondre à une autre limitation qu'était le confort du dispositif durant l'expérimentation. Il en ressort que celui-ci était confortable dans 65.4 % des cas. On ne peut donc pas exclure que l'inconfort, ressenti par certains sujets, ait pas influencé les mesures.

Conclusion

Les femmes présentent une tension passive de la hanche significativement inférieure à celle des hommes. Les amplitudes passives sont significativement supérieures à celles actives quel que soit le mouvement ou la position de la hanche. L'amplitude active de la rotation interne diminue significativement en position couchée. La boucle d'hystérésis est significativement plus grande pour la rotation externe en position couchée qu'en position assise. Nos résultats ont montré que la position assise était la position qui génère le moins de résistance au niveau de l'articulation de la hanche. Il semblerait que le mouvement de rotation interne présenterait moins de résistance que le mouvement de rotation externe.

Implications pour la pratique

- La position assise permet d'augmenter plus l'amplitude active de la rotation interne de la hanche que la position couchée.
- Les moments de force passif des rotateurs internes et externes de la hanche changent en fonction de la position de la hanche.
- Le moment de force passif maximal augmente en passant de la position en extension à la flexion à 90°.

Contact

Hélène Vandenberghe : Ln.vandenberghe3@gmail.com
Walid Salem : wsalem@ulb.ac.be

Références

1. Leclerc A, Ha C, Roquelaure Y et Goldberg M. La situation épidémiologique des troubles musculo-squelettiques : des définitions et des méthodes différentes, mais un même constat. BEH 2005;n°44-45.
2. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Boesen J, Johannsen F and Kjaer M. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. J Med Sci Sports. 1997;7(4):195-202.
3. Herbert R. The Passive Mechanical Properties of Muscle and Their Adaptations to Altered Patterns of Use. Aust J Physiother. 1988;34(3):141-9.
4. Herbert RD, Clarke J, Kwah LK, Diong J, Martin J, Clarke EC, et al. In vivo passive mechanical behavior of muscle fascicles and tendons in human gastrocnemius muscle-tendon units. J Physiol. 2011;589(Pt 21):5257-5267.
5. Riley AD and Van Dyke JM. The effects of Active and Passive Stretching on Muscle Length. Phys Med Rehabil Clin N Am. 2012;23(1):51-57.
6. Panjabi MM. The Stabilizing System of the Spine, Neutral Zone and Instability Hypothesis. J Spinal Disord. 1992;5(4):390-397.
7. Halper J and Kjaer M. Basics Components of Connective Tissues and Extracellular Matrix: Elastin, Fibrillin, Fibulins, Fibrinogen, Fibronectin, Laminin, Tenascins and Thrombospondins. Adv Exp Med Biol. 2014;802:31-47.
8. Van Arkel RJ, Amis AA, Cobb JP et Jeffers JR. The capsular ligaments provide more hip rotational restraint than the acetabular labrum and the ligamentum teres. Bone Joint J. 2015;97-B(4):484-91.
9. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. Clin Biomech. 2001;16(2):87-101.
10. Klein P. et Sommerfeld P. Biomécanique des membres inférieurs, bases et concepts, bassin, membres inférieurs. Elsevier-Masson, Paris, 2008.
11. White A, Panjabi M. Clinical Biomechanics of the Spine. 2^e ed. Philadelphia: J. B. Lippincott, 1990.
12. Ellison JB, Rose SJ et Sahrman SA. Patterns of Hip Rotation Range of Motion: A Comparison Between Healthy Subjects and Patients with Low Back Pain. Phys Ther. 1990;70(9):537-41.
13. Han H, Kubo A, Kurosawa K, Maruichi S et Maruyama H. Hip rotation range of motion in sitting and prone positions in healthy Japanese adults. J Phys Ther Sci. 2015;27(2):441-445.
14. Kouyoumdjian P, Coulomb R, Sanchez T, Asencio G. Clinical evaluation of hip joint rotation range of motion in adults. Orthop Traumatol Surg Res. 2012;98(1):17-23.
15. Simoneau GG, Hoenig KJ, Lepley JE, Papanek PE. Influence of Hip Position and Gender on Active Hip Internal and External Rotation. J Orthop Sports Phys Ther. 1998;28(3):158-64.
16. Drake RL, Vogl WA, Mitchell A, Duparc F, Duparc J, Scott J et al. Gray's anatomy. 2^eme ed. Elsevier, Edinburgh, 2010.
17. Fuss FK et Bacher A. New aspects of the Morphology and Function of the Human Hip Joint Ligaments. Am J Anat. 1991;192(1):1-13.
18. Gajdosik RL. Effects of Static Stretching on the Maximal Length and Resistance to Passive Stretch of Short Hamstring Muscles. J Orthop Sports Phys Ther. 1991;14(6):250-5.
19. Magnusson PS, Simonsen EB, Aagaard P, Sørensen H et Kjaer M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. J Physiol. 1996;497(Pt 1):291-298.
20. Johns RJ and Wright VJ. Relative importance of various tissues in joint stiffness. J Appl Physiol. 1962;17(5):824-828.
21. Delp SL, Hess WE, Hungerford DS et Jones LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. J Biomech. 1999;32:493-501.
22. Allison AS et Delp SL. Rotational moment arms of the medial hamstrings and adductors vary with femoral geometry and limb position: implications for the treatment of internally rotated gait. J Biomech. 2001;34(4):437-447.
23. Dugaillly PM, Brassinne E, Pirotte E, Mouraux D, Feipel V, et Klein P. Isokinetic assessment of hip muscle concentric strength in normal subjects: A reproducibility study. Isokin Exerc Sci. 2005;13(2):129-137.