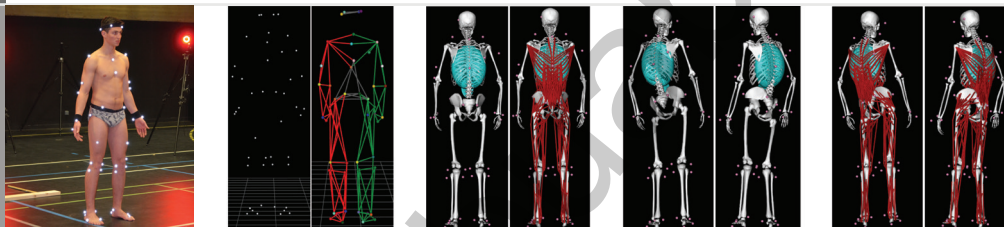


Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept



Mathieu Ménard ^{1,2,3*}

Pierre Chenaut ¹

Ludovic Lancelot ^{1,4}

Paul Vaucher ⁵

Marylène Bourgin ¹

Benoit Bideau ⁶

1 Institut d'Ostéopathie de Rennes, Bruz, France

2 Chercheur associé laboratoire M2S Laboratoire Mouvement Sport Santé (M2S), Bruz, France

3 Ostéopathe, Saint-Gilles-Croix-de-Vie, France

4 Ostéopathe, Bain de Bretagne, France

5 Ostéopathe, enseignant chercheur HES-SO Haute École Spécialisé Suisse Occidentale, Haute École de Santé de Fribourg, Unité de recherche en mobilité et santé de l'appareil locomoteur, Fribourg, Suisse

6 Enseignant-Chercheur, Directeur du laboratoire M2S Laboratoire Mouvement Sport Santé, Bruz, France

*Correspondance
menard.m@io-rennes.fr

Reçu le 26/09/2018

Modifié le 18/03/2019

Accepté le 25/03/2019

Keywords:

Mots clés : test fonctionnel, cinématique musculaire, angles articulaires, diagnostic ostéopathique

Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept

Introduction

La prise en charge des troubles musculo-squelettiques (TMS) non-traumatiques s'appuie essentiellement sur l'anamnèse, les examens cliniques et les examens complémentaires (radiographie, scanner, échographie). Ces examens apportent un état des lieux des dommages articulaires (osseux, ligamentaires, musculaires, etc.) mais ils ne permettent pas d'expliquer toujours les liens avec la douleur ressentie par le patient [1]. De plus, la majorité de ces examens sont réalisés en statique et ne prennent que rarement en compte les variables mécaniques (vitesse, accélération, forces extérieures, etc.) en lien avec le mouvement [2-4]. Associé à cela, la nature subjective de la douleur complexifie l'analyse clinique. Son emplacement ne rend pas forcément compte de la localisation exacte, ni de la nature du problème sous-jacent (complexité des interactions entre les différents systèmes du corps humain, continuité du tissu musculo-squelettique, stratégie de compensation) [5,6]. Ce constat peut expliquer les récurrences très fréquentes en raison probablement de critères d'évaluation non optimaux pour le choix, l'évaluation du traitement et le retour à la pratique professionnelle et/ou sportive [7].

L'une des difficultés est la mesure du mouvement en condition réelle d'activité en identifiant le « tissu » responsable de la douleur (muscle, os, tendon, fascia, etc.) ainsi que les variables mécaniques (allongement musculaire, contrainte, force, etc.) en lien avec l'apparition des troubles fonctionnels [8-10]. Pour autant, identifier ces variables mécaniques objectives demeure l'une des clés dans la compréhension de leurs étiologies [7,11]. Par ce biais, il serait théoriquement possible de relier la douleur (type, localisation, intensité, irradiation, etc.), l'examen clinique (perte de mobilité articulaire, raideur musculaire, spasme musculo-tendineux, contrainte articulaire, etc.), les examens complémentaires (radiographie, IRM et scanner, examens de laboratoire) et les stratégies de prévention, d'entraînement, de rééducation et de traitement mis en place [8,12].

La mesure du mouvement humain est associée à de nombreuses pratiques professionnelles telles que la médecine physique [13-15], la rééducation post opératoire [16,17], l'ergonomie [18-20] ou encore le sport à des fins d'amélioration des performances des athlètes et de prévention du risque de blessure [21,22]. De nouvelles méthodologies sont utilisées pour accéder à la cinématique articulaire (permettant le calcul des angles articulaires) d'un mouvement à partir du placement de marqueurs directement sur le patient et de l'enregistrement du déplacement de ces marqueurs grâce à un système composé de plusieurs caméras infra-rouges [23]. Ces données peuvent être associées à un modèle musculo-squelettique afin d'estimer les angles articulaires puis les longueurs musculaires lors du mouvement évalué [24,25]. Depuis les années 1990, plusieurs auteurs [8,11,26] ont développé des environnements numériques (SIMM, OpenSim, AnyBody) facilitant la création de modèles musculo-squelettiques permettant une nouvelle

approche de l'étude du mouvement humain : la modélisation musculo-squelettique [27]. De nombreux travaux de recherche ont déjà utilisé ce type d'approche pour mieux appréhender le lien entre mouvement et risque de blessure [9,21,28-31].

L'ostéopathie a pour responsabilité comme toute les professions médicales et paramédicales d'offrir une prise en charge basée sur l'état des connaissances scientifiques à un instant donné [32]. Une partie des tests et des techniques employés par les ostéopathes est fondée sur l'expérience de leurs pairs [33-35] ou sur les travaux expérimentaux de quelques précurseurs en ostéopathie [36-38]. À ce jour, les études expérimentales menées sur cette thématique ont montré que ces tests ne sont pas reproductibles mis à part certains tests liés à la reproduction de la douleur [39-41]. Ceci ne remet pas leur efficacité en cause mais ne permet pas une démarche d'évaluation scientifique. Il y a donc un réel besoin de rechercher des déterminants fiables mesurables pour la compréhension et le suivi de la prise en charge ostéopathique permettant de faire des liens entre la douleur locale ressentie par le patient et les informations obtenues grâce aux tests ostéopathiques.

Parmi tous ces tests, le test de la commère est décrit classiquement en ostéopathie pour l'examen des amplitudes de mouvement de la région lombo-pelvienne [32]. Plus spécifiquement ce test est utilisé pour l'examen du mouvement d'inclinaison de la colonne lombaire en réponse à l'inclinaison du pelvis. Plusieurs interrogations sont portées sur ce test. Il est décrit dans de nombreux ouvrages de référence en ostéopathie [32,42] et il est enseigné dans la majorité des instituts en ostéopathie mais il n'est que très peu utilisé en pratique clinique. La difficulté est qu'il repose sur l'observation en trois dimensions du mouvement réalisé simultanément sur plusieurs régions : lombaires, pelvis, hanche et genou du côté du test et du côté opposé. Ce test apparaît complexe de par la difficulté à l'observation d'émettre des indications thérapeutiques mais il apparaît très intéressant du point de vue biomécanique afin d'étudier en 3D les stratégies articulaires et musculaires mise en jeu en présence ou non d'une douleur.

Cette étude préliminaire propose, à partir de l'analyse d'un cas, de tester le potentiel d'une approche méthodologique visant à estimer la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors de la réalisation du test de la commère.

Matériels et Méthode

Participant

Cette étude est une analyse de cas. Les caractéristiques du participant sont les suivantes : âgé de 32 ans (masse 75 kg, taille 1,87 m), sans antécédents traumatiques, ne présentant pas de TMS et pratiquant le triathlon en compétition depuis 10 ans (~15 heures de pratique sportive par semaine).

Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept

Matériels

Un système optoélectronique composé de 25 caméras (MX T40 cameras, Nexus 1.8.5 software, Vicon Motion Analysis Inc., Oxford, UK) a été utilisé pour collecter la cinématique articulaire en trois dimensions dans un gymnase dédié à l'analyse du mouvement (précision ~ 1 mm). Ces caméras sont équipées de diodes entourant les objectifs qui émettent un rayonnement stroboscopique infrarouge (figure 1).

L'utilisation d'un filtre rend les caméras sensibles uniquement à la longueur d'onde compatible au repérage des marqueurs positionnés sur l'athlète. Ce système permet de collecter les coordonnées des marqueurs au cours du mouvement. La fréquence d'échantillonnage est de 200 Hz. Les données issues de l'enregistrement sont ensuite traitées via le logiciel Nexus (Nexus 1.8.5 software, Vicon Motion Analysis Inc., Oxford, UK). Pour cela, 49 marqueurs réfléchissants ont été disposés sur le participant en respectant les recommandations de l'*International Society of Biomechanics* [43,44] comme illustré sur la figure 2.

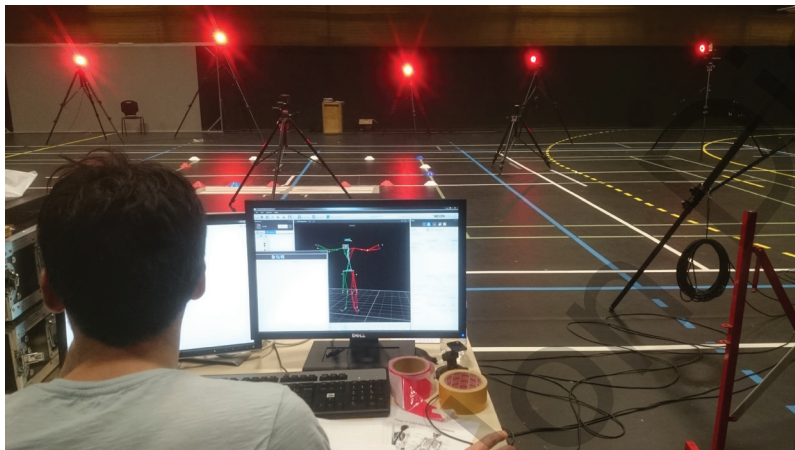


Figure 1.— Gymnase du laboratoire Mouvement Sport Santé (M2S) dédié à l'analyse du mouvement où sont disposés les caméras infra-rouges permettant la collecte des coordonnées des marqueurs au cours du mouvement.



Figure 2.— Illustration du placement des marqueurs spécifiquement sur des repères anatomiques osseux.

Protocole d'étude

Préalablement, une démonstration du test est effectuée à l'athlète (plusieurs répétitions avant l'enregistrement, même procédure utilisée en consultation). Initialement le patient est debout en position anatomique (position neutre). Il est alors demandé de déplacer son poids entièrement sur un membre inférieur en fléchissant son genou du côté du test avec une décharge de l'autre membre tout en conservant le contact avec le sol [32]. Le participant doit alors basculer son poids d'une jambe à l'autre en repassant par la position neutre. Pour les mesures, le participant se place ensuite au centre du champ de capture des caméras infra-rouges (figure 3).



Figure 3.— Set de marqueurs placés sur l'athlète et premier enregistrement en position statique.

La première étape comprend un premier enregistrement des coordonnées des marqueurs placés sur l'athlète en position anatomique de référence (position statique). La deuxième étape comprend un enregistrement du mouvement réalisé lors du test de la commère. Le participant réalise le test de la commère à droite (coté du déplacement du poids du corps), il revient à la position de départ (position anatomique de référence) puis il effectue le test à gauche.

Analyse des données

Les données ont été analysées à l'aide du logiciel Nexus (Nexus 1.8.5 software) et du logiciel OpenSim [11]. Quatre étapes sont utilisées dans cette étude pour accéder à la cinématique articulaire (angles) et musculaire (longueurs musculaires) : (1) Reconstruction des données mesurées, (2) Mise à l'échelle, (3) Estimation des angles articulaires et (4) Estimation des longueurs musculaires (figure 4).

Le modèle musculo-squelettique

Les données cinématiques enregistrées sont associées à un modèle musculo-squelettique développé sur la base des

Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept

modèles originaux développés par Delp [12] et modifié Raabe et Chaudhari [30]. Ce modèle (*figure 4 et 5*) inclut 21 segments, 30 degrés de liberté et 324 muscles. Chaque membre inférieur est constitué de cinq degrés de liberté : trois pour la hanche, un pour le genou et un pour la cheville. Au niveau lombaire et du pelvis, le modèle est constitué de trois degrés de liberté. Chaque membre supérieur est constitué de cinq degrés de liberté : trois pour l'épaule, un pour le coude et un pour le poignet. Ce modèle a été modifié pour correspondre à la tâche demandée au sujet. En effet, les amplitudes maximales d'inclinaison du rachis lombaire par rapport au pelvis du modèle étaient limitées à 25° car le modèle était essentiellement utilisé pour la marche et la course à pied. Les amplitudes maximales d'inclinaisons

lombaires ont été augmentées permettant une inclinaison bilatérale de 60°.

La mise à l'échelle

Le modèle utilisé est issu d'un modèle générique construit à partir des données obtenues sur des cadavres et grâce à l'imagerie médicale [11]. Les longueurs des segments osseux et des muscles sont propres à ce modèle. Il est important de personnaliser le modèle à partir des données anthropométriques et musculaires propres au patient. Pour obtenir ces informations, il est nécessaire d'avoir recours à des méthodes invasives ou à l'imagerie médicale telle que l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) [45,46]. Ces méthodes de personnalisation nécessitent l'utilisation d'un matériel coûteux, peu disponible et irradiant. Une méthode alternative est d'utiliser les coordonnées des marqueurs pour personnaliser le modèle. En analysant les distances entre les marqueurs positionnés sur des repères anatomiques de référence et les marqueurs inclus dans le modèle, la procédure de mise à l'échelle permet le calcul de facteurs permettant l'ajustement des longueurs segmentaires et des insertions musculaires [11]. De plus, une mise à l'échelle de la masse et des propriétés inertielles des segments est effectuée à partir de la masse totale du sujet en conservant les ratios du modèle de base.

Estimations des angles articulaires

A partir des coordonnées des marqueurs et du modèle mis à l'échelle, les angles articulaires sont calculés au cours du mouvement demandé au patient. Ces derniers sont calculés à partir d'une procédure de cinématique inverse décrite d'après les travaux de Delp *et al.* [8] et implémenté dans le logiciel OpenSim [11]. Cette procédure minimise les erreurs liées aux différences de position entre les marqueurs expérimentaux (placés sur le participant) et les marqueurs du modèle utilisé. Les angles

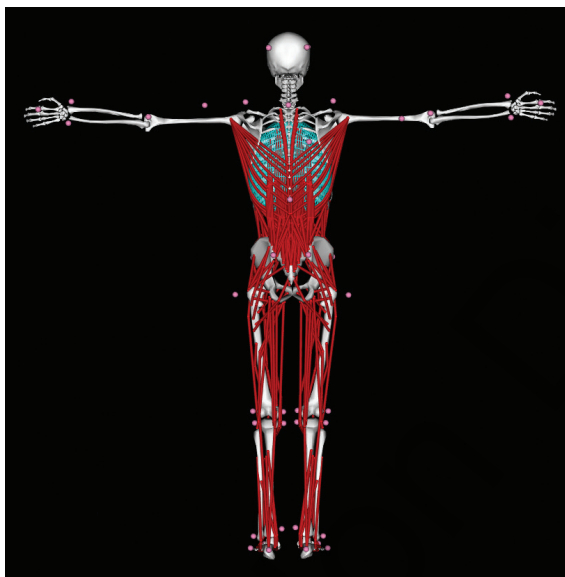


Figure 4.— Méthodologie utilisée dans cette étude pour estimer la cinématique articulaire et musculaire lors du test de la commère.

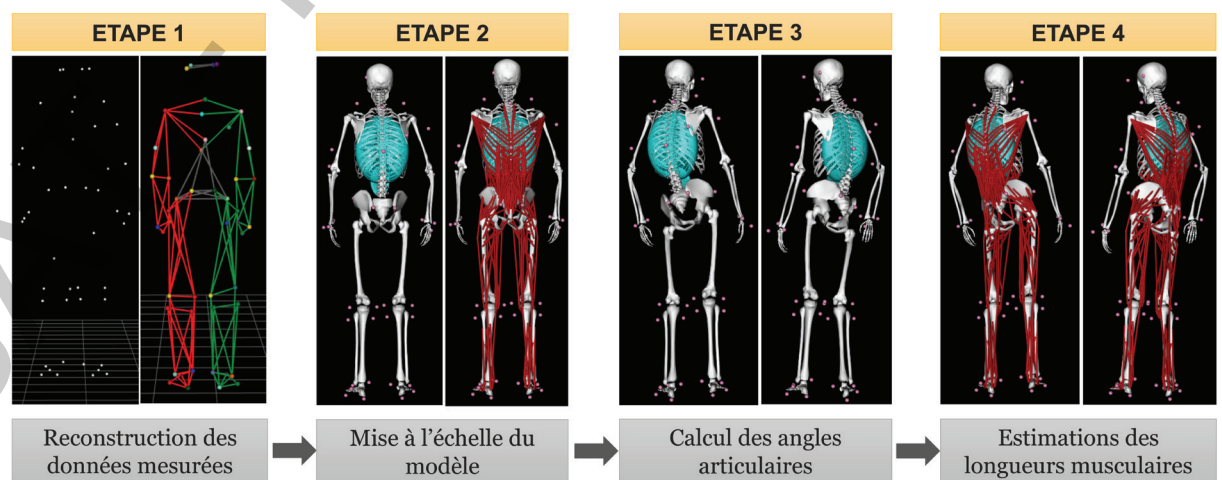


Figure 5.— Modèle musculo-squelettique développé par Raabe et Chaudhari [41] et utilisé dans cette étude.

Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept

Tableau I.— Amplitudes articulaires estimées lors du test de la commère (à droite, à gauche).

Articulations et mouvements effectués	Amplitudes articulaires (°)	
	Test à droite	Test à gauche
Pelvis		
Flexion	11,4	11,8
Inclinaison homolatérale	21,7	28,1
Rotation controlatérale	17,9	11,9
Lombaires		
Extension	4,7	9,1
Inclinaison controlatérale	18,2	24,8
Rotation homolatérale	17,8	7,8
Homolatéral		
Hanche		
Flexion	23,6	36,7
Abduction	23,4	28,2
Rotation externe	11,6	3,9
Genou		
Flexion	42,9	52,1
Cheville		
Flexion	22,5	24,9
Controlatéral		
Hanche		
Flexion	14,1	16,5
Adduction	18,2	25,5
Rotation interne	19,7	14,6
Genou		
Flexion	10,0	5,8
Cheville		
Flexion	2,9	3,2

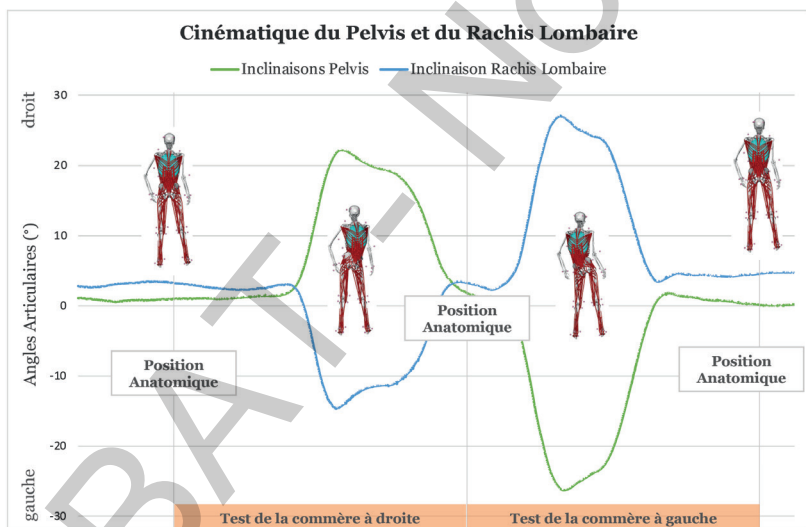


Figure 6.— Cinématique du pelvis (vert) et du rachis lombaire (bleu) en inclinaison lors du test de la commère à droite et à gauche.

articulaires évalués dans cette étude sont rapportés dans la partie Résultats (tableau I).

Estimations des longueurs musculaires

À partir du modèle mise à l'échelle et des données cinématiques enregistrées lors du mouvement, les longueurs musculaires des muscles constituant le modèle ont été estimées au cours du mouvement et normalisées par rapport à la position initiale anatomique. Dans le cadre de cette étude, les longueurs musculaires des muscles piriformes droit et gauche ont été rapportées pour illustrer la méthodologie.

Résultats

Cette étude préliminaire propose une analyse biomécanique descriptive du test de la commère pour un participant. Au cours du mouvement, l'amplitude du mouvement de chacun des degrés articulaires est estimée en normalisant la valeur maximale de l'angle obtenu par rapport à l'angle minimal en position anatomique de départ. Cette procédure permet de prendre en compte la valeur de chacun des angles en fonction de la position anatomique. Exemple : l'angle de flexion/extension du genou n'est pas forcément à 0° au début du mouvement (en position anatomique). Il est possible que le genou soit légèrement en flexion de 10°. Ainsi, si l'angle maximal de flexion du genou est de 30° au cours du test de la commère à droite, l'amplitude articulaire du genou droit sera de 20° en flexion.

Le tableau I présente les amplitudes articulaires des articulations lombaires, bassin, hanche, genou et cheville au cours du test de la commère, à droite et à gauche. Pour les articulations du membre inférieur, les amplitudes articulaires des articulations homolatérales et controlatérales au mouvement sont rapportées.

La méthodologie mise en place permet aussi d'observer l'évolution de chacun des angles au cours du mouvement et de confronter la cinématique d'une articulation par rapport à une autre. En prenant pour exemple la cinématique du pelvis et du rachis lombaire au cours du test (figure 6), les résultats montrent que lors du test de la commère à droite, l'amplitude de mouvement est moins importante sur les degrés de liberté suivant : inclinaison droite du pelvis (~23 %) et sur l'inclinaison gauche du rachis lombaire (~27 %) en comparaison du même test réalisé à gauche.

Discussion

La diminution de la mobilité du complexe lombo-pelvien en inclinaison peut être une variable importante mesurable qui pourrait être mise en lien avec une douleur ou des antécédents traumatiques. Bien entendu, ce type d'analyse ne permet pas de déterminer la cause de cette hypomobilité. Cependant, en corroborant ces informations à d'autres

Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept

observations cliniques, le clinicien pourrait alors identifier des contraintes mécaniques sur une articulation résultant d'une mauvaise intégration fonctionnelle dynamique de plusieurs articulations. Son but serait alors de restaurer une dynamique fonctionnelle limitant les contraintes sur l'articulation douloureuse.

La méthodologie présentée diminue la subjectivité de l'interprétation visuelle et tente d'objectiver une diminution de la mobilité d'un ou de plusieurs degrés de mobilité d'une articulation ou de détecter des asymétries articulaires entre un côté/par rapport à un autre comme précédemment rapporté dans de nombreuses études utilisant cette méthodologie [10,30,47]. Cette méthodologie est complémentaire de la routine de tests réalisée par les ostéopathes et permet d'envisager une évaluation objective de l'effet immédiat ou à long terme du traitement ostéopathique. La perspective est aussi du point de vue de la compréhension de certains pathomécanismes grâce à l'estimation de données non mesurables en mouvement telles que les longueurs musculaires comme précédemment étudié pour l'étude de la prévalence des blessures aux ischio-jambiers par exemple [7,48,49]. Ainsi, comment évolue la cinématique musculaire d'un muscle tel que le piriforme, muscle important dans la cinématique du complexe lombo-pelvien, dans le cas de lombalgie chronique ou de lombalgie avec irradiation sur le trajet du nerf sciatique ? L'analyse des amplitudes articulaires peut donc être couplée à l'analyse des longueurs musculaires (figure 7). Les résultats de l'analyse pour cet athlète montrent que lors du test à droite, le piriforme gauche (controlatéral au mouvement) subit un allongement plus important (au-delà de sa longueur musculaire de repos) que le piriforme droit lors du test de la commère à gauche (controlatéral au mouvement). La rotation interne

de la hanche controlatérale au mouvement (gauche) est plus importante (~ 26 %) lors du test à droite et entraîne un allongement excessif (~ 20 % au-dessus de la longueur initiale du muscle). Comme dans la situation précédente, ce résultat ne montre pas pourquoi la rotation interne de la hanche gauche est plus importante que celle de la hanche droite et les tests spécifiques ostéopathiques permettront d'émettre une hypothèse quant à ce dysfonctionnement.

La cinématique musculaire ou l'analyse de l'évolution des longueurs musculaires, étroitement liée à la cinématique articulaire, permet de mieux appréhender la notion de perte de mobilité et son retentissement sur les longueurs musculaires des muscles sollicités [49]. Ainsi ce type d'analyse individuelle (mise à l'échelle du modèle) permet de renseigner le clinicien sur les asymétries articulaires et musculaires propres à l'athlète ainsi que sur les déterminants biomécaniques (angles articulaires, longueurs musculaires, etc.) à améliorer avant un retour sur le terrain par exemple.

L'utilisation des outils de mesure pour l'analyse du mouvement est donc une perspective innovante pour la recherche en ostéopathie. Il est possible d'accéder à des valeurs mesurables complémentaires aux tests spécifiques ostéopathiques. La formation en ostéopathie apporte les outils théoriques et techniques permettant la prise en charge des TMS. Cependant la compréhension du lien entre les causes de survenue des blessures et l'orientation de la prise en charge reste parfois difficile. Par ailleurs, l'utilisation de ces outils peut être pertinente pour l'élaboration de protocoles de recherche basés sur les méthodologies scientifiques utilisées dans cette discipline et ainsi proposer aux étudiants et aux professionnels un regard scientifique critique sur les démarches thérapeutiques enseignées mais aussi de les initier à l'utilisation de nouveaux outils permettant l'évaluation de leur pratique future et la conception de nouveaux protocoles de recherche [50].

Plusieurs expérimentations seront nécessaires pour évaluer la reproductibilité et la fiabilité du test de la commère. La création d'une base de données avec les valeurs moyennes des angles articulaires pour différents types de population est envisagée afin de proposer des recommandations concernant les résultats obtenus à ce test. Cependant, la méthodologie utilisée s'expose à plusieurs limites. L'utilisation d'un modèle générique confère les mêmes caractéristiques anthropométriques et musculaires pour tous les sujets. Or les caractéristiques musculaires sont propres à chaque individu notamment la condition physique et la musculature naturelle variant entre les sujets. L'ajustement par la mise à l'échelle a de nombreuses limites (erreurs possibles sur le placement des marqueurs, différences individuelles anatomiques, masses molles) [51-53] mais malgré tout un ajustement imparfait a été rapporté préférable à aucun ajustement [54-56]. L'approche présuppose également que l'équilibre musculo-squelettique optimal réside dans la symétrie de la dynamique articulaire sans nécessairement

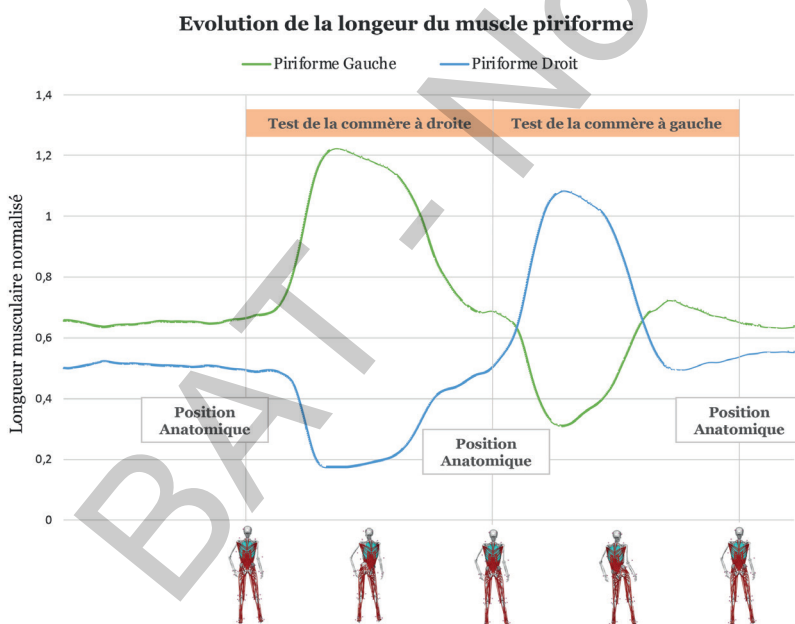


Figure 7— Cinématique du pelvis (vert) et du rachis lombaire (bleu) en inclinaison lors du test de la commère. Évolution de la longueur musculaire des muscles piriforme droit et gauche durant le test.

Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept

prendre en considération que les asymétries pourraient être physiologiques [57,58] et qu'il pourrait exister des différences anatomiques irréversibles justifiant une physiologie articulaire légèrement différente d'un côté à l'autre ce qui a été évoqué au niveau de la jonction lombo-sacrée [59,60], de l'articulation sacro-iliaque [61] et de la hanche [62].

La perspective d'accéder au-delà des longueurs musculaires aux forces articulaires (forces musculaires et forces de contact interosseux) mise en jeu lors du mouvement est un atout important pour le clinicien afin d'améliorer la compréhension de l'origine de la douleur [21,31,63]. Certaines études médicales *in vivo* utilisent des dispositifs micro-invasifs insérés dans les tendons [64,65] ou des dispositifs à ultrasons [66,67] mais ils nécessitent plusieurs actes médicaux invasifs et ne peuvent donc pas être réalisés en routine dans l'évaluation clinique d'un patient. D'autres perspectives s'orientent vers une association entre les données externes mesurables directement sur le patient et les données provenant d'autres systèmes de mesure comme l'échogra-

phie ou l'IRM par exemple [68,69] afin de personnaliser de façon plus spécifique le modèle musculo-squelettique.

Conclusion

L'intervention en amont, et notamment dans la mesure objective des tests fonctionnels utilisés en ostéopathie est une étape nécessaire et première pour l'étude subséquente de l'impact des techniques ostéopathiques. Pour cela, les outils utilisés en biomécanique apportent une meilleure compréhension du fonctionnement du système musculo-squelettique. Cette approche permettrait également de proposer des hypothèses sur certains mécanismes à l'origine de la survenue des blessures et une évaluation objective de l'effet d'une prise en charge avant le retour à la pratique sportive ou professionnelle. Ainsi le développement des collaborations entre cliniciens et biomécaniciens est un véritable enjeu médical et scientifique qui participera à la reconnaissance de la prise en charge complémentaire en ostéopathie.

Références

1. Lewis J, O'Sullivan P. Is it time to reframe how we care for people with non-traumatic musculoskeletal pain? *Br J Sports Med.* déc 2018;52(24):1543-4.
2. Blondel B, Schwab F, Patel A, Demakakos J, Moal B, Farcy JP, et al. Sacro-femoral-pubic angle: a coronal parameter to estimate pelvic tilt. *European Spine Journal.* avr 2012;21(4):719-24.
3. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *British journal of sports medicine.* 2005;39(6):324-329.
4. Finch C. A new framework for research leading to sports injury prevention. *Journal of Science and Medicine in Sport.* 2006;9(1):3-9.
5. Chaitow L. New evidence of a dynamic fascial maintenance and self-repair process. *Journal of Bodywork and Movement Therapies.* 1 oct 2016;20(4):701-3.
6. Schache AG, Dorn TW, Blanch PD, Brown NA, Pandy MG. Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(4):647-58.
7. Thelen DG, Chumanov ES, Sherry MA, Heiderscheid BC. Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains. *Exercise and sport sciences reviews.* 2006;34(3):135-141.
8. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* nov 2007;54(11):1940-50.
9. Donnelly CJ, Lloyd DG, Elliott BC, Reinbolt JA. Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: Implications for ACL injury risk. *Journal of Biomechanics.* 11 mai 2012;45(8):1491-7.
10. Kim HK, Zhang Y. Estimation of Lumbar Spinal Loading and Trunk Muscle Forces during Asymmetric Lifting Tasks: Application of Whole-body Musculoskeletal Modelling in OpenSim. *Ergonomics.* 18 mai 2016;1-24.
11. Seth A, Hicks JL, Uchida TK, Habib A, Dembia CL, Dunne JJ, et al. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLOS Computational Biology.* 26 juill 2018;14(7):e1006223.
12. Delp SL. Computer modeling of movement abnormalities and their surgical corrections. *Gait & Posture.* juin 1995;3(2):106.
13. Delacroix S, Hasdenteufel D, Legrand N, Chèze L, Lavigne A. Effets d'une orthèse plantaire biomécanique chez un cycliste souffrant d'un syndrome de la bandelette iliotibiale. *Science & Sports.* déc 2009;24(6):281-7.
14. Debril JF, Pudlo P, Simoneau E, Gorce P, Lepoutre FX. A method for calculating the joint coordinates of paraplegic subjects during the transfer movement despite the loss of reflective markers. *International Journal of Industrial Ergonomics.* mars 2011;41(2):153-66.
15. Blanch P. Conservative management of shoulder pain in swimming. *Physical Therapy in Sport.* août 2004;5(3):109-24.
16. Arnold AS, Asakawa DJ, Delp SL. Erratum to 'Do the hamstrings and adductors contribute to excessive internal rotation of the hip in persons with cerebral palsy?' [*Gait & Posture* 11 (2000) 181-190]. *Gait & Posture.* sept 2000;12(1):81.
17. Arnold AS, Asakawa DJ, Delp SL. Do the hamstrings and adductors contribute to excessive internal rotation of the

Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept

- hip in persons with cerebral palsy? *Gait & Posture*. juin 2000;11(3):181-90.
18. Christiaans HH, Bremner A. Comfort on bicycles and the validity of a commercial bicycle fitting system. *Applied ergonomics*. 1998;29(3):201-211.
 19. Pontonnier C. Simulation mécanique pour l'analyse ergonomique des postes de travail: cas du coude et de l'avant-bras [Internet]. Université Rennes 1; 2010 [cité 28 févr 2014]. Disponible sur: <http://hal.inria.fr/tel-00538688/>
 20. Garside I, Doran DA. Effects of bicycle frame ergonomics on triathlon 10-km running performance. *J Sports Sci*. oct 2000;18(10):825-33.
 21. Ménard M, Domalain M, Decatoire A, Lacouture P. Influence of saddle setback on knee joint forces in cycling. *Sports Biomech*. 19 juin 2018;1-13.
 22. Cazzola D, Holsgrove TP, Preatoni E, Gill H, Trewartha G. Cervical Spine Injuries: a novel musculoskeletal model for the analysis of spinal loading. *PLoS ONE* [Internet]. 2016 [cité 2 mai 2016]; Disponible sur: <http://opus.bath.ac.uk/50096/>
 23. Begon M, Lacouture P. Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif: Partie 1 : modèles, leurs caractéristiques et leur validation. *Science & Motricité*. 2005;(54):11-33.
 24. Begon M, Colloud F, Fohanno V, Bahuaud P, Monnet T. Computation of the 3D kinematics in a global frame over a 40 m-long pathway using a rolling motion analysis system. *Journal of Biomechanics*. 11 déc 2009;42(16):2649-53.
 25. Begon M, Lacouture P. Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif.: Partie 2 : estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette. *Science & Motricité*. 23 juin 2010;(55):35-60.
 26. Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, Surma E, de Zee M. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*. nov 2006;14(8):1100-11.
 27. Hicks J, Uchida T, Seth A, Rajagopal A, Delp SL. Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement. 2014;
 28. Senteler M, Weisse B, Rothenfluh DA, Snedeker JG. Intervertebral reaction force prediction using an enhanced assembly of OpenSim models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 3 avr 2016;19(5):538-48.
 29. Reinbolt JA, Seth A, Delp SL. Simulation of human movement: applications using OpenSim. *Procedia IUTAM*. 2011;2:186-98.
 30. Raabe ME, Chaudhari AMW. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *Journal of Biomechanics*. 3 mai 2016;49(7):1238-43.
 31. Lerner ZF, DeMers MS, Delp SL, Browning RC. How tibiofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral contact forces. *Journal of Biomechanics*. 26 févr 2015;48(4):644-50.
 32. Chila AG. *Foundations of Osteopathic Medicine*. Lippincott Williams & Wilkins; 2010. 1152 p.
 33. Magoun HI, Sutherland WG. *Osteopathy in the cranial field*. Sutherland Cranial Teaching Foundation; 1951.
 34. Still AT. *Osteopathy, research and practice*. The author; 1910.
 35. Sutherland WG, Wales AL. *Teachings in the Science of Osteopathy*. Sutherland Cranial Teaching Foundation; 1990.
 36. Denslow J. Pathophysiologic evidence for the osteopathic lesion: the known, unknown, and controversial. The principles of palpatory diagnosis and manipulative technique Newark (Ohio): American Academy of Osteopathy. 1989;134-8.
 37. Korr IM. Somatic dysfunction, osteopathic manipulative treatment, and the nervous system: a few facts, some theories, many questions. *The Journal of the American Osteopathic Association*. févr 1986;86(2):109-14.
 38. Van Buskirk RL. Nociceptive reflexes and the somatic dysfunction: a model. *The Journal of the American Osteopathic Association*. sept 1990;90(9):792-4, 797-809.
 39. Basile F, Petracca M, Scionti R. Diagnostic reliability of osteopathic tests: a systematic review. *International Journal of Osteopathic Medicine* [Internet]. [cité 14 mars 2017]; Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746068917300524>
 40. Degenhardt BF, Johnson JC, Brooks WJ, Norman L. Characterizing Adverse Events Reported Immediately After Osteopathic Manipulative Treatment. *J Am Osteopath Assoc*. 1 mars 2018;118(3):141-9.
 41. Vaucher P. Questioning the rationality of clinical osteopathic tests : future perspectives for research. *Mains Libres*. 2016;33(1):33-7.
 42. Liem T, Dobler TK, Pech G, Prudhomme C. *Guide d'ostéopathie : Techniques pariétales*. Paris: Maloine; 2004. 598 p.
 43. Wu G, van der Helm F, Veeger H, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*. mai 2005;38(5):981-92.
 44. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech*. avr 2002;35(4):543-8.
 45. Jolivet E, Dion E, Rouch P, Dubois G, ChARRIER R, Payan C, et al. Skeletal muscle segmentation from MRI dataset using a

Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept

- model-based approach. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*. 3 juill 2014;2(3):138-45.
46. Vasavada AN, Lasher RA, Meyer TE, Lin DC. Defining and evaluating wrapping surfaces for MRI-derived spinal muscle paths. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(7):1450-7.
 47. Beaucage-Gauvreau E, Robertson WSP, Brandon SCE, Fraser R, Freeman BJC, Graham RB, et al. Validation of an OpenSim full-body model with detailed lumbar spine for estimating lower lumbar spine loads during symmetric and asymmetric lifting tasks. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 4 févr 2019;1-14.
 48. Thelen DG, Chumanov ES, Best TM, Swanson SC, Heiderscheidt BC. Simulation of Biceps Femoris Musculotendon Mechanics during the Swing Phase of Sprinting: *Medicine & Science in Sports & Exercise*. nov 2005;37(11):1931-8.
 49. Arnold AS, Liu MQ, Schwartz MH, Öunpuu S, Delp SL. The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. *Gait & Posture*. avr 2006;23(3):273-81.
 50. Ménard M, Vaucher P, Mhadhbi H, Bideau B, Bourgin M. Modélisation du système musculo-squelettique : Implications cliniques, prévention des blessures et perspectives pour la recherche en ostéopathie. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2019;(2645):1-11.
 51. Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*. févr 2005;21(2):226-37.
 52. Martelli S, Valente G, Viceconti M, Taddei F. Sensitivity of a subject-specific musculoskeletal model to the uncertainties on the joint axes location. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 26 oct 2015;18(14):1555-63.
 53. Chèze L. Influence of the calculation methods and the measurement errors on joint rotations. *Journal of Biomechanics*. juill 1998;31(1):149.
 54. Lund ME, de Zee M, Andersen MS, Rasmussen J. On validation of multibody musculoskeletal models. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 25 janv 2012;226(2):82-94.
 55. Marra MA, Vanheule V, Fluit R, Koopman BH, Rasmussen J, Verdonshot N, et al. A Subject-Specific Musculoskeletal Modeling Framework to Predict In Vivo Mechanics of Total Knee Arthroplasty. *J Biomech Eng*. 1 févr 2015;137(2):020904.
 56. Modenese L, Ceseracciu E, Reggiani M, Lloyd DG. Estimation of musculotendon parameters for scaled and subject specific musculoskeletal models using an optimization technique. *Journal of Biomechanics* [Internet]. nov 2015 [cité 25 nov 2015]; Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929015006363>
 57. MacedoRibeiro AF, Bergmann A, Lemos T, Pacheco AG, Mello Russo M, Santos de Oliveira LA, et al. Reference Values for Human Posture Measurements Based on Computerized Photogrammetry: A Systematic Review. *J Manipulative Physiol Ther*. avr 2017;40(3):156-68.
 58. Ferreira EA, Duarte M, Maldonado EP, Bersanetti AA, Marques AP. Quantitative assessment of postural alignment in young adults based on photographs of anterior, posterior, and lateral views. *J Manipulative Physiol Ther*. août 2011;34(6):371-80.
 59. Mahato NK. Facet dimensions, orientation, and symmetry at L5-S1 junction in lumbosacral transitional States. *Spine*. 20 avr 2011;36(9):E569-573.
 60. Mahato NK. Pars Inter-Articularis and Lamina Morphology of the Terminal Lumbar Vertebra in Lumbosacral Transitional Variations. *N Am J Med Sci*. juin 2013;5(6):357-61.
 61. Vogler JB, Brown WH, Helms CA, Genant HK. The normal sacroiliac joint: a CT study of asymptomatic patients. *Radiology*. mai 1984;151(2):433-7.
 62. Young EY, Gebhart JJ, Bajwa N, Cooperman DR, Ahn NU. Femoral head asymmetry and coxa magna: anatomic study. *J Pediatr Orthop*. juin 2014;34(4):415-20.
 63. DeMers MS, Pal S, Delp SL. Changes in tibiofemoral forces due to variations in muscle activity during walking. *Journal of Orthopaedic Research*. juin 2014;32(6):769-76.
 64. LaPrade RF, Tso A, Wentorf FA. Force Measurements on the Fibular Collateral Ligament, Popliteofibular Ligament, and Popliteus Tendon to Applied Loads. *Am J Sports Med*. 10 janv 2004;32(7):1695-701.
 65. Fleming BC, Beynonn BD. In vivo measurement of ligament/tendon strains and forces: a review. *Ann Biomed Eng*. mars 2004;32(3):318-28.
 66. Dick TJ, Arnold AS, Wakeling JM. Quantifying Achilles Tendon Force In Vivo from Ultrasound Images. *Journal of Biomechanics* [Internet]. 2016 [cité 13 août 2016]; Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929016308405>
 67. Takahashi KZ, Gross MT, Werkhoven H van, Piazza SJ, Sawicki GS. Adding Stiffness to the Foot Modulates Soleus Force-Velocity Behaviour during Human Walking. *Scientific Reports*. 15 juill 2016;6:29870.
 68. Blemker SS, Asakawa DS, Gold GE, Delp SL. Image-based musculoskeletal modeling: Applications, advances, and future opportunities. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. févr 2007;25(2):441-51.
 69. Gerus P, Rao G, Berton E. Ultrasound-based subject-specific parameters improve fascicle behaviour estimation in Hill-type muscle model. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2015;18(2):116-123.

Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept

Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept

Résumé

Introduction : À ce jour, les études expérimentales menées sur l'évaluation des tests utilisés en ostéopathie ont montré qu'ils sont peu reproductibles mis à part certains tests liés à la reproduction de la douleur. Le test de la commère, décrit classiquement en ostéopathie, permet d'accéder aux mobilités articulaires du complexe lombo-pelvien et les nouvelles méthodologies d'analyse du mouvement envisagent une exploration précise et objective de ces variables.

Objectif : Cette étude de preuve de concept, à partir de l'analyse d'un cas, vise à tester le potentiel de modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombo-sacro-ilio-coxale lors de la réalisation du test de la commère.

Méthode : Un système optoélectronique composé de 25 caméras a été utilisé pour collecter la cinématique articulaire en trois dimensions d'un triathlète lors de la réalisation du test de la commère. A partir des coordonnées des marqueurs, une approche de modélisation musculo-squelettique a été utilisée pour estimer les angles articulaires du complexe lombo-sacro-ilio-coxal ainsi que les longueurs musculaires des principaux muscles de cette région.

Résultats : La procédure a permis d'identifier des mouvements asymétriques entre la manœuvre gauche et la manœuvre droite autant du point de vue de la cinématique articulaire que de la cinématique musculaire.

Conclusion : La mesure objective des tests fonctionnels utilisés en ostéopathie est une étape nécessaire pour l'étude subséquente de l'impact des techniques ostéopathiques. Pour cela, les outils utilisés en biomécanique apportent une meilleure compréhension du fonctionnement du système musculo-squelettique.

Conflits d'intérêts : les auteurs déclarent n'avoir aucun conflit d'intérêt en lien avec cet article.