

Analyse biomécanique du complexe lombo-pelvi-fémoral lors du test d'inclinaison unilatérale du bassin : étude pilote sur des triathlètes

Biomechanical analysis of the lumbar-pelvic-femoral complex during the one-sided tilt test: a pilot study in triathletes

MATHIEU MÉNARD^{1,2}, (DO, PhD), PAUL VAUCHER³ (DO, PhD), PIERRE CHENAUT¹, (MSC, DO), LUDOVIC LANCELOT¹, (DO), LAUNAY FRANCOIS¹, (DO), MARYLÈNE BOURGIN¹, (DO), BENOIT BIDEAU², (PhD)

- 1) Institut d'Ostéopathie de Rennes, campus de Ker Lann, Bruz, France
- 2) Laboratoire Mouvement Sport Santé (M2S), campus de Ker Lann, Bruz, France
- 3) HES-SO Haute École Spécialisé Suisse Occidentale, Haute École de Santé de Fribourg, Unité de recherche en mobilité et santé de l'appareil locomoteur, Rue des Arsenaux 12a, Fribourg, Suisse

Les auteurs déclarent n'avoir aucun conflit d'intérêt dans la réalisation de cette étude.

Article reçu en mai 2019, accepté en août 2019.

Keywords

functional test, osteopathic diagnosis, kinematic analysis, lumbo-pelvic dynamics

Mots clés

tests fonctionnels, diagnostic ostéopathique, analyse cinématique, mouvements lombo-pelviens

Abstract

Introduction: The evaluation of the risk of low back pain remains complex as it lacks evidence-based recommendations and a reliable functional test. The one-sided tilt test can provide additional information on the dynamics of the lumbo-pelvic complex. However, little is known about the expected movement. This study aims to identify different patterns of movement during the test in a healthy population of triathletes and provide preliminary normative values.

Method: Twenty-two asymptomatic triathletes were instructed to perform the right and left one-sided tilt test. Three-dimensional kinematics were obtained from a 24-camera motion analysis system. This made it possible to model the range of motions of the torso, the pelvis, the hips and the knees

Résumé

Introduction: L'évaluation du risque de lombalgie demeure complexe, car elle manque de recommandations fondées sur des données probantes et de tests fonctionnels fiables. Le test d'inclinaison unilatérale du bassin propose une analyse dynamique du complexe lombo-pelvi-fémoral. Il n'existe cependant pas de description quantitative du mouvement attendu chez une population asymptomatique de triathlètes. Cette étude vise à identifier et à différencier des schémas de mouvement du complexe lombo-pelvi-fémoral lors du test et d'en fournir des premières valeurs normatives.

Méthode: Vingt-deux triathlètes asymptomatiques ont reçu l'instruction d'effectuer le test d'inclinaison latérale du bassin de manière bilatérale. La cinématique 3D a été obtenue à

using OpenSim. Latent class analysis was then used to identify different classes of movement combination.

Results: Four classes of possible movement combinations were identified. Knee flexion was most limited with reduced range of pelvis tilt motion, then rotation, and finally list. These patterns were different between the left and right side in 31.8% of the studied population.

Discussion: This approach enabled the identification of athletes with limited range of motion on the lumbar-pelvic-femoral complex.

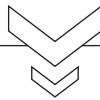
Conclusions: Polyarticular functional movement could help understand different strategies and kinematic adaptations linked to over- or under- mechanical load of specific joints.

partir d'un système d'analyse de mouvement à 24 caméras. Ceci a permis de modéliser via OpenSim l'amplitude articulaire du mouvement effectué par le tronc, le bassin, les hanches et les genoux. Une analyse de classe par latence a permis d'identifier les « classes » de mouvements possibles.

Résultats: Quatre classes de mouvements possibles ont été identifiées. La mobilisation du genou était limitée au maximum en présence d'une limitation de l'inclinaison du bassin, puis de la rotation du bassin, et finalement de l'antéversion du bassin. Ces schémas étaient présents de manière différenciée entre le côté gauche et le côté droit chez 31.8% des participants.

Discussion: Cette approche permet d'identifier des athlètes ayant des limitations de mobilité du complexe lombo-pelvi-fémoral.

Conclusion: L'interprétation du mouvement fonctionnel polyarticulaire pourrait aider à identifier et comprendre différentes stratégies ou adaptations cinématiques expliquant la sur ou sous sollicitation de certaines articulations.



Introduction

L'entraînement spécifique du triathlon conduit les athlètes à multiplier les heures de pratique dans trois disciplines: la natation, le cyclisme et la course à pied⁽¹⁾. Ce volume d'entraînement va invariablement augmenter le risque de blessure⁽¹⁻³⁾. Dans une population donnée de triathlètes, plus d'un sujet sur deux a déclaré avoir été blessé durant la saison 2006/2007, pour un tiers d'entre eux plus d'une fois et dans neuf cas sur dix ces blessures sont arrivées à l'entraînement⁽¹⁾. La prévalence des blessures pour cette population intervient principalement dans la région dorsolombaire et le membre inférieur avec pour incidence un impact sur la capacité à s'entraîner dans les trois disciplines⁽³⁾. Malgré une abondante littérature sur le sujet, l'évaluation du risque de blessures demeure complexe sans véritables recommandations sur la prise en charge préventive.

Dans ce contexte, identifier des profils athlétiques susceptibles de se blesser est un enjeu important, pour la santé du pratiquant comme pour l'épanouissement dans son projet sportif, et cela indépendamment du niveau de pratique ou de son expérience^(4,5). Des variables mesurables comme la posture de l'athlète^(6,7), la cinématique articulaire^(8,9) ou la coordination musculaire, apparaissent pertinentes pour l'entraînement du triathlète. Plusieurs études suggèrent que la mobilité et la stabilité articulaire aux travers de tests dynamiques fonctionnels et fondamentaux tels que ceux du « Functional Movement Screening » (FMS) permettraient d'identifier certaines vulnérabilités chez une population asymptomatique en lien avec de futures blessures⁽¹⁰⁻¹⁴⁾. Les variables d'intérêt proposées sont les asymétries de mouvement, les restrictions de mobilité ainsi que les problématiques de stabilité dans les mouvements demandés⁽¹⁵⁾.

L'investigation du mouvement fonctionnel ainsi que les tests spécifiques de mobilités articulaires sont également utilisés en

thérapies manuelles mais restent controversés^(16,17). Le choix et l'interprétation des tests fonctionnels reposent sur la recherche de dysfonctions articulaires dont l'existence reste difficile à mettre en évidence⁽¹⁸⁾. Ce constat ne remet pas nécessairement en doute leur intérêt ou leur efficacité mais il apparaît, dans la littérature en la matière, une remise en question de la reproductibilité, de l'interprétation et de la fiabilité des tests utilisés^(17,19). Les modèles utilisés ne permettent pas d'interpréter complètement ces tests et poussent à un résultat dénué du sens. L'analyse dynamique utilisée dans le FMS pourrait être intéressante pour accéder à une analyse fonctionnelle plus objective du mouvement humain. Ceci semble tout particulièrement prometteur pour les tests qui permettent d'avantage d'identifier une perturbation du mouvement de tout un complexe plutôt que d'une seule articulation⁽²⁰⁾ tel que le complexe lombo-pelvien et la dysfonction lombo-sacrée et sacro-iliaque⁽²¹⁾. Le test d'inclinaison unilatérale du bassin (ou test de la commère), est classiquement utilisé en ostéopathie pour l'examen du mouvement de la région lombaire⁽²²⁾. Plus spécifiquement, il est utilisé pour l'examen du mouvement d'inclinaison passive de la colonne lombaire en réponse à l'inclinaison active du pelvis. Ce test permet d'apprécier de façon globale la mobilité du complexe lombo-pelvi-fémoral de façon bilatérale et comparative⁽²²⁾.

Le défi est l'interprétation clinique de ce test à travers les adaptations cinématiques tridimensionnelles et les stratégies musculaires mise en jeu lors du mouvement effectué du côté du test et du côté opposé simultanément sur plusieurs régions (lombaire, pelvis, hanches et genoux).

Depuis les années 1990, de nouvelles méthodologies sont utilisées pour accéder à l'analyse du mouvement humain en intégrant la reconstruction de modèle en trois dimensions dans un environnement numérique à partir de marqueurs réfléchissants placés sur des repères anatomiques précis^(23,24). L'intérêt porté à

la quantification du mouvement humain est présent dans plusieurs disciplines telle que la médecine^(25,26), l'ergonomie^(27,28) ou bien le sport^(29,30). Ces méthodes sont de plus en plus utilisées afin de proposer une analyse scientifique du mouvement réalisé par l'athlète en lien avec risque de blessure par exemple^(29,31-33).

En ostéopathie et en thérapies manuelles de manière générale, il y a un réel besoin de mieux comprendre comment objectiver les paramètres observables analysés via les tests globaux utilisés dans la routine de test du diagnostic ostéopathique. Plusieurs études ont été menées dans ce sens en utilisant l'analyse 3D pour analyser les changements de position de la sacro-iliaque avant et après traitement ostéopathique^(34,35). Cependant, les résultats qui utilisent ce type de méthodologie ne permettent pas d'individualiser le mouvement propre de la sacro-iliaque, principalement dû au fait que les mouvements sont très faibles (< 2° en rotation et 1 mm en translation)⁽³⁴⁾.

Cette étude propose d'évaluer les amplitudes articulaires du complexe lombo-pelvien lors du test d'inclinaison unilatérale, d'explorer l'existence de classes de comportement, d'en donner des premières valeurs normatives chez une population asymptomatique de triathlètes et de tester la validité de concurrence du test face au FMS.

Méthode

Participants

22 triathlètes (âge: $38,8 \pm 12$ ans, indice de masse corporelle: $21,6 \pm 1,6$, expérience: $8,3 \pm 9$ ans, heures d'entraînement: $10,1 \pm 3$ heures, hommes: 19, femmes: 3), actuellement sans blessures et volontaires pour participer à l'étude ont constitué le panel de l'étude. Tous les participants ont été informés du déroulement du protocole et ont signé un consentement éclairé. Le format de cette étude a été approuvé conjointement (# 2018-277) par l'unité de recherche de l'Institut d'Ostéopathie de Rennes et le laboratoire Mouvement Sport Santé (M2S, EA 7470, Université de Rennes) et par le comité d'éthique de l'Institut d'Ostéopathie de Rennes.

Matériels

Un système optoélectronique composé de 24 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 (Figure 1). Ces caméras sont équipées de diodes entourant les objectifs et émettent un rayonnement stroboscopique infra-rouge. Ce système permet de collecter avec une fréquence d'échantillonnage est de 200Hz les coordonnées des marqueurs passifs au cours du mouvement. 44 marqueurs réfléchissants ont été disposés sur les participants comme classiquement utilisés au laboratoire pour les analyses du mouvement. Deux caméras (Kodak, Pixpro SP1) ont également été utilisées pour filmer le mouvement de face et de profil afin de proposer par la suite une cotation FMS.

Protocole

Préalablement, la séquence des 7 tests fonctionnels du protocole FMS a été réalisée par chacun des participants sous la sur-



> Figure 1 : Gymnase dédié à l'analyse du mouvement où sont disposées les caméras infra-rouges permettant la collecte des coordonnées des marqueurs au cours du mouvement – étape de calibration.

veillance du préparateur physique, habitué à la réalisation et au contrôle de ce type de séquence. A partir des enregistrements vidéo, un score global a été établi évaluant le profil athlétique de chacun des participants (Cook et al. 2006).

Le système optoélectronique a été utilisé pour enregistrer le test d'inclinaison unilatérale du bassin. Initialement, une séquence de mobilisation de toutes les articulations est initiée pour tous les participants par le préparateur physique. Une démonstration du test est effectuée devant l'athlète afin que le test soit réalisé le plus justement possible (plusieurs répétitions avant l'enregistrement, même procédure que celle utilisée en pratique clinique). Lors d'un test d'inclinaison unilatérale du bassin à droite, le patient fléchit son genou droit sans décoller le talon en transférant son poids sur son membre inférieur droit. Le membre inférieur gauche est verrouillé en extension et reste au contact du sol. Pour les mesures, le sujet se place ensuite au centre du champ de capture des caméras infrarouges (Figure 2). La première étape comprend un premier enregistrement des coordonnées des marqueurs placés en position anatomique de référence (position statique). La deuxième étape comprend un enregistrement du mouvement réalisé lors du test. Le participant réalise le test à droite, puis revient en position de départ (position anatomique de référence) puis effectue le test à gauche.



> Figure 2 : Triathlète placé au centre du volume de calibration réalisant la séquence FMS.

Analyse cinématique des données

Les données récoltées grâce au système optoélectroniques ont été analysées à l'aide du logiciel Nexus et du logiciel OpenSim⁽³⁶⁾. Les données cinématiques enregistrées sont associées à un modèle musculo-squelettique développé sur la base des modèles originaux par *Delp* (1990) modifié par *Hammer* (2010) puis par *Raabe* et *Chaudhari* (2016)⁽³⁷⁻³⁹⁾. Ce modèle inclut 21 segments, 30 degrés de liberté et 324 muscles. En analysant les distances entre les marqueurs positionnés sur des repères anatomiques de référence et les marqueurs inclus dans le modèle, une procédure de mise à l'échelle permet le calcul de facteurs ajustant les longueurs segmentaires et des insertions musculaires afin de personnaliser le modèle musculo-squelettique. 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⁽³⁶⁾. A partir des coordonnées des marqueurs et du modèle mis à l'échelle, les angles articulaires sont estimés, au cours du mouvement, à partir d'une procédure de cinématique inverse. Cette procédure, à partir d'une optimisation globale, minimise les erreurs liées aux différences de position entre les marqueurs expérimentaux (placés sur le participant) et les marqueurs du modèle musculo-squelettique⁽³⁶⁾. La faisabilité de cette méthodologie a déjà précédemment rapporté dans une première étude expérimentale⁽⁴⁰⁾.

Traitement des données

A partir des données de chacun des essais issus de la procédure de cinématique inverse, plusieurs instants (T) ont été identifiés : le début et la fin de la flexion du genou droit (T1), le début et la fin de l'extension du genou droit (T2), le début et la fin de la flexion du genou gauche (T3) et le début et la fin de l'extension du genou gauche (T4). Pour chacun de ses instants (T), les valeurs des angles articulaires (3D) des degrés de liberté du bassin, de la charnière bassin – tronc, des deux hanches et des deux genoux ont été extraites. A partir de ces valeurs, l'amplitude articulaire de chacun des degrés de liberté a été calculée du début de la flexion du genou droit à la fin de l'extension du genou droit (T1-T2) pour les essais où le test était réalisé à droite. Pour les essais où le test était réalisé à gauche, l'amplitude articulaire a été calculée du début de la flexion du genou gauche à la fin de l'extension du genou gauche (T3-T4).

Analyses statistiques

Les mesures agrégées ont été importées dans « Stata version 15 (2017, StataCorp, College Station, Texas) » pour les analyses statistiques. Nous avons ensuite utilisé la méthode de régression des moindres carrés généralisée afin de vérifier l'assomption de la symétrie des mouvements entre le côté gauche et droit. Les données récoltées du côté gauche ont ensuite

Mouvement (°)	Droit		Gauche		Droit et Gauche	
	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type
Bassin						
Antéversion(-) / Rétroversion(+)	-9.1	10.8	-8.8	18.5	-9.0	14.7
Inclinaison Homolatérale(+)/ Controlatérale(-)	16.0	6.3	18.5	6.3	17.3	6.3
Rotation Homolatérale(-)/ Controlatérale(+)	14.1	11.8	13.0	14.3	13.6	13.1
Articulation lombo-sacrée						
Flexion(-) / Extension(+)	4.3	8.5	1.6	9.1	3.0	8.8
Inclinaison Homolatérale(+)/ Controlatérale(-)	-15.6	6.4	-18.5	10.3	-17.1	8.4
Rotation Homolatérale(-)/ Controlatérale(+)	-8.8	10.4	-7.3	11.9	-8.1	11.2
Hanche homolatérale au test						
Flexion(+)/ Extension(-)	24.0	14.6	23.4	16.0	23.7	15.3
Adduction(+)/ Abduction(-)	-19.7	9.1	-21.1	13.1	-20.4	11.1
Rotation externe (+) / interne (-)	-8.4	8.8	-6.2	14.9	-7.3	11.9
Hanche controlatérale au test						
Flexion(+)/ Extension(-)	9.5	12.0	7.8	12.9	8.7	12.5
Adduction(+)/ Abduction(-)	14.4	7.4	15.8	9.2	15.1	8.3
Rotation externe (+) / interne (-)	14.1	11.3	13.6	10.2	13.9	10.8
Genou homolatéral au test						
Flexion(+)/ Extension(-)	-37.3	9.0	-39.7	12.2	-38.5	10.6
Genou controlatéral au test						
Flexion(+)/ Extension(-)	0.2	7.6	-0.9	9.9	-0.4	8.8

› Tableau 1 : Moyenne et écart des angles articulaires estimés à droite et à gauche pour chacun des degrés de liberté lors du test d'inclinaison unilatérale du bassin chez tous les participants à l'instant où la flexion du genou homolatéral au côté du test est maximale.

été transformées par transposition pour représenter leur symétrie et homologue du côté droit. La normalité des distributions a été vérifiée par leurs asymétries et l'excès de *Kurtosis*. Un test de *Pearson* a ensuite permis d'identifier les mesures qui présentaient un indice de *Pearson* > 0.8 pour éviter la redondance dans la modélisation. Les classes ont été identifiées par une analyse de classe latente en commençant avec deux classes. L'analyse a été répétée en ajoutant à chaque fois une classe supplémentaire jusqu'à ce que le modèle d'ajustement présente une inflexion de la valeur du critère d'information d'*Akaike*. L'association entre les classes identifiées et le score du FMS a été testé à l'aide d'un ANOVA. Le niveau de signification a été fixé à $p < 0.05$. L'ensemble des codes de l'analyse est accessible sur demande auprès de l'auteur correspondant.

Résultats

L'analyse biomécanique bilatérale et comparative du test de la commère mise en place a permis une évaluation des amplitudes articulaires du complexe lombo-pelvien lors du test d'inclinaison unilatérale à droite et à gauche. Pour chacun des degrés de liberté étudiés, une moyenne sur la population a été calculée lors du test réalisé à droite, à gauche puis des deux côtés. Le modèle utilisé permet d'analyser le mouvement global en 3D du bassin, du tronc par rapport bassin (articulation lombo-sacrée), des deux hanches (homolatérale et controlatérale)

rale au mouvement) ainsi que des deux genoux (homolatéral et controlatéral au mouvement). Ces données sont rapportées dans le [tableau 1](#).

La comparaison droite/gauche entre les valeurs retrouvées est inférieure à 1° en moyenne pour les 3 degrés de liberté du bassin et de l'articulation entre le tronc et le bassin. On retrouve la même tendance avec des différences pour chacun des degrés de liberté des deux hanches inférieure à 1°, une différence inférieure à 2.3° pour le genou homolatéral au test et inférieure à 1° pour le genou controlatéral. Les résultats soulignent donc qu'il apparaît très peu de différence en moyenne sur la population testée entre le test réalisé à droite ou à gauche.

A partir de ces premiers résultats, l'analyse statistique a exploré l'existence de classe de comportement afin d'en donner les valeurs normatives chez cette population asymptotique ([Tableau 2](#)). La meilleure modélisation comprenait 4 classes (AIC=4822, BIC=4970).

Une première classe (Classe 1) avec les essais où la mobilité articulaire du genou est la plus faible pour chacun des degrés de liberté étudiés jusqu'à une quatrième classe (Classe 4) rapportant les essais où la mobilité articulaire du genou est la plus importante. Ainsi 44 essais ont été analysés (22 correspondants à la réalisation du test à droite et 22 à la

Mouvement (°)	Classe 1 N* = 5	Classe 2 N = 15	Classe 3 N = 16	Classe 4 N = 8
Bassin				
Antéversion(-) / Rétroversion(+)	8.2 ± 13.8	-4.9 ± 5.6	-8.1 ± 3.8	-30.0 ± 7.2
Inclinaison Homolatérale(+)/ Controlatérale(-)	7.9 ± 5.3	13.7 ± 4.7	19.7 ± 3.8	22.9 ± 3.4
Rotation Homolatérale(-) / Controlatérale(+)	5.9 ± 17.1	5.2 ± 7.3	24.9 ± 8.7	25.3 ± 13.4
Articulation lombo-sacrée				
Flexion(-) / Extension(+)	-2.6 ± 3.7	-0.3 ± 4.8	-1.8 ± 5.1	18.1 ± 3.9
Inclinaison Homolatérale(+)/ Controlatérale(-)	-3.3 ± 6.5	-13.8 ± 5.9	-18.3 ± 5.3	-27.3 ± 4.2
Rotation Homolatérale(-) / Controlatérale(+)	-8.6 ± 13.2	-7.2 ± 8.9	-15.7 ± 10.0	-5.4 ± 16.0
Hanche homolatérale au test				
Flexion(+)/ Extension(-)	6.4 ± 5.5	15.4 ± 6.1	18.7 ± 6.3	50.4 ± 5.7
Adduction(+)/ Abduction(-)	-3.8 ± 9.4	-16.6 ± 6.5	-22.6 ± 5.3	-34.9 ± 8.0
Rotation externe (+) / interne (-)	-7.2 ± 14.6	-12.2 ± 14.8	-16.1 ± 8.4	-0.3 ± 9.1
Hanche controlatérale au test				
Flexion(+)/ Extension(-)	2.7 ± 9.1	-1.9 ± 6.6	6.8 ± 6.8	27.8 ± 6.7
Adduction(+)/ Abduction(-)	2.6 ± 7.4	12.5 ± 5.4	14.6 ± 4.4	25.7 ± 5.2
Rotation externe (+) / interne (-)	12.4 ± 19.0	8.1 ± 7.3	20.7 ± 7.7	19.6 ± 7.9
Genou homolatéral au test				
Flexion(+)/ Extension(-)	-20.5 ± 6.3	-31.4 ± 4.2	-45.4 ± 5.7	-50.4 ± 2.8
Genou controlatéral au test				
Flexion(+)/ Extension(-)	-5.1 ± 14.6	-6.9 ± 7.5	-1.7 ± 8.5	-0.6 ± 3.3

› Tableau 2 : Moyenne et écart des angles articulaires estimés pour chacun des degrés de liberté lors du test d'inclinaison unilatérale du bassin en fonction des différentes classes proposées par l'analyse statistique. * Nombre d'essais attribués à chacune des classes.

réalisation du test à gauche). Les résultats sont rapportés dans le tableau 2 ci-avant. La classe 1 a inclus 5 essais, la classe 2 et 3 respectivement 15 et 16 essais et la classe 4 a inclus 8 essais. Sept des vingt-deux participants (31.8%) ont été classés dans deux classes distinctes mettant en lumière un fonctionnement articulaire différent lors de la réalisation du test à droite et à gauche. La hiérarchisation par l'établissement de classes montre une augmentation du mouvement entraînée par la flexion du genou. On observe une augmentation progressive de la flexion du genou entre les différentes classes (de -20.5° en classe 1 jusqu'à -50.4° en classe 4) et une extension progressive du genou controlatéral au mouvement (de -5.1° en classe 1 à -0.6° en classe 4). Les résultats suggèrent dans un premier temps que les instructions concernant la flexion du genou homolatéral et l'extension du genou controlatérale ont été respectées.

Le test d'inclinaison unilatérale du bassin associe à la flexion du genou une antéversion et une inclinaison homolatérale du bassin, une latéroflexion controlatérale du tronc, une flexion et une abduction de la hanche homolatérale et une adduction de la hanche controlatérale. La classe 1 caractérise les individus qui présentent une amplitude de mouvement inférieure en inclinaison homolatérale du bassin et/ou en abduction de hanche. La classe 2 caractérise les individus qui présentent une limitation de la rotation controlatérale du bassin. La classe 3 caractérise les individus qui effectuent une rotation homolatérale du tronc pour accompagner l'inclinaison du bassin. Dans la classe 4, les athlètes ont tendance à garder les épaules de face, le mouvement reste localisé au niveau du complexe bassin/lombaire. Ils sollicitent davantage leurs genoux en flexion et présentent une extension du tronc plus importante associée à une antéversion du bassin qui accompagne la rotation du bassin avec le tronc et amène le genou vers le genou opposé.

Pour finir, l'analyse statistique utilisée a testé la validité de concurrence du test d'inclinaison unilatérale du bassin face au

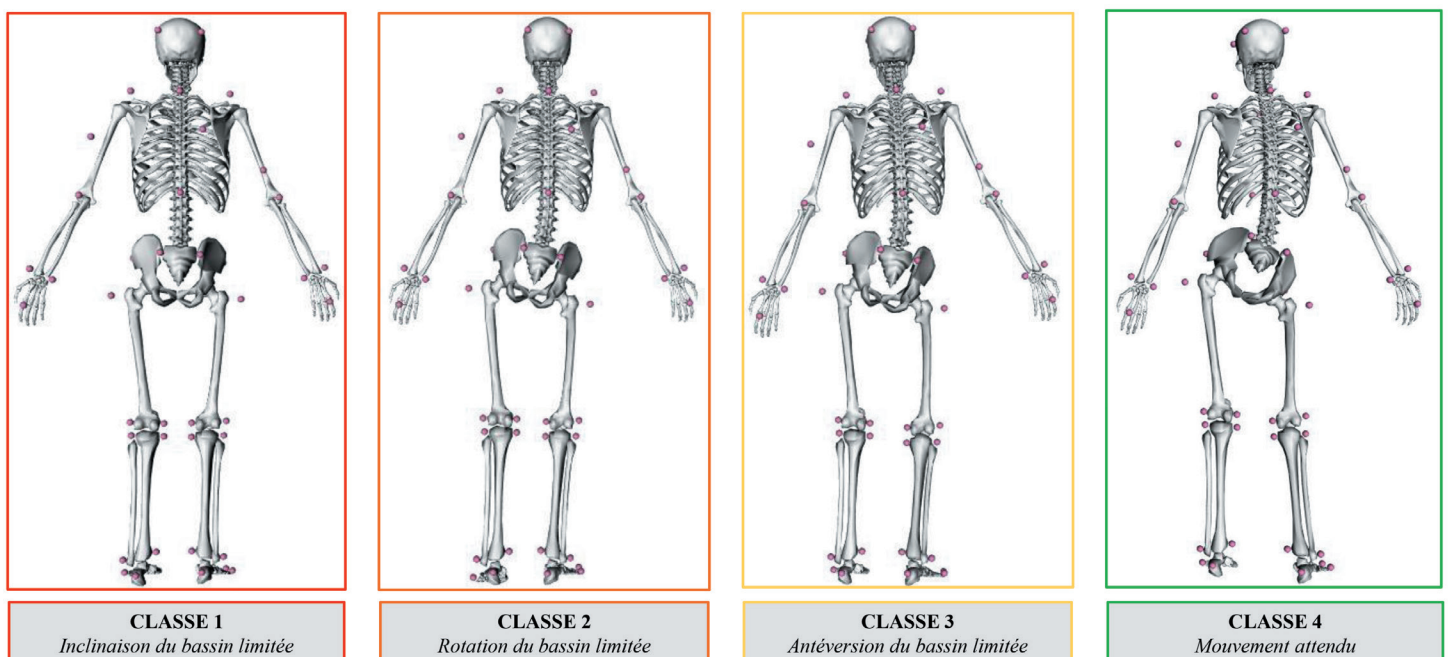
score du FMS. Les résultats observés ne montrent pas d'association statistique entre les classes et le score FMS ($MS=7.89$, $df=3$, $R^2=0.175$, $p = 0.051$).

Discussion

Cette approche étudie les différentes stratégies et adaptations cinématiques possibles lors de l'exécution des mouvements fonctionnels et propose d'identifier les athlètes avec une amplitude de mouvement limitée sur le complexe lombo-pelvi-fémoral. La méthodologie mise en œuvre met en lumière des fonctionnements biomécaniques différents en fonction des athlètes mais aussi en fonction de la latéralité. Il apparaît donc possible d'identifier une classe de fonctionnement par rapport à la réalisation d'un test fonctionnel (dépistage). Les essais compris dans la classe 1 sont caractérisés par une limitation importante de l'inclinaison du bassin dans le sens du test. Les classes 2 et 3 sont des classes intermédiaires respectivement identifiées avec une limitation de la rotation du bassin et une limitation de l'antéversion (Figure 3). La classe 4 comprend les essais où les amplitudes de mobilité articulaire sont les plus importantes.

De plus, les triathlètes présentant des essais droit/gauche dans deux classes différentes montrent l'existence d'asymétrie dans le mouvement demandé sans présence de gêne ou douleur dans la région. Ceci peut être un élément de prévention concernant l'apparition de futures douleurs mais peut-être aussi un élément de réflexion sur la pratique clinique sur la comparaison lors des tests du côté symptomatique avec une référence, le côté asymptomatique.

L'analyse biomécanique apporte une meilleure compréhension du test d'inclinaison unilatérale du pelvis (ou test de la commère), ce qui n'avait pour l'instant jamais été rapporté en trois dimensions pour une population d'athlètes⁽⁴⁰⁾. Les informations renseignées par cette analyse ne nous permettent



› Figure 3 : Modélisation via le logiciel OpenSim des 4 classes retrouvées dans la population de triathlètes évaluée.

cependant pas d'accéder à la cause de la diminution de mobilité intervenant dans le complexe lombo-pelvien des patients. En revanche elles pourraient peut-être permettre au clinicien d'obtenir de nouvelles informations sur la réalisation de ce test permettant de confirmer ou de modifier l'orientation des tests spécifiques et du diagnostic ostéopathique.

L'un des enjeux serait de diminuer la subjectivité de l'interprétation du test et d'objectiver une diminution de la mobilité articulaire dans le complexe lombo-pelvien pouvant ainsi guider l'ostéopathe pour la réalisation de son examen clinique analytique. En effet, il s'agira à l'avenir d'étudier l'impact du traitement des paramètres de mobilité 3D lombaire ainsi que du pelvis dans la cinématique globale du test de la commère.

Toutefois, ces résultats ne sont que préliminaires et ne présentent qu'une tendance retrouvée sur une population donnée. Plusieurs expérimentations seront nécessaires pour éprouver cette méthode afin d'en connaître la reproductibilité. L'intégration de ce protocole expérimental dans d'autres études est envisagée afin de pouvoir proposer des recommandations concernant les résultats obtenus à ce test. Même si les classes de fonctionnement présentent une logique clinique, le devis de cette étude ne permet pas d'en extrapoler des liens avec le risque de blessure. Pour ceci, il serait préférable de planifier une étude cohorte.

De plus, la méthodologie utilisée s'expose à plusieurs limites. L'utilisation d'un modèle générique propose les mêmes caractéristiques anthropométriques et musculaires pour tous les sujets (propriétés inertielles des segments osseux, masses musculaires, PCSA, etc.). Or ces caractéristiques sont propres à chacun et dépendantes de multiples variables. D'autre part l'approche présuppose que l'équilibre musculo-squelettique optimal réside dans l'expression d'une mobilité articulaire accrue. Or il peut exister des différences anatomiques irréversibles justifiant une physiologie articulaire légèrement différente d'un individu à l'autre et même d'un côté à l'autre pour un même individu ce qui a été évoqué pour la jonction lombo-sacrée^(41,42).

Enfin, il convient de rappeler que les données issues de cette méthodologie sont à intégrer avec les données cliniques de chacun des athlètes en lien avec leurs antécédents et leur niveau de pratique. Pour autant, l'utilisation d'un système optoélectronique n'est pas possible en pratique libérale (coût important du matériel, temps d'acquisition et du traitement des données très long, etc.). Ce système est utilisé principalement pour la recherche, mais d'autres systèmes en cours de validation permettront de remplacer les caméras et autoriseront la mesure ambulatoire dans les années futures⁽⁴³⁻⁴⁵⁾. Ces mesures pourraient évaluer si l'interprétation clinique visuelle sans recours à des appareillages propose également une classification correcte.

Conclusion

L'analyse biomécanique est une perspective intéressante afin de mieux comprendre les stratégies musculo-squelettiques utilisées lors des tests fonctionnels utilisés en ostéopathie. Cette approche envisage d'objectiver les différentes stratégies ou

adaptations cinématiques mises en jeu par les triathlètes pour exécuter le mouvement demandé. La fiabilité et la validité de l'approche ne sont pas encore établies mais l'évaluation des amplitudes, l'exploration de classes de comportement et l'établissement de valeurs normatives ouvrent des perspectives sur le suivi et la prévention des blessures des triathlètes. De futures études avec une population plus large, symptomatique et asymptomatique de douleurs lombo-pelviennes, ainsi qu'un croisement avec les antécédents et les données cliniques sont une orientation possible afin d'optimiser le suivi des athlètes. L'utilisation d'une approche musculo-squelettique permet aussi d'accéder dans les études ultérieures à des données difficiles à mesurer (longueurs musculaires et forces articulaires) ainsi que l'utilisation de centrales inertielles pour la mesure du mouvement hors du laboratoire. La confrontation des résultats aux tests fonctionnels et du diagnostic ostéopathique aux données collectées via une approche biomécanique est un enjeu pour rationaliser la prise en charge ostéopathique de l'athlète, ainsi que pour apporter des données supplémentaires aux différents acteurs de la prise en charge sportive (entraîneurs, préparateurs sportifs, scientifiques, équipe médicale, etc.).

Implications pour la pratique

- L'évaluation de la fonction biomécanique de manière personnalisée envisage l'exploration de nouvelles dimensions à l'interprétation des tests cliniques traditionnels.
- Il est possible d'identifier une classe de fonctionnement lors de la réalisation du test d'inclinaison unilatéral du bassin afin de potentiellement prévenir l'apparition de troubles musculo-squelettiques.
- La mesure objective des tests fonctionnels utilisés en ostéopathie peut être une étape première pour l'étude subséquente de l'impact du traitement ostéopathique.

Contacts

Mathieu Ménard, menard.m@io-rennes.fr

Remerciements

Nous remercions tous les athlètes pour leurs participations à cette étude et en particulier Ilona Bieda, Thomas Bagory, et Victorien Grosset pour leur aide lors de l'acquisition des données.

Cette étude a reçu le support logistique et financier de l'Institut d'Ostéopathie de Rennes et du Laboratoire Mouvement Sport Santé de Rennes.

Références

1. Galera O, Gleizes-Cervera S, Pillard F, Rivière D. Prévalence des lésions traumatologiques dans un échantillon de triathlètes amateurs. *Science & Sports*. 2009;24: 288–292.
2. Gosling CMcR, Gabbe BJ, Forbes AB. Triathlon related musculoskeletal injuries: The status of injury prevention knowledge. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2008;11: 396–406.

3. Vleck V. L'entraînement en triathlon : synthèse et perspectives de recherche. *Science & Motricité*. 2003; 33–53.
4. Brewer BW. Review and critique of models of psychological adjustment to athletic injury. *Journal of Applied Sport Psychology*. 1994;6 : 87–100.
5. Tranæus U, Ivarsson A, Johnson U. Stress and Injuries in Elite Sport. In: Fuchs R, Gerber M, editors. *Handbuch Stressregulation und Sport*. Berlin, Heidelberg : Springer; 2017.
6. Nagy E, Toth K, Janositz G, Kovacs G, Feher-Kiss A, Angyan L, et al. Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *Eur J Appl Physiol*. 2004;92 : 407–413.
7. Menard M, Domalain M, Decatoire A, Lacouture P. Influence of saddle setback on pedalling technique effectiveness in cycling. *Sports Biomechanics*. 2016;15 : 462–472.
8. Bernard J. Évaluation du profil biomécanique du coureur cycliste [PhD Thesis]. Poitiers: Université de Poitiers. 2015. Available: <http://www.the-ses.fr/192279130>
9. Ménard M. Effet de la posture sur la performance et la prévention des blessures en cyclisme. Apport de la modélisation musculo-squelettique. Université de Poitiers. [PhD Thesis]. Poitiers: Université de Poitiers. 2015. Available: <http://nuxeo.edel.univ-poitiers.fr/nuxeo/site/esupversions/7120ffcd-f123-4be7-9248-754f0d7cdc7a>.
10. Cook G, Burton L, Hoogenboom B. Pre-Participation Screening : The Use of Fundamental Movements as an Assessment of Function – Part 1. *N Am J Sports Phys Ther*. 2006;1 : 62–72.
11. Cook G, Burton L, Hoogenboom BJ, Voight M. Functional movement screening : the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. *Int J Sports Phys Ther*. 2014;9 : 396–409.
12. Kiesel K, Plisky PJ, Voight ML, others. Can serious injury in professional football be predicted by a preseason functional movement screen. *N Am J Sports Phys Ther*. 2007;2 : 147–158.
13. Hotta T, Nishiguchi S, Fukutani N, Tashiro Y, Adachi D, Morino S, et al. Functional Movement Screen for Predicting Running Injuries in 18- to 24-Year-Old Competitive Male Runners. *J Strength Cond Res*. 2015;29 : 2808–2815.
14. Chapman RF, Laymon AS, Arnold T. Functional movement scores and longitudinal performance outcomes in elite track and field athletes. *Int J Sports Physiol Perform*. 2014;9 : 203–211.
15. Cook G. *Movement: Functional Movement Systems: Screening, Assessment, Corrective Strategies*. Aptos, CA : Lotus Publishing; 2011.
16. Vaucher P. Questioning the rationality of clinical osteopathic tests : future perspectives for research. *Mains Libres*. 2016 : 33–37.
17. 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*. 2019;49 : 258.
18. Fryer G. Somatic dysfunction: An osteopathic conundrum. *Int J Osteopath Med*. 2016;22 : 52–63.
19. Vaucher P. Ostéopathie et rationalité scientifique : la place des tests dans le traitement ostéopathique. *Mains Libres*. 2016:33-37.
20. Dinnar U, Beal MC, Goodridge JP, Johnston WL, Karni Z, Mitchell FL, et al. Classification of diagnostic tests used with osteopathic manipulation. *J Am Osteopath Assoc*. 1980;79 : 451–455.
21. Cohen SP, Chen Y, Neufeld NJ. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of epidemiology, diagnosis and treatment. *Expert Rev Neurother*. 2013;13 : 99–116.
22. Chila AG. *Foundations of Osteopathic Medicine*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
23. 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*. 2010; 35–60.
24. Begon M, Lacouture P. Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif : Partie 1 : modèles, leurs caractéristiques et leur validation. *Science & Motricité*. 2005; 11–33.
25. Johnston T. Biomechanical Considerations for Cycling Interventions in Rehabilitation. *Physical Therapy*. 2007;87 : 1243–1252.
26. 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*. 2009;24 : 281–287.
27. Millour G, Retail M, Brunet E, Nicolas G, Grappe F, Bouillod A, et al. Preliminary study: the effect of biomechanical foot orthotics in bilateral pedalling asymmetry in three cyclists affected by an anatomic asymmetry. *Journal of Science and Cycling*. 2016;5.
28. Verma R, Hansen EA, de Zee M, Madeleine P. Effect of seat positions on discomfort, muscle activation, pressure distribution and pedal force during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016;27 : 78–86.
29. Hayot C, Decatoire A, Bernard J, Monnet T, Lacouture P. Effects of 'posture length' on joint power in cycling. *Procedia Engineering*. 2012;34 : 212–217.
30. Pouliquen C, Nicolas G, Bideau B, Garo G, Megret A, Delamarche P, et al. Spatiotemporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion. *Journal of Sports Sciences*. 2018;36 : 2155–2163.
31. Duc S, Bertucci W, Bouteille T, Pernin J-N, Grappe F. Effet de la posture sur le choix de la fréquence de pédalage préférée en montée. *Science & Sports*. 2006;21 : 26–28.
32. Tamborindéguy AC, Bini R. Does saddle height affect patellofemoral and tibiofemoral forces during bicycling for rehabilitation? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2011;15 : 186–191.
33. Neptune R, Kautz S. Knee joint loading in forward versus backward pedaling: implications for rehabilitation strategies. *Clinical Biomechanics*. 2000;15 : 528–535.
34. Rebello da Veiga T, Custódio da Silva A, Gomes da Silva RT, Carvalho SLM, Orsini M, Silva JG. Intra-observer reliability in three-dimensional kinematic analysis of sacroiliac joint mobility. *J Phys Ther Sci*. 2015;27 : 1001–1004.
35. de Faria Alvim de Toledo D, Kochem FB, Silva JG. High-velocity, low-amplitude (HVLA) does not alter three dimensional position of sacro-iliac joint in healthy men : a quasi-experimental study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2019;
36. Delp, 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*. 2007;54 : 1940–1950.
37. Delp SL, Loan JP, Hoy MG, Zajac FE, Topp EL, Rosen JM. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1990;37 : 757–767.
38. Hamner SR, Seth A, Delp SL. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*. 2010;43 : 2709–2716.
39. Raabe ME, Chaudhari AMW. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model : Model development and validation. *Journal of Biomechanics*. 2016;49 : 1238–1243.
40. Ménard M, Chenaut P, Lancelot L, Vaucher P, Bourgin M, Bideau B. Modélisation de la cinématique articulaire et musculaire de la région lombaire lors du test de la commère : une étude de preuve de concept. *La Revue de l'Ostéopathie*. 2019, 22 : 5-13.
41. Mahato NK. Facet dimensions, orientation, and symmetry at L5-S1 junction in lumbosacral transitional States. *Spine*. 2011;36 : E569-573.
42. Mahato NK. Pars Inter-Articularis and Laminar Morphology of the Terminal Lumbar Vertebra in Lumbosacral Transitional Variations. *N Am J Med Sci*. 2013;5 : 357–361.
43. Seel T, Raisch J, Schauer T. IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis. *Sensors*. 2014;14 : 6891–6909.
44. Nez A, Fradet L, Laguillaumie P, Monnet T, Lacouture P. Comparison of calibration methods for accelerometers used in human motion analysis. *2016;38(11):1289-99*.
45. Cordillet S, Bideau N, Bideau B, Nicolas G. Estimation of 3D Knee Joint Angles during Cycling Using Inertial Sensors : Accuracy of a Novel Sensor-to-Segment Calibration Procedure Based on Pedaling Motion. *Sensors*. 2019;19 : 2474.