

Évaluation de la raideur de la colonne thoracolombaire lors de la rotation axiale chez des sujets asymptomatiques

Quantification of the thoraco-lumbar spine stiffness during axial rotation in asymptomatic subjects

MATHIEU VANDEVOORDE(MSC), WALID SALEM(DO, PhD)

Faculté des Sciences de la Motricité, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique

Unité de Recherche en Sciences d'Ostéopathie, Faculté des Sciences de la Motricité, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique

Les auteurs ne déclarent aucun conflit d'intérêts financier ou personnel en rapport avec cette étude.

Article reçu en mai 2019, accepté en août 2019.

Keywords

stiffness, neutral zone, elastic zone, viscoelastic parameters, thoraco-lumbar region

Mots clés

raideur, zone neutre, zone élastique, paramètres viscoélastique, région thoracolombaire

Abstract

Introduction: The osteopath conducts a clinical evaluation of the neutral zone or the stiffness of the lumbar vertebral segment. The latter is closely correlated with low back pain. However, few studies investigated these parameters in axial rotation movements of the thoracolumbar spine.

This study aims to determine the standard values of the viscoelastic parameters of the thoracolumbar axial rotation movement in an asymptomatic population and their modifications according to age, sex, and examined side.

Method: A sample of 60 people was recruited. Stiffness was measured by the ratio of the range of motion to the moment of force applied. A mixed-measure ANOVA was used to evaluate the influence of the side and the sex on the viscoelastic movement parameters. The influence of age was accounted for by a Pearson correlation. A reliability test of the set up measuring device was conducted beforehand.

Results: Correlation coefficients were calculated during the reliability test. They demonstrate an average to good intra-ob-

Résumé

Introduction: La lombalgie est un motif de consultation fréquent en ostéopathie. L'ostéopathe évalue cliniquement la zone neutre ou la raideur. Cette dernière serait étroitement corrélée à la lombalgie. Cependant, très peu d'études se sont intéressées à ces paramètres dans les mouvements de rotation axiale de la colonne thoracolombaire.

Objectif: Déterminer les valeurs standards des paramètres viscoélastiques du mouvement de rotation axiale thoracolombaire dans une population asymptomatique, ainsi que leurs modifications en fonction de l'âge, du sexe et du côté.

Méthode: Un échantillon de 60 personnes a été recruté. La raideur a été mesurée par le rapport entre l'amplitude du mouvement et le moment de force appliqué. Une ANOVA à mesures mixtes a permis d'évaluer l'influence du côté et du sexe sur les paramètres viscoélastiques du mouvement. L'influence de l'âge a été évaluée par une corrélation de Pearson. Un test de fiabilité du dispositif de mesure mis en place a été effectué au préalable.

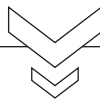
server reproducibility and low inter-observer reproducibility. Standard values of maximum active and passive amplitudes, neutral zone and elastic zone amplitudes, neutral and elastic zones stiffness coefficients and energy dissipation were calculated. The effect of sex has been demonstrated on the maximum passive amplitude, the amplitude of the elastic zone and the coefficient of stiffness in the elastic zone; the effect of the side has been demonstrated on the maximum active and passive amplitudes as well as the neutral zone amplitude. A statistically significant difference between going and returning demonstrates the presence of hysteresis.

Discussion: The results of the reproducibility test can be nuanced given the protocol. They demonstrate poor reproducibility of clinical evaluation. A description of the viscoelastic parameters of movement is given for the overall motion of the thoracolumbar region, with its variation by sex and side.

Conclusion: Measurements of the maximum amplitude of thoracolumbar rotation show a physiological asymmetry of movement between the two sides. Clinical examination of asymmetry in vertebral mobility should not be considered pathological if it is not symptomatic.

Résultats: Des coefficients de corrélation ont été calculés lors du test de fiabilité. Ils démontrent une reproductibilité moyenne à bonne en intra-observateur et faible en inter-observateur. Ces résultats peuvent être nuancés. La valeur standard des amplitudes maximales active et passive, des amplitudes de zone neutre et de zone élastique, des coefficients de raideur en zones neutre et élastique ainsi que de la dissipation d'énergie ont été calculées. L'effet de l'âge a été démontré sur le coefficient de raideur en zone neutre ; celui du sexe sur l'amplitude maximale passive, l'amplitude de zone élastique et le coefficient de raideur en zone élastique ; l'effet du côté a été montré sur les amplitudes maximales active et passive ainsi que l'amplitude de zone neutre. Une différence statistiquement significative entre l'aller et le retour démontre la présence d'une hystérésis. Celle-ci diffère significativement entre la gauche et la droite entre 40 % et 90 % de la rotation axiale maximale.

Conclusion : Les mesures de l'amplitude maximale de rotation thoracolombaire montrent une asymétrie physiologique du mouvement entre le côté gauche et droit. La mise en évidence à l'examen clinique d'une asymétrie dans la mobilité vertébrale, souvent utilisée comme critère diagnostique en ostéopathie, ne devrait pas être considérée comme pathologique si elle n'est pas symptomatique.



Introduction

Avec une prévalence de 5 % et une incidence comprise entre 60 % et 90 %, la lombalgie est extrêmement fréquente dans les sociétés occidentales⁽¹⁾. Les ostéopathes sont parmi les professionnels de santé qui voient ces patients en consultation. L'évaluation de la raideur des segments incriminés, majoritairement des segments vertébraux en général en fin d'amplitude, ou de l'amplitude de la zone neutre — en constatant l'augmentation de la raideur au-delà d'une certaine amplitude — est fréquente et est un critère considéré comme important par les praticiens, tant du point de vue du diagnostic, que du pronostic ou du choix du traitement⁽²⁾. De plus, plusieurs études ont montré que la lombalgie est associée à une augmentation de la raideur antéro-postérieure du tronc⁽³⁻⁷⁾ et pourrait participer à la chronicisation de la douleur. À l'inverse, *Pope et Panjabi* affirment⁽⁸⁾ que 20 % à 30 % des lombalgies seraient liées à une instabilité, soit une diminution de la raideur.

L'étude de la raideur semble dès lors importante pour comprendre ses relations avec la lombalgie et les traitements. Mesurée par le rapport entre la tension développée au sein du tissu et sa déformation, elle peut être étudiée au travers de différents paramètres : les caractéristiques de la zone neutre (proche de la position neutre et au sein de laquelle les résistances sont faibles, le mouvement est peu énergivore) et de la zone élastique (plus raide, elle permet la stabilité en fin d'amplitude), déterminées par l'évolution non-linéaire de la raideur au cours du mouvement, ainsi que le phénomène d'hystérésis (diminution de la raideur lors du mouvement de retour comparativement au

mouvement aller) traduisant une dissipation d'énergie dans le système⁽⁹⁾.

L'ensemble des études citées précédemment a évalué un mouvement antéro-postérieur. La littérature est en effet assez pauvre en ce qui concerne la rotation axiale. Certains auteurs ont étudié des préparations anatomiques de colonnes isolées — notamment les équipes de *Yamamoto*⁽¹⁰⁾ et de *Asano*⁽¹¹⁾, qui définissent respectivement des amplitudes de zone neutre et zone élastique et des courbes tension-longueur — mais, à notre connaissance, seule une étude de *McGill et coll.*⁽¹²⁾ a été menée *in vivo*. Elle ne donne cependant que des valeurs ponctuelles de rapport tension-longueur lors d'un mouvement aller, ne permettant pas une analyse plus large du comportement viscoélastique des structures mises en tension.

Notre étude poursuit trois objectifs : tester la fiabilité des outils mis en place pour la mesure de la raideur, fournir une analyse descriptive de la raideur de la colonne thoracolombaire lors de la rotation axiale passive chez des sujets asymptomatiques et étudier les différences retrouvées selon l'âge, le sexe et le côté, tout ceci dans le but de pouvoir utiliser l'ensemble de ces données normatives dans des études cliniques.

2. Méthode

2.1 Échantillon

L'échantillon le plus large possible a été recherché compte tenu des moyens matériels et des délais octroyés. Au total,

60 personnes ont été recrutées par le bouche à oreille au sein de la Faculté des Sciences de la Motricité de l'Université Libre de Bruxelles. Les caractéristiques de l'échantillon sont reprises dans le [tableau 1](#). Pour pouvoir participer à cette étude, les participants ne devaient pas présenter ou avoir présenté dans les 6 mois précédant l'étude de douleurs lombaires ou irradiant vers le membre inférieur ayant nécessité des soins. Afin d'éviter les complications, une anamnèse et un examen physique (test de flexion debout, Lasègue, Lasègue inversé, test de mobilité de la colonne lombaire) ont été menés avec chaque participant avant les mesures. Si une quelconque contre-indication avait été mise en évidence pendant l'anamnèse ou si une douleur était apparue à l'examen physique, le sujet aurait été exclu de l'étude, bien que cette situation ne se soit pas présentée.

	N	Âge			Taille (m)	Poids (kg)
		Min	Max	Moy ± σ	Moy ± σ	Moy ± σ
Femmes	31	18	27	22.52±2.68	1.66±0.05	58.38±7.73
Hommes	29	18	29	21.48±3.24	1.79±0.06	72.36±10.89

> Tableau 1 : Caractéristiques de l'échantillon

2.2 Matériel

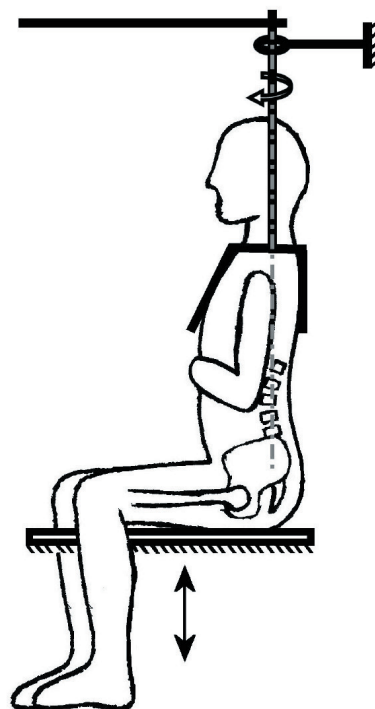
Les mesures ont été prises à l'aide d'un appareil quantifiant parallèlement le moment de force monoaxial (torsionmeter, Ditel Micra-M) et le déplacement angulaire (potentiomètre). Cet outil était monté sur un axe relié à un support rigide conçu pour être fixé aux épaules du participant. Celui-ci était assis à califourchon sur une table à hauteur réglable. De cette manière, son bassin était maintenu en position neutre de rotation et

la hauteur entre l'assise et l'élément fixé aux épaules pouvait être réglée pour que le participant soit dans une position de confort, dos droit ([figure 1](#)). L'axe de ce système était placé le plus proche possible de l'axe physiologique du mouvement, à savoir la partie postérieure du disque intervertébral. Les données ont été recueillies par le logiciel Labview software (Labview 2009, Professional Development System – NI) avec une fréquence d'acquisition de 5 Hz.

2.3 Protocole

Une pré-étude a été réalisée afin d'évaluer la reproductibilité des mesures obtenues avec le dispositif mis en place. Pour cela, trois séances de prise de mesures ont été organisées à trois dates différentes. Chaque fois, trois expérimentateurs ont effectué les mesures sur trois sujets, identiques lors de chaque séance (quatre expérimentateurs ont participé à l'étude de reproductibilité, mais chacun des sujets n'a été testé que par trois expérimentateurs). Lors de cette pré-étude, seule la reproductibilité des mouvements passifs a été évaluée. Une fois le sujet installé, chaque expérimentateur a réalisé cinq rotations de chaque côté de manière continue. Les expérimentateurs ont reçu la consigne d'effectuer ce mouvement de manière fluide, avec un rythme constant. Les rotations devaient être d'amplitude maximale, l'expérimentateur appliquant une force sur le levier jusqu'à sentir une résistance au mouvement.

À la suite de cette étude de reproductibilité, une quatrième séance a été organisée afin d'évaluer la stabilité de la mesure de l'amplitude du mouvement. Un expérimentateur a appliqué le même protocole sur un sujet, effectuant cette fois trente rotations maximales consécutives de chaque côté. De plus, un afficheur indiquant en temps réel le moment de force appliqué a permis à l'expérimentateur d'effectuer ce mouvement en



> Figure 1 : La mesure a été prise en position assise, une structure rigide reliée à un levier manipulé par l'expérimentateur entraînant les épaules du sujet en rotation

appliquant le moment de force le plus constant possible, avec comme objectif 18 Nm.

Pour l'évaluation des paramètres viscoélastiques du mouvement, un seul expérimentateur a effectué l'ensemble des mesures. Celles-ci ont été effectuées comme suit : une fois le sujet installé et le programme d'acquisition lancé, il a été demandé au participant d'effectuer trois rotations maximales gauches et droites consécutives de manière active. Ceci avait pour but non seulement d'évaluer l'amplitude maximale active du mouvement, mais aussi de familiariser le sujet avec l'appareil de mesure et le mouvement à effectuer et enfin l'inviter à se détendre. L'expérimentateur a ensuite appliqué trois rotations continues d'amplitude complète. L'expérimentateur disposait d'un afficheur afin d'appliquer un moment de force identique lors de chaque mesure et fixé à 15 Nm. Le mouvement était effectué en ± 5 secondes (de la position neutre à la rotation maximale) et le retour légèrement freiné afin que suffisamment de données soient recueillies durant cette phase du mouvement.

2.4 Traitement des données

Les données de l'étude de reproductibilité ont été traitées en premier lieu. Les valeurs maximales d'amplitude et de moment de force ont été retenues pour chacune des mesures de chacun des expérimentateurs. Sur cette base nous avons calculé pour tous les expérimentateurs un coefficient de corrélation inter-classe (ICC) intra-observateur et intersession (*two-way mixed effects model, mean of k measurements, absolute agreement*). Un ICC inter-observateur (*two-way random effects model, mean of k raters, absolute agreement*) a été déterminé pour chaque paire d'examineurs (valeurs pour des mesures uniques, l'effet d'interaction étant inconnu).

La même extraction des valeurs maximales a été réalisée pour le test de stabilité. La constance du moment de force appliqué a été vérifiée par le calcul du coefficient de variation et la stabilité de l'amplitude du mouvement a été évaluée par observation graphique.

Concernant l'étude des paramètres viscoélastiques, l'amplitude maximale de rotation active a été déterminée sur base de la troisième mesure active et différents paramètres biomécaniques ont été déterminés sur base de la troisième mesure passive de chaque participant : l'amplitude maximale de rotation passive, le moment de force maximal, l'amplitude et le pourcentage de zone neutre et de zone élastique et enfin la rigidité, équivalente au rapport tension-amplitude articulaire dans la zone neutre et la zone élastique. Tous ces paramètres sont donnés pour un mouvement global de la région thoracolombaire et ne définissent en aucun cas les mouvements segmentaires vertébraux. Les zones neutre et élastique ont été déterminées par une double régression linéaire dans le logiciel Mathematica : suite à un ajustement par la méthode des moindres carrés, la courbe tension-longueur biphasique a été réduite en deux segments de droite, le point d'inflexion entre ces deux droites étant déterminé de manière à ce que la somme des carrés des écarts aux segments soit minimale. Ce point d'inflexion délimite les zones neutre et élastique, permettant de déterminer leurs amplitudes. La pente des deux droites correspond au coefficient

de raideur dans chacune des deux zones. La quantité d'énergie dissipée dans le tissu lors du mouvement a ensuite été calculée sur base de la courbe d'hystérésis : l'énergie injectée est égale à l'aire sous la courbe de l'aller, l'énergie restituée est égale à l'aire sous la courbe du retour, l'énergie dissipée est donc égale à la différence des deux selon la formule 1, 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 de l'amplitude en fonction du pourcentage du moment de force) afin d'être comparables entre elles.

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

> Formule 1 : Energie dissipée

Les amplitudes maximales passives et actives ont été comparées par un test de Student pour échantillons appariés. Afin d'éviter de conclure à une influence erronée du sexe due à une répartition inégale des âges dans ces deux groupes, l'égalité des âges entre hommes et femmes a été vérifiée par un test de Student pour échantillons indépendants ($p = 0,182$). Nous avons ensuite évalué la modification des paramètres biomécaniques en fonction de l'âge par une corrélation de Pearson ainsi qu'en fonction du côté et du sexe par une ANOVA à deux facteurs à mesures mixtes. L'ensemble de cette analyse statistique a été effectuée dans le logiciel SPSS (IBM SPSS Statistics 20).

3. Résultats

3.1 Reproductibilité

Cette pré-étude visait à tester la fiabilité du dispositif de mesure mis au point en évaluant la reproductibilité des données recueillies. Les valeurs des ICCs sont données dans le tableau 2.

Lors des trente mesures du test de stabilité, le moment de force appliqué a peu varié, avec un coefficient de variation de

ICC intra-observateur						
Examineur	1	2	3	4		
Amplitude	0.824	0.885	0.604	0.820		
Moment	0.698	0.852	0.584	0.629		
ICC inter-session						
Examineur	1	2	3	4		
Amplitude	0.551	0.436	-0.138	0.778		
Moment	0.239	0.159	0.031	0.510		
ICC inter-observateur						
Examineurs	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
Amplitude	0.675	0.297	0.881	0.350	0.300	0.346
Moment	-0.471	-0.047	0.563	-0.131	0.406	-0.139

> Tableau 2 : Coefficients de corrélation — NB : Les ICCs avec une valeur négative signifient que la covariance moyenne parmi les éléments est négative.

2,52 % pour la rotation droite et de 2,78 % pour la rotation gauche. L'amplitude du mouvement augmente quant à elle de manière relativement linéaire au cours des répétitions, partant respectivement de 83,18° et 77,25° pour arriver à 96,87° et 91,66° sans encore s'être stabilisée après 30 mouvements.

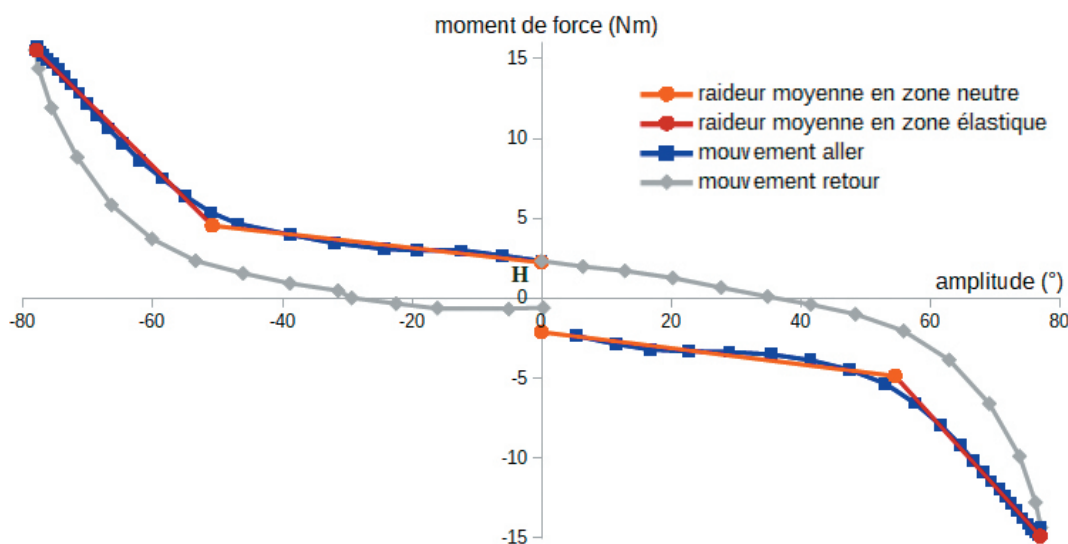
3.2 Paramètres viscoélastiques

Les données de la troisième mesure passive nous ont permis de dessiner pour chaque sujet une courbe tension-longueur. Celle-ci a l'aspect non-linéaire biphasique typique des tissus biologiques. Un exemple type est montré dans la figure 2. Le tableau 3 reprend les paramètres viscoélastiques (moyenne ± écart-type) calculés sur la base de ces données.

La comparaison des amplitudes maximales montre une différence statistiquement significative ($p < 0,001$) entre les mesures actives et passives avec une augmentation moyenne de $21,73 \pm 13,49\%$ de l'amplitude lors de la mesure passive.

Le test de corrélation de Pearson ne montre aucune relation de l'âge sur les paramètres viscoélastiques du mouvement, à l'exception d'un: le coefficient de rigidité en zone neutre est corrélé de manière proportionnelle et statistiquement significative à l'âge du sujet ($r = 0,245$; $p = 0,007$).

Les résultats de l'ANOVA montrent une influence statistiquement significative du côté sur l'amplitude maximale active ($p < 0,001$), l'amplitude maximale passive ($p < 0,001$) et l'amplitude de zone neutre ($p < 0,001$) ainsi que du sexe sur l'amplitude maximale passive ($p = 0,009$), l'amplitude de zone élastique ($p = 0,047$) et le coefficient de rigidité en zone élastique ($p = 0,046$; amplitudes supérieures chez les femmes, coefficients de rigidité supérieurs chez les hommes). Le coefficient de rigidité en zone neutre a également une tendance à différer selon le côté, l'amplitude de zone neutre tend à être augmentée chez les femmes par rapport aux hommes et le coefficient de rigidité en zone neutre tend à être augmenté chez les hommes. L'interaction entre le côté et le sexe n'est jamais significative. L'ensemble des résultats est détaillé dans la tableau 4.



› Figure 2: Exemple illustratif de l'évolution du moment de force (Nm) et du déplacement angulaire (°) lors de la rotation passive du tronc. La courbe est de type non-linéaire biphasique: la pente de la zone neutre, la pente de la zone élastique et l'aire (H) correspond à l'énergie dissipée (Hystérésis) dans les tissus.

	Femmes		Hommes		Moyenne
	gauche	droite	gauche	droite	moyenne
Amplitude maximale active (°)	58.37 ± 11.07	62.48 ± 9.73	55.73 ± 7.50	61.48 ± 7.86	59.67 ± 9.50
Amplitude maximale passive (°)	71.68 ± 11.35	79.06 ± 12.83	64.99 ± 9.96	72.95 ± 8.94	72.28 ± 11.89
Moment de force maximal (Nm)	14.83 ± 0.47	15.50 ± 0.44	14.83 ± 0.61	15.61 ± 0.66	15.19 ± 0.65
Amplitude ZN (°)	49.74 ± 10.84	55.54 ± 10.04	44.50 ± 9.86	52.90 ± 11.78	50.74 ± 11.29
Pourcentage ZN	68.99 ± 7.97	70.22 ± 5.00	68.23 ± 9.21	72.04 ± 11.61	69.86 ± 8.72
Coefficient de raideur ZN (Nm/°)	0.10 ± 0.03	0.09 ± 0.03	0.11 ± 0.05	0.10 ± 0.03	0.10 ± 0.04
Amplitude ZE	21.94 ± 5.52	23.52 ± 5.79	20.49 ± 5.95	20.05 ± 7.16	21.54 ± 6.20
Pourcentage ZE	31.01 ± 7.97	29.78 ± 5.00	31.77 ± 9.21	27.96 ± 11.61	30.14 ± 8.72
Coefficient de raideur ZE (Nm/°)	0.44 ± 0.10	0.44 ± 0.09	0.48 ± 0.11	0.49 ± 0.14	0.46 ± 0.11
Dissipation (%)	32.94 ± 14.53	33.38 ± 13.59	35.99 ± 12.81	33.03 ± 17.33	33.81 ± 14.51

› Tableau 3: Valeurs nominatives des paramètres viscoélastiques (moyenne ± écart-type)

	Côté		Interaction	Sexe	
	différence	p-valeur	p-valeur	différence	p-valeur
Amplitude maximale active (°)	5.16 ± 1.30	<0.001	0.654	2.05 ± 1.99	0.307
Amplitude maximale passive (°)	7.67 ± 1.53	<0.001	0.851	6.40 ± 2.37	0.009
Amplitude ZN (°)	7.10 ± 1.64	<0.001	0.430	3.95 ± 2.21	0.080
Pourcentage ZN	2.52 ± 1.56	0.111	0.411	0.53 ± 1.63	0.744
Coefficient de raideur ZN (Nm/°)	0.01 ± 0.01	0.072	0.713	0.01 ± 0.01	0.089
Amplitude ZE	0.57 ± 1.02	0.580	0.326	2.46 ± 1.21	0.047
Pourcentage ZE	2.52 ± 1.56	0.111	0.411	0.53 ± 1.63	0.744
Coefficient de raideur ZE (Nm/°)	0.00 ± 0.02	0.887	0.570	0.04 ± 0.02	0.046
Dissipation (%)	1.26 ± 2.07	0.545	0.414	1.35 ± 3.16	0.671

Tableau 4: Effets du sexe et du côté sur les paramètres viscoélastiques. ZN = zone neutre; ZE = zone élastique

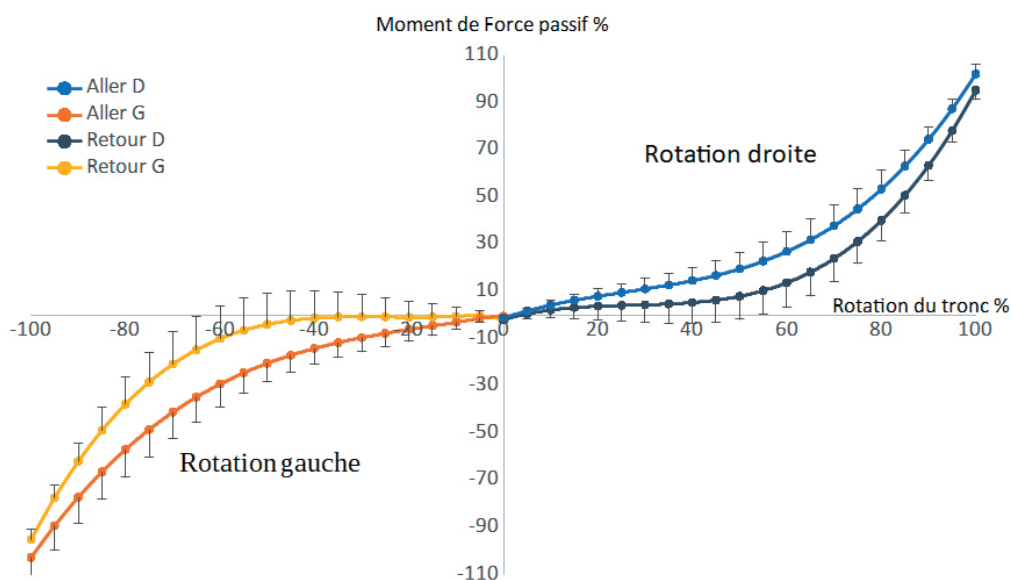


Figure 3: Courbes normalisées de tous les participants montrant le phénomène d'hystérésis: Il existe une différence significative et une asymétrie de ce phénomène viscoélastique entre le côté gauche et droit entre 40 et 90 % de la rotation axiale du tronc

La normalisation des courbes tension-longueur a permis de dessiner une courbe d'hystérésis moyenne, tous sujets confondus, exprimée en pourcentage du moment de force maximal appliqué en fonction du pourcentage de l'amplitude maximale du mouvement. Celle-ci est illustrée dans la figure 3. Il existe une différence statistiquement significative entre l'aller et le retour de chaque côté, ce qui démontre la présence d'une hystérésis et d'un comportement viscoélastique non linéaire des tissus lors de la rotation axiale du tronc. Il existe par ailleurs une différence statistiquement significative de l'hystérésis entre les côté gauche et droit entre 40 % et 90 % de la rotation axiale du tronc.

4. Discussion

4.1 Étude de reproductibilité

Cette pré-étude avait pour but de déterminer la fiabilité de l'appareil de mesure mis au point au laboratoire. Les ICCs obtenus démontrent cependant une reproductibilité relativement peu satisfaisante: moyenne (ICC compris entre 0,5 et 0,75) à bonne (entre 0,75 et 0,9) en intra-observateur, elle n'est que faible (inférieur à 0,5) à moyenne pour l'amplitude en intersessions et faible pour le moment de force dans cette même

condition. La reproductibilité inter-observateurs est globalement faible, à trois exceptions près, tant pour l'amplitude que pour le moment de force. Ces résultats peuvent cependant être nuancés: pour être entièrement représentatifs, les ICCs doivent être calculés sur base de plus de 30 mesures et impliquer plus de trois examinateurs⁽¹³⁾. Si la condition du nombre d'observateurs est respectée, le nombre de mesures est toujours trop faible (entre 12 et 30 selon les cas), ce qui a tendance à diminuer la valeur de l'ICC. De plus, le protocole utilisé comporte des faiblesses. En effet, les expérimentateurs ont reçu la consigne d'appliquer une force croissante jusqu'à ressentir l'opposition des tissus au mouvement. Cette consigne, peu précise et laissant place à une interprétation personnelle, permet d'expliquer, en tous cas partiellement, la grande variabilité du moment de force maximal appliqué. Snodgrass et al.⁽¹⁴⁾ ont montré que l'expérience du praticien influence également la force qu'il applique lors d'un test de pression antéro-postérieure sur la colonne cervicale: les étudiants appliquent une pression significativement plus faible que les praticiens expérimentés. Les hommes tendent par ailleurs à appliquer des forces plus importantes. Ces éléments ont pu intervenir dans la variabilité que nous avons retrouvée. Pour la suite de l'étude, il a donc été décidé que l'expérimentateur utiliserait un afficheur donnant en temps réel le moment de

force afin d'appliquer une poussée identique à chaque mesure, égale à la moyenne des moments de force appliqués par tous les expérimentateurs pendant l'étude de reproductibilité, soit 15 Nm. Cette méthode a permis de réduire le coefficient de variation du moment de force appliqué à 4,30 %.

En ce qui concerne l'amplitude, deux commentaires sont nécessaires pour interpréter ces résultats. Premièrement, l'amplitude maximale dépend directement du moment de force appliqué. La minimalisation de la variabilité du moment appliqué devrait donc permettre de diminuer également la variabilité de l'amplitude du mouvement. Deuxièmement, les trois expérimentateurs ont effectué les mesures l'un après l'autre, laissant peu de temps entre eux. Le sujet a donc subi 15 rotations maximales consécutives. Or, soumis à une contrainte cyclique, les tissus viscoélastiques se détendent et une déformation résiduelle apparaît (effet de relaxation). Entre la première mesure du premier expérimentateur et la cinquième mesure du troisième expérimentateur, le sujet se serait donc assoupli sous l'effet des rotations répétées. Pour tester cette hypothèse, nous avons fait un test de stabilité. L'expérimentateur a porté son attention sur l'afficheur dans le but d'appliquer un moment de force de 18 Nm lors de chacune des 30 répétitions. Ce moment de force a peu varié au cours des mesures, mais l'amplitude du mouvement continue d'augmenter, confirmant la relaxation des tissus et expliquant la variabilité des mesures lors de l'étude de reproductibilité.

Cet effet de relaxation n'a cependant pas autant d'importance dans notre étude. En effet, le protocole étant rigoureux, les données sont toujours recueillies après le même nombre de mouvement (un test de mobilité, trois rotations actives et trois rotations passives) et sont donc comparables entre elles.

Si les résultats de l'étude de reproductibilité ne sont pas très encourageants, en tous cas dans les conditions inter-observateurs et intersessions, les ajustements du protocole réalisés devraient minimiser la variabilité des mesures du moment de force appliqué et de l'amplitude du mouvement.

Cette pré-étude apporte cependant des implications intéressantes pour la pratique clinique: les résultats nous montrent que l'évaluation et davantage encore la réévaluation clinique sont très peu fiables si elles ne s'appuient que sur la mobilité. En effet, les moments de force appliqués et *a fortiori* les amplitudes mesurées sont peu reproductibles, tant d'un expérimentateur à l'autre que d'une séance à l'autre chez un même expérimentateur. Le clinicien ne devrait alors pas se fier uniquement à une différence de mobilité ressentie mais corrélérer ses observations à d'autres paramètres, signes et symptômes tels que la douleur pour tirer ses conclusions.

4.2 Étude des paramètres viscoélastiques de la rotation

Cette étude a permis de déterminer les valeurs normatives de différents paramètres du mouvement de rotation axiale de la colonne dorso-lombaire. Les amplitudes passives que nous avons mesurées sont en moyenne de $72,28^\circ \pm 11,89^\circ$. *Bogduk* ainsi que *White* et *Panjabi*^(9,15), décrivent au total 71° de rotation de chaque côté au niveau thoracique et entre $5,5^\circ$ et 9° pour le rachis lombaire, soit un total compris entre $76,5^\circ$

et 80° pour l'ensemble de la région étudiée, légèrement plus que nos résultats. Notre étude n'a cependant pas une grande précision: assis à califourchon, le bassin du sujet était peu mobile mais un mouvement était toutefois possible. Au niveau du levier supérieur, le dispositif englobait largement les épaules et les premières côtes, il est donc impossible de déterminer avec précision à partir de quel niveau vertébral le mouvement a été mesuré. Il est raisonnable de penser que les niveaux thoraciques supérieurs n'ont pas été engagés dans le mouvement, ou pas de manière maximale, ceux-ci étant par ailleurs les plus mobiles.

Différents paramètres influencent les amplitudes de mouvement. Ainsi, nous avons trouvé une augmentation statistiquement significative ($p < 0,001$) de 21,73 % entre la mesure active et la mesure passive. Cette différence se retrouve très fréquemment dans la littérature, dont notamment dans les articles de *Lantz et al.* au niveau cervical et de *Dvořák et al.* au niveau lombaire^(16, 17) avec des augmentations de l'ordre de 12 % à 15 %. L'influence du sexe semble moins claire: alors que nous observons une différence significative entre les hommes et les femmes pour les rotations passives, *Dvořák et al.* ne trouvent pas de différence significative et les différences observées par *Lantz et al.* ne sont significatives que lors des mouvements actifs. De manière générale, les femmes semblent néanmoins présenter des amplitudes de rotation plus importantes⁽¹⁶⁾.

L'absence d'effet de l'âge, quant à lui, ne correspond pas aux données de la littérature. Plusieurs études ont montré une diminution de la mobilité avec l'âge au niveau cervical⁽¹⁶⁾. Au niveau lombaire, *Dvořák et al.*⁽¹⁷⁾ décrivent eux aussi une diminution significative de la mobilité pour les mouvements de rotation, plus marquée à partir de 40 ans. L'incohérence de nos résultats avec ces données est probablement liée à notre échantillon: la fourchette d'âge était limitée (18-30 ans), ne permettant pas de mettre en évidence une évolution de la mobilité. De plus, cette fourchette est située en deçà du seuil défini par *Dvořák et al.*

Enfin, notre étude montre une différence statistiquement significative des amplitudes selon le côté qui ne concorde pas non plus avec les résultats de *Dvořák et al.* qui démontrent une symétrie des rotations gauches et droites. L'asymétrie que nous trouvons pourrait être due à des différences de tonus musculaire (l'asymétrie d'une majeure partie des activités entraînant des variations entre côté dominant et non-dominant, etc.) ou des variations anatomiques dans l'orientation des facettes articulaires par exemple. *Salem et Klein*⁽¹⁸⁾ ont montré une forte asymétrie entre la droite et la gauche pour l'angle de déclinaison ainsi que la courbure des facettes zygapophysiales lombaires dans le plan transversal, tant chez des sujets lombalgiques que non lombalgiques. Ces différences ne permettent pas à la colonne un mouvement équivalent d'un côté à l'autre, que ce soit en rotation axiale ou en latéroflexion. *Masharawi et al.*⁽¹⁹⁾ décrivent eux une asymétrie facettaire dans la région thoracique mais trouvent des orientations semblables entre la gauche et la droite au niveau lombaire, suggérant qu'une asymétrie dans cette région pourrait être considérée comme pathologique. Notre étude ne nous permet pas de distinguer les régions lombaires et thoraciques, mais nous retrouvons

une différence d'amplitude de rotation entre le côté gauche et le côté droit chez des sujets asymptomatiques. Cette asymétrie pourrait donc être indépendante de l'état clinique du patient. La mise en évidence à l'examen clinique d'une asymétrie dans la mobilité vertébrale, souvent utilisée comme critère diagnostique en ostéopathie, ne devrait alors pas être considérée comme un indicateur de pathologie si elle n'est pas associée à d'autres symptômes, tels qu'une douleur.

Très peu d'études ont été menées sur les paramètres viscoélastiques du mouvement de rotation axiale de la colonne. *White et Panjabi*, en se basant sur l'étude de *Yamamoto et al.* ^(15,10), ont décrit des amplitudes de zone neutre de 0,7° par étage dans la région lombaire et 0,4° pour la charnière lombo-sacrée. Au total, cela représente 3,2° de rotation de chaque côté, soit entre 35,5 % et 58 % de l'amplitude totale du mouvement. Ces chiffres sont très inférieurs à nos résultats. Nous mesurons en effet une zone neutre de près de 70 % de l'amplitude totale. Notons cependant que notre mesure regroupe l'ensemble du rachis thoracolombaire, alors que l'équipe de *Yamamoto* s'est concentrée sur la région lombaire. Par ailleurs, ils ont défini la zone neutre comme la déformation résiduelle au retour du mouvement. Dans nos données, cette déformation résiduelle est toujours inférieure à l'amplitude de zone neutre déterminée par régression linéaire de la courbe tension-longueur. De plus, les effets de l'âge, du sexe ou une éventuelle asymétrie gauche-droite n'ont pas été discutés. Enfin, cette étude a été réalisée sur préparations cadavériques de colonnes isolées, incompatibles avec une mesure *in vivo*. Dans une étude comparative, *Scholten et Veldhuizen* ⁽²⁰⁾ montrent en effet que la raideur du tronc entier *in vivo* est dix fois supérieure à celle mesurée sur des colonnes isolées. *Tesh et al.* (1985, cité dans *McGill et al.*, 1994 ⁽¹²⁾) suggèrent par ailleurs que la peau contribue à la résistance à la flexion du tronc et *McGill et al.* ⁽¹²⁾ que les muscles, ainsi que la peau et les viscères, seraient responsables de la tension dans les petites amplitudes de mouvement.

D'après nos recherches, seul *McGill* a déterminé des coefficients de raideur en rotation axiale chez des sujets vivants au niveau lombaire ⁽¹²⁾. Ceux-ci ont été mesurés dans un échantillon d'hommes jeunes asymptomatiques. Ils varient de 0,13 Nm/° au début du mouvement à 0,64 Nm/° dans les grandes amplitudes. Ici aussi, nos résultats diffèrent avec, pour les hommes, un coefficient de raideur moyen de 0,11 Nm/° en zone neutre et 0,48 Nm/° en zone élastique. Quelques différences existent entre les protocoles expérimentaux, pouvant contribuer à ces inégalités : dans l'étude de *McGill*, la mesure est effectuée debout. Le tronc est fixe et la rotation est induite par les pieds. Le moment de force appliqué est augmenté progressivement jusqu'à ce que le sujet demande l'arrêt de la mesure ou que l'amplitude cesse d'augmenter. Les coefficients de raideur sont donnés en fonction de l'amplitude du mouvement, sans considération du moment de force appliqué à ces amplitudes. La force appliquée influence pourtant directement la rigidité des structures. Chez ± 20 % des sujets, le moment de force appliqué a dépassé les 15 Nm auxquels nous nous sommes limités. Cependant, seules les amplitudes atteintes par minimum 50 % des sujets ont été prises en considération.

L'influence des paramètres démographiques sur la raideur de sujets asymptomatiques a été étudiée par *Kumar* ⁽²¹⁾ lors de pres-

sions postéro-antérieures sur les épineuses de vertèbres thoraciques et lombaires. Il n'a démontré aucune différence significative selon l'âge ou le sexe. Il confirme en revanche l'influence du niveau vertébral et de la force appliquée. Cependant, son échantillon est relativement petit (8 femmes et 8 hommes, âgés entre 22 et 47 ans). Avec un échantillon de 192 patients lombalgiques, *Owens et al.* ⁽²²⁾ trouvent une rigidité antéro-postérieure lombaire corrélée à l'âge et significativement supérieure chez les hommes. *Snodgrass et al.* ⁽²³⁾ obtiennent des résultats similaires au niveau du rachis cervical chez des sujets asymptomatiques (N = 67) : la raideur en compression postéro-antérieure de C2 est corrélée à l'âge des sujets et la raideur de C7 dans ce même mouvement est significativement plus élevée chez les hommes. Nous retrouvons cette différence entre les sexes pour l'amplitude de zone neutre et le coefficient de rigidité en zone élastique. Ici encore, la faible représentativité des âges ne nous a pas permis d'étudier l'influence de ce facteur.

La dissipation d'énergie lors d'un mouvement de rotation axiale ne semble avoir été que très peu étudiée. Cette énergie peut être perdue sous forme de chaleur ou de déformation permanente. Pour des mouvements à basse fréquence, elle représenterait principalement la plasticité des tissus ⁽¹⁵⁾. Nous n'avons trouvé aucune donnée dans la littérature sur ce paramètre. À notre connaissance, notre étude serait donc la première à fournir une valeur moyenne de la dissipation d'énergie lors d'un mouvement de rotation axiale de la colonne thoracolombaire.

Bien que ce travail de recherche ait permis d'apporter des données valides, certains aspects du protocole auraient pu être améliorés. Nous avons parlé de l'âge des participants ainsi que de la fixation du bassin et de la ceinture scapulaire. Le relâchement musculaire du participant est également un point important : nous savons que la tonicité des muscles agit directement sur la rigidité du segment mesuré. Il aurait donc été intéressant de vérifier le relâchement du sujet lors des mouvements passifs, par exemple par une mesure électromyographique. Ceci n'était malheureusement pas réalisable dans notre laboratoire. Par ailleurs, il n'a aucunement été pris en considération la latéralité du sujet ou ses activités professionnelles et/ou sportives à caractère asymétrique qui auraient pu influencer les différences gauche-droite. L'axe de rotation du système, bien que placé le plus proche possible de l'axe physiologique du mouvement, n'a pas pu être adapté pour chaque participant et ses spécificités, ce qui a pu causer des biais dans la mesure. Les différences de morphologie telles que l'importance des courbures influent elles aussi sur la rigidité ⁽²⁴⁾, mais n'ont pas été prises en compte. De plus, le cycle respiratoire des sujets n'a pas été contrôlé. Cela a pu induire des différences de volume pulmonaire et de pression intrathoracique et intra-abdominale au moment de la mesure, autant de facteurs qui ont également un impact sur la rigidité ⁽³⁾. D'autre part, la vitesse du mouvement est également déterminante pour l'évaluation de la rigidité et était seulement estimée par l'expérimentateur, sans contrôle ou référence. Enfin, les conditions expérimentales n'étaient pas identiques pour tous les sujets : l'occupation du laboratoire pour d'autres travaux ou par d'autres participants par exemple a fort varié d'un sujet à l'autre et aurait pu modifier leur relâchement ou leur coopération. Les mesures ont été effectuées à différentes heures de la journée, influençant notamment l'état d'hydrata-

tion des disques intervertébraux. Il a été démontré que le maintien d'une position statique pendant une heure augmente la rigidité du rachis chez l'homme⁽²⁴⁾. Le type d'activité effectuée par le sujet avant sa venue au laboratoire a donc également pu influencer la mesure.

Pour aller plus loin, il serait intéressant d'élargir la fourchette d'âge des sujets testés afin d'évaluer de manière plus concrète l'influence du vieillissement sur la rigidité. Ensuite, des études cliniques comparant ces résultats à une population lombalgique ou encore l'évaluation de l'efficacité de différentes techniques et traitements pour modifier ces paramètres pourraient être envisagées.

5. Conclusion

Cette étude apporte une description qualitative du mouvement de rotation axiale de la colonne thoracolombaire à travers l'évaluation de différents paramètres tels que les amplitudes de mouvement – démontrant une mobilité significativement supérieure lors des mouvements passifs – de zone neutre et de zone élastique, les coefficients de rigidité – en moyenne plus élevés chez les hommes –, l'hystérésis caractéristique du comportement viscoélastique et la dissipation d'énergie lors du mouvement, cette dernière étant jusqu'à présent absente de la littérature. Ces données pourront servir de référence pour de prochaines études dans ce domaine.

Par ailleurs, le test de fiabilité de la mesure a mis en évidence une reproductibilité moyenne à bonne en intra-examineurs, mais seulement faible à moyenne en intersessions et faible en inter-examineurs, tant pour le moment de force appliqué que pour l'amplitude mesurée. Ces résultats suggèrent que l'évaluation clinique ainsi que la réévaluation ne peuvent pas se baser uniquement sur l'étude de la mobilité. Celle-ci est en effet trop peu fiable et doit être associée à d'autres symptômes, tels que la douleur par exemple, pour pouvoir être interprétée.

Enfin, une asymétrie physiologique des amplitudes du mouvement de rotation a été constatée chez ces sujets asymptomatiques. Ceci renforce l'idée selon laquelle une différence de mobilité entre les côtés gauche et droit retrouvée à l'examen clinique ne doit pas être considérée comme pathologique si elle n'est pas associée à d'autres symptômes.

Implications pour la pratique

- l'évaluation des amplitudes de mouvement est peu reproductible, elle doit donc être associée à d'autres symptômes pour pouvoir être interprétée.
- Il est recommandé lors de l'examen clinique du patient de faire distinction entre une perception asymétrique de la raideur anatomo-physiologique et celle symptomatique.

Contact

Mathieu Vandevoorde, 12 Rue du Pacifique, 1180 Bruxelles
0032 492 71 98 71, matvdevo@ulb.ac.be

Références

1. Poiraudreau S, Rannou F, Lefevre Colau MM, Boutron I and Revel M. Réadaptation du lombalgique à l'effort: les programmes de restauration fonctionnelle. *La Presse Médicale*. 2004; 33(6): 413-418.
2. Snodgrass SJ, Haskins R and Rivett DA. A structured review of spinal stiffness as a kinesiological outcome of manipulation: its measurement and utility in diagnosis, prognosis and treatment decision-making. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22: 708–723.
3. Hodges P, van den Hoorn W, Dawson A and Cholewicki J. Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42(1): 61–66.
4. Freddolini M, Strike S and Lee RYW. Stiffness properties of the trunk in people with low back pain. *Human Movement Science*. 2014; 36: 70–79.
5. Colloca C and Keller T. Stiffness and neuromuscular reflex response of the human spine to posteroanterior manipulative thrusts in patients with low back pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2001; 24(8): 489–500.
6. Brodeur R and DelRe L. Stiffness of the thoraco-lumbar spine for subjects with and without low back pain. *Journal of the Neuromusculoskeletal System*, 1999; 7(4): 127–133.
7. Latimer J, Lee M, Adams R and Moran CM. An investigation of the relationship between low back pain and lumbar posteroanterior stiffness. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 1996; 19(9): 587–591.
8. Pope MH and Panjabi MM. Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine*. 1985; 10(3): 255–256.
9. Bogduk N. Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum. Londres: Elsevier Churchill Livingstone; 2005.
10. Yamamoto I, Panjabi MM, Crico T, and Oxland T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine*. 1989; 14(11): 1256–1260.
11. Asano S, Kaneda K, Umehara S, and Tadano S. The mechanical properties of the human L4–5 functional spinal unit during cyclic loading. *Spine*. 1971; 17(11): 149–153.
12. McGill S, Seguin J, and Bennett G. Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bending, and axial rotation. Effect of belt wearing and breath holding. *Spine*. 1994; 19(6): 696–704.
13. Koo T and Li M. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*. 2016; 15: 155–163.
14. Snodgrass S, Rivett D, Robertson V and Stojanovski E. A comparison of cervical spine mobilization forces applied by experienced and novice physiotherapists. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2010; 40(7): 392–401.
15. White A and Panjabi MM. *Clinical biomechanics of the spine*. 2nd edition. Philadelphia: J.B. Lippincott company; 1990.
16. Lantz C, Jasper C and Buch D. Clinical validity and stability of active and passive cervical range of motion with regard to total and unilateral uniplanar motion. *Spine*. 1999; 24(11): 1082–1089.
17. Dvořák J, Vajda E, Grob D and Panjabi MM. Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. *European Spine Journal*. 1995; 4(1): 18–23.
18. Salem W and Klein P. Morphologie 3D des articulations zygapophysiales lombaires: comparaison entre un groupe lombalgique et non lombalgique. *La revue de l'ostéopathie*. 2011; 1: 5–12.
19. Masharawi Y, Rothschild B, Dar G, Peleg S, Robinson D, Been E and Herschkovitz I. Facet orientation in the thoracolumbar spine, three-dimensional anatomic and biomechanical analysis. *Spine*. 2004; 29(16): 1755–1763.
20. Scholten PJM and Veldhuizen A.G. The bending stiffness of the trunk. *Spine*. 1986; 11(5): 463–467.
21. Kumar S. Spinal stiffness in asymptomatic subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011; 21: 762–766.

22. Owens E, DeVocht J, Gudavalli R, Wilder D and Meeker W. Comparison of posteroanterior spinal stiffness measures to clinical and demographic findings at baseline in patients enrolled in a clinical study of spinal manipulation for low back pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2007; 30(7): 493–500.
23. Snodgrass S, Rivett D and Robertson V. Measuring the posteroanterior stiffness of the cervical spine. *Manual therapy*. 2008; 13: 520–528.
24. Gombatto S, Klaesner J, Norton B, Minor S and Van Dillen L. Validity and reliability of a system to measure passive tissue characteristics of the lumbar region during trunk lateral bending in people with and people without low back pain. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2008; 45(9): 1415–1429.