

Étude des paramètres de raideur lors de la rotation thoraco-lombaire avant-après l'application de techniques non-manipulatives ostéopathiques associées à un outil (*Instrument Assisted Soft Tissue Mobilisation*)

Thoraco-lumbar stiffness during rotation before and after two myofascial techniques: Non manipulative osteopathic techniques associated to Instrument Assisted Soft Tissue Mobilisation

Ismet Adham El Yamani¹ (DO, MSc), Walid Salem¹ (DO, MSc, PhD)

MOTS-CLÉS

techniques myofasciales / raideur / viscoélasticité / thoraco-lombaire / ostéopathie / instrument.

KEYWORDS

myofascial / stiffness / viscoelasticity / thoraco-lumbar / osteopathy / instrument

RÉSUMÉ

Contexte: L'évaluation de la raideur est un paramètre clinique indispensable dans les prises en charge en thérapie manuelle. Des indicateurs de la raideur comme la zone neutre et la zone élastique aideraient le praticien à objectiver des modifications tissulaires perçues manuellement.

Objectif: Cette étude avait pour but de comparer les paramètres de raideur passive des tissus mous lors de la rotation axiale du tronc avant et après deux techniques non-manipulatives seules ou associées à des techniques instrumentales par Instrument Assisted Soft Tissue Mobilization (IASTM).

Méthodes: Trente-deux sujets ont été randomisés en deux groupes. Les paramètres de raideur ont été mesurés. Les sujets du groupe A recevaient les techniques myofasciales non-manipulatives et les sujets du groupes B recevaient les mêmes techniques suivies par les techniques IASTM. Les paramètres de raideur ont été mesurés à nouveau par un dispositif quantifiant simultanément le moment de force monoaxial (Nm) et le déplacement angulaire (°). Ces deux variables ont permis de construire la courbe tension passive-longueur lors de la rotation axiale thoraco-lombaire, et de déterminer d'autres indicateurs comme la zone neutre (°) et l'hystérésis (%).

Résultats: Une diminution significative de la raideur en zone neutre ($p < 0,05$) et une augmentation significative de la flexibilité ($p < 0,05$) seulement d'un côté ont été observées pour le groupe B.

Conclusion: L'ajout de techniques IASTM aux techniques non-manipulatives ostéopathiques semble être bénéfique pour diminuer la raideur de la région dorso-lombaire en rotation axiale chez des sujets sains. Cependant d'autres études devraient être effectuées sur d'autres types de population.

ABSTRACT

Background: In manual therapy stiffness evaluation is an essential clinical parameter. Indicators like the neutral zone and the elastic zone would guide the clinicians in quantifying the soft tissue modifications perceived manually.

Objective: The purpose of this study was to compare soft tissues' stiffness parameters during axial rotation of the trunk before and after that comprised non-manipulative osteopathic techniques alone or in association with instrument-assisted soft tissue mobilization (IASTM).

Method: In total, 32 participants were randomized into two groups, and the stiffness parameters were measured. In Group A, non-manipulative myofascial techniques alone were used, and in Group B, the same techniques were followed by IASTM techniques. The stiffness parameters were remeasured using a device that simultaneously quantified the monoaxial moment of force (Nm) and the angular displacement (°). These two variables were used to determine the passive strain-length curve and other parameters such as the neutral zone (°) and hysteresis (%) during thoraco-lumbar axial rotation.

Results: After the intervention, Group B participants presented a significant decrease in stiffness in the neutral zone ($p < 0.05$) and a significant increase in flexibility ($p < 0.05$) only on one side.

Conclusion: The addition of IASTM techniques to non-manipulative osteopathic techniques appears to reduce stiffness of the thoracolumbar region during axial rotation in healthy individuals. However, further studies should be performed in other populations.

¹ Université Libre de Bruxelles – ULB
Faculté des Sciences de la Motricité – FSM
Unité de Recherche en Science d'Ostéopathie – URSO
Route de Lennik 808, 1070 Bruxelles – Belgique

CONTEXTE

Biomécanique des tissus

La rotation axiale du tronc est un mouvement important dans les gestes quotidiens et dans l'évaluation clinique de l'ostéopathe. Ce mouvement de rotation peut être altéré notamment par les maladies dégénératives facettaires⁽¹⁾ et la douleur comme dans le cas de la lombalgie chronique non spécifique⁽²⁾.

L'évaluation et la perception manuelle de la raideur des mouvements sont des paramètres cliniques indispensables dans les prises en charge en thérapie manuelle.

Selon les 5 grades de mobilisation passive de Maitland⁽³⁾, la résistance au mouvement augmente en fonction de l'amplitude articulaire. Il définit deux zones de changement de la résistance tissulaire : la première au grade 3 et la deuxième au grade 4. La barrière élastique du mouvement est en général testée par le praticien bilatéralement. Cela permet la recherche d'une asymétrie qui pourrait être en relation avec l'état clinique du patient.

Lechien *et al.* ont mis en évidence que l'augmentation de l'asymétrie de raideur lors de la rotation axiale ainsi qu'une haute confiance dans le jugement amène un meilleur sens discriminatoire de celle-ci⁽⁴⁾.

Des indicateurs du comportement viscoélastique du mouvement tels que la zone neutre et la zone élastique (zone de perception manuelle élastique de fin du mouvement) aideraient le praticien à objectiver des modifications tissulaires perçues manuellement.

Les matériaux présentant des caractéristiques de solides et à la fois de liquides sont considérés *viscoélastiques*. La plupart des tissus biologiques comme les tendons et les ligaments possèdent un comportement biphasique ayant une phase solide et une phase fluide.⁽³⁾ Cette viscoélasticité est attribuée à leur composition. 60 à 70% de leur poids est liquide tandis que 20 à 30% de leurs poids est solide et correspond aux réseaux de collagène, élastine et protéoglycanes⁽⁵⁾. Ces phénomènes viscoélastiques entraînent certaines caractéristiques comme le fluage et l'hystérésis⁽⁶⁾. Le fluage est la déformation progressive d'une structure lorsqu'elle est soumise à une charge constante⁽⁷⁾. L'hystérésis est le terme qui décrit l'apparition d'une déformation résiduelle après avoir levé une contrainte⁽⁸⁾.

Le coefficient de raideur (Nm/°) est défini mathématiquement par la pente de la partie linéaire en fin du mouvement entre le moment de force et le déplacement angulaire. Les structures les plus raides produisent une pente plus importante. Biochimiquement, la raideur est attribuée aux nombres des liaisons chimiques entre les fibres de collagène et la matrice extra cellulaire⁽⁷⁾. La raideur correspond à la résistance de la structure à la déformation. C'est la force nécessaire pour produire une unité de déformation.

En faisant la liaison avec la cinétique articulaire, la déformation tissulaire est directement proportionnelle au degré de mouvement articulaire. En 1992, Panjabi décrit plusieurs caractéristiques de la cinétique articulaire intervertébrale⁽⁹⁾. Il décrit le comportement biphasique ; l'articulation est très

flexible lorsqu'elle est soumise à de faibles charges et au fur et à mesure que la charge augmente l'articulation s'enraidit. Il met aussi en évidence certains termes et concepts tels que la zone neutre et la zone élastique. Au début des mouvements spinaux c'est la zone neutre qui est caractérisée par une déformation associée à une résistance interne minimale. Ensuite c'est la zone élastique, qui s'étend jusqu'à la limite du mouvement physiologique, qui est caractérisée par une raideur et une résistance interne significative.

Techniques ostéopathiques non manipulatives

Les effets des techniques non manipulatives ostéopathiques comme les techniques myofasciales, qui s'adressent aux tissus mous en général, n'auraient pas été démontrés. Cependant certains auteurs citent des effets empiriques tels que : le relâchement de muscles contracturés, l'augmentation de la circulation sanguine locale et la restauration d'amplitudes articulaires physiologiques⁽¹⁰⁾. Selon l'étude de Fryer *et al.* menée sur 122 ostéopathes américains, 78% d'entre eux utiliseraient ces techniques pour traiter les douleurs et les restrictions de mobilité de la colonne vertébrale⁽¹¹⁾.

Une autre étude a comparé la présence de points trigger entre un groupe de personnes présentant des lombalgies non spécifiques et un autre groupe de sujets asymptomatiques. Les résultats ont démontré un nombre significativement plus élevé de points triggers actifs et latents chez les sujets lombalgiques⁽¹²⁾. Ces résultats pourraient suggérer que les douleurs dues aux points trigger sont une des causes de lombalgies non-spécifiques⁽¹²⁾.

Concernant l'effet des techniques non manipulatives sur les paramètres de raideur, l'étude de Dugailly *et al.* menée en 2017 a montré l'efficacité du traitement ostéopathique non-manipulatif sur les paramètres de raideur et la douleur du rachis cervical lors de la rotation axiale⁽¹³⁾. Le traitement a permis une réduction significative de la douleur ainsi qu'une augmentation significative de la zone neutre et de l'amplitude passive maximale chez les sujets présentant des cervicalgies chroniques.

Instrument Assisted Soft Tissue Mobilisation (IASTM)

L'*Instrument Assisted Soft Tissue Mobilisation* (IASTM), technique également connue sous l'appellation de Graston, est une technique de mobilisation des tissus mous par pressions glissées profondes au moyen d'un instrument en acier inoxydable.⁽¹⁴⁾ (Figure 1).

L'utilisation de l'instrument offre un avantage mécanique aux praticiens en leur permettant de travailler profondément les tissus en utilisant moins de force⁽¹⁵⁾.

Deux études récentes se sont intéressées aux effets de l'IASTM sur la raideur. Kim D *et al.* ont réalisé une première étude sur les muscles ischio-jambiers : un thérapeute a appliqué la technique pendant deux minutes et à la suite de cette intervention ils ont observé une diminution de la raideur passive (pente entre le moment de force et l'amplitude de mouvement) de l'articulation du genou⁽¹⁶⁾. Ikeda *et al.* ont réalisé une autre étude où la technique a été appliquée pendant cinq minutes sur les muscles postérieurs de la jambe (gastrocnémiens, soléaire et le tendon d'Achille)⁽¹⁷⁾.

Figure 1

Outil utilisé pour effectuer les techniques IASTM



Les résultats ont montré une augmentation de l'amplitude de dorsiflexion et une diminution de la raideur passive de l'articulation de la cheville. Mais en utilisant l'élastographie par ultrasons aucune diminution de la raideur du muscle soléaire n'a été observée⁽¹⁷⁾.

Objectif

L'objectif de cette recherche expérimentale était de comparer les effets physiologiques immédiats des paramètres de raideur chez des sujets asymptomatiques, lors de la rotation axiale du tronc avant et après des techniques non-manipulatives seules ou associées à des techniques instrumentales par IASTM.

MÉTHODES

Participants

Deux groupes de 16 participants asymptomatiques ont participé à l'étude; les sujets ont été recrutés par bouche à oreille au sein de la faculté des sciences de la motricité à l'Université Libre de Bruxelles. Il s'agit de 2 groupes de 16 participants adultes âgés de 18 à 30 ans et ayant un indice de masse corporelle entre 18 et 25. Chaque groupe était composé de 8 hommes et 8 femmes attribués par hasard (randomisation par bloc de 4). Les critères d'exclusion étaient: toutes les pathologies neuromusculaires, rhumatologiques et osseuses ainsi que les lombalgies et dorsalgies. Un test en rotation passive du tronc a été effectué pour éviter toute douleur pendant l'expérience.

Outil de mesure

Les mesures des paramètres de tension passive ont été prises à l'aide d'un appareil quantifiant parallèlement le moment de force monoaxial (torsionmeter, Ditel Micra-M) et le déplacement angulaire (potentiomètre). Ce dispositif expérimental permet de mesurer deux variables: le moment de force (Nm) et le déplacement angulaire (°) au cours du temps.

Cet outil était monté sur un axe relié à un support rigide conçu pour être fixé aux épaules du participant. Celui-ci était assis sur une table à hauteur réglable et ses cuisses étaient fixées sur la table par une sangle. De cette manière, son bassin était maintenu en position neutre de rotation. La hauteur entre l'assise et l'élément fixé aux épaules était réglable pour que le participant soit dans une position de confort, dos droit (Figure 2).

Les données ont été recueillies par le logiciel Labview software (Labview 2009, Professional Development

Figure 2

Montage utilisé pour les mesures de moment de force (Nm) et déplacement angulaire (°) lors de la rotation axiale passive



System – NI) avec une fréquence d'acquisition de 10 Hz pour le moment de force (Nm) et le déplacement angulaire (°).

Un métronome assurait un rythme constant lors de la rotation passive du tronc.

L'outil utilisé pour effectuer la technique IASTM est connu sous l'appellation de « Medical Grade Stainless Steel Scraping Soft Tissue Therapy Tool, ST012 » (Figure 1).

Protocole

Etude de la fiabilité de la mesure

Cette étude de fiabilité a été réalisée avant de démarrer l'étude expérimentale principale. Le coefficient de corrélation intraclasse (CCI) est calculé pour évaluer la fiabilité des

mesures prises par le même expérimentateur (CCI intra expérimentateur) et entre les trois différents expérimentateurs (CCI inter expérimentateur) au cours des trois séances de mesures. Une valeur inférieure à 0,5 est considérée comme faible, une valeur comprise entre 0,5 et 0,75 comme bonne et une valeur d'CCI supérieure à 0,9 est excellente.

La mesure a été réalisée par 3 expérimentateurs (3 étudiants en dernière année d'ostéopathie) et un participant asymptomatique. Les consignes aux 3 expérimentateurs étaient d'effectuer sur chaque participant 10 rotations passives d'amplitude maximale de chaque côté de façon rythmique. Cela a été réalisé 3 fois sur 3 jours différents.

Les mouvements de rotations passives sont produits par les expérimentateurs à l'aide d'un levier. A partir de ces mouvements, l'amplitude maximale de rotation passive (en degrés) et le moment de force (Nm) exercé par chaque expérimentateur ont pu être extraits.

Protocole de l'étude principale expérimentale des paramètres de raideur

L'expérimentateur principal (un étudiant en master d'ostéopathie) a réalisé toutes les mesures sur les 32 participants.

L'expérimentateur effectuait 10 rotations passives maximales de chaque côté pour chaque participant. L'amplitude maximale du mouvement a été déterminée par la perception manuelle de fin du mouvement par l'examineur et /ou lorsque le participant déclare des sensations désagréables.

Interventions

Pour le groupe A, les seize sujets étaient couchés en procubitus durant l'application des techniques dites « myofasciales » de type general osteopathic treatment (GOT) au niveau de la région dorso-lombaire, de la région des paravertébraux et la région du carré des lombes pendant 6 minutes (3 minutes de chaque côté – 30 secondes par technique). Chaque technique de type (GOT), illustrée dans la Figure 3, a été effectuée bilatéralement et de façon standardisée dans l'ordre suivant:

Figure 3

Les techniques GOT appliquées aux participants



- 1) Étirement dynamique couplé à la respiration du participant (un appui sur le sacrum et l'autre au niveau des processus épineux des vertèbres thoraciques inférieures);
- 2) Étirement des tissus mous du bassin et des lombaires de L5 à Th7;
- 3) Technique harmonique lombaire en rotation;
- 4) Technique de mobilisations des tissus mous par croisement de la hanche et des muscles lombaires;
- 5) Technique de roulement du bassin et des processus épineux de L5 à Th12;
- 6) Technique harmonique de la hanche en rotation interne et externe.

Ce protocole a été effectué sur une seule séance et chaque participant a reçu les mêmes manœuvres dans le même ordre. Immédiatement après (dans un délai de 5 minutes), le sujet était placé en position assise pour mesurer à nouveau les paramètres de raideur.

Pour le groupe B, les mêmes procédures ont été effectuées, en plus des techniques GOT, l'expérimentateur a effectué la technique IASTM avec l'outil. Des pressions glissées longitudinales et parallèles aux fibres des muscles de la région dorsolombaire au niveau des muscles paravertébraux et du muscle carré des lombes ont été effectuées pendant 3 min de chaque côté. Ensuite le sujet s'est mis en position assise pour mesurer à nouveau les paramètres de raideur.

Traitement des données

Les variables indépendantes sont: le groupe (Technique manuelle ou Technique manuelle + IASTM) et la différence entre avant et après la prise en charge.

Les variables dépendantes mesurées sont: l'amplitude maximale des rotations passives ou le déplacement angulaire (°) et le moment de force maximal (Nm), ainsi que plusieurs paramètres des caractéristiques viscoélastiques des tissus lors du mouvement (point d'inflexion (°), coefficient de raideur (Nm/°), flexibilité (°/Nm) et l'hystérésis ((Nm*°)²). La courbe de tension-longueur a été considérée comme deux droites, chaque droite correspondant à une zone (la zone neutre et la zone élastique). Le point d'inflexion correspond à la transition entre les deux zones. Le coefficient de raideur correspond à la pente de la zone élastique (Nm/°) de chaque droite. La flexibilité correspond à l'inverse de la raideur (°/Nm) et l'hystérésis (Nm*°)² correspond à la dissipation thermique, calculées à partir de l'aire entre les 2 courbes d'aller et de retour pendant le mouvement de rotation. Afin de rendre tous les sujets comparables entre eux dans chaque groupe, les données ont été normalisées. Le moment de force (%) et le déplacement angulaire (%) ont été normalisés par rapport à la valeur maximale pour chaque participant durant la phase de rotation passive et du retour à la position neutre.

Deux équations de polynômes de 3^e degrés ont été calculées pour les phases à gauche et à droite: $MF = a + bD + cD^2 + dD^3$ pour les phases à gauche et à droite.

Analyses Statistiques

Concernant la fiabilité des mesures, les coefficients de corrélation intraclasse (CCI) intra-expérimentateur et inter-expérimentateur ont été calculés (SPSS v18). Le modèle utilisé est le (two way random – single mesure), les expérimentateurs et

les sujets des échantillons sont aléatoires et les expérimentateurs sont les mêmes pour le sujet.

Tandis que pour l'étude des paramètres de raideur, les données descriptives (moyenne, écart-type) ont été calculées pour toutes les variables dépendantes: le moment de force (Nm), l'amplitude de la rotation (°), la zone neutre (°), la zone élastique (°), le point d'inflexion (°), le coefficient de raideur (Nm/°), la flexibilité (mm/N) et l'hystérésis (%) sont présentées sous la forme de moyenne $\pm$ écart-type. Les conditions d'applications de tests paramétriques pour l'étude principale ont été vérifiées par une valeur de p supérieure à 0,05 au moyen du test de Shapiro-Wilk et du test d'égalité des variances de Levene.

Le T-test de Student pour échantillons appariés a été utilisé pour comparer les moyennes en intra groupe. Le T-test de Student pour échantillons indépendants a été utilisé pour comparer les moyennes en inter groupe.

Le Minimal Detectable Change (MDC) a été calculé en intra-groupe lorsque la variable présentait une différence significative ($p < 0,05$).

Par convention, un test statistique est significatif lorsque la valeur de p est inférieure à 0,05, hautement significatif lorsque la p-valeur est inférieure à 0,01 et très hautement significative lorsque la p-valeur est inférieure à 0,001.

RÉSULTATS

Etude de la fiabilité de la mesure

La valeur du CCI intra-expérimentateur du moment de force est de 0,87, elle est donc bonne. Le CCI de la première séance est de 0,66 (moyen), celui de la deuxième séance est de 0,96 (excellent) et celui de la troisième est de 0,99 (excellent). Cependant la valeur du CCI inter-expérimentateur au cours des 3 séances est égale à 0,486.

Les valeurs du CCI intra-expérimentateur sont illustrées dans le tableau 1.

Tableau 1

CCI intra-expérimentateur
des trois expérimentateurs lors
des trois sessions de reproductibilité

Séances	Moment de force
Séance 1	0,664
Séance 2	0,960
Séance 3	0,993
Moyenne	0,872 $\pm$ 0,18

Étude des paramètres de raideur

À partir des moyennes de toutes les mesures, la courbe force-déplacement a mis en évidence plusieurs propriétés viscoélastiques des tissus biologiques. La non-linéarité biphasique (caractérisée par la zone neutre et élastique) ainsi que le phénomène d'hystérésis sont présentés dans les Figures 4 et 5.

Figure 4

GP A = groupe manuel – Courbe tension longueur normalisée, illustrant le caractère multiphasique de la courbe et le phénomène d'hystérésis lors de la rotation axiale du tronc

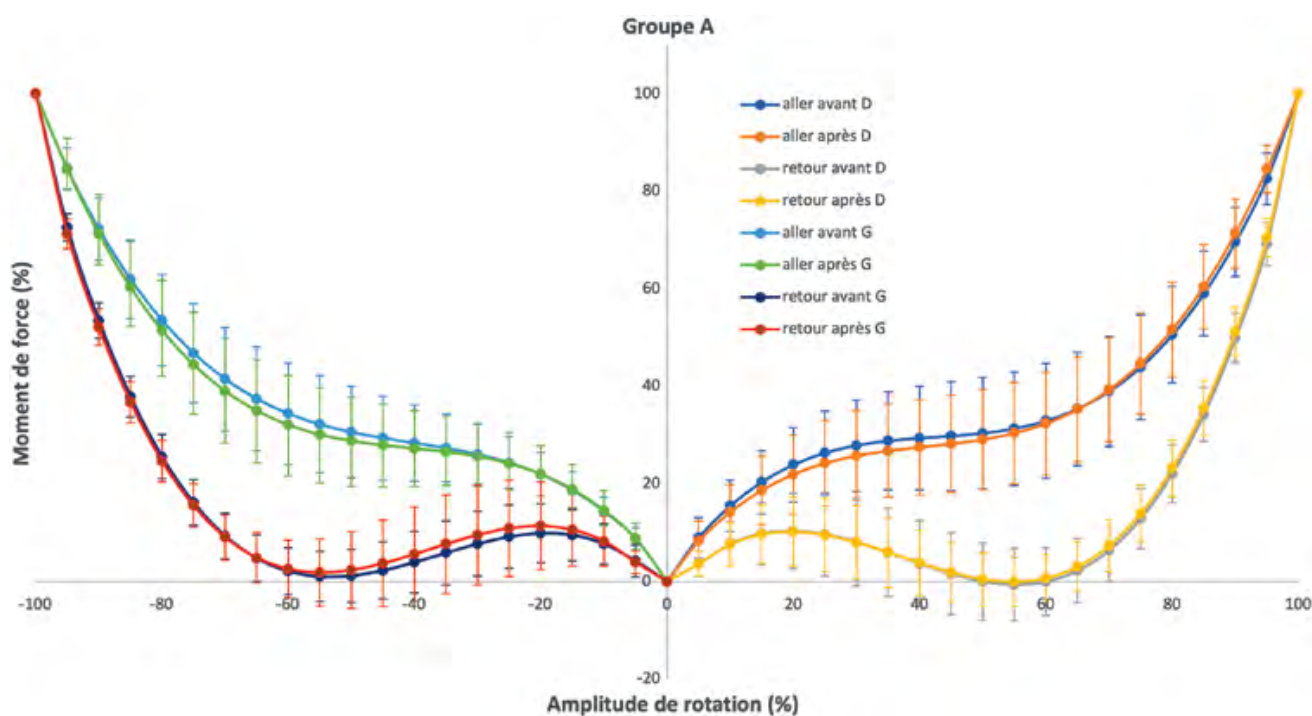
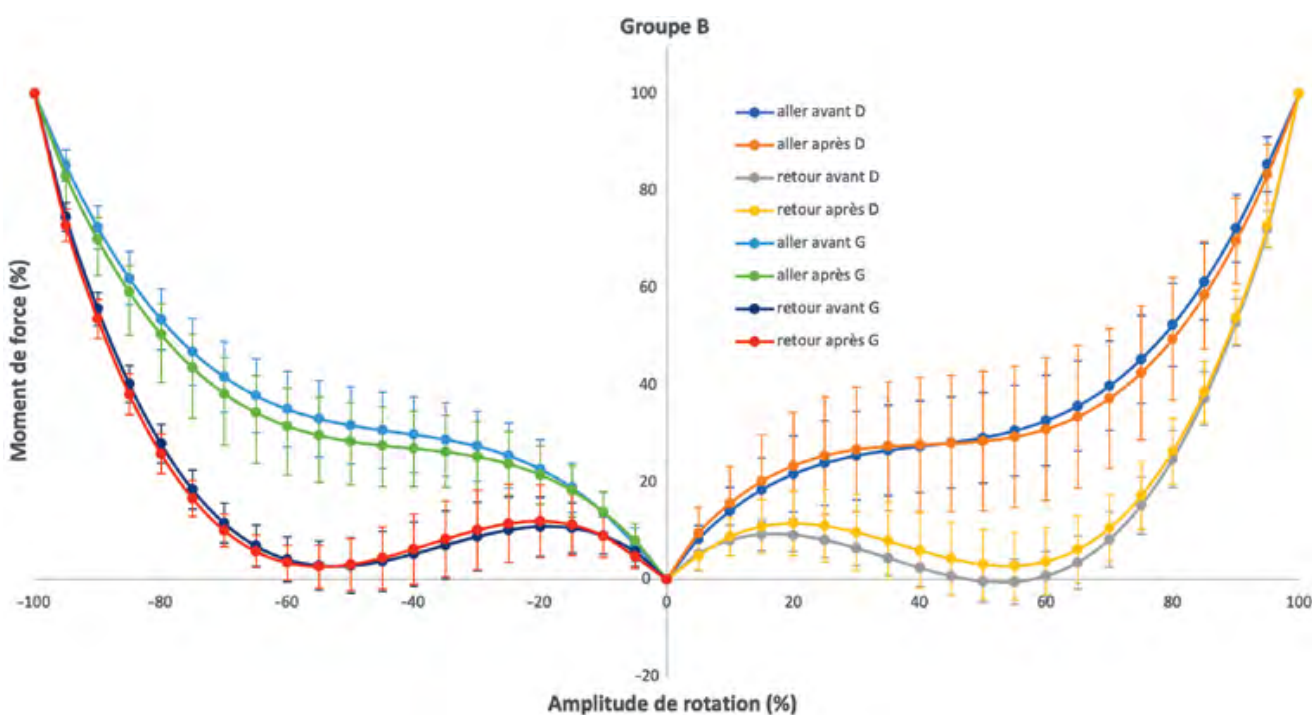


Figure 5

GP B = groupe manuel + IASTM - Courbe tension longueur normalisée, illustrant le caractère multiphasique de la courbe et le phénomène d'hystérésis lors de la rotation axiale du tronc



Les graphiques (Figures 4 et 5) sont composés d'une courbe tension passive-déplacement angulaire à droite et à gauche correspondant aux rotations passives induites par l'expérimentateur au cours de l'expérience. Grâce à une normalisation des courbes tension-longueur l'axe des Y est exprimé en pourcentage de moment de force produit et l'axe des X est exprimé en pourcentage de déplacement angulaire de rotation axiale du tronc. Cette normalisation est indispensable pour pouvoir comparer les sujets entre eux et de calculer une courbe tension passive – longueur moyenne.

Les comparaisons des paramètres de raideur avant et après sont illustrées dans le tableau 2 pour la rotation droite et dans le tableau 3 pour la rotation gauche. En ce qui concerne le groupe A, en rotation gauche, aucune différence significative entre l'avant et l'après n'a été mise en évidence. En rotation droite, le moment de force maximal ($p = 0,052$) et l'amplitude maximale passive ($p = 0,058$) ont augmenté à l'évaluation « après ». D'autre part pour le Groupe B, aucune différence significative en rotation droite n'a été observée. Cependant, en rotation gauche, après la prise en charge, une

Tableau 2

Comparaison de la rotation passive du tronc à droite entre les moyennes (écarts-type) intra-groupe

Rotation droite	Groupe A			Groupe B		
	Avant	Après	p-valeur	Avant	Après	p-valeur
Moment de force maximal (Nm)	16,95 (4,75)	18,47 (5,33)	0,052	17,37 (4,07)	16,13 (4,37)	0,183
Amplitude maximale passive (°)	100,10 (9,53)	102,24 (8,60)	0,058	94,29 (7,35)	92,53 (8,42)	0,147
Amplitude ZN (°)	43,47 (7,55)	44,37 (9,80)	0,733	38,55 (8,71)	39,03 (9,13)	0,782
Pourcentage ZN	43,61 (7,19)	43,08 (7,48)	0,832	40,72 (7,81)	41,87 (7,22)	0,494
Pente ZN (Nm/°)	0,11 (0,04)	0,11 (0,04)	0,767	0,12 (0,05)	0,12 (0,06)	0,795
Flexibilité ZN (mm/N)	10,55 (4,52)	10,77 (4,42)	0,748	9,67 (4,25)	10,24 (4,39)	0,556
Pente ZE-coefficient raideur (Nm/°)	0,26 (0,10)	0,29 (0,09)	0,181	0,29 (0,08)	0,26 (0,07)	0,141
Flexibilité ZE (mm/N)	4,32 (1,49)	3,83 (1,27)	0,098	3,74 (1,13)	4,10 (1,35)	0,080
Rapport ZE/ZN (%)	179,71 (139,22)	214,03 (152,22)	0,253	167,16 (114,01)	161,61 (80,93)	0,840
Dissipation thermique (%)	58,05 (19,69)	56,74 (15,29)	0,766	53,06 (16,60)	51,38 (15,14)	0,582

Groupe A = technique manuelle; Groupe B = technique manuelle + IASTM.
Les chiffres gras correspondent à des différences statistiquement significatives.

Tableau 3

Comparaison de la rotation passive du tronc à gauche entre les moyennes (écarts-type) intra-groupe

Rotation gauche	Groupe A			Groupe B		
	Avant	Après	p-valeur	Avant	Après	p-valeur
Moment de force maximal (Nm)	18,56 (3,95)	17,99 (4,23)	0,335	17,19 (3,85)	17,20 (4,20)	0,977
Amplitude maximale passive (°)	95,08 (11,93)	96,28 (9,74)	0,410	87,13 (9,57)	89,12 (9,42)	0,183
Amplitude ZN (°)	37,14 (4,68)	37,27 (6,47)	0,923	36,46 (5,59)	38,25 (7,70)	0,292
Pourcentage ZN	39,49 (5,93)	38,76 (5,39)	0,657	42,08 (6,32)	42,84 (6,66)	0,674
Pente ZN (Nm/°)	0,13 (0,06)	0,12 (0,05)	0,367	0,15 (0,06)	0,13 (0,07)	0,022
Flexibilité ZN (mm/N)	9,10 (3,70)	11,45 (9,08)	0,229	7,57 (2,73)	9,47 (4,31)	0,038
Pente ZE-coefficient raideur (Nm/°)	0,28 (0,07)	0,27 (0,07)	0,372	0,30 (0,07)	0,30 (0,06)	0,866
Flexibilité ZE (mm/N)	3,79 (1,07)	3,94 (0,87)	0,600	3,48 (0,83)	3,46 (0,84)	0,831
Rapport ZE/ZN (%)	152,2 (122,5)	180,3 (154,4)	0,370	120,6 (76,87)	175,4 (109,16)	0,051
Dissipation thermique (%)	54,68 (16,23)	54,56 (13,08)	0,978	51,39 (11,81)	52,44 (10,37)	0,786

Groupe A = technique manuelle; Groupe B = technique manuelle + IASTM.
Les chiffres gras correspondent à des différences statistiquement significatives.

Tableau 4

Calcul de la différence minimale cliniquement pertinente (MDC) pour le groupe B en rotation gauche

Groupe B Rotation gauche	Avant	Après				
	Moyenne	Moyenne	T test	Moyenne des différences	SEM	MDC
Pente ZN (N/°)	0,15	0,13	0,022	-0,02	0,01	0,02
Flexibilité ZN (°/N)	7,57	9,47	0,038	1,89	0,83	2,30
Rapport pente ZE/ZN%	120,63	175,40	0,051	54,78	25,71	71,26

diminution significative de la pente en zone neutre ($p = 0,022$), une augmentation significative de la flexibilité ($p = 0,038$) ainsi qu'une tendance à l'augmentation du rapport de pente ZE/ZN ($p = 0,051$) ont été mises en évidence. Le calcul du MDC de ces trois variables est illustré dans le Tableau 4.

Les résultats entre les deux groupes ont été comparés, en prenant en compte la différence de l'avant et l'après de chaque paramètre par latéralité (Tableau 5). En rotation gauche, aucune différence significative n'a été enregistrée entre

le groupe A et le groupe B; par contre en rotation droite le moment de force augmente significativement pour le groupe A et diminue significativement pour le groupe B ($p = 0,022$). L'amplitude maximale passive augmente significativement pour le groupe A et diminue significativement pour le groupe B ($p = 0,017$). Le coefficient de raideur en zone élastique augmente significativement pour le groupe A et diminue significativement pour le groupe B ($p = 0,047$) et finalement la flexibilité de la zone élastique diminue significativement pour le groupe A et augmente significativement pour le B ($p = 0,019$).

Tableau 5

Comparaison inter groupe des différences avant-après

Comparaison de la différence avant-après du groupe A et B	Gauche			Droite		
	Groupe A	p-valeur	Groupe B	Groupe A	p-valeur	Groupe B
Moment de force maximal (Nm)	-0,57 ± 2,28	0,494	0,02 ± 2,43	1,53 ± 2,90	0,022	-1,24 ± 3,44
Amplitude maximale passive (°)	1,20 ± 5,65	0,697	1,99 ± 5,49	2,15 ± 4,18	0,017	-1,75 ± 4,43
Amplitude ZN (°)	0,12 ± 5,08	0,424	1,79 ± 6,34	0,90 ± 10,35	0,895	0,48 ± 6,61
Pourcentage ZN	-0,73 ± 6,45	0,537	0,76 ± 6,86	-0,53 ± 9,83	0,578	1,15 ± 6,36
Pente ZN (Nm/°)	-0,01 ± 0,06	0,701	-0,02 ± 0,03	0,00 ± 0,03	0,931	0,00 ± 0,05
Flexibilité ZN (mm/N)	2,35 ± 7,5	0,828	1,89 ± 3,21	0,22 ± 2,72	0,766	0,57 ± 3,65
Coefficient de raideur ZE (Nm/°)	-0,01 ± 0,06	0,396	0,00 ± 0,04	0,03 ± 0,07	0,047	-0,02 ± 0,06
Flexibilité ZE (mm/N)	0,14 ± 1,07	0,577	-0,02 ± 0,44	-0,5 ± 1,13	0,019	0,37 ± 0,76
Rapport pente ZE/ZN (%)	28,06 ± 121,4	0,510	54,78 ± 99,6	34,32 ± 115,4	0,243	-22,36 ± 106,9
Dissipation (%)	-0,13 ± 17,60	0,842	1,05 ± 14,70	-1,31 ± 17,31	0,944	-1,69 ± 11,57

Les chiffres gras correspondent à des différences statistiquement significatives.

DISCUSSION

Étude de la fiabilité de la mesure

La valeur du CCI intra-expérimentateur du moment de force est de 0,87. Cette valeur peut être comparée avec 2 études utilisant le même principe de mesure du moment de force et de l'amplitude maximale passive. Les CCI obtenus de la présente étude sont plus importants que les CCI de l'étude de Vandervoorde *et al.*⁽¹⁹⁾ et concordants avec le CCI de l'étude de Coucke *et al.*⁽²⁰⁾ ayant une valeur en moyenne de 0,8.

Cependant la valeur du CCI inter-expérimentateur du moment de force au cours des 3 séances est égale à 0,49 (faible). La faible valeur du CCI inter-expérimentateur était attendue, car ces mesures sont opérateur dépendantes, de plus les consignes peuvent être considérées comme subjectives car l'expérimentateur appliquait un mouvement passif de rotation d'amplitude maximale jusqu'à la perception d'une résistance empêchant le mouvement.

Paramètres de raideur

Les amplitudes passives maximales obtenues chez les sujets des 2 groupes varient de 87° à 102° pour un moment de force variant de 16 à 18,5 Nm. Les résultats de la présente étude diffèrent de l'étude de Vandervoorde *et al.*⁽¹⁹⁾ où leur amplitude maximale passive de rotation était en moyenne de 72 ± 12° pour un moment de force de 15 ± 0,65 Nm. La différence de mesure peut être attribuée à l'application de moments de force plus importants par l'expérimentateur. Les valeurs de raideur de la Zn sont plus importantes que celles de l'étude de Vandervoorde *et al.* dans laquelle la moyenne était de 0,1 ± 0,04 Nm/°.

En comparant l'avant et l'après, les résultats du groupe A en rotation droite montrent une tendance à l'augmentation après l'application des techniques du moment de force ($p = 0,052$) et une tendance à l'augmentation d'amplitude en rotation droite ($p = 0,058$). Cette augmentation d'amplitude passive s'explique par l'augmentation du moment de force

appliquée par l'expérimentateur dans les mesures après application des techniques (Tableau 2).

L'absence de modifications des paramètres de raideur du groupe A concorde avec l'étude de Dugailly *et al.*⁽¹³⁾ qui ne montre aucune différence significative pour les différents paramètres de raideur en rotation axiale de la nuque après l'application de techniques ostéopathiques non manipulatives chez des sujets asymptomatiques. Cependant les résultats de l'étude de Dugailly ne sont pas en accord avec les résultats les plus pertinents du groupe B de la présente étude en rotation gauche (groupe qui a reçu les techniques IASTM en plus des techniques myofasciales) où, après les techniques, la raideur en zone neutre a diminué significativement ($p = 0,022$). Ceci signifie que le moment de force nécessaire pour produire une certaine déformation (ici le mouvement de rotation passif du sujet) a diminué après les techniques IASTM et donc la raideur a diminué en zone neutre.

La diminution de raideur pourrait être expliquée mécaniquement par certaines propriétés des tissus biologiques, lorsqu'une pression est appliquée sur les tissus mous comme dans le cas de la technique IASTM, les tissus sont soumis à des forces de charges et de décharges. Cette application de force continue provoque certains phénomènes comme le fluage et l'hystérésis ce qui diminue la raideur⁽²¹⁾ et pourrait expliquer les modifications observées.

Les différences significatives obtenues en rotation droite en comparant les différences des valeurs avant et après en intergroupes sont dues à une augmentation du moment de force et donc de l'amplitude maximale passive pour le groupe A et une diminution pour le groupe B provoquées par l'expérimentateur. Cependant le coefficient de raideur en ZE a diminué et la flexibilité a augmenté pour le groupe B, ce qui montre les effets potentiels de l'ajout de la technique IASTM aux techniques manuelles.

Quelques chercheurs se sont intéressés aux effets des techniques manipulatives sur la raideur vertébrale. Pagé *et al.* ont montré que la douleur et la raideur vertébrale diminuaient chez des sujets présentant des douleurs thoraciques après une manipulation vertébrale appliqué par un appareil au niveau de la vertèbre Th7.⁽²²⁾ Cependant les effets de la manipulation n'étaient pas significativement différentes par rapport au groupe contrôle. Campbell *et al.* ont étudié les effets de la manipulation thoracique sur la raideur vertébrale et ont conclu qu'il n'y avait pas de différences significative entre l'avant et l'après.⁽²³⁾ Nim *et al.* ont aussi conclu que la raideur lombaire n'est pas modifiée après des manipulations lombaire.⁽²⁴⁾ Finalement Wong *et al.* ont montré qu'il y avait une diminution significative de la raideur lombaire seulement chez les sujets qui ont déclaré une amélioration post manipulation de 7 jours⁽²⁵⁾.

D'autres études se sont intéressées à d'autres régions du corps. Ikeda *et al.* ont signalé une augmentation de l'amplitude et une diminution de la raideur en dorsiflexion de la cheville après les techniques IASTM⁽¹⁷⁾. Ces résultats sont partiellement en accord avec les résultats de la présente étude, car l'augmentation significative en amplitude n'a pas été observée. De plus Kim *et al.* ont observé une diminution de la raideur du genou en flexion après IASTM⁽¹⁶⁾. Cependant

l'étude de Vardiman *et al.* n'a trouvé aucune diminution de la raideur ni d'augmentation d'amplitude de la cheville en dorsiflexion⁽¹⁸⁾.

Il est aussi important de noter que les différences observées d'améliorations significatives entre l'avant et l'après du groupe B en rotation gauche sont à la limite de la variabilité inter-sujet calculée par la différence minimale cliniquement pertinente (MDC).

La dissipation thermique ou la dissipation d'énergie en rotation axiale du tronc semble être très peu étudiée. Les valeurs de la présente étude varient de 51 à 58% et diffèrent largement de celles de l'étude de Vandervoorde où en moyenne la dissipation d'énergie était de 33,8%⁽¹⁹⁾. Comme il s'agit d'un pourcentage, cette différence peut être expliquée par la différence des amplitudes de rotation passive entre les 2 études. Les valeurs de cette étude variaient de 87 à 102° tandis que les valeurs de l'étude de Vandervoorde étaient en moyenne de 72°.

Les effets des techniques myofasciales et IASTM sur les paramètres de raideur des tissus mous sont limités. D'autres études sont nécessaires afin de déterminer si cette technique est avantageuse. Il serait intéressant d'effectuer cette étude sur des sujets lombalgiques car les restrictions fasciales sont décrites comme une altération du glissement entre les couches fasciales. Une telle anomalie peut causer des tensions et des troubles du mouvement⁽²⁶⁾. Comme le fascia est un continuum avec des connexions qui couvrent les articulations, des altérations du fonctionnement normal des fascias peuvent affecter les mouvements articulaires. Une théorie propose que le réseau fascial serait impliqué dans la transmission de la douleur ou pourrait même en être la cause⁽²⁷⁾. De plus Schleip *et al.* suggèrent que par la présence de terminaisons nerveuses libres, le fascia thoracolumbaire est une source importante de nociception chez les lombalgiques⁽²⁸⁾.

Limitations

La première limitation de cette étude concerne l'objectivation de l'état de relâchement musculaire des sujets lors de la rotation passive thoraco-lombaire maximale. Bien que les consignes données aux participants étaient de bien se relâcher pendant les rotations passives, il n'était pas possible de vérifier cela, ce qui pourrait affecter les mesures des paramètres de raideur. Dans l'idéal, pour quantifier l'état de relâchement musculaire un EMG de surface pourrait être utilisé mais il était compliqué de l'utiliser dans cette expérience.

Une autre limitation qui aurait pu affecter les mesures est la forme et la taille unique du harnais positionné sur les épaules du sujet permettant de fixer le tronc lors des rotations. En fonction de la morphologie du sujet le harnais était plus ou moins bien ajusté ce qui peut être à l'origine de légères imprécisions de mesures.

CONCLUSION

Selon les résultats de l'étude, lors de la rotation axiale passive du tronc, la résistance tissulaire suit une courbe non linéaire et multiphasique (zone neutre, zone de transition et zone élastique) associée à une large zone d'hystérésis.

Certains paramètres de raideur peuvent être modifiés en associant les techniques instrumentales IASTM aux techniques manuelles non manipulatives. Une diminution du coefficient de raideur et une augmentation de la flexibilité en zone neutre sont observées dans le groupe qui a bénéficié des techniques manuelles associées à l'IASTM lors de la rotation gauche uniquement. Alors que l'autre groupe qui a reçu les techniques manuelles non manipulatives uniquement ne présente aucune différence significative des 2 côtés.

Ces résultats illustrent que l'ajout de techniques IASTM aux techniques non-manipulatives ostéopathiques pourrait avoir des effets physiologiques pour diminuer la raideur lors de la rotation axiale thoraco-lombaire.

Finalement il faut noter que ce travail évalue certaines modifications physiologiques chez des sujets jeunes asymptomatiques, il faudrait poursuivre des recherches chez d'autres types de population pour envisager des applications cliniques.

IMPLICATIONS POUR LA PRATIQUE

- **La perception manuelle de la résistance tissulaire physiologique lors du test en rotation axiale de la région thoraco-lombaire évoluerait de façon non linéaire avec la présence de trois zones (neutre, transition et élastique).**
- **Il pourrait être intéressant pour le praticien de se familiariser avec ces trois zones lors de l'examen clinique de la région thoraco-lombaire.**
- **Il semblerait que l'ajout des techniques instrumentales pourrait être un complément aux techniques manuelles non manipulatives ostéopathiques pour améliorer certains paramètres de raideur tissulaires du tronc.**

Contact

Ismet Adham El Yamani

Ismet.Adham.El.Sayed.El.Yamani@ulb.be

Références

1. Yin J, Liu Z, Li C, Luo S, Lai Q, Wang S, et al. Effect of facet-joint degeneration on the in vivo motion of the lower lumbar spine. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2020 Aug 20;15(1). Available from: <https://josr-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13018-020-01826-z>
2. Haj A, Weisman A, Masharawi Y. Lumbar axial rotation kinematics in men with non-specific chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*. 2019 Jan; 61:192–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30594767/>
3. Hengeveld E, Banks K. Maitland's peripheral manipulation e-book: Management of Neuromusculoskeletal Disorders - volume 2. Butterworth-Heinemann; 2013.
4. Available from: <https://www.elsevier.com/books/maitlands-peripheral-manipulation/hengeveld/978-0-7020-4067-2>
5. Lechien M, Salem W, Lepers Y, Klein P, Dugailly PM. Perceptible asymmetry threshold, a study on an in-situ vertebral model. *La Revue de l'Ostéopathie*. 2015;14:17-25.
6. Available from: <https://boutique.larevuede-osteopathie.com/index.php/FR/articles-en-t%C3%A9%C3%A9%C3%A9chargement/articles-en-t%C3%A9%C3%A9chargement-1-detail>
7. Klika V. Theoretical Biomechanics. InTech; 2011. Available from: <https://www.intechopen.com/books/291>
8. Fung YC. Biomechanics Electronic Resource: Mechanical Properties of living tissues. Springer; 1993. Available from: <https://www.springer.com/gp/book/9780387979472>
9. Bogduk N. Clinical and radiological anatomy of the lumbar spine|clinical anatomy of the lumbar spine and Sacrum. Edinburgh, UK: Elsevier Churchill Livingstone; 2012. Available from: <https://www.elsevier.com/books/clinical-and-radiological-anatomy-of-the-lumbar-spine/bogduk/978-0-7020-4342-0>
10. Twomey L, Taylor J. Flexion Creep Deformation and Hysteresis in the Lumbar Vertebral Column. *Spine*. 1982 Mar;7(2):116–22. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7089687/>
11. Panjabi MM. The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders*. 1992 Dec;5(4):383–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1490034/>
12. Di Giovanna EL, Schiowitz S, Dowling DJ. An Osteopathic Approach to Diagnosis and Treatment, 3e. Lwwhealthlibrary.com. 2004. Available from: <https://meded.lwwhealthlibrary.com/book.aspx?bookid=799>
13. Fryer G, Morse CM, Johnson JC. Spinal and sacroiliac assessment and treatment techniques used by osteopathic physicians in the United States. *Osteopathic Medicine and Primary Care*. 2009;3(1):4. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19366458/>
14. Iglesias-González JJ, Muñoz-García MT, Rodrigues-de-Souza DP, Albuquerque-Sendín F, Fernández-de-las-Peñas C. Myofascial Trigger Points, Pain, Disability, and Sleep Quality in Patients with Chronic Nonspecific Low Back Pain. *Pain Medicine*. 2013 Dec;14(12):1964–70. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23947760/>
15. Dugailly P-M, Coucke A, Salem W, Feipel V. Assessment of cervical stiffness in axial rotation among chronic neck pain patients: A trial in the framework of a non-manipulative osteopathic management. *Clinical Biomechanics*. 2018 Mar;53:65–71. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29454150/>
16. Cheatham SW, Baker R, Kreiswirth E. Instrument assisted soft-tissue mobilization: a commentary on clinical practice guidelines for rehabilitation professionals. *International journal of sports physical therapy*. 2019;14(4):670–82. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6670063/>
17. Kim J, Sung DJ, Lee J. Therapeutic effectiveness of instrument-assisted soft tissue mobilization for soft tissue injury: mechanisms and practical application. *Journal of Exercise Rehabilitation*. 2017 Feb 27;13(1):12–22. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5331993/>
18. Kim D-H, Lee JJ, Sung J, Hyun You J. Effects of instrument-assisted soft tissue mobilization technique on strength, knee joint passive stiffness, and pain threshold in hamstring shortness. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2018 Nov 28;31(6):1169–76. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30040707/>
19. Ikeda N, Otsuka S, Kawanishi Y, Kawakami Y. Effects of Instrument-assisted Soft Tissue Mobilization on Musculoskeletal Properties. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2019 May 10;51(10):2166–72. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31083046/>
20. Vardiman J, Siedlik J, Herda T, Hawkins W, Cooper M, Graham Z, et al. Instrument-assisted Soft Tissue Mobilization: Effects on the Properties of Human Plantar Flexors. *International Journal of Sports Medicine*. 2014 Oct 27;36(03):197–203. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25347141/>
21. Coucke A, Salem W, Dugailly PM. Effet immédiat d'une prise en charge ostéopathique sur la raideur en rotation axiale de la colonne cervicale: sujets cervicigiques chroniques versus asymptomatiques. *Revue Mains libres*. 2-2016:29-35.
22. Vandevoorde M, Salem W. Évaluation de la raideur de la colonne thoracolumbaire lors de la rotation axiale chez des sujets asymptomatiques. *Revue Mains libres*. 3-2019: 27-36.
23. Gross MT. Chronic tendinitis: Pathomechanics of injury, factors affecting the healing response, and treatment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1992;16(6):248–61. Available from: <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1992.16.6.248>

24. Pagé I, Descarreaux M. Effects of spinal manipulative therapy biomechanical parameters on clinical and biomechanical outcomes of participants with chronic thoracic pain: a randomized controlled experimental trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2019 Jan 18;20(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30658622/>
25. Campbell BD, Snodgrass SJ. The Effects of Thoracic Manipulation on Posteroanterior Spinal Stiffness. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2010 Nov;40(11):685–93. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20710095/>
26. Nim CG, Kawchuk GN, Schiøttz-Christensen B, O'Neill S. Changes in pain sensitivity and spinal stiffness in relation to responder status following spinal manipulative therapy in chronic low Back pain: a secondary explorative analysis of a randomized trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2021 Jan 6;22(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33407345/>
27. Wong AYL, Parent EC, Dhillon SS, Prasad N, Kawchuk GN. Do Participants With Low Back Pain Who Respond to Spinal Manipulative Therapy Differ Biomechanically From Nonresponders, Untreated Controls or Asymptomatic Controls? *Spine*. 2015 Sep;40(17):1329–37. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26020851/>
28. Fourie WJ. Considering wider myofascial involvement as a possible contributor to upper extremity dysfunction following treatment for primary breast cancer. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [Internet]. 2008 Oct;12(4):349–55. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19083693/>
29. Kumka M, Bonar J. Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association* [Internet]. 2012;56(3):179–91. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3430451/>
30. Schleip R, Zorn A, Klingler W. Biomechanical Properties of Fascial Tissues and Their Role as Pain Generators. *Journal of Musculoskeletal Pain* [Internet]. 2020;18(4):393–5.
31. Available from: https://www.academia.edu/12585270/Biomechanical_Properties_of_Fascial_Tissues_and_Their_Role_as_Pain_Generators

**VOUS AMBITIONNEZ DE DIFFUSER VOS TRAVAUX SCIENTIFIQUES EN RELATION
AVEC LA PHYSIOTHÉRAPIE, L'OSTÉOPATHIE, LES THÉRAPIES MANUELLES
DANS LE MONDE FRANCOPHONE ? ALORS SOUMETTEZ UN ARTICLE À**



**Votre article sera révisé par un comité de lecture qui procèdera à un processus de revue
équitable, indépendant, en double aveugle, suivant les recommandations internationales,
et qui garantit aux lecteurs la pertinence clinique de votre travail.**

Consultez attentivement nos recommandations aux auteurs sur :

<https://www.mainslibres.ch/mains-libres#tab=tab-authorsinfo>