

# ÉTUDE CINÉMATIQUE DES ARTICULATIONS SACRO-ILIAQUES

B. LAVIGNOLLE, J. SENEGAS (1), B. TOSON, P. MORLIER (2)

(1) Laboratoire d'Anatomie, Faculté Paul Broca, Université Bordeaux 2

(2) Laboratoire de Mécanique physique, Université de Bordeaux 1

L'anatomie fonctionnelle des articulations sacro-iliaques reste encore une énigme. La solidité des ligaments, des surfaces articulaires irrégulières et complexes et l'importance des forces nécessaires pour obtenir la disjonction de ces articulations seraient plutôt en faveur d'une absence de mobilité, avec un rôle essentiellement statique de transmission des contraintes du poids du corps par l'intermédiaire du sacrum encastré dans les deux os iliaques à la manière d'un coin avec un phénomène de verrouillage automatique de ces articulations selon un double levier de 2° genre caractérisant un système hyperstable.

Néanmoins, il s'agit d'authentiques diarthroses dont la mobilité est "à peine perceptible" selon Testut.

Elles représentent un paradoxe fonctionnel.

- Une grande solidité pour absorber les fortes contraintes grâce à une forme clavetée. Les contraintes en station debout sont de l'ordre de 6 Kgf/cm<sup>2</sup> et augmentent avec l'hyperlordose, l'appui unipodal, les travaux de force et le sport où l'absorption des contraintes est près d'une tonne.

- Un jeu articulaire suffisant pour adapter la filière pelvienne à la progression du fœtus avec les classiques mouvements de nutation et de contre nutation du sacrum et pour permettre les mouvements asymétriques des 2 os iliaques lors de la marche, la course et les activités sportives.

## DONNÉES DE LA LITTÉRATURE

### **1- Le type d'articulation n'est pas encore bien défini :**

Initialement assimilés à des synarthroses, ces articulations furent reconnues comme de véritables diarthroses du genre arthrodié (Meckel, Blondin), puis du genre condylienne (Gegenbaur, Dieulafé, Vallois, Rouvière), puis considérées plutôt comme une articulation mixte d'un type spécial, diarthro-amphiarthrose ; possédant des diarthroses, la capsule, l'appareil ligamentaire et la synoviale ; et des amphiarthroses, un ligament interosseux (Sappey, Farabeuf, Posth, Testut, Hakim et Paturet).

Cassidy a remarqué chez le fœtus un curieux développement ; en effet, contrairement au versant sacré encroûté de cartilage, le versant iliaque présente un fibrocartilage non adhérent à l'os, peut-être lié à l'absence de contraintes. Ceci expliquerait la fréquence à l'âge adulte des scléroses dégénératives sur le versant iliaque.

Weisl par cartographie des surfaces articulaires aboutit à la définition d'une double condylienne séparée par une surface en selle.

Delmas a démontré les variations importantes défiant toute systématisation, en relation avec la morphologie du sacrum, de la ceinture pelvienne et des types rachidiens.

La question reste entière et il semble que la définition de Farabeuf soit encore acceptable :

“diarthrose par emboîtement réciproque avec un rail creux sacré et un rail plein iliaque”. En réalité la disposition s'inverse au-dessous du détroit supérieur. Il faut y ajouter selon l'étude de Wilder, la notion de surfaces articulaires à rayons de courbures variables dans les deux plans frontal et sagittal sans qu'il soit possible de les assimiler à des formes géométriques simples et à des modèles mécaniques élémentaires comme pour les autres articulations.

**2- Les mouvements** ont été longtemps assimilés à une rotation dans le plan parasagittal avec un axe unique perpendiculaire passant soit en arrière par ligament axile, soit par le tubercule de Bonnaire ou sur une zone située à la jonction promontoire sacré selon Weisl. Des phénomènes de translation antéro-postérieure et cranio-caudale du sacrum ont été identifiés expliquant l'écartement des ailes iliaques.

Les techniques radiographiques orthogonales de Bengt Sturesson (1989) sur 25 patients de 19 à 45 ans montrent lors du mouvement de flexion - extension du tronc, une rotation iliaque moyenne de  $2,5^\circ$  ( $0,8$  à  $3,9^\circ$ ) et une translation de  $0,7$  mm ( $0,1$  à  $1,6$  mm) autour de ces articulations.

Wilder par une étude topographique des rayons de courbures des surfaces articulaires dans les deux plans de l'espace, élimine la possibilité d'une rotation autour d'un axe unique au niveau ou au voisinage immédiat de ces articulations. Les axes sont variables selon le mouvement et ne sont pas situés dans les plans conventionnels

sagittal et frontal. La rotation peut survenir que par une séparation des surfaces articulaires grâce à une laxité modérée ligamentaire qui explique un mouvement de translation associée.

Mc Quade et Smidt (1993) ont confirmé par une étude in vivo lors de la marche à grande enjambée chez 38 patients de moins de 25 ans avec le Dynafit system que la rotation est de  $9^\circ$  en moyenne ( $0-24^\circ$ ) dans le plan sagittal et de  $3,5^\circ$  en moyenne ( $0-20^\circ$ ) dans le plan transversal.

Ceci confirme qu'une mobilité non négligeable peut exister avec de probables dérangements sacro-iliaques dont le plus fréquent semble la position d'ilium antérieur avec un système ligamentaire postérieur hyperlaxe avec insuffisance de verrouillage ou soit par lésion ligamentaire liée au surmenage sportif (amplitude extrême de grand écart ou lors de la course).

## ÉTUDE EXPÉRIMENTALE

L'objectif de notre étude a été de définir les axes, les types de dépla-

cements et les amplitudes dans le cas de mouvements précis.

**1- Une étude préliminaire sur des bassins de cadavres frais** (1983), masculins et féminins d'un âge inférieur à 40 ans, a été effectuée pour déterminer les coefficients des mouvements symétriques de nutation et de contre-nutation simulés en laboratoire de biomécanique.

Les bassins ont été sollicités par des forces et des couples simulants les actions musculaires dans l'antéversion et la rétroversion.

Les déplacements correspondants, rotations et translation ont été mesurés par des comparateurs et un système laser optique afin de déterminer les coefficients  $S_{ij}$  de la matrice de souplesse (S).

Chaque os iliaque présente 6 degrés de liberté : 3 translations X, Y, Z, 3 rotations 0X, 0Y, 0Z dans le référentiel X0+, Y0+, Z0+ et le bassin réalise un système à douze degrés de liberté.

La matrice de souplesse (S) comporte ainsi 144 termes et en raison de la symétrie pelvienne, la matrice peut se décomposer en 4 sous-matrices 6 X 6 en utilisant la réciprocité vérifiée par les manipulations sur un héli-bassin (os iliaque-sacrum). Grâce à la relation  $(D_i) = (S_{ij}) (F_j)$  où  $D_i$  représente les déplacements et  $F_j$  les forces généralisées, des mouvements plans ont été simulés et il a été déterminé la position des centres instantanés de rotation dans le plan sagittal.

Ces C.I.R. sont bien situés sur une ligne cranio-caudale en avant et à distance des articulations sacro-iliaques confirmant les travaux de Weisl.

## 2- Étude Cinématique 3D chez le vivant :

L'objectif a été d'analyser les déplacements relatifs des os iliaques par rapport au sacrum lors des mouvements asymétriques du bassin.

25 sujets sportifs asymptomatiques de 16 à 25 ans (12 femmes et 13 hommes) ont été étudiés dans le cas précis des mouvements asymétriques du bassin induits par les mouvements de flexion de la hanche droite (60°) et d'extension de la hanche gauche (15°) simulant la marche et la course.

L'observation radiographique des positions des éléments osseux aux différentes phases du mouvement par rapport à un référentiel ortho-normé tridimensionnel, a nécessité l'utilisation d'un cadre de photogrammétrie de SUH.

Cette méthode permet la reconstruction spatiale à partir des informations recueillies sur une série de films radiographiques orthogonaux.

L'acquisition des données a été effectuée sur une table à digitaliser (Tektronix 4953) reliée à un ordinateur (C II Iris 80) par l'intermédiaire d'un terminal graphique (Tektronix 4012) permettant d'acquérir les données sous la forme de coordonnées rectangulaires de points prédéfinis sur les os en présence.

Compte tenu des faibles amplitudes de déplacements, une étude statistique (test du chi 2) a été nécessaire pour acquérir les coordonnées de la projection de ces points sur les clichés radiographiques avec un seuil de signification estimé à 0,1 et une incertitude de + ou - 0,1 mm, concernant l'hypothèse de l'indépendance des coordonnées par une loi F (x). A la

suite de ces essais, il a été retenu dix visées nécessaires pour chaque points pour un seuil de confiance satisfaisant.

Le traitement des données a été réalisé grâce à un programme de calcul de façon :

- à étudier les déplacements de chaque os par rapport au référentiel absolu et les déplacements relatifs de chaque os iliaques l'un par rapport au sacrum considéré comme immobile.
- à définir la position et la direction des axes de vissage par rapport aux articulations sacro-iliaques, le sens et l'amplitude des rotations et des translations sur ces axes.

La première étape du traitement correspond à la reconstruction spatiale des coordonnées des points dans le repère absolu avec nécessité d'un recalage pour assurer la condition d'indéformabilité selon la méthode des multiplicateurs de Lagrange. Cette condition étant assurée, un référentiel constitué de deux droites sécantes et repérées par leurs coordonnées Plückériennes est affecté aux solides osseux. La dernière étape concerne la modélisation des déplacements et les caractéristiques cinématiques des vissages selon les travaux de Chasles, Rodrigues, Bisshopp, Yang et Freudenstein, Dimnet, Panjabi et White.

### Les conclusions de cette étude sont les suivantes (figure n°1) :

1) La position des axes est variable selon les sujets, mais leur situation est constante en avant et en-dessous des articulations sacro-iliaques.

Ces axes coupent le plan sagittal médian avec des centres instantanés

de rotation au voisinage de la symphyse pubienne.

Ces axes ne sont pas situés dans un plan frontal perpendiculaire aux articulations sacro-iliaques, mais ont toujours une direction oblique postéro-latérale.

2) Les types de déplacements des os iliaques sont identiques chez tous les sujets étudiés, associant rotation et translation sur ces axes avec un phénomène de déverrouillage antérieur des articulations comme en témoignent les translations qui se font le long des axes vers l'avant.

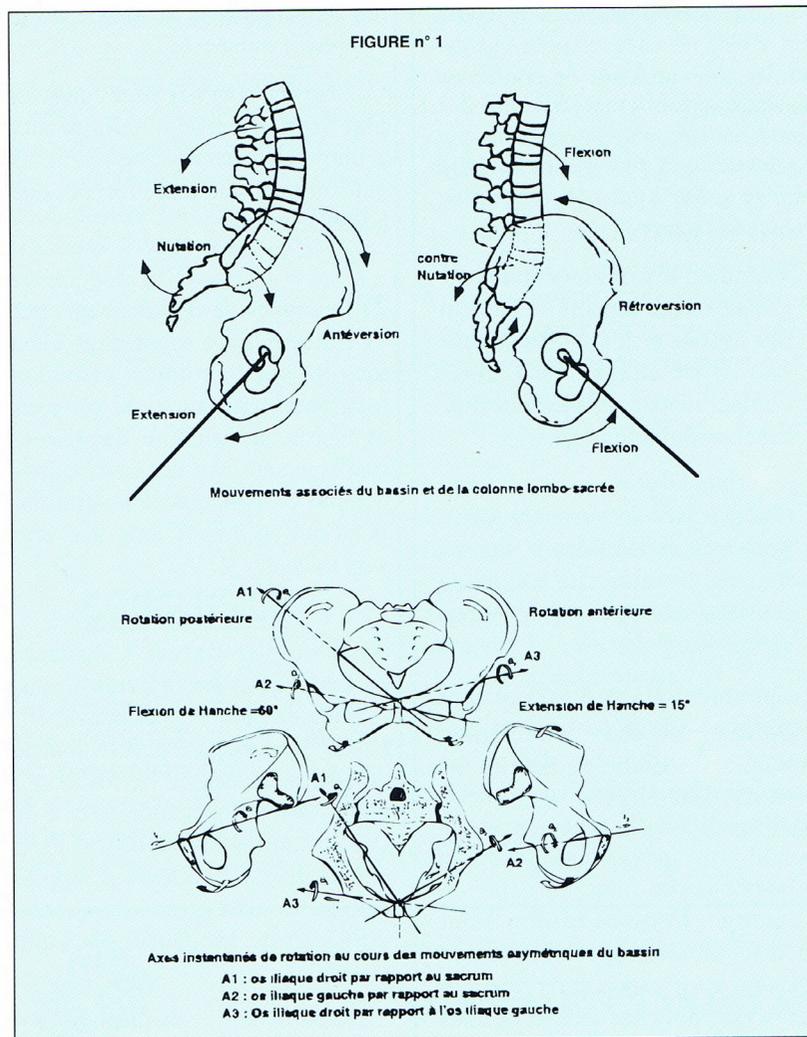
3) L'amplitude est réduite et variable selon les individus, mais se situe en moyenne autour de 10° (6°-20°) de rotation de l'os iliaque du côté de la flexion (rétroversion) par rapport à l'os iliaque du côté de l'extension (antéversion) considéré comme fixe. Ces valeurs se rapprochent des mesures de Grieve (1983) et de Mc Quade et Smidt (1993).

La rotation de l'os iliaque en rétroversion par rapport au sacrum considéré comme fixe en position de nutation est en moyenne de 6° (4°-12°). Cette valeur se rapproche des mesures de Weisl.

La translation d'un os iliaque par rapport à l'autre se situe en moyenne autour de 6 mm (3-8 mm) le long de l'axe qui est à distance de l'articulation avec un phénomène d'amplification du déplacement.

Ces amplitudes sont celles d'une population jeune et sportive où les sollicitations articulaires sont maximales et seraient sans doute plus réduites pour une population plus âgée.

En effet, l'étude de Bengt Strusrensson (1989) donne des



valeurs plus faibles ( $2,5^\circ$  de rotation et  $0,7$  mm de translation) sur une population plus âgée jusqu'à 45 ans, uniquement au cours du mouvement symétrique de flexion-extension du tronc et des déplacements ont été analysés en stéréophotogrammétrie à partir de billes de tantale implantées in vivo dans des sites iliaques et sacrés très proches de l'articulation sacro-iliaque sans tenir compte de l'ensemble des volumes osseux de la ceinture pelvienne.

Notre étude a modélisé les solides osseux à partir de reliefs osseux facilement repérable sur des clichés orthogonaux avec une incertitude de  $+ ou - 0,1$  mm et l'étude

des mouvements asymétriques des os iliaques montrent une mobilité plus importante que dans le mouvement symétrique de flexion-extension où intervient surtout la mobilité rachidienne et celle des coxo-fémorales.

4) Le modèle articulaire ne peut être défini de façon certaine compte tenu du nombre de sujets étudiés, du temps important nécessaire pour les opérations de saisies et les analyses informatisées.

Cependant, cette articulation se rapproche d'une ellipsoïde comme l'articulation sous-astragalienne (sub-talaire) avec un axe oblique

permettant un mouvement de torsion de l'os iliaque avec des rotations inverses autour des axes instantanés et une translation antérieure permettant un certain déverrouillage. Cette torsion iliaque explique d'ailleurs les phénomènes d'écartements et de rapprochement des ailes iliaques lors des mouvements. La symphyse est également associée à ces mouvements lors de la course sous la forme d'écartements de  $1$  mm, de cisaillements verticaux de  $2$  mm et de rotation de  $0,5^\circ$  mesurés par Walheim. L'amplitude des mouvements de la ceinture pelvienne est liée à l'importance de l'hyperlordose et de l'hyperlaxité. Dans ce cas, la réduction des rotations lombaires lors de la marche et de la course est compensée par des mouvements plus importants des os iliaques et de la charnière dorso-lombaire sus-jacente.

Ceci pourrait expliquer les associations de dérangements observés dans certains sports lordosants avec antéversion pelvienne ; blocage sacro-iliaque itératif récidivant, pubalgie, D.I.M. D12-L1.

Dans les conditions de la station debout et de la course, le poids du corps agit dans le plan sagittal avec deux composantes obliques :  $Kx$  parallèle à l'anneau pelvien et  $Ky$  perpendiculaire à  $Kx$ . Le type dynamique sportif de Delmas est hyperlordotique avec une antéversion pelvienne, un sacrum en position de nutation limitée par la tension des ligaments sacro-iliaques, correspondant à une adaptation maximale à la marche bipède. La composante  $Kx$  tend à devenir verticale avec augmentation de contraintes sur les sacro-iliaques et la symphyse pubienne. Ceci a été observé chez le jeune footballeur par Watson avec à la fois des lésions symphysaires et des

consensations sacro-iliaques. La course entraîne ainsi du côté du pas antérieur un moment de décélération avec rotation postérieure de l'hémibassin (équivalent contre-nutation sacrée) et du côté du pas postérieur un moment d'inertie avec rotation antérieure de l'hémibassin (équivalent nutation sacrée). Le stress articulaire en compression sacro-iliaque est maximum du côté du pas antérieur et le stress ligamentaire en traction est maximum du côté du pas postérieur. (Figure n°2)

**En conclusion**, les articulations sacro-iliaques ont une mobilité faible mais réelle surtout chez les adultes jeunes. L'amplitude est proche des rotations segmentaires lombaires (2 à 5°). Elles permettent à la fois la transmission des contraintes du poids du corps vers les membres inférieurs et l'harmonisation des rotations inverses des ceintures et du rachis lors des activités dynamiques. ■

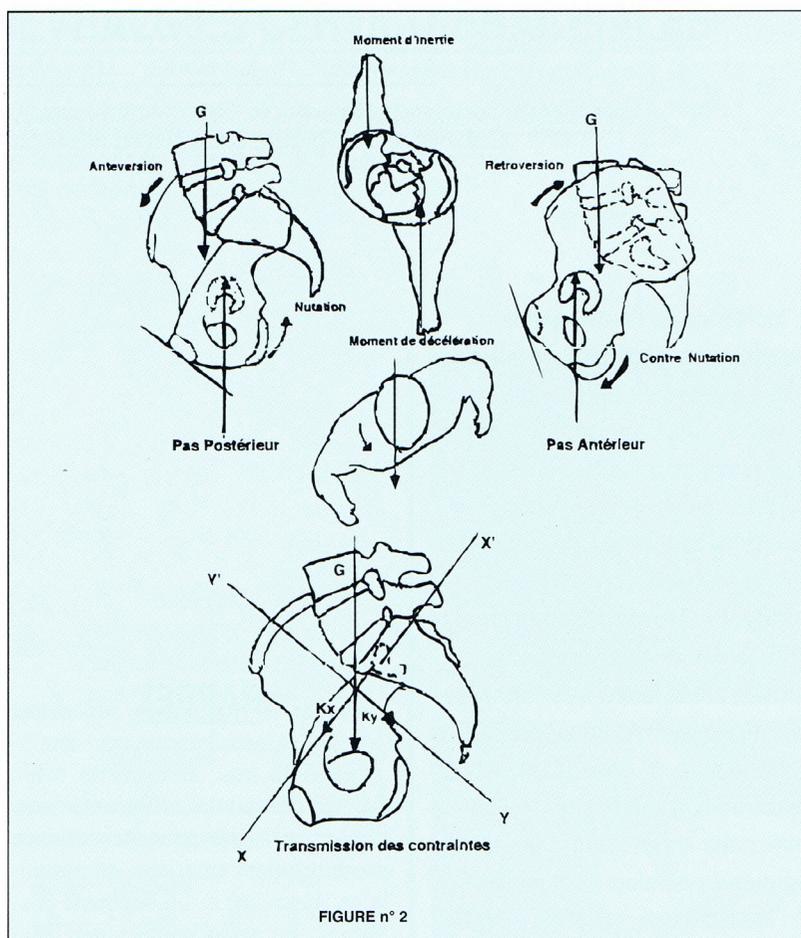


FIGURE n° 2

## RÉFÉRENCES

Bengt Sturesson et al.

*Movement of the sacroiliac joints : a roentgen stereophotogrammetric analysis.*

Spine (1989) 14, 2 : 162-165

Lavignolle B. et al.

*An approach to the functional anatomy of the sacroiliac joints in vivo.*

Anat. Clin. (1983) 5 : 169-176 (36 références)

Maigne R.

*Diagnostic et traitement des douleurs communes d'origine rachidienne*

Expansion scientifique Française Paris, 1989, 516 p.

Toson B.

*Application de la radiologie et de la mécanique à l'étude des mouvements articulaires.*

Thèse doctorat Mécanique physique 1981 n°1615, Université de Bordeaux I

Smidt G.L., Mc Quade et al.

*Sacroiliac kinematics for the stride position.*

comm. congré I.S.S.L.S. Marseille 1993

Wellinger C.

*La sacro-iliaque*

Editions Médicales Specia, Paris, 1988, 129 p.