

# Etude comparative sur l'asymétrie de raideur des hanches lors du test de Thomas modifié entre sujets sains et lombalgiques

## Comparison of the asymmetry in hip stiffness during the modified Thomas test between subjects with and without low back pain

Marie-Alice Froidmont<sup>1</sup> (DO, MSc), Ana Bengoextea<sup>1</sup> (DO, PhD), Walid Salem<sup>1</sup> (DO, PhD)

### MOTS-CLÉS

Raideur de la hanche / douleur lombaire / test de Thomas modifié / tension passive des fléchisseurs de la hanche

### KEYWORDS

Hip stiffness / lower back pain / modified Thomas test / passive hip flexor tension

### RÉSUMÉ

**Introduction:** Les mouvements de la hanche et de la colonne vertébrale sont couplés, la limitation d'une zone pouvant affecter l'autre. L'objectif de cette étude était d'évaluer les changements des paramètres de la tension passive des fléchisseurs de la hanche, dans un groupe de personnes présentant une lombalgie en comparant avec un groupe de personnes sans lombalgie à l'aide du test de Thomas modifié.

**Méthode:** La raideur des fléchisseurs de la hanche a été mesurée à l'aide d'un capteur de déplacement linéaire couplé à un dynamomètre par un fin fil en acier. La force a été appliquée, à l'aide du dynamomètre, au-dessus du genou du côté du membre testé resté abaissé vers le sol.

**Résultats:** L'étude a été menée sur 20 participants, 10 sans lombalgies (5 femmes et 5 hommes) et 10 présentant une lombalgie chronique (5 femmes et 5 hommes), âgés entre 50 et 70 ans ( $57,9 \pm 8,62$  ans). Les résultats ont montré une différence significative des forces passives maximales, du déplacement maximal, du déplacement de la zone neutre et du coefficient de raideur chez les sujets lombalgiques comparé aux sujets non-lombalgiques.

**Discussion:** Les résultats démontrent que la hanche possède bien un comportement viscoélastique non linéaire qui varie de manière significative chez les personnes présentant des lombalgies chroniques par rapport à un groupe sans lombalgie.

**Conclusion:** Selon nos résultats il pourrait exister un lien entre la lombalgie et la raideur des fléchisseurs de la hanche lors du test de Thomas modifié.

Mains Libres 2020; 3:145-154  
En ligne sur: [www.mainslibres.ch](http://www.mainslibres.ch)

### ABSTRACT

**Introduction:** Movements of the hip and spine are coupled; limiting one area can affect the other. The objective of this study was to assess variations in the parameters of passive hip flexor tension in a low-back-pain group by comparison with an asymptomatic group using the modified Thomas test.

**Methods:** Hip flexor stiffness was measured using a linear displacement transducer coupled to a dynamometer by a thin steel wire. Force was applied, using the dynamometer, above the knee being tested. The leg was lowered the ground.

**Results:** The study was performed on 20 participants – 10 asymptomatic individuals (5 women and 5 men) and 10 patients with chronic low back pain (5 women and 5 men) – aged between 50 and 70 years (mean =  $57.9 \pm 8.62$  years). The results showed a significant difference in maximum passive force, maximum displacement, displacement of the neutral zone, and stiffness coefficient between subjects with low back pain and asymptomatic subjects.

**Discussion:** The results indicate that the hip does indeed have a non-linear viscoelastic behavior, which varies significantly between patients with chronic low back pain and asymptomatic subjects.

**Conclusion:** Our study demonstrates a correlation between low back pain and hip flexor stiffness as measured by the modified Thomas test.

<sup>1</sup> Unité de recherche et enseignement en Ostéopathie (URSO), Université Libre de Bruxelles (ULB), Faculté des Sciences de la Motricité, 808 route de Lennik, 1070 Bruxelles, Belgique

## INTRODUCTION

Cette étude revêt une importance certaine pour la société puisqu'elle étudie une pathologie qui touche amplement la population. En effet, cette étude aborde la lombalgie et sa relation avec la hanche (hip-spine syndrome). La lombalgie a une prévalence annuelle d'environ 40% dans les pays européens et en Amérique du nord. Les personnes les plus touchées ont un âge compris entre 30 et 65 ans, dont la majorité sont des femmes<sup>(1)</sup>. De plus, il a été estimé que 80% de la population adulte mondiale connaîtra au moins un épisode de lombalgie au cours de sa vie<sup>(2,3,4)</sup>, dont un tiers deviendra chronique<sup>(5)</sup>. La lombalgie est dite « chronique » lorsque l'épisode douloureux dure plus de 3 mois<sup>(6)</sup>. De ce fait, au niveau socio-économique, la lombalgie est au premier rang des affections limitant l'activité avant 45 ans, et son coût direct est de 280 millions d'euros par an en Belgique, de plus de 760 millions d'euros en France<sup>(7)</sup>, et d'environ 300 milliards de dollars aux Etats-Unis<sup>(8,9)</sup>. À titre de comparaison, ce coût annuel est plus important que les maladies cardio-vasculaires, le cancer, ainsi que le diabète<sup>(9)</sup>.

Dans la littérature, il a été proposé que la fonction de la hanche soit liée à la lombalgie en raison de la proximité anatomique de la hanche et de la région lombo-pelvienne. L'articulation de la hanche est une articulation synoviale, ce qui signifie qu'elle se déplace librement. Il s'agit d'une articulation composée de la tête fémorale et de l'acétabulum. Il existe des variations anatomiques en ce qui concerne la profondeur et la forme de l'articulation de la hanche chez un individu. Certains auteurs décrivent l'articulation de la hanche comme une structure à la fois stable dans le plan frontal et instable dans le plan sagittal, ce qui nécessite un soutien important des muscles et des fascias. Un déséquilibre pourrait perturber le fonctionnement du bassin, et par conséquent également celui de la colonne vertébrale<sup>(10,11,12)</sup>.

Les mouvements de la hanche et de la colonne vertébrale sont coordonnés et la limitation d'une zone affecte l'autre. Cette limitation peut se manifester par de la douleur. En effet, 30 à 40% des douleurs de hanche proviennent du bas du dos, et la présence d'un complexe de la hanche raide peut-être également lié au bas du dos. L'étiologie de la pathologie est parfois difficile à cerner en raison du chevauchement de l'innervation dans certaines zones de la colonne vertébrale, de la ceinture pelvienne et de la hanche. Par conséquent, il est important, lors d'une plainte au niveau de la hanche, d'évaluer non seulement la hanche de manière approfondie, mais également le bas du dos<sup>(13,14)</sup>.

Les cinétiques des mouvements impliquant la colonne lombaire, la ceinture pelvienne et la hanche sont étroitement liées. En effet, une étude a mesuré, à l'aide d'un dispositif de suivi électromagnétique, les mouvements de la hanche et de la colonne vertébrale en déplacement avant, arrière, latéraux et de torsion, chez vingt participants en bonne santé. Elle a confirmé ce que des études précédentes avaient montré en utilisant des techniques vidéos: le rythme lombo-pelvien explique les contributions de la colonne vertébrale et de la hanche en flexion avant et arrière; la colonne vertébrale apportant une contribution plus importante au début du mouvement et moins à la fin<sup>(15,16)</sup>. De plus, de nombreuses douleurs au bas du dos irradient vers les muscles de la hanche. Lorsque les muscles fléchisseurs de la hanche sont trop enraidis, ils peuvent provoquer des douleurs dans le bas

du dos. En effet, il existe une relation entre la douleur au bas du dos et les muscles fléchisseurs de la hanche. L'ilio-psoas est le muscle clé pour une bonne posture et sans une longueur adéquate de ce muscle, un manque de mobilité dans les hanches et les membres inférieurs peut être constaté<sup>(17,13)</sup>.

Plusieurs études ont analysé l'effet d'une pathologie de la hanche sur les mouvements lombo-pelviens. Différents auteurs ont noté une augmentation de la lordose lombaire et de la pente sacrale chez les patients présentant une pathologie de la hanche. Une contracture des muscles de la hanche en flexion fixe entraîne une rotation pelvienne, augmentant la lordose lombaire, pouvant à son tour entraîner une charge accrue des facettes articulaires et des ligaments lombaires<sup>(13)</sup>.

Au contraire, pour les personnes présentant une lombalgie, une étude décrit les résultats de l'examen de la hanche. Ces résultats de l'examen physique indiquant un dysfonctionnement de la hanche sont fréquents chez les patients présentant une lombalgie. Les patients souffrant de lombalgie et ayant présenté un résultat positif à l'examen de la hanche ont davantage de douleurs et une fonction détériorée par rapport aux patients atteints de lombalgie sans résultats positifs à l'examen de la hanche<sup>(13,18)</sup>.

La notion de syndrome de la hanche et de la colonne vertébrale (hip-spine syndrome) a été utilisée pour la première fois pour désigner des personnes présentant des modifications dégénératives conjointes de la hanche et de la colonne vertébrale. Les auteurs d'une étude ont analysé 25 patients atteints du syndrome de la hanche et de la colonne vertébrale, avant, deux mois après et deux ans après l'arthroplastie totale de la hanche. Toutes les mesures ont été améliorées par rapport aux résultats obtenus avant l'arthroplastie totale de la hanche. Les auteurs ont conclu que l'arthroplastie totale de la hanche diminuait la douleur de la colonne lombaire. À l'inverse, plusieurs études sur les hanches arthrosiques converties en arthroplastie totale de la hanche ont montré que les patients souffrant de douleurs lombaires avaient un soulagement modéré de leurs maux de dos après cette arthroplastie totale de la hanche<sup>(13,19,20,21,22)</sup>.

Le syndrome de la hanche et de la colonne vertébrale peut être simple, complexe, secondaire ou mal diagnostiqué. Dans le syndrome de la hanche et de la colonne vertébrale simple, des changements pathologiques sont évidents, à la fois pour la hanche et la colonne lombaire, mais seul l'un ou l'autre est la source évidente de la plainte. Dans le syndrome complexe hanche-colonne vertébrale, les pathologies de la colonne vertébrale et lombaire sont évidentes, mais la source de la plainte n'est pas claire et des tests de diagnostic supplémentaires sont nécessaires. Dans le syndrome secondaire hanche-colonne vertébrale, les pathologies de la hanche et de la colonne vertébrale sont interdépendantes et chacune exacerbe l'autre. Dans le syndrome de la hanche et de la colonne vertébrale mal diagnostiqué, la source principale de symptômes est mal identifiée, ce qui peut éventuellement conduire à un traitement inadéquat<sup>(19)</sup>.

L'incidence d'arthrose symptomatique de la hanche et de sténose lombaire dégénérative est en augmentation dans notre population vieillissante. Les plaintes subjectives pouvant être similaires, il est souvent difficile de différencier la pathologie de la hanche intra et extra-articulaire de la sténose

dégénérative de la colonne lombaire. En effet, les maladies concomitantes, à la fois de la hanche et de la colonne vertébrale, ne sont pas rares dans la population plus âgée<sup>(23,20)</sup>.

Cette étude a utilisé le test de Thomas modifié pour mettre en relation la lombalgie et la hanche, afin d'essayer de montrer l'augmentation de la tension passive des fléchisseurs de la hanche chez des sujets lombalgiques.

Le test de Thomas modifié est un test utilisé lors de l'examen physique, qui a été développé sur la base du test original de Thomas. Il est nommé d'après le chirurgien orthopédique britannique Dr. Hugh Owen Thomas (1834-1891) qui l'a décrit et est utilisé pour obtenir des mesures de flexibilité pour les muscles ilio-pectoraux et le droit fémoral<sup>(24)</sup>. Dans cette étude, le choix a été fait d'utiliser le test de Thomas modifié, exécuté de la même manière que le test original de Thomas, en décubitus dorsal, mais effectué avec les tubérosités ischiatiques en bord de table et les jambes en dehors de table. De cette façon, ce test permet, lorsque l'inclinaison pelvienne est contrôlée<sup>(25)</sup>, de mesurer un angle maximal d'extension de la hanche, au contraire du test original de Thomas. Ce test est souvent utilisé chez des sujets qui se plaignent d'une « raideur » de hanche<sup>(26)</sup>. Il permet d'évaluer une raideur de hanche qui se traduira par une résistance au mouvement et une perte d'extension maximale de la hanche.

Cette étude a comme but de comparer la raideur des hanches entre un groupe de personnes présentant une lombalgie et un autre groupe contrôle sans lombalgie, en posant l'hypothèse que chez les sujets lombalgiques la raideur des fléchisseurs de la hanche serait augmentée.

## MÉTHODE

### Population

20 sujets âgés entre 50 et 70 ans ont été recrutés. Cet échantillon comprenait un groupe contrôle de 10 sujets non-lombalgiques (5 femmes et 5 hommes) et un groupe de personnes avec lombalgie de 10 patients (5 femmes et 5 hommes).

Tableau 1

#### Caractéristiques morphométriques des sujets

	Non-lombalgiques		Lombalgiques	
	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type
Âge (années)	59,20	7,73	56,60	9,51
Poids (kg)	70,40	18,17	76,50	11,36
Taille (cm)	175,00	0,07	170,00	10,00
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	24,05	4,56	26,28	3,14

Les critères d'inclusion, pour les sujets non-lombalgiques, étaient des personnes saines, dans une tranche d'âge de 50 à 70 ans, ne présentant pas de douleur au niveau de la hanche et n'ayant jamais eu de lombalgie ou n'ayant pas présenté de lombalgie depuis plus de deux ans. Pour les sujets présentant une lombalgie, il s'agissait de personnes souffrant de douleurs lombaires chroniques mises en évidence par l'auto-questionnaire de Dallas afin d'évaluer le ressenti de la lombalgie sur la qualité de vie, dans une tranche d'âge de 50 ans à 70 ans.

En ce qui concerne les critères d'exclusion pour le groupe sans lombalgie, les sujets qui participaient à l'étude ne devaient pas avoir souffert de douleur intense inflammatoire traumatique, au niveau du rachis, des hanches ni des genoux (ni au niveau des autres articulations du membre inférieur). Les sujets lombalgiques ne devaient pas présenter d'antécédents de chirurgie ou de traumatisme à la hanche, au genou et dans la région lombaire, durant les six derniers mois, ainsi que toutes autres maladies ou malformations ayant de graves répercussions sur la colonne lombaire.

Chacun des sujets a donné son consentement éclairé, via le formulaire approuvé par le comité d'éthique de l'hôpital Erasme de Bruxelles (P2018/460).

### Matériel

Le matériel utilisé pour mesurer la raideur était un système permettant l'enregistrement simultané de deux paramètres: le déplacement et la force appliquée par le praticien. Ce système comporte un capteur de déplacement linéaire de type LVDT (Linear Voltage Differential Transformer) relié à un câble inextensible, lui-même relié à un capteur de force. La force est appliquée, à l'aide du dynamomètre, au-dessus du genou du côté du membre testé resté abaissé vers le sol. Les signaux des deux capteurs sont collectés par le logiciel Labview 2013 (Labview Professional Development System – National Instruments). La fréquence d'acquisition était de 15 Hz. La force instantanée est affichée et constitue un retour visuel. La force et le déplacement sont mesurés lors de mobilisations antéro-postérieures de la hanche testée (Figure 1). La table d'examen utilisée lors des prises de mesures était une table standard réglable en hauteur. Une fois la hauteur réglée pour le sujet, celle-ci ne changeait plus (Figure 2).

Figure 1

Capteur de force



Figure 2

Système de mesure

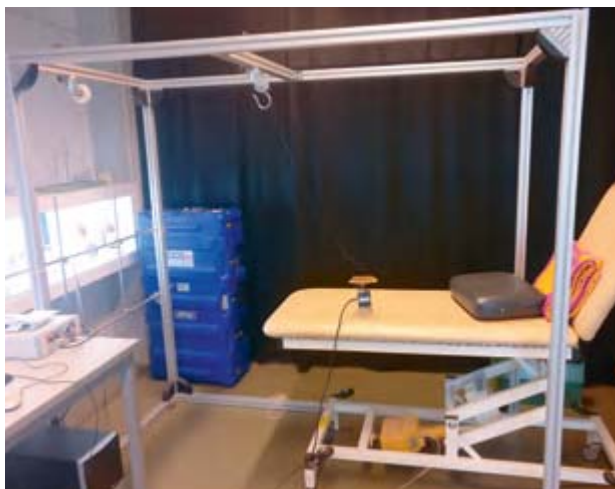


Figure 3

Position du test de Thomas modifié



## Protocole

La raideur des fléchisseurs de la hanche est mesurée à l'aide du test de Thomas modifié. Dans cette étude, le choix a été fait d'utiliser le test de Thomas modifié, exécuté de la même manière que le test original de Thomas, en décubitus dorsal, mais effectué avec les tubérosités ischiatiques en bord de table et les membres inférieurs en dehors de table. De cette façon, ce test permettra, lorsque l'inclinaison pelvienne est contrôlée<sup>(24)</sup>, de mesurer un angle maximal d'extension de la hanche, contrairement au test original de Thomas. Pour effectuer ce test, le sujet est placé en décubitus dorsal au bord de table, et on lui demande de fléchir le genou non-testé sur la poitrine et de le maintenir en flexion optimale sans décoller le bassin avec ses mains, tandis que le membre testé reste abaissé vers le sol. La force est appliquée, à l'aide du dynamomètre, au-dessus du genou du côté du membre testé (Figure 3).

Dans un premier temps, l'expérimentateur réalise un aller-retour pour chaque hanche, afin que le sujet se familiarise avec l'appareil, et ainsi évaluer les limites d'amplitudes lors de la réalisation du test. Cette familiarisation est effectuée afin d'éviter des effets indésirables tels que des douleurs dans la hanche, des contractures ou des douleurs dans la région lombaire. C'est pourquoi, il a été demandé aux sujets de signaler les moindres sensations désagréables, pour limiter la force d'appui et par conséquent respecter la non-douleur durant le test.

Par la suite, l'expérimentateur réalise trois allers-retours pour chaque hanche de chaque sujet dont les données sont recueillies. Pour ne pas provoquer de réflexe d'étirement et influencer le comportement biomécanique du tissu conjonctif dû à un mouvement trop rapide, ces tests ont été exécutés de manière constante et fluide, du début jusqu'à la fin du mouvement.

Les tissus biologiques présentent plusieurs caractéristiques qui seront utiles à considérer pour mieux comprendre leur fonctionnement<sup>(27)</sup>:

- 1) Hétérogénéité: cela signifie qu'au plan microscopique, un tissu biologique est assemblé à partir de plusieurs

sous-éléments distincts (par exemple: la matrice extracellulaire du cartilage est composée d'eau, de fibres de collagène et d'élastine). L'interaction entre ces différents sous-éléments génère un comportement caractéristique du tissu biologique. Ainsi, toute modification intrinsèque du tissu biologique, en qualité ou en quantité, aurait une influence sur le comportement mécanique de ce dernier (par exemple: une déshydratation du tendon ou du cartilage augmenterait la raideur).

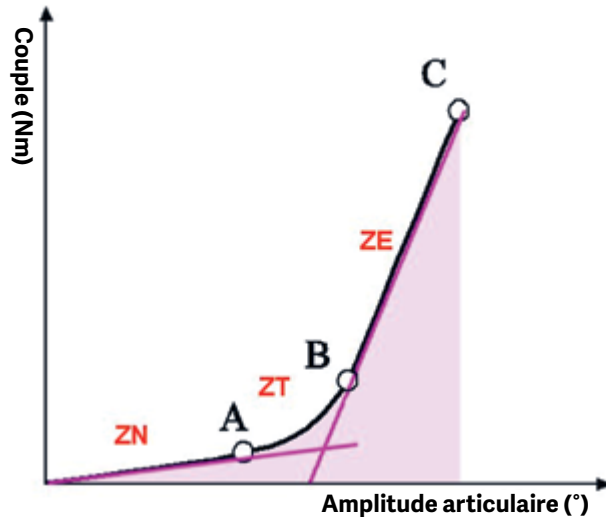
- 2) Anisotropie: les tissus biologiques sont considérés comme des matériaux composites à géométrie variable, dans lesquels la résistance change en fonction de la direction des contraintes. Les os présentent une plus grande résistance face à l'application des contraintes dans certaines directions, ainsi la diaphyse fémorale résiste mieux à la compression qu'à la torsion.
- 3) Non linéarité: une relation non linéaire ne décrit jamais une ligne droite entre deux variables. Le coefficient de direction ou la pente globale de la fonction sont indéterminables. On peut généralement décomposer la courbe globale de cette relation en petits segments linéaires, pour mieux comprendre le phénomène. La déformation de tous les tissus biologiques présente un comportement de type non-linéaire face à une contrainte de traction, compression ou cisaillement (Figure 4).

Lorsqu'on soumet un tissu biologique à des contraintes de traction ou lorsqu'un praticien mobilise une articulation dans la totalité de son amplitude, la tension passive mesurée augmente progressivement en fonction du déplacement. La courbe finale prend une forme non-linéaire (multiphasique) sur laquelle on peut distinguer trois zones (Figure 4):

- **La zone neutre (ZN):** c'est une zone dans laquelle le tissu biologique se déforme très peu car il subit de faibles contraintes, ainsi l'articulation se mobilise sans trop d'effort. Cette zone neutre est parfois appelée la zone articulaire fonctionnelle, utilisée dans les gestes fonctionnels au quotidien. On peut l'exprimer soit en degrés (°), en millimètres ou bien en pourcentages. Ce dernier est plus avantageux en cas de comparaison de plusieurs mouvements de grandeurs différentes. Cette zone a été définie

Figure 4

Exemple général d'une courbe non-linéaire triphasique représentant la tension passive (Nm) en fonction de l'amplitude articulaire (°) d'une articulation



0-A: zone neutre (ZN); A-B: zone de transition; B-C: zone élastique (ZE)<sup>(12)</sup>.

comme une mesure spécifique afin d'apprécier la stabilité spinale. Elle serait d'ailleurs plus sensible que l'amplitude articulaire globale<sup>(28)</sup>.

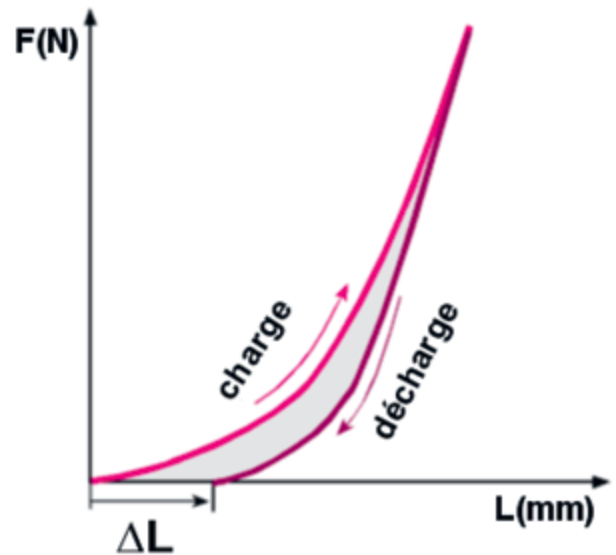
- **La zone de transition (ZT)**: cette zone est importante cliniquement, car elle indique au praticien le début de la perception manuelle de l'installation de la résistance passive au mouvement de l'articulation à mobiliser ou à tester.
- **La zone élastique (ZE)**: cette zone renseigne sur la fin de la zone de transition et le début de la zone élastique, dans laquelle les tissus péri-articulaires commencent à augmenter leur résistance, progressivement au mouvement, selon une ligne droite. Cette ligne droite est utilisée pour calculer le coefficient d'élasticité du mouvement (Nm/° ou N/mm). Cette zone permet au praticien d'apercevoir la raideur de l'articulation et de définir la fin de l'amplitude élastique du mouvement.
- **L'hystérésis**: l'élasticité d'un matériau traduit sa capacité à conserver et à restituer de l'énergie mécanique après sa déformation. Tandis que la viscosité d'un matériau traduit sa capacité à perdre de l'énergie au cours du temps. Ce phénomène temporel est expliqué par les frottements intrinsèques entre les différentes couches de la structure. Cette énergie est dégradée en chaleur sous forme de dissipation thermique (Figure 5).

Ce schéma (Figure 5) montre la boucle d'hystérésis, renseigne sur l'aspect viscoélastique tissulaire. Il s'agit d'un déphasage temporel de la force et le déplacement associé à une perte de l'énergie restituée lorsque l'on relâche la pression<sup>(12)</sup>.

Après avoir récolté toutes les données de déplacement et de force pour chaque sujet, à partir du logiciel LabVIEW, les variables dépendantes obtenues après application de diverses transformations sont: la force maximale (N), le déplacement maximal (mm), le coefficient de raideur des

Figure 5

Ce schéma montre la boucle d'hystérésis, renseigne sur l'aspect viscoélastique tissulaire. Il s'agit d'un déphasage temporel de la force et le déplacement associé à une perte de l'énergie restituée lorsque l'on relâche la pression<sup>(12)</sup>



fléchisseurs (N/mm), la flexibilité de la zone élastique (mm/N), la zone neutre en millimètres et en pourcentages, la pente de la zone neutre (N/mm), la flexibilité de la zone neutre (mm/N) et l'hystérésis en pourcentage.

#### Normalisation des données

L'interpolation permet de normaliser en pourcentage les données pour la force et le déplacement, et ceci pour l'aller (étirement) et le retour (relâchement) de chaque participant lors du test de Thomas modifié. Cette normalisation a permis d'obtenir une courbe moyenne par groupe et ainsi de comparer le comportement viscoélastique représentatif de chaque groupe. L'interpolation a été effectuée par une fonction des polynômes du troisième degré  $Y = ax + bx^2 + cx^3 + d$ , étant donné que la vitesse variait d'un participant à l'autre, afin de permettre la comparaison continue des deux groupes.

#### Variables étudiées

Les variables mesurées sont: Force maximale (N), Déplacement maximal (mm), Coefficient de raideur des fléchisseurs (N/mm), Flexibilité de la zone élastique (mm/N), Pente de la zone neutre (N/mm), Flexibilité de la zone neutre (mm/N), Zone neutre (mm), Zone neutre (%) et hystérésis (%). Ce dernier est calculé par la différence de l'aire sous les courbes entre l'aller (phase de pression) et le retour (phase de relâchement) selon la formule:

$$E_{diss} = \frac{1}{2} \sum_1^{n-1} [(A_{i+1} - A_i)(M_{i+1} + M_i)]_{aller} - \frac{1}{2} \sum_1^{n-1} [(A_i - A_{i+1})(M_i + M_{i+1})]_{retour}$$

Où  $E_{diss}$  représente l'énergie dissipée,  $A_i$  l'amplitude du mouvement au point  $i$  et  $M_i$  le moment de force appliqué au point  $i$ . Les courbes d'hystérésis ont ensuite été normalisées (pourcentage d'amplitude en fonction du pourcentage de moment de force) afin de rendre les mesures de la poussée abdominale et lombaire comparables entre elles.

La normalité de la distribution a été vérifiée par le test de Shapiro-Wilk et l'homogénéité des variances par le test de Levene ( $p > 0.05$ ). Ce qui a permis, par la suite, de représenter les résultats en moyenne  $\pm$  écart-type. Le test de Student pour échantillons indépendants a permis de comparer les données entre les hanches droites et gauches des sujets non-lombalgiques et lombalgiques.

### Reproductibilité

Trois examinateurs se sont familiarisés au système de mesure et ont ensuite effectué dix mobilisations selon le test de Thomas sur un sujet choisi au hasard. Ces mesures ont été effectuées pendant deux sessions de deux jours à une semaine d'intervalle. Nous avons tenu compte de la force maximale exercée et supportée par le sujet. 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. L'analyse a été réalisée à partir des données de forces maximales appliquées car c'est une variable observateur-dépendant. L'erreur quadratique moyenne (RMSE) a été calculée par rapport à la moyenne et par session, ainsi que l'indice de corrélation intra-classe (ICC) intra-observateur.

## RÉSULTATS

Le Tableau 2 reprend les valeurs calculées de l'ICC, l'écart quadratique moyen inter-observateur (RMS inter-obs) et intra-observateur (RMS intra-obs), calculés sur la variable force (N) de poussée.

L'analyse des données de l'étude de reproductibilité sur l'application de la force maximale a montré que les valeurs des ICC intra-observateur varient entre 95% et 98% et les valeurs

**Tableau 2**

ICC intra-observateur et écarts quadratiques moyens inter-observateur et intra-observateur

Session	ICC (%)	RMSE inter-obs (N)	RMSE intra-obs (N)
Session 1	98,1	10,1	1,4
Session 2	95,6	9,9	1,9
<b>Moyenne</b>	<b>96,8 <math>\pm</math> 2,1</b>	<b>10,1 <math>\pm</math> 2,6</b>	<b>1,7 <math>\pm</math> 0,5</b>

**Tableau 3**

Statistiques descriptives reprenant les données moyennes, les écarts types et la p-valeur de comparaison intra groupe, pour la **hanche droite**

	Non-lombalgiques			Lombalgiques		
	Moyenne	Ecart-type	p-value	Moyenne	Ecart-type	p-value
Force maximale (N)	121,20	52,80	0,331	146,70	97,80	0,992
Déplacement maximal (mm)	51,60	29,30	0,566	34,20	12,80	0,257
Coefficient de raideur des fléchisseurs (N/mm)	3,10	1,50	0,303	4,20	2,90	0,915
Flexibilité de la zone élastique (mm/N)	0,40	0,19	0,410	0,38	0,27	0,597
Pente de la zone neutre (N/mm)	2,09	1,27	0,036*	3,82	2,22	0,531
Flexibilité de la zone neutre (mm/N)	0,62	0,28	0,008**	0,35	0,20	0,164
Zone neutre (mm)	22,66	8,23	0,172	13,82	3,97	0,369
Zone neutre (%)	48,30	14,30	0,678	43,10	12,40	0,468
Hystérésis (%)	43,80	26,40	0,553	46,80	31,10	0,098

\* Indique une p-valeur  $< 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ .

**Tableau 4**

Statistiques descriptives reprenant les données moyennes, les écarts types et la p-valeur de comparaison intra groupe, pour la **hanche gauche**

	Non-lombalgiques			Lombalgiques		
	Moyenne	Ecart-type	p-value	Moyenne	Ecart-type	p-value
Force maximale (N)	119,20	41,30	0,448	144,60	112,20	0,918
Déplacement maximal (mm)	59,60	41,50	0,758	36,90	7,40	0,428
Coefficient de raideur des fléchisseurs (N/mm)	2,10	1,40	0,663	4,20	3,70	0,670
Flexibilité de la zone élastique (mm/N)	0,13	2,22	0,350	0,48	0,37	0,832
Pente de la zone neutre (N/mm)	1,94	0,99	0,106	3,49	2,34	0,717
Flexibilité de la zone neutre (mm/N)	0,61	0,22	0,084	0,47	0,36	0,372
Zone neutre (mm)	20,24	6,06	0,023*	15,94	2,84	0,704
Zone neutre (%)	51,40	25,20	0,232	43,70	5,60	0,641
Hystérésis (%)	49,50	25,30	0,630	38,20	34,40	0,047*

\* Indique une p-valeur  $< 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ .

d'erreur quadratique moyen (RMSE) est aux alentours de 10 N en inter-observateur et de 1 à 2 N en intra-observateur.

### Analyse des paramètres biomécaniques

Les tableaux 3 et 4 reprennent les données moyennes et les écarts-types mesurés, en comparant les hanches droites et gauches entre les deux groupes. Ils reprennent également les résultats obtenus par les tests de Student pour échantillons indépendants et appariés. Ils mettent en évidence les différences, significatives ou non, entre les hanches gauches et droites et entre les sujets non-lombalgiques et les sujets lombalgiques. Les résultats sont donnés sous forme de p-valeur.

Les valeurs significatives et hautement significatives sont présentes chez les sujets non-lombalgiques, majoritairement

sur la hanche droite. Pour la hanche gauche, toujours chez les sujets non-lombalgiques, il y a une différence significative du comportement viscoélastique pour le paramètre de la zone neutre.

Tandis que les sujets lombalgiques, concernant la hanche gauche, présentent une différence significative pour le paramètre de l'hystérésis.

Les Figures 6 et 7 montrent que les courbes force passive-déplacement du groupe non-lombalgique se situent plus bas et plus à droite par rapport au groupe lombalgique. Ce qui se traduit par une augmentation de la résistance des fléchisseurs dans les deux hanches lors de l'exécution du test de Thomas modifié.

Figure 6

Courbe force-déplacement normalisée en % lors de la poussée pour la hanche droite chez les sujets lombalgiques et non-lombalgiques

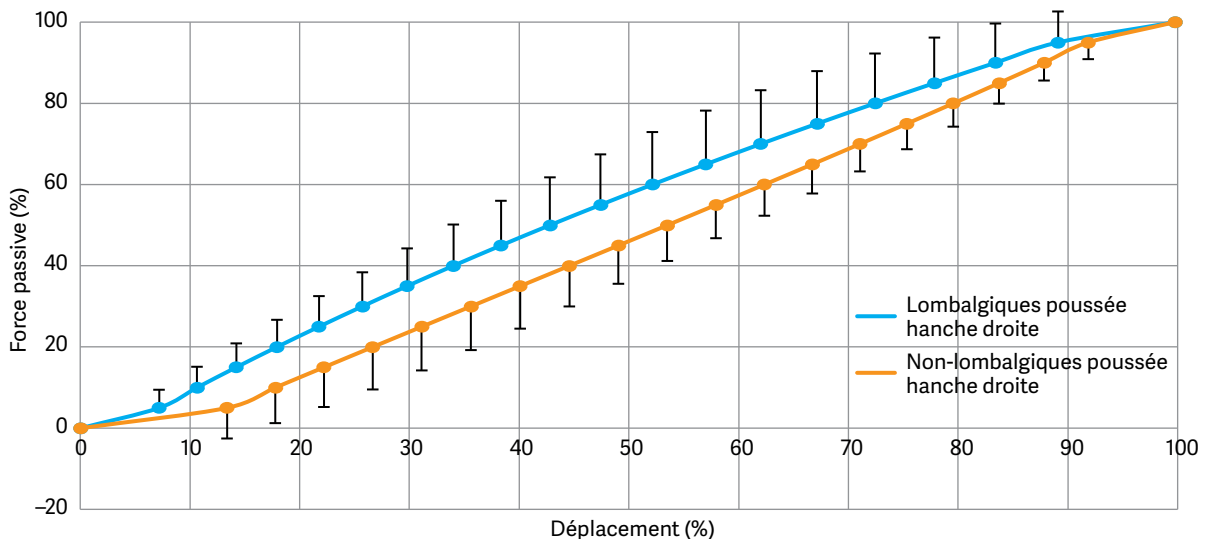
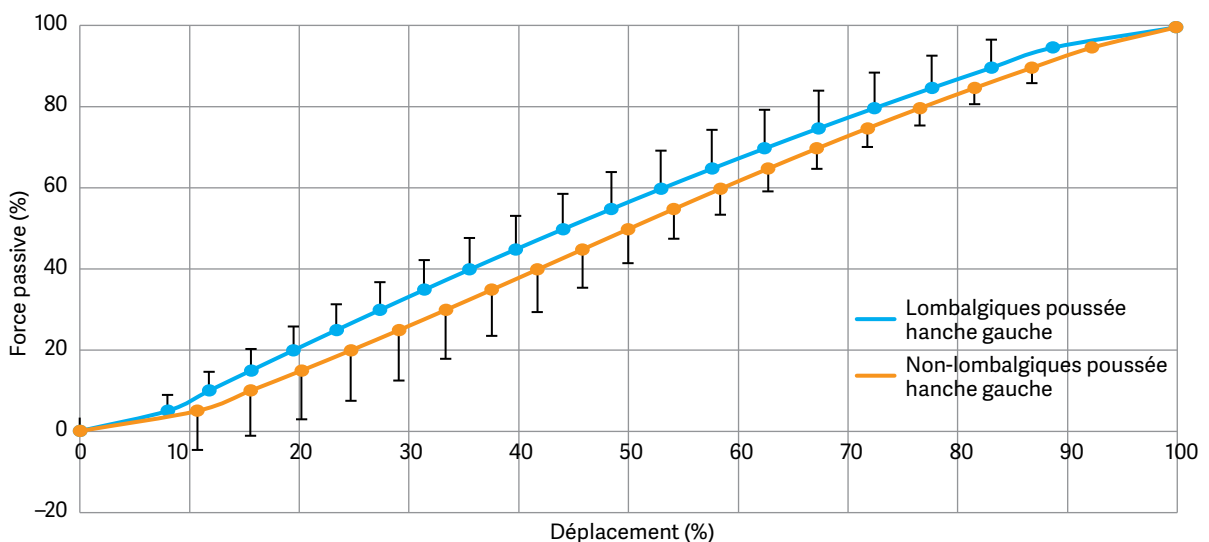


Figure 7

Courbe force-déplacement normalisée en % lors de la poussée pour la hanche gauche chez les sujets lombalgiques et non-lombalgiques



## DISCUSSION

Les résultats montrent que lors de la mobilisation passive de la hanche selon le test de Thomas modifié, les tissus mous antagonistes présentent une résistance avec un comportement viscoélastique non-linéaire. Ce comportement viscoélastique varie de manière significative chez les lombalgiques chroniques par rapport aux sujets non lombalgiques. Notamment au niveau du déplacement, avec des différences au niveau de chacune des hanches entre le groupe de sujets lombalgiques et non-lombalgiques. Le coefficient de raideur des fléchisseurs de la hanche est supérieur chez les sujets lombalgiques par rapport aux sujets non-lombalgiques, ce qui permet de dire que la raideur des fléchisseurs de la hanche est augmentée chez ces sujets lombalgiques. Ainsi, dans notre étude, la lombalgie aurait une influence sur la tension passive des fléchisseurs de la hanche lors du test de Thomas modifié.

### Force maximale passive

Lors de l'analyse de la littérature, il est difficile de faire des comparaisons avec les données obtenues dans cette étude. Effectivement, à notre connaissance, ce travail est le premier à investiguer la force maximale appliquée au niveau de la hanche chez des sujets lombalgiques et non-lombalgiques.

Il a été observé que ces forces maximales passives appliquées sont augmentées pour les sujets lombalgiques comparés aux sujets non-lombalgiques. Les sujets lombalgiques ayant des données moyennes mesurées pour la hanche gauche et droite supérieures à 20 N comparé à la force exercée sur les hanches des sujets non-lombalgiques.

Il a été montré clairement que les sujets lombalgiques ont des résistances passives (N) maximales plus élevées par rapport aux sujets non-lombalgiques.

### Déplacement maximal

Beaucoup d'études comparent les amplitudes de mouvement en rotation médiale et latérale de la hanche. Cependant, un article a étudié la flexion de la hanche, en plus des rotations, chez les sujets lombalgiques. Les auteurs se sont intéressés à la relation qu'il peut y avoir entre la lombalgie et la présence, ou non, de douleurs au niveau des hanches. Pour cela, les auteurs ont mesuré l'ensemble des amplitudes de mouvement des hanches chez 101 personnes lombalgiques (68 femmes et 33 hommes), avec un âge moyen de 47,6 ans. Ils ont trouvé de fortes limitations lors de la flexion de hanche pour la majorité des sujets (80%) ainsi que lors de la rotation interne (75%)<sup>(18)</sup>. Les résultats de cette étude concordent bien avec les résultats obtenus dans notre étude, avec un déplacement notablement inférieur chez les sujets lombalgiques pour la hanche gauche et droite en comparaison aux sujets non-lombalgiques.

Nos observations corroborent celles effectuées dans une étude expérimentale<sup>(2)</sup> dont l'objectif était de comparer la cinématique et la coordination des articulations de la colonne lombaire et de la hanche chez des sujets, souffrant ou non, de douleurs lombaires subaiguës. Les résultats de ce dernier article ont montré que la mobilité était significativement réduite chez les sujets souffrant de maux de dos. Les auteurs de cette même étude concluent que les modifications de la cinématique lombaire et de la hanche étaient liées aux douleurs du dos<sup>(29)</sup>.

En examinant les résultats de cette étude, il a été observé que les sujets non-lombalgiques, hommes et femmes, présentent, en moyenne, un déplacement maximal plus important que les sujets lombalgiques.

Selon la littérature et les résultats de cette étude, il semblerait qu'il existe un lien entre la lombalgie chronique et les diminutions de déplacement maximal au niveau des hanches.

### Zone neutre

Dans la littérature, aucune étude ne fait mention de la zone neutre lors de flexions passives pour l'articulation de la hanche. Cependant, cette zone neutre a déjà été étudiée au niveau de la colonne et a été décrite comme une valeur témoinnant de l'instabilité vertébrale quand elle est augmentée<sup>(28)</sup>.

Dans cette étude, il a été constaté que les sujets non-lombalgiques présentent des déplacements de zone neutre équivalents entre la hanche droite et gauche. En comparant les sujets lombalgiques aux non-lombalgiques, il a été montré, que ce soit pour la hanche droite ou gauche, que les sujets lombalgiques avaient un déplacement de la zone neutre plus faible par rapport aux sujets non-lombalgiques. Un déplacement de zone neutre faible témoigne d'une zone élastique qui survient plus tôt que d'habitude. C'est donc le signe d'une raideur tissulaire, se traduisant par une augmentation de la raideur de la zone neutre. Les sujets non-lombalgiques sont donc plus souples pour la hanche droite et gauche contrairement aux sujets lombalgiques.

Si l'hypothèse lombaire est transférée à la hanche, selon laquelle une augmentation de la zone neutre décrit une instabilité vertébrale, cela ne permet pas d'observer dans cette étude une augmentation nette de cette zone neutre. Au contraire, il a été montré qu'il y avait une diminution nette de la zone neutre chez les sujets lombalgiques, ce qui n'autorise pas d'expliquer, dans le cas de cette étude, une aisance dans le mouvement, qui pourrait être le reflet d'une compensation chez les personnes présentant des lombalgies chroniques.

### La raideur

Dans la littérature, la variation du coefficient de raideur des fléchisseurs de la hanche chez les sujets lombalgiques comparée aux sujets non-lombalgiques n'a pas été étudiée. Cependant, plusieurs recherches ont été effectuées sur la raideur.<sup>(30,31)</sup>

Une étude met en avant que chez les sujets raides, les tissus dépendent plus d'énergie passive par rapport aux sujets avec une flexibilité normale. Les sujets raides parviennent à développer plus de raideur et un plus grand couple maximal passif pour une même amplitude. Ils absorberont plus d'énergie pour un même point par rapport aux sujets asymptomatiques. La diminution de flexibilité serait donc due à l'augmentation de la raideur<sup>(32)</sup>.

Les résultats de notre étude vont dans le sens de la littérature. En effet, l'analyse des données a montré que pour chacune des hanches droites et gauches, pour les hommes et les femmes, le coefficient de raideur des fléchisseurs de la hanche est augmenté chez les sujets lombalgiques par rapport aux sujets non-lombalgiques. Cette observation peut également se faire sur les courbes de force-déplacement normalisées en pourcentage lors de la poussée sur la hanche

droite et gauche (Figures 6 et 7). Pour la hanche droite, la Figure 6 montre que la courbe des sujets lombalgiques se situe au-dessus et est décalée vers la gauche en comparaison avec la courbe des sujets non-lombalgiques. Ceci traduit bien une raideur de la hanche droite supérieure pour les sujets lombalgiques par rapport aux sujets non-lombalgiques. Cette différence de raideur est significative entre 0 et 55% de la force maximale appliquée, avec une différence moyenne de 10%. Concernant la hanche gauche, il a été également observé que la courbe des sujets lombalgiques se situe au-dessus et est décalée vers la gauche en comparaison avec la courbe des sujets non-lombalgiques. Cela signifie que, comme pour la hanche droite, la raideur de la hanche gauche est supérieure chez les sujets lombalgiques par rapport aux sujets non-lombalgiques. Ceci pourrait mettre en évidence que les sujets lombalgiques doivent subir plus de contraintes, dues à une raideur des tissus plus importante, pour réaliser une extension de hanche. Cependant, cette différence moyenne de raideur de 5% n'est pas significative.

Les résultats obtenus n'ont pas pu être comparés avec la littérature car aucune étude n'a utilisé la même technique d'analyse dans le but d'observer le comportement des tissus mous en fonction du pourcentage de déplacement par rapport à la force appliquée.

### Hystérésis

Les données de l'hystérésis, qui correspondent à l'énergie dissipée dans les tissus entre l'aller et le retour du mouvement, sont supérieures pour la hanche droite chez les sujets lombalgiques par rapport aux sujets non-lombalgiques. Au contraire, l'hystérésis chez les sujets lombalgiques est inférieure pour la hanche gauche par rapport aux sujets non-lombalgiques. En fait, les sujets raides dépendaient plus d'énergie surtout pendant la phase de mobilisation passive, ce qui pourrait expliquer pourquoi les sujets lombalgiques femmes affichent des valeurs supérieures aux sujets non-lombalgiques<sup>(32)</sup>.

### Limites et perspectives de recherche

Des auteurs ont remarqué une influence importante de la tolérance des sujets lors des étirements sur les amplitudes de mouvement. Ils vont même jusqu'à dire que le point d'étirement musculaire maximal est lié à un phénomène psychologique basé sur l'inconfort et la douleur. Dans notre étude, les observations faites pourraient ne pas être liées au fonctionnement habituel de la hanche mais uniquement

par rapport à la tolérance à la douleur et à l'étirement lors du test de Thomas modifié. D'autres auteurs émettent l'hypothèse que des facteurs externes comme la température, l'humidité, le temps de charge ou encore le taux de contrainte, pourraient avoir une influence sur la raideur passive des sujets<sup>(33,32,34)</sup>. En effet, d'autres facteurs pourraient être en cause et notre étude n'a pas mesuré et ajusté les analyses pour tenir compte de ces facteurs.

Cette étude étant une étude observationnelle, elle ne permet pas de déduire un lien de cause à effet entre les mesures effectuées et la présence d'une lombalgie.

Les données récoltées dans cette étude via le test de Thomas modifié permettront d'exploiter de futures recherches. En effet, de prochaines études concernant l'analyse dynamique dans des fonctions habituelles permettraient de mieux comprendre les liens polyarticulaires et généralisés entre la lombalgie et la raideur articulaire.

## CONCLUSION

Nous avons pu observer une augmentation de la raideur des fléchisseurs de la hanche dans le groupe lombalgique qui se traduit par une augmentation de la résistance au mouvement et par une perte de flexibilité des fléchisseurs de la hanche. Une asymétrie de raideur des fléchisseurs des hanches a été constatée quel que soit le groupe.

### IMPLICATIONS POUR LA PRATIQUE

- La perception manuelle de la raideur serait fiable en intra-praticien.
- L'application de la force maximale (N) et la perception manuelle de la résistance au mouvement lors du test de Thomas modifié présenteraient une bonne reproductibilité intra-praticien.
- L'évaluation de la flexibilité clinique des fléchisseurs des hanches lors de la prise en charge de patients présentant des lombalgies chroniques serait recommandée.

### Contact

Marie-Alice FROIDMONT

Tél. : +32 4 97 68 15 26

E-mail : Marie-Alice.Froidmont@ulb.ac.be

## Références

1. Manchikanti L, Singh V, Falco FJE, Benjamin RM, Hirsch JA, Epidemiology of Low Back Pain in Adults, Neuromodulation:Technology at the Neural Interface. 2014;17:3-10.
2. Shun GL, Crosbie J, Lee RY, Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit. 2007;Spine 32:211-219.
3. Henchoz Y, Kai-Lik SO A, Exercice et lombalgie communes: revue de la littérature. Revue du Rhumatisme. 2008;75:790-799.
4. Harris-Hayes M, Sahrman SA, Van Dillen LR, Relationship between the hip and low back pain in athletes who participate in rotation-related sports. Journal of Sport Rehabilitation. 2009;18:60-75.
5. Balagué F, Mannion F, Pellisé F, Cedrachi C, Non Specific Low Back Pain. The Lancet. 2012;379:482-491.
6. Nielens H, Van Zunder J, Mairiaux P, Gailly J, Van Den Hecke N, Mazina D, Camberlin C, Bartholomeeusen S, De Gauquier K, Paulus D, Pamaekers D, Lombalgie Chronique. Bruxelles, KCE Centre Fédéral d'Expertise des Soins de Santé, 2006.
7. Goupille P, Valat JP, Vedere V, Lombalgies et sciatiques. Doin, Paris, 2007.
8. Leigh JP, Economic Burden of Occupational Injury and Illness in the United States. Milbank Quarterly. 2011;89:728-772.
9. Gaskin DJ, Richard P, The Economic Burden of Pain in the United States. The Journal of Pain. 2012;13:715-724.
10. Harris-Hayes M, Sahrman SA, Van Dillen LR, Relationship between the hip and low back pain in athletes who participate in rotation-related sports. Journal of Sport Rehabilitation. 2009;18:60-75.

11. Hall C, The Relationship Between the Hip, the Low Back, and Knee. Discover Health and Wellness, Westminster, 2018.
12. Klein P, Sommerfeld P, Biomécanique des membres inférieurs. Elsevier, Paris, 2008
13. Redmond JM, Gupta A, Nasser R, Domb BG, The hip-spine connection: understanding its importance in the treatment of hip pathology. Orthopedics. 2015;38(1):49-55.
14. Orr R, The Relationship Between The Lower Back And Hip Pain. Absolute Health and performance, 2014.
15. White AA et Panjabi MM, Clinical Biomechanics of the spine. Lippincott Williams and Wilkins, 1990.
16. Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM, Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. Spine. 1995;20(2):199-204.
17. Eklund M., Back Pain and Tight Hip Flexor Muscles: The Relationship. Mind and Body, 2013.
18. Prather H, Cheng A, Steger-may K, Maheshwari V, Van DL, Hip and Lumbar Spine Physical Examination Findings in People Presenting With Low Back Pain, With or Without Lower Extremity Pain. Journal of orthopaedic and sports physical therapy. 2017;47(3):163-172.
19. Broder M, Christopher G, Hip and Spine: Connected—for Better or Worse. MedPage Today, New York, 2017.
20. Offierski C.M., McNab I., Hip-Spine Syndrome. Spine. 1983;8:316-321.
21. Ben-Galim P, Ben-Galim T, Rand N, Hip-Spine Syndrome: the Effect of Total Hip Replacement Surgery on Low Back Pain in Severe Osteoarthritis of the Hip. Spine. 2007;32:2099-2102.
22. Yoshimoto H, Shigenobu S, Masuda T, Spinopelvic Alignment in Patients with Osteoarthritis of the Hip. Spine. 2005;30:1650-1657.
23. Devin CJ, McCullough KA, Morris BJ, Yates AJ, Kang JD, Hip-spine syndrome. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2012;20(7):434-42.
24. Harvey D, Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. British Journal of Sports Medicine. 1998;32(1):68-70.
25. Vigotsky AD, Lehman GJ, Beardsley C, Contreras B, Chung B, Feser EH, The modified Thomas test is not a valid measure of hip extension unless pelvic tilt is controlled. PeerJ. 2016;4.
26. Young W, Clothier P, Otago L, Bruce L, Liddell D, Relationship Between a Modified Thomas Test and Leg Range of Motion in Australian-Rules Football Kicking. Journal of Sport Rehabilitation. 2003;12:343-350.
27. Jaffrin M, Goubel F, Biomécanique des fluides et des tissus. Masson-Paris, 1998.
28. Panjabi M M, Lydon C, Vasavada A, Grob D, Crisco JJ, Dvorak J, On the understanding of clinical instability. Spine. 1994;19 (23):2642-2650.
29. Porter JL et Wilkinson A, Lumbar-Hip Flexion Motion: A Comparative Study Between Asymptomatic and Chronic Low Back Pain in 18- to 36-year-old Men. Spine. 1997;22(13): 1508-1513.
30. Freddolini M, Siobhan CS, Raymond L, Stiffness properties of the trunk in people with low back pain. Human Movement Science. 2014;36:70-79.
31. Tafazzoli F et Lamontagne M, Mechanical behaviour of hamstring muscles in low-back pain patients and control subjects. Clinical biomechanics (Bristol, Avon), 1996;11(1):16-26.
32. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Boesen J, Johannsen F, Kjaer M, Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. Scand J Med Sci Sports. 1997;7(4):195-202.
33. Halbertsma Jan PK, Göeken L, Groothoff Johan W, Eisma Willem H, Extensibility and Stiffness of the Hamstrings in Patients With Nonspecific Low Back Pain. American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation. 2001;82:232-8.
34. Gajdosik RL, Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. Clinical biomechanics (Bristol, Avon). 2001;87-101.