RECHERCHE

Comité d'éthique: Protocole de référence P2019/342 / CCB B406201940684 du Comité d'Ethique hospitalo-facultaire d'Erasme – ULB.

Les auteurs ne déclarent aucun conflit d'intérêt.

Article reçu le 19 novembre 2021, accepté le 10 février 2022.

Analyse de l'asymétrie de déformation tridimensionnelle du pelvis lors du Test de Flexion Debout (TFD) et en position de fentes avant chez des sujets jeunes asymptomatiques

Three-dimensional analysis of pelvic deformation asymmetry during the standing flexion test and in a lunge position in young asymptomatic subjects

Pier-Luigi Cianci[1] (Msc, D.O.), Walid Salem[1,2] (PhD, D.O.)

MOTS-CLEFS
biomécanique 3D / sacro-iliaque / test de flexion debout / ostéopathie / musculo-squelettique / anatomie

KEYWORDS
biomechanics / sacroiliac / standing flexion test / osteopathy / musculoskeletal / anatomy

RÉSUMÉ

Contexte: De nombreux tests cliniques permettent d'évaluer la mobilité de l'articulation sacro-iliaque. Pourtant, les modèles explicatifs de certains tests cliniques basés sur la palpation de mouvement de cette articulation n'ont fait l'objet que de peu d'études de vérification expérimentale, et ne sont pas clairement établis.

Objectif: L'objectif de cette étude est d'analyser la déformation de la ceinture pelvienne en 3D, lors du test de flexion debout (TFD), et lors du passage en position de fente avant gauche et droite chez des sujets jeunes asymptomatiques.

Méthode: L'étude porte sur 16 participants jeunes et asymptomatiques. À l'aide d'un outil de palpation 3D, les coordonnées de 9 repères osseux pelviens ont été digitalisés en diverses positions afin d'évaluer la mobilité de la ceinture pelvienne.

Résultats: Pour le TFD, un coefficient Kappa de 0,152 (accord très faible) a été calculé avec les mesures du gold standard. Lors de la réalisation d'une flexion debout, les deux épines iliaques postéro supérieures présentent une asymétrie positionnelle moyenne de 11,3 ± 10,0 mm entre elles. Lors des fentes avant, l'os iliaque de la hanche en position d'extension a effectué une antéversion homolatérale avec 13 ± 5°, et celui en position fléchie a effectué dans 30 % le sens théoriquement attendu (rétroversion) et 70 % dans le sens contraire (antéversion).

Conclusion: Lors de la réalisation d'une fente avant, une extension coxo-fémorale semble induire un mouvement précis de l'os iliaque homolatéral (antéversion). Contrairement à la flexion de hanche, où aucune direction de mouvement ne peut être prévue. Lors du TFD, les 2 os iliaques présentent une asymétrie physiologique positionnelle. Par conséquent, il ne faudrait jamais considérer que l'hémi-bassin gauche est le miroir de celui de droite.

ABSTRACT

Background: There are many clinical tests designed to assess the mobility of the sacroiliac joint. However, few studies have experimentally verified the explanatory models for some clinical tests based on palpation of sacroiliac joint motion, and the tests are not clearly established.

Objective: This study aims to analyze the deformation of the pelvic girdle in 3D during the standing flexion test (SFT) and during the transition to a forward lunge position (left and right) in young asymptomatic subjects.

Method: The study involved 16 young, asymptomatic participants. Using a 3D probe, the coordinates of nine pelvic bone landmarks were digitized to assess the mobility of the pelvic girdle in various positions.

Results: For the SFT, a Kappa coefficient of 0.152 (very low agreement) was calculated with the gold standard measurements. During standing flexion, the two Superior Postero Iliac Spines showed a mean positional asymmetry of 11.3 ± 10.0 mm between them. During forward lunges, the iliac bone of the hip in the extended position showed homolateral anteversion of 13 ± 5°, and the one in the flexed position showed 30% movement in the expected direction (retroversion) and 70% movement in the opposite direction (anteversion).

Conclusion: When performing a forward lunge, coxofemoral extension appears to induce a precise movement of the homolateral iliac bone (anteversion), unlike hip flexion where no direction of movement can be predicted. During the SFT, the two iliac bones showed positional asymmetry. Therefore, the left hemipelvis should not be considered as a mirror image of the right one.

[1] Université Libre de Bruxelles – ULB, Faculté des Sciences de la Motricité – FSM, Unité de Recherche en Sciences de l'Ostéopathie – URSO, Route de Lennik 808, 1070 Anderlecht (Belgique)
[2] Haute École Bruxelles-Brabant – ISEK

Mains Libres 2022; 1:23-32
En ligne sur: www.mainslibres.ch
DOI: 10.55498/MAINSLIBRES.2022.10.1.23

CONTEXTE

Les articulations sacro-iliaques (S-I) unissent la colonne vertébrale aux os iliaques pour former la ceinture pelvienne. Il s'agit d'une articulation mi-symphyse mi-synoviale[1], ce qui signifie que ses mouvements, s'ils sont présents, sont minimes. C'est avec les premiers travaux expérimentaux de Zaglas en 1851[2], que des mouvements sont décrits au sein de l'articulation S-I.[3] Le modèle théorique de Fred Mitchell et son fils[4, 5] comprend le test de flexion debout (TFD), qui est largement utilisé dans l'enseignement et la formation des ostéopathes. Ce test est considéré comme cliniquement positif lorsque le praticien perçoit une différence de hauteur relative entre les deux épines iliaques postéro-supérieures (EIPS). D'autres tests sont utilisés, comme le test de flexion assis (TFA) et le test de Gillet (qui consiste à évaluer le mouvement de l'EIPS lorsque le patient fléchit une hanche. Le test est positif si l'EIPS palpée ne descend pas). Ces tests cherchent à évaluer le mouvement entre le sacrum et l'os iliaque par le mouvement de l'EIPS. Le raisonnement de cette situation clinique n'est possible que si les mouvements physiologiques de la ceinture pelvienne ont été définis et qu'ils sont clairement identifiables. Lepers et Salem (2016) notamment[6-8] ont montré que les mouvements sacro-iliaques seraient physiologiquement asymétriques en raison de la variabilité anatomique intra-individuelle.

Du point de vue de la recherche, ces modèles ont toujours été très difficiles à démontrer, notamment en raison de la difficulté d'accès à cette articulation[3, 8]. Des recherches importantes sur la mobilité S-I ont tout de même débuté, entre les années 1980 et 1990[8-11], pour quantifier les mouvements au sein de cette articulation. D'infimes mouvements (entre 1 et 2°) ont ainsi pu être calculés. Le problème restant est de comprendre dans quelle direction l'os iliaque va bouger par rapport au sacrum.

Anatomie

Vleeming *et al.*[12] ont montré que l'anatomie de l'articulation S-I est très variable selon le sujet, pour ce qui hconcerne la taille, la forme et le pourtour de cette dernière. La forme est d'ailleurs nettement différente entre l'enfant et l'adulte.

L'articulation S-I de l'adulte possède une surface en forme de L. Les parties inférieures des deux branches sont des synoviales en construction, alors que les parties supérieures sont plutôt fibreuses. L'articulation S-I peut se diviser en trois parties (S1, S2, S3 de haut en bas) dont S1 est la plus large et S3 la plus petite. S3 n'est souvent pas complète chez les femmes. Des rides et rainures interdigitales contribuent à un haut coefficient de friction de l'articulation. Le sacrum est donc « encastré » entre les os iliaques au niveau dorsal et caudal de sa surface auriculaire. Ceci serait une adaptation de la colonne vertébrale soumise aux forces gravitaires. La surface de l'articulation S-I est généralement plus grande chez les hommes : 22,3 cm² contre 10,7 à 14,2 cm² chez les femmes[12]. Cependant, des variations de taille intra-individuelles peuvent être présentes. Les ligaments ventral, dorsal et interosseux stabilisent l'articulation S-I.

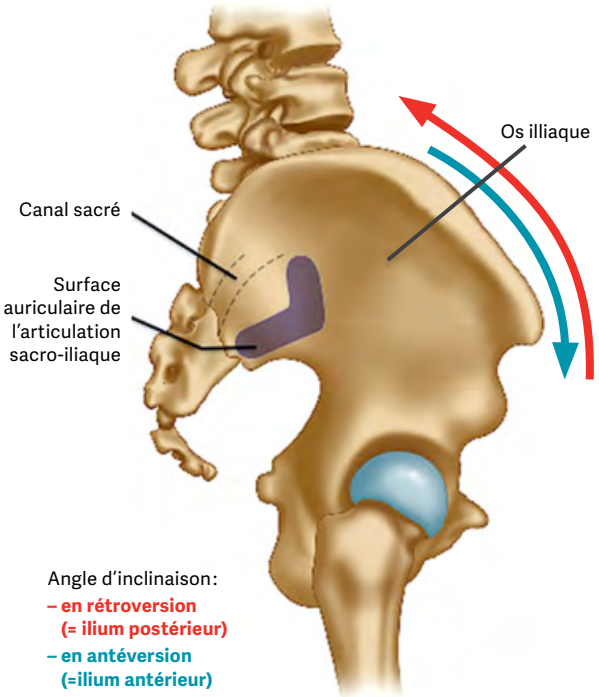
Biomécanique de l'articulation sacro-iliaque

Contrairement aux connaissances du XIXe siècle concernant la biomécanique de l'articulation S-I, la recherche actuelle montre la présence de mouvements dans cette articulation[3]. L'étude 3D de Jacob et Kissling (1995)[8] a permis de déterminer la localisation et l'orientation d'un axe hélicoïdal de l'articulation S-I. Cette étude était basée sur l'implantation de broches sous anesthésie dans les os iliaques de 24 sujets. Les mouvements entre les positions de station debout, de flexion et extension de la colonne lombaire, et d'équilibre unipodal étaient étudiés. La rotation hélicoïdale maximale moyenne retrouvée est de 1,7° ± 0,9° et la meilleure mobilité du sacrum se trouve autour de la composante transversale de l'axe à 1,1° ± 0,8° (dans le plan sagittal). Les amplitudes décrites sont plus faibles et plus précises que dans les études antérieures. Cependant, cette méthodologie très invasive ne permet pas de la confirmer avec une étude actuelle, pour des raisons éthiques.

Des mouvements S-I sont également présents lors de mouvements d'inclinaison latérale du tronc : Drerup *et al.*[9] ont montré que l'os iliaque produisait une rotation de ± 1,5° lorsque 20 personnes atteintes de scoliose se sont inclinées latéralement sur une marche d'escalier de taille connue. Bussey *et al.* (2009)[13] ont remarqué qu'il y a une augmentation de l'amplitude de mouvement dans l'articulation S-I lorsque la hanche est positionnée à 10° d'abduction ou 10° de rotation externe ou les deux ensembles (mobilité augmentée jusqu'à environ 2,5° de rotation de l'os iliaque). D'après ces auteurs, ceci pourrait être expliqué par la différence la localisation et l'orientation des axes de mouvement entre les deux articulations. Inversement, lors de douleurs d'origine S-I, la rotation externe de hanche controlatérale est moins importante.[14] Une revue de littérature de Cho et Kwak (2021)[15] confirme que les mouvements S-I sont d'environ 1° de rotation.

Figure 1

Angle d'inclinaison de la ceinture pelvienne

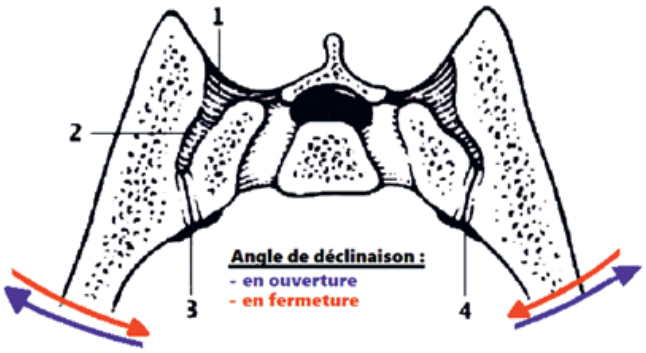


Source : d'après Dall *et al.* (2015)[23] modifié.

Smidt *et al.* (1995)[10] se sont intéressés à la direction des mouvements S-I lorsque la hanche se trouve en position de flexion ou extension lors du mouvement de fente avant gauche et droite, chez 32 participants asymptomatiques. Ils ont utilisé un palpeur-digitaliseur 3D pour obtenir des coordonnées cartésiennes précises au niveau des repères anatomiques des EIPS et des épines iliaques antéro-supérieures (EIAS). Les participants devaient effectuer une fente avant droite (pied droit en avant) et puis une fente avant gauche (pied gauche avant à plat au sol, membre inférieur droit en extension). L'amplitude moyenne déterminée par Smidt *et al.* (1995)[10] de l'os iliaque dans le plan sagittal (antéversion-rétroversion) (Figure 1) entre les positions neutres et de fente avant était de 9°. L'angle de changement de position dans le plan transversal était de 5° (angle de déclinaison) (Figure 2). Les auteurs ont conclu que les mouvements d'antéversion et de rétroversion des os iliaques sont indépendants de la position de la hanche, et présentent une asymétrie lors du changement de la latéralité de la fente. Seuls 10 participants sur 32 ont effectivement présenté le mouvement théorique attendu.

Figure 2

Angle de déclinaison de la ceinture pelvienne. Schéma d'un plan transversal de l'articulation sacro-iliaque (S-I)



1: Ligament S-I dorsal; 2: Ligament S-I interosseux; 3: Ligament S-I ventral; 4: articulation S-I.

Source: d'après Antonin Bergère[24] modifié.

Qualité du test de flexion debout

Fred Mitchell et son fils[4, 5] ont développé le Test de Flexion Debout (TFD) qui est largement utilisé par les ostéopathes et plus généralement par les thérapeutes manuels. Basé sur la palpation du mouvement des EIPS lors de la flexion du tronc, ce test est considéré positif lorsque le praticien perçoit une différence de hauteur relative entre les 2 EIPS supérieure à 1 cm.

Cleland (2006)[16] définit le TFD de la manière suivante: «*Le patient est debout. L'examinateur palpe le bord inférieur des EIPS. Il est demandé au patient de se pencher complètement en avant. Le test est positif pour une hypomobilité S-I si une EIPS se déplace plus crânialement que le côté de contrôle.*». Les coefficients de Kappa inter-examinateurs les plus fiables actuellement sont résumés par Klerkx *et al.* (2020)[17]. Ils ont montré des valeurs entre 0,41 et 0,60, ce qui est qualifié d'accord modéré. En 2000, Sturesson *et al.*[18] ont analysé les mouvements des EIPS lors du TFD. Ils ont montré que les repères EIPS bougent de façon aléatoire et, qu'en station unipodale, un mécanisme d'auto-blocage se met en place pour réduire la mobilité des articulations S-I. Levangie (1999)[19], cité par Cleland (2006)[16], a montré que la sensibilité du TFD était très faible (0,17).

Objectif de l'étude

Ce travail de recherche a pour objectif d'analyser l'asymétrie de déformation tridimensionnelle du pelvis lors du test de flexion debout (TFD) et en position de fentes avant droite et gauche chez des sujets jeunes et asymptomatiques.

MÉTHODE

Population

Huit femmes et huit hommes ont participé à cette étude. Les données anthropométriques des participants sont résumées dans le Tableau 1. Les critères d'inclusion étaient l'âge (moins de 30 ans) et une bonne santé générale. Les participants présentant des douleurs et/ou des pathologies (chroniques ou aigues) au niveau de la colonne lombaire, des articulations S-I ou générales étaient exclus. Le recrutement des participants a été fait chez des étudiants de la même faculté que les expérimentateurs. La puissance statistique calculée pour 16 participants est de 0,892.

Tableau 1

Données anthropométriques des participants

	Hommes	Femmes	Total
Nombre de sujets	8	8	16
Âge (an années)	22,5 ± 2,1	22,6 ± 0,9	22,6 ± 1,5
Taille (en cm)	178,2 ± 8,0	169,0 ± 4,1	173,6 ± 7,8
Poids (en kg)	76,3 ± 5,4	63,5 ± 7,7	69,9 ± 9,2

Matériel

Le Faro® Model N08 Titanium Inspection Arm (Faro Arm), un bras mécanique de mesure 3D, a été utilisé dans cette étude (Figure 3). Cet outil se compose d'un bras avec trois articulations possédant chacune deux degrés de liberté. Au bout de ce bras se trouve un embout interchangeable de 6mm de diamètre qui permet de palper un repère. Le bras mécanique digitalise ce point 3D avec des données cartésiennes dans le logiciel Faro® CAM2® 2018. Ce Faro Arm possède une précision de 0,13 mm d'après Santolaria (2008)[20].

Figure 3

Faro® Model N08 Titanium Inspection Arm (Faro Arm)

Source: www.wesgar.com.

Figure 4

Représentation des différentes étapes de l'étude en fonction du temps

Méthode

Repères anatomiques repérés à la palpation

Neuf repères osseux palpables au niveau de la ceinture pelvienne de chaque participant ont été considérés: trois par aile iliaque (EIAS, bord antérieur de la tubérosité iliaque (aTub-Ilq), et le bord inférieur de l'EIPS) à gauche et à droite et 3 au niveau du sacrum (S2, angles inféro-latéraux (AIL) gauche et droite). Chaque repère a été pointé cinq fois, afin d'avoir une moyenne de ces données et d'augmenter la précision du repérage de ces différentes saillies osseuses à la palpation.

Protocole expérimental

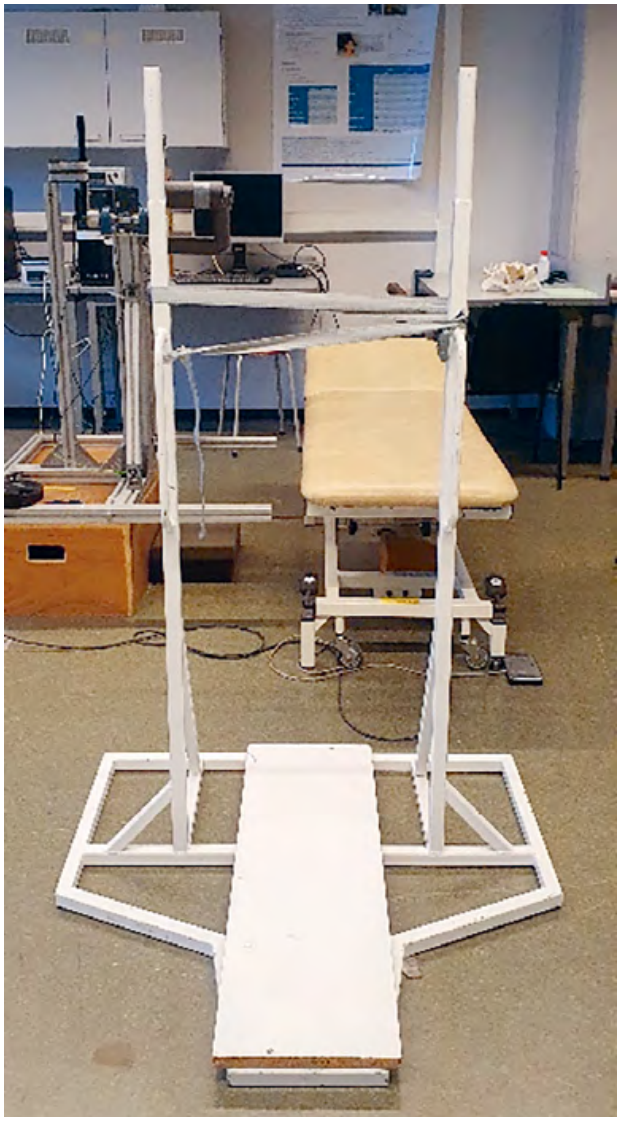
Les différentes étapes du protocole expérimental sont résumées dans la Figure 4. Les données anthropométriques des participants ont été enregistrées: âge, sexe, poids, taille, présence de douleurs lombaires, S-I ou pathologies quelconques connues pouvant constituer un motif d'exclusion. Position initiale neutre: le participant devait se mettre debout en position neutre sur une plateforme fixe au sol. Une sangle transversale a été ajoutée à cette plateforme, qui délimitera la partie antérieure du bassin du participant (Figure 5). La consigne donnée aux participants était de venir toucher la sangle avec la partie antérieure de la ceinture pelvienne ou abdominale, avec les pieds bien fixes au sol, sans étirer ou relâcher cette sangle. Ce faisant, le participant était relâché et pouvait garder son attitude posturale physiologique. Les mesures des différents repères ont été effectuées au moyen du Faro Arm. TFD: Le participant se penchait en avant en fléchissant au maximum sa colonne vertébrale, avec les genoux tendus. La consigne verbale était celle du TFD. Fente avant gauche: le participant positionnait le pied gauche en avant à plat au sol, et la jambe droite était tendue en arrière. Le talon de la jambe postérieure devait rester en contact avec le sol, en position de fente avant maximale. De plus, comme lors du maintien de la position initiale debout ou position neutre, le bassin devait toucher la sangle sans l'étirer. Les neuf repères étaient repris avec le Faro Arm. La quatrième étape était le passage en fente avant droite. Pour finir, l'expérimentateur réalisait un TFD manuel sur le participant. Cette dernière étape a été réalisée à la fin de l'expérimentation afin de ne pas fausser la prise de repères avec l'outil de mesure.

Reproductibilité

Le but de l'étude de reproductibilité était de déterminer l'erreur de mesure inter et intra-session de l'expérimentateur chargé de la palpation et du placement de l'outil du palpeur digital 3D (Faro Arm). Des mesures en position neutre ont été prises. Les repères pris en compte étaient l'EIASg, aTub-Ilq g, EIPSg et S2. Les quatre mesures ont été effectuées dix fois. Entre chaque essai, le sujet et le praticien changeaient de position puis revenaient en position de mesure pour simuler le protocole de position initiale à chaque essai. Ce protocole a été réalisé sur deux jours. Ensuite, un calcul de l'erreur inter session sur chaque coordonnée X, Y, Z avec une corrélation r

Figure 5

Plateforme fixée au sol, avec la sangle au niveau du bassin



de Pearson a été réalisé. L'erreur intra session a été calculée avec l'erreur quadratique moyenne intra session (RMSe intra session). Cette donnée compare le modèle réel par rapport à un modèle attendu (ici la moyenne des dix répétitions journalières). Ceci a permis d'observer quels étaient les points de repère avec la valeur la plus reproductible.

Analyse des données

Les coordonnées X, Y et Z de ces 30 points ont été déterminées par le logiciel CAM2 dans un premier temps. Il s'agit du logiciel fourni par le constructeur du Faro Arm, qui permet de relever les coordonnées 3D (X, Y et Z) de chaque repère osseux, ensuite transféré vers le logiciel MS Excel 2010.

Analyse des fentes avant

Un fichier Excel par participant a été créé. À partir du référentiel externe du Faro Arm : X vers l'arrière dans l'axe sagittal, Y vers le haut dans l'axe vertical, et Z vers la gauche dans l'axe frontal, le centre de repère (0 ; 0 ; 0) se trouvant au niveau de la position de repos du bras mécanique, les angles de déclinaison β et d'inclinaison α des hémi-bassins sont déterminés par des calculs trigonométriques, par la méthode de projection anatomique (Figures 6a et 6b). La différence entre l'angle en position neutre de départ et la fente avant est la déformation de la ceinture pelvienne engendrée lors de ces changements de position. L'angle d'inclinaison peut être calculé pour chaque os iliaque, afin de pouvoir différencier les os iliaques gauches des droits. Cela permet de déterminer de quelle façon le bassin se déplace dans l'espace lors d'une fente avant, et dans quel sens selon le signe de la résultante.

Analyse du TFD

Pour le TFD, les distances EIPSg-S2 et EIPSd-S2 en positions neutre et fléchie ont été calculées (Figure 7). Si une asymétrie de mouvement existe, elle pourra ainsi être quantifiée.

RÉSULTATS

Reproductibilité

Le Tableau 2 expose les valeurs mesurées dix fois d'affilée sur deux jours différents. Ces valeurs correspondent aux coordonnées de l'EIPS, du bord antérieur de la tubérosité

Tableau 2

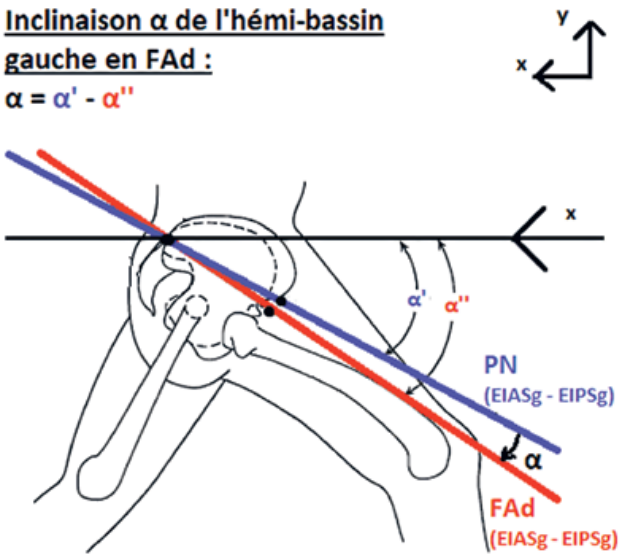
Moyenne, corrélation inter session r et erreur quadratique moyenne intra session (RMSe) des coordonnées X, Y et Z de l'EIPS, de la tubérosité iliaque (aTub-Ilq), de l'EIAS et de S2

		EIPS	aTub-Ilq	EIAS	S2
X	Moyenne X (mm)	265,4	137,7	85,7	284,3
	r, inter session	0,98	0,97	0,95	0,96
	RMSe, intra session (%)	4,3	15,5	12,3	2,8
Y	Moyenne Y (mm)	389,5	409,9	365,1	362,5
	r, inter session	0,95	0,97	0,81	0,91
	RMSe, intra session (%)	0,8	3,0	1,3	1,7
Z	Moyenne Z (mm)	531,0	618,9	582,9	485,0
	r, inter session	0,90	0,99	0,98	0,94
	RMSe, intra session (%)	2,2	2,2	2,5	2,2

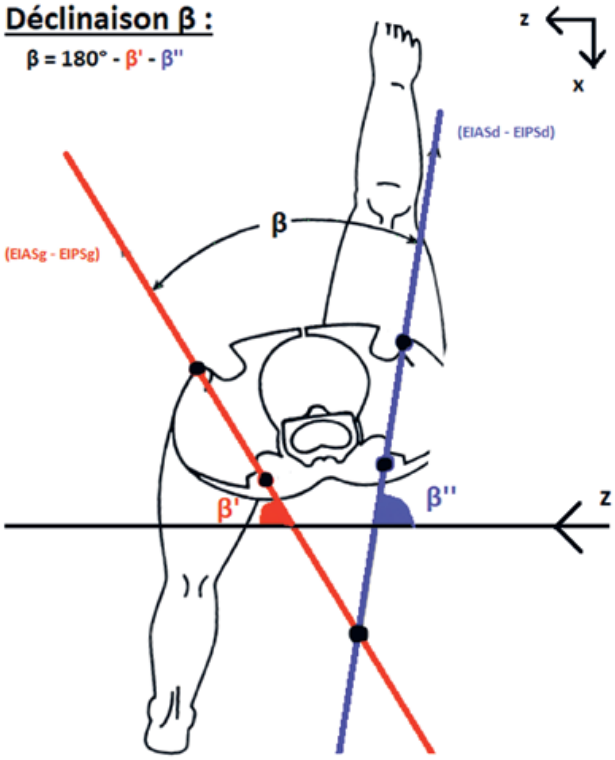
Figures 6a et 6b

Schémas explicatifs de la méthode de calcul (par projections anatomiques) pour les angles de déclinaison β et d'inclinaison α des hémi-bassins

6a : angle d'inclinaison α de l'hémi-bassin gauche en fente avant droite (FAd)



6b : angle de déclinaison β en fente avant droite



FAd : fente avant droite ; **PN :** position neutre.

Source : d'après Smidt *et al.*[10] modifié.

iliaque (aTub-Ilq), de l'EIAS et de S2 du sacrum. Il faut rappeler que, X est l'axe antéro-postérieur, Y l'axe céphalo-caudal et Z l'axe transversal.

Le coefficient de corrélation r a été utilisé pour comparer les mesures sur deux jours différents et sur le même participant. À noter ces coefficients sont tous supérieurs à 0,90 sauf pour la coordonnée Y de l'EIAS. La reproductibilité des mesures faites à la palpation a varié très peu lors la prise des mesures. Les valeurs de l'erreur quadratique moyenne intra session (RMSe) ont toujours été inférieures à 5 %, sauf pour la coordonnée X de la tubérosité iliaque (15,5 %) et la coordonnée X de l'EIAS (12,3 %). Ceci signifie que la répétition des mesures a été plus variable sur l'axe antéro-postérieur pour ces deux repères anatomiques.

Test de flexion debout (TFD)

Coefficient Kappa

Le coefficient Kappa a été calculé pour comparer les mesures des repères du TFD faites manuellement et avec le palpeur digital 3D (Faro Arm) considéré comme « Gold standard. » Le sens positif (+) pour le TFD manuel est décrit lorsque l'expérimentateur perçoit une EIPS plus céphalique que l'autre lors de la flexion debout du participant. Alors que le sens positif pour le TFD du FARO est calculé par rapport à la différence de distance entre l'EIPS et S2 en position neutre et en position de flexion. Le coefficient Kappa est utilisé pour quantifier le taux de concordance entre deux méthodes[21]. Le coefficient Kappa peut varier entre « presque parfait » (0,81 – 1,00), bon accord (0,61 – 0,80), accord modéré (0,41 – 0,60), accord faible (0,21 – 0,40) ou mauvais accord (0 à 0,20). Les résultats de 0,152 dans ce cas ici (Tableau 3) sont qualifiés de « mauvais accord » entre les deux méthodes utilisées.[22]

Distances parcourues lors du TFD

Le Tableau 4 montre les deux distances EIPSg – S2 et EIPSd – S2 entre la position neutre (PN) et le TFD (Figure 7). Un chiffre positif indique un éloignement et un chiffre négatif un rapprochement des deux repères palpés par rapport à S2.

Tableau 3

Calcul de Kappa entre TFD réalisé avec FARO et TFD manuel

		TFD FARO		Total	
		«+ à D»	«+ à G»		Po = 0,563
TFD manuel	«+ à D»	4	5	9	Pe = 0,484
	«+ à G»	2	5	7	
Total		6	10	16	Kappa = 0,152

Les deux TFD sont séparés selon le côté positif trouvé. Po est la concordance observée, Pe est la concordance aléatoire. Kappa = (Po-Pe) / (1-Pe). Pour le TFD manuel, « + à D » signifie que l'examinateur a perçu un mouvement plus céphalique de l'EIPS droite par rapport à l'EIPS gauche. Pour le TFD du FARO, « + à D » signifie que les repères EIPS droit et S2 se sont moins rapprochés (ou plus éloignés) qu'à gauche.

Tableau 4

Données descriptives du déplacement entre l'EIPS (gauche ou droite), et S2. Δ représente la différence entre la position neutre et fléchie, de la distance entre l'EIPS (gauche ou droite) et S2. Δ |G-D| représente la différence absolue (quelle que soit la direction positive ou négative) de la distance parcourue (mm) entre les deux EIPS passant de la position neutre vers la position en flexion.

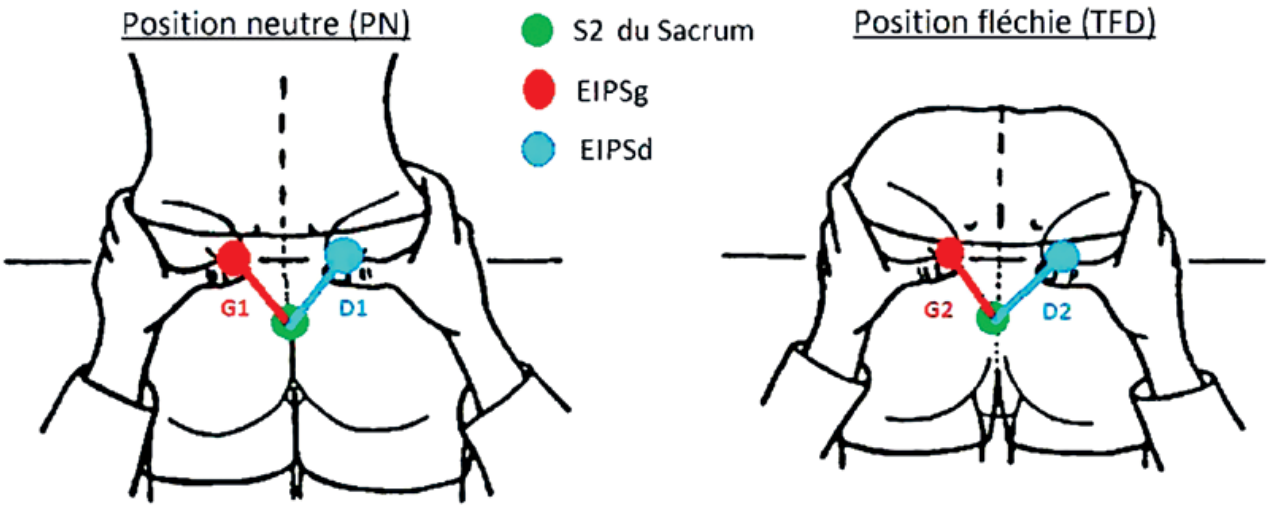
	Δ EIPSg – S2	Δ EIPSd – S2	Δ |G-D|
Moyenne (mm)	2,8	0,4	11,3
Ecart-type (mm)	9,8	14,4	10,0
Minimum (mm)	–16,9	–32,1	0,9
Maximum (mm)	19,4	33,4	32,0

Les signes (+) = éloignement des deux repères par rapport à S2.
Les signes (–) = rapprochement.

Il faut constater qu'en raison de la dispersion inter et intra-participants comprenant autant de signes positifs que négatifs, les valeurs moyennes étaient trop faibles et sont donc

Figure 7

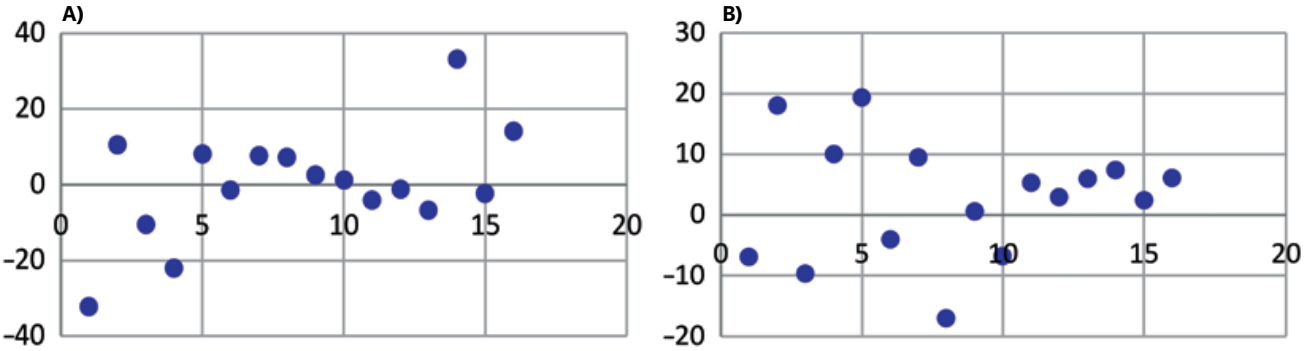
Schémas explicatif des calculs de distance EIPS – S2 lors d'un TFD. G1 et D1 sont les distances de l'EIPS à S2 en position neutre (G pour gauche, D pour droite). G2 et D2 sont les distances EIPS à S2 en position fléchie. Exemple à gauche : Δ EIPSg – S2 = G2 – G1 Δ |G-D| = (ΔEIPSg-S2) – (ΔEIPSd-S2)



Source : dessin tiré de slideplayer.com et modifié sur Paint.

Figure 8

Répartition des différences de distance entre l'EIPS et S2 (A pour la gauche, B pour la droite) de la position neutre à la position fléchie. Les valeurs positives représentent un éloignement des deux repères, et les négatives un rapprochement (en mm).



proches de 0. La troisième colonne du tableau, Δ|G-D|, décrit une comparaison des distances parcourues par les deux EIPS (en mm), comme lors de la réalisation d'un TFD. À noter que l'asymétrie absolue est de 11,3 ± 10,0 mm en moyenne entre les deux repères.

La Figure 8 montre 5 EIPS gauches (31,2 %) et 8 EIPS droites (50 %) s'étant rapprochées (mouvement attendu lors d'un TFD). Cette figure montre également que 11 EIPS gauches (68,7 %) et 8 droites (50 %) se sont éloignées.

Fentes avant

Angles de déclinaisons β en fentes avant

L'angle de déclinaison β correspond au déplacement angulaire entre les deux os iliaques dans le plan transversal (Figure 6b). Le Tableau 5 indique les données descriptives des angles de déclinaison (en degrés) calculés dans les différentes positions. Il faut constater, comme pour les résultats du TFD, qu'à cause de la dispersion des résultats, les moyennes du déplacement étaient faibles et tendant vers 0 mm, et les écart-types étaient d'environ 10 mm. Après l'évaluation de la normalité de la distribution des données, aucune différence significative n'a été mise en évidence lors d'un test t de Student pour échantillons appariés entre les positions neutre et celles de fente avant.

Tableau 5

Statistiques descriptives de l'angle de déclinaison β selon les positions et β du mouvement du bassin dans l'espace à partir de la position neutre à la fente avant (gauche ou droite)

	Angle de déclinaison β en degrés (°)				
	PN	FAg	FAd	β (PN à FAg)	β (PN à FAd)
Moyenne	44,8	45,0	47,1	0,2	2,3
Ecart-type	6,8	6,5	9,7	8,9	10,2
Minimum	32,7	31,8	30,6	–17,1	–14,3
Maximum	56,3	58,2	65,4	15,1	20,6

PN: position neutre; **FAg**: fente avant gauche; **FAd:** fente avant droite; **β:** angle de déclinaison du bassin. Un signe négatif signifie que l'angle s'est fermé, un signe positif qu'il s'est ouvert lors de la fente avant.

Angles d'inclinaisons α en fentes avant

L'angle d'inclinaison α correspond au déplacement angulaire de l'os iliaque dans le plan sagittal (Figure 6a). Le Tableau 6 présente les valeurs d'angle d'inclinaison et sont séparées pour chaque hémi-bassin. Il y a donc eu des déplacements entre la position neutre et les fentes avant, présentant des valeurs négatives (correspondant à une antéversion de l'os iliaque). Le test de Shapiro-Wilk indiquait que les répartitions en position de fente avant et position neutre étaient normales pour les deux hémi-bassins. Un test t de Student pour échantillons appariés montrait des différences hautement significatives pour les os iliaques de la hanche en

Tableau 6

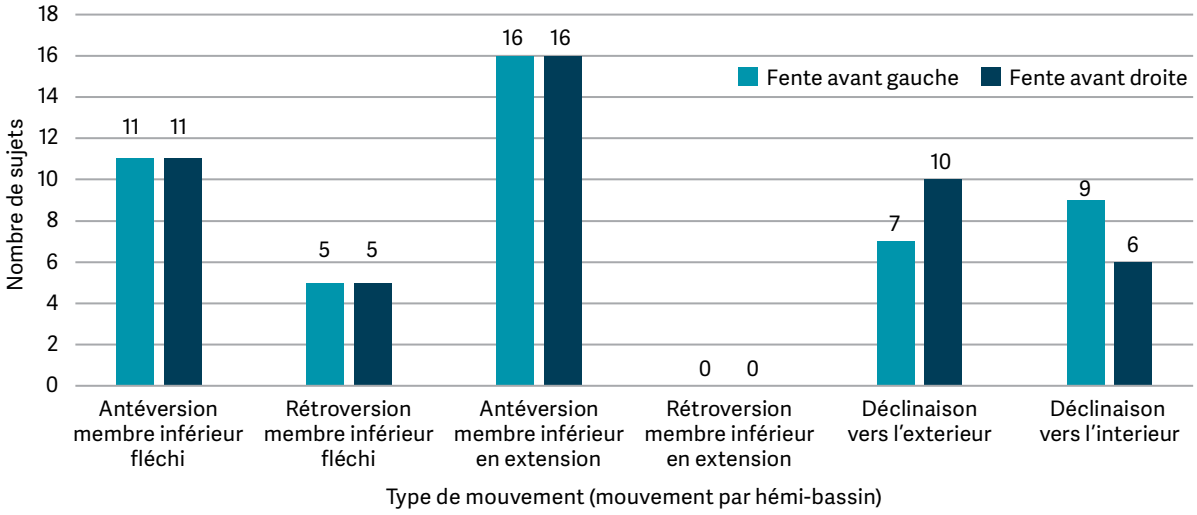
Statistiques descriptives de l'angle d'inclinaison de l'hémi-bassin gauche et droit selon les positions et du changement de position de la ceinture pelvienne à partir de la position neutre à la fente avant (gauche ou droite)

	Angle d'inclinaison α de l'hémi-bassin gauche en degrés (°)				
		Hanche fléchie		Hanche en extension	
	PN	FAg	β (PN à FAg)	FAd	β (PN à FAd)
Moyenne	5,7	11,6	–5,9*	18,5	–12,9***
Ecart-type	5,0	6,6	8,9	5,3	5,3
Minimum	–3,4	–0,6	–20,8	6,1	–22,7
Maximum	13,8	21,1	9,7	27,4	–6,7
	Angle d'inclinaison α de l'hémi-bassin droit en degrés (°)				
		Hanche fléchie		Hanche en extension	
	PN	FAg	β (PN à FAg)	FAd	β (PN à FAd)
Moyenne	7,4	10,1	-2,6	20,6	–13,1***
Ecart-type	5,4	7,7	9,2	5,3	5,0
Minimum	2,3	–2,7	–14,5	6,8	–19,8
Maximum	18,3	22,0	12,1	31,4	–4,9

* indique une p-valeur < 0,05, ** p < 0,01, *** p < 0,001. **PN:** position neutre; **FAg:** fente avant gauche; **FAd:** fente avant droite; **α:** angle d'inclinaison du bassin. Un signe négatif signifie que l'os iliaque a effectué une antéversion, un signe positif signifie qu'il a effectué une rétroversion.

Figure 9

Répartition du changement de position des os iliaques à la suite d'une fente avant



extension. Une différence significative a été montrée pour l'hémi-bassin gauche en FAg (hanche fléchie), mais pas pour l'hémi-bassin droit en FAd ($p > 0,05$).

Répartition des angles de déclinaison et d'inclinaison des os iliaques

La Figure 9 décrit la répartition du changement de position observée entre la fente avant gauche ou droite à partir de la position neutre debout. Pour la hanche en flexion, davantage de déplacements en antéversion de l'os iliaque qu'en rétroversion, qui était le mouvement attendu lors d'une flexion de hanche (69 % vs 31 %) ont été observés. Pour le membre inférieur postérieur de la fente, tous les os iliaques ont effectué de l'antéversion (soit le mouvement attendu). Quant à l'angle de déclinaison, il y a eu 17 situations où le bassin était en ouverture (vers l'extérieur) pour 15 situations en fermeture (vers l'intérieur).

DISCUSSION

Test de flexion debout (TFD)

Coefficient Kappa

Le coefficient Kappa calculé entre le TFD manuel et le TFD par Faro, fut inférieur à 0,20; il est donc qualifié de « mauvais accord » entre les deux méthodes utilisées. Pour Cleland (2006) et pour Klerkx (2020)[16, 17], les coefficients Kappa sur le TFD varient entre 0,30 et 0,60 (« accord modéré »). Ces coefficients Kappa sont calculés sur la perception de mouvement de plusieurs examinateurs. Il n'y a donc pas de méthode de référence (gold standard). En revanche, l'outil de palpation Faro utilisé pour évaluer le déplacement des EIPS permet d'effectuer des calculs de distance entre les repères avec une précision millimétrique et de manière plus objective. L'EIPS qui s'était le plus éloignée de S2 a ainsi pu être déterminée. Le résultat du coefficient de Kappa calculé ici compare le changement de position entre les deux repères et la perception de cette mobilité par l'expérimentateur. Les valeurs Kappa de cette étude sont plus faibles par rapport à ceux rapportés dans la littérature. Ceci laisserait supposer que le Kappa réel est plus faible que les valeurs des coefficients de Kappa rapportés dans la littérature (entre 0,41 et 0,60).[17] Cette différence pourrait également s'expliquer par le nombre d'examinateurs, par le choix des participants (sujets asymptomatiques ou patients), par le nombre de participants et d'autres conditions expérimentales.

Distances parcourues par les EIPS lors du TFD

La reproductibilité du repérage à la palpation de l'EIPS montre un coefficient de corrélation r inter session supérieur ou égal à 0,90 pour toutes les coordonnées, et une erreur quadratique moyenne (RMSe) intra-session inférieur à 4,5 % de la moyenne. Les EIPS sont donc un repère fiable en position de repos debout, reproductible sur plusieurs jours (r, inter session) et également le même jour (RMSe, intra session). L'asymétrie absolue de distance parcourue entre les EIPS et S2 est de 11,3 ± 10,0 mm en moyenne chez des personnes saines. Ceci signifie que les deux EIPS ne parcourent pas nécessairement la même distance lors de la réalisation d'un TFD. Si le mouvement physiologique est asymétrique, le diagnostic d'une hypomobilité ne semble donc pas cohérent à partir d'un TFD. La validité clinique du TFD peut donc être remise en question car une différence de mouvement entre les deux EIPS gauche et droite pourrait être physiologique.

Pour cette partie de l'étude, des termes comme « rapprochement et éloignement » ont été préférés à « antéversion et rétroversion ou iliaque antérieur -postérieur » comme le veut le modèle théorique de Mitchell[4, 5], car les mesures déterminées sont des distances (en mm) et non des rotations (en degrés). De plus, les moyennes des déplacements entre ces deux repères sont de 2,8 ± 9,8 mm à gauche et 0,4 ± 14,4 mm à droite. La distance mesurée entre les repères osseux EIPS et S2 présente une grande dispersion inter-sujet d'un point de vue du mouvement de rapprochement/éloignement. Il n'est donc pas possible d'attribuer cliniquement à l'articulation sacro-iliaque une perte de mobilité lors de ce test, car cette asymétrie est physiologique. Les propositions des travaux comme ceux de Drerup *et al.* (1987)[9] et de Smidt *et al.* (1995)[10] vont dans le même sens que la présente étude : les EIPS ne peuvent pas être considérées comme un bon repère pour évaluer spécifiquement la mobilité sacro-iliaque.

Fentes avant

Les calculs réalisés dans la partie des fentes avant de cette étude ont été effectués sur une base de calcul trigonométrique. Pour calculer les rotations, il n'a été considéré qu'un seul plan à la fois. Ceci signifie que la rotation réelle de l'os iliaque par rapport au sacrum n'a pas pu être calculée. C'est pour cette raison qu'il n'est pas possible de parler de « mobilité sacro-iliaque ». La description des mouvements chez les participants a été définie comme une « déformation de la ceinture pelvienne ». Il n'y a donc aucune certitude que la totalité du mouvement se déroule au niveau de l'articulation sacro-iliaque. Cependant cette étude apporte une vue globale des mouvements du bassin et une évaluation des mouvements des os iliaques gauche et droit par rapport au sacrum.

Les moyennes mesurées pour les angles de déclinaison ont été très faibles (0,2° pour la fente avant gauche et 2,3° pour la fente avant droite). Ceci pourrait être expliqué par la dispersion des données de valeurs de signes opposés, reflétées par des écart-types de 8,9° à gauche et 10,2° à droite. Cela signifie que certains sujets réalisent un mouvement en ouverture et d'autres en fermeture lors d'une fente avant. Dans le plan sagittal, les angles d'inclinaisons présentent une différence très hautement significative ($P < 0{,}001$) par rapport à la position neutre. Cela signifie que l'os iliaque se présente en antéversion lors des mouvements en extension du membre inférieur en fente avant. L'os iliaque réalise une antéversion de 13 ± 5° pour les deux fentes gauche et droite. Pour la hanche fléchie (membre inférieur antérieur dans la fente avant), une différence significative entre la position neutre et la position de fente avant a été mise en évidence pour l'hémi-bassin gauche (5,9 ± 8,9° d'antéversion), mais pas pour l'hémi-bassin droit (2,6 ± 9,2° d'antéversion). Cela signifie que la latéralité pourrait avoir une influence sur les mouvements pelviens. Une très grande dispersion des données, avec des valeurs extrêmes dont le signe varie en sens opposé dans le plan sagittal a été observée. Un déplacement en antéversion pour 22 tests et en rétroversion pour 10 tests a été reproduit. Le modèle théorique de Mitchell peut être remis en question lors des mouvements de flexion de hanche. Cela signifie que l'on ne peut affirmer ni généraliser que lors du mouvement de flexion de la hanche, l'os iliaque réalise toujours une rétroversion, en raison de la grande dispersion inter-individuelle.

Les valeurs moyennes des angles d'inclinaison et de déclinaison des os iliaques semblent correspondre aux amplitudes décrites dans la littérature (angles d'inclinaison comprises entre 2° et 10°, angles de déclinaison entre 1,5° et 5°). Les valeurs enregistrées dans cette étude reflètent la grande dispersion physiologique inter-individuelle. Pour les directions de déplacements, 5 ceintures pelviennes sur 16 ont effectué le mouvement attendu, soit une rétroversion iliaque homolatérale à la hanche en flexion et une antéversion homolatérale à la hanche en extension. Ces résultats correspondent à ceux de Smidt *et al.* (1995)[10] qui présentaient 10 participants sur 32 ayant cette déformation du bassin. Il s'avère donc que ce modèle n'est valide que pour le tiers d'une population jeune et saine.

Les mouvements intrinsèques physiologiques de la ceinture pelvienne seraient propres à chaque individu. Une généralisation à travers un modèle unique serait très restrictive et pourrait influencer de manière erronée le raisonnement clinique. D'autres recherches sont nécessaires afin de comprendre la physiologie des mouvements pelviens. À ce stade, il faut admettre qu'il existe une variabilité inter et intra-individuelle importante (anatomique et biomécanique) des articulations de la ceinture pelvienne. Il conviendrait d'en tenir compte lors de la prise en charge des pathologies du complexe lombo-pelvi-fémoral ou des dysfonctionnements sacro-iliaques.

Limites de l'étude

- Le nombre de sujets était relativement faible et trop homogène en termes d'âge et de mode de vie.
- Toutes les mesures ont été effectuées par le même expérimentateur. Plusieurs expérimentateurs externes seraient nécessaires afin d'obtenir une meilleure reproductibilité inter-opérateur.
- Des erreurs ont pu avoir lieu lors de la palpation des repères osseux qui sont en rapport avec la mobilité cutanée.
- Aucune évaluation des différences de longueur de jambe n'a eu lieu, ce qui pourrait exercer une influence sur certaines mesures.

CONCLUSION

Lors du test de flexion debout (TFD), les résultats montrent une asymétrie physiologique positionnelle moyenne absolue de 11,3 ± 10 mm entre les deux EIPS gauche et droite (quel que soit le sens de l'asymétrie). La palpation manuelle de cette asymétrie présente un accord très faible avec le gold standard (coefficient Kappa = 0,15).

Quant aux positions de fentes avant, un lien semble exister entre la position de la hanche en extension et l'antéversion de l'os iliaque (100 % des cas). Cela n'est pas le cas pour la position de la hanche en flexion (69 % d'antéversions et 31 % de rétroversions) ni pour les angles de déclinaisons de la ceinture pelvienne lors d'une fente avant (17 ouvertures pour 15 fermetures de la ceinture pelvienne).

Chaque participant semble présenter sa propre asymétrie physiologique lors de la déformation-mobilité de la ceinture pelvienne, ce qui rend obsolète l'utilisation clinique du TFD comme outil de diagnostic, ou du moins selon l'interprétation clinique habituellement décrite pour ce test.

IMPLICATIONS POUR LA PRATIQUE

- **Il serait impossible de prévoir un modèle biomécanique unique de base et généralisable pour le déplacement des EIPS lors du test TFD.**
- **La mobilité de chaque hémi-bassin gauche et droite serait indépendante.**
- **Le fait de palper manuellement une asymétrie des EIPS lors du test TFD pourrait être tout à fait physiologique, ce qui remettrait en cause l'utilisation clinique du TFD.**
- **Il serait recommandé d'abandonner le test TFD au profit des tests de provocation de douleur.**

Contact
Pier-Luigi Cianci
pcianci.osteo@outlook.com

Références

1. Gray H and Standring S. Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone, 2004.

2. Gairdner W et Barlow J. Mechanism of the pelvic articulations. Month J Med Sci. 1851;21:289-92.

3. Klein P, Sommerfeld P et Meddeb G. Biomécanique des membres inférieurs. 1st ed. Elsevier; 2008.

4. Mitchell FL. The Muscle Energy Manual. 1st ed. East Lansing, Mich: MET Press, 1995.

5. Mitchell FL, Moran PS et Pruzzo NA. An evaluation and treatment manual of osteopathic muscle energy technique procedures. Mitchell, Moran and Pruzzo, Associates; 1979.

6. Lepers Y et Salem W. La « dysfonction ostéopathique », un pur concept a-priori. Mains libres. 2016;4:43-47.

7. Lavignolle B, Vital JM, Senegas J, Destandau J, Toson B, Bouyx P, Morlier P, Delorme G et Calabet A. An approach to the functional anatomy of the sacroiliac joints in vivo. Anat Clin. 1983;5 (3):169-76.

8. Jacob HA et Kissling RO. The mobility of the sacroiliac joints in healthy volunteers between 20 and 50 years of age. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1995;10 (7):352-361.

9. Drerup B et Hierholzer E. Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface. J Biomech. 1987;20 (10):971-7.

10. Smidt GL, McQuade K, Wei SH et Barakatt E. Sacroiliac kinematics for reciprocal straddle positions. Spine (Phila Pa 1976). 1995;20 (9):1047-54.

11. Smidt GL, Wei SH, McQuade K, Barakatt E, Sun T et Stanford W. Sacroiliac motion for extreme hip positions. A fresh cadaver study. Spine (Phila Pa 1976). 1997;22 (18):2073-82.

12. Vleeming A, Schuenke MD, Masi AT, Carreiro JE, Danneels L et Willard FH. The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications. J Anat. 2012;221 (6):537-67.

13. Bussey MD, Bell ML et Milosavljevic S. The influence of hip abduction and external rotation on sacroiliac motion. Man Ther. 2009;14 (5):520-5.

14. Cibulka MT, Sinacore DR, Cromer GS et Delitto A. Unilateral hip rotation range of motion asymmetry in patients with sacroiliac joint regional pain. Spine (Phila Pa 1976). 1998;23 (9):1009-15.

15. Cho HJ et Kwak DS. Movement of the sacroiliac joint: Anatomy, systematic review, and biomechanical considerations. Proc Inst Mech Eng H. 2021;235 (3):357-364.

16. Cleland J. Ortopaedic Clinical Examination: An Evidence-Based Approach for Physical Therapists. 1st ed. Elsevier; 2006.

17. Klerx SP, Pool JJ M, Coppieters MW et Pool-Goudzwaard AL. Clinimetric properties of sacroiliac joint mobility tests: A systematic review. Muscoskel. Sci. Pract. 2020;48:1020-90.

18. Sturesson B, Uden A et Vleeming A. A radiostereometric analysis of movements of the sacroiliac joints during the standing hip flexion test. Spine (Phila Pa 1976). 2000;25 (3):364-8.

19. Levangie PK. Four clinical tests of sacroiliac joint dysfunction: the association of test results with innominate torsion among patients with and without low back pain. Phys Ther. 1999;79 (11):1043-57.

20. Santolaria J, Aguilar JJ, Yague JA et Pastor J. Kinematic parameter estimation technique for calibration and repeatability improvement of articulated arm coordinate measuring machines. Precis Eng. 2008;32:251-268.

21. Bergeri I, Michel R et Boutin JP. Pour tout savoir ou presque sur le coefficient Kappa... [Everything (or almost everything) about the Kappa coefficient]. Med Trop. 2002;62 (6):634-6.

22. Landis JR et Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. Biometrics. 1977;33 (1):159-74.

23. Dall, Bruce E, et al. Surgery for the Painful, Dysfunctional Sacroiliac Joint A Clinical Guide. 1st ed. Springer International Publishing, 2015.

24. Bergère A. Cartographie T2 en IRM 3T du cartilage des articulations sacro-iliaques: Etude préliminaire. [Thèse de doctorat]. Université de Lille – Medecine. 2015.