

# L'INFLUENCE DE LA FLEXION DE HANCHE SUR LA COURBURE LOMBAIRE

K. BUSCHING, J.C. SCHRAMM, T. PAKUSA, H. WITTE

Josephinenstr. 101, 44807 Bochum, Allemagne

## INTRODUCTION

Existe-t-il une relation entre la position des cuisses et la courbure lombaire en position assise ? Cette relation peut-elle être quantifiée ? Pour répondre à ces questions, nous avons analysé *in vivo* comment la courbure lombaire sagittale était influencée par le mouvement des cuisses lors de la position assise dos droit.

## MATERIEL ET METHODE

L'expérimentation a été faite sur 107 adultes sains (47 femmes et 60 hommes d'âge moyen 22 ans), tous volontaires sans antécédent vertébral ayant pris part à l'expérience après consentement informé. La méthode est décrite en détail dans un autre travail (Schramm et al. 1993, 1995).

Pour préparer l'expérience, des marques cutanées ont été faites en regard des épineuses de T12 à S1. Les volontaires étaient assis le dos droit et les jambes pendantes sur une selle de bicyclette. Un dossier élevé et des accoudoirs assuraient une position stable du tronc et des bras. A l'aide d'un système de levier, les jambes étaient surélevées

lentement et symétriquement (Fig. 1).

Les mouvements angulaires sagittaux des cuisses et du pelvis ont été enregistrés par un analyseur de mouvement Zebris® CMS 50. Les résultats étaient visualisés en temps réel sur un écran d'ordinateur, donnant la possibilité d'analyse photographique de la courbure lombaire dans différentes positions. Les mesures étaient enregistrées pour chaque 5 degrés d'élévation des cuisses.

La courbure lombaire a été mesurée selon une méthode proposée

par Fick en 1931 et réalisée par Matzdorff en 1974. Dans cette technique non invasive, le profil de la colonne lombaire est reproduit par des tiges fines appliquées sur la peau au contact de la ligne des épineuses et qui sont repoussées vers l'arrière quand l'épineuse se déplace elle-même vers l'arrière (Fig. 2). Le mouvement consécutif des aiguilles était ensuite reproduit sur des photographies intégrées à un programme Excel®. Les analyses mathématiques et statistiques ont été faites sur des programmes Excel® et Dia-Dago®. Le mouvement sagittal de chacun des seg-

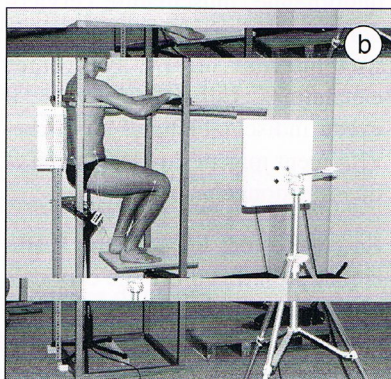
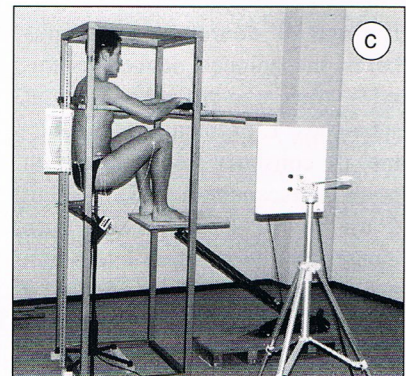
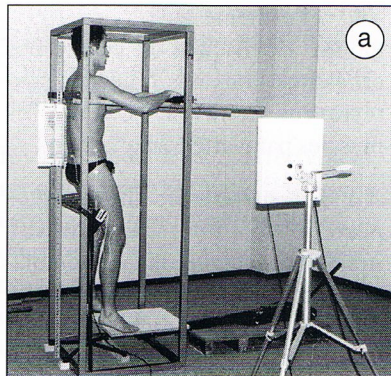


Figure 1a : Volontaire en position debout au commencement de la flexion de hanche (30°) et avec une rotation pelvienne d'environ 105°. Les jambes sont soulevées par une plateforme hydraulique. La courbure lombaire est dessinée par des tiges métalliques.

Figure 1b : Le sujet présente une flexion de hanche d'environ 90°, et une rotation pelvienne d'environ 110°.

Figure 1c : Même sujet en fin de flexion de hanche (130°). La rotation pelvienne est d'environ 119°.

ments vertébraux a été quantifié par rapport à une ligne reliant les épineuses de T12 à S1. Les valeurs positives correspondent à une position en arrière de cette ligne et les valeurs négatives à des valeurs en avant de cette ligne. Le mouvement postérieur des épineuses changeait les valeurs négatives en valeurs positives et augmentait les valeurs positives. Pour chaque volontaire, nous avons collecté tous les profils obtenus en 1 seule et ainsi obtenu des «listings» des profils obtenus (Fig. 3).

## RESULTATS

Assis avec les hanches étendues, 68 % des volontaires présentaient une cyphose lombaire alors que 17% pouvaient être classés comme droits et 15% présentaient une lordose (Fig. 4). En flexion maximale, une cyphose apparaissait dans 89 % des cas, un aspect rectiligne dans 3% et dans 8 % des cas, on observait une lordose.

Contrastant avec les notions classiques sur la position assise dos droit, le profil normal de la colonne vertébrale lombaire chez un sujet assis est donc en cyphose par opposition au profil en station debout. Le profil lordotique reste lordotique ou devient droit ou cyphotique. Le profil rectiligne reste rectiligne ou passe en cyphose.

Un phénomène intéressant, apparaissant de façon systématique, peut être montré : commençant pour une flexion de hanche de  $90^\circ \pm 12^\circ$ , démarrant au niveau du segment le plus caudal (Fig. 5), les segments mobiles lombaires sont recrutés un

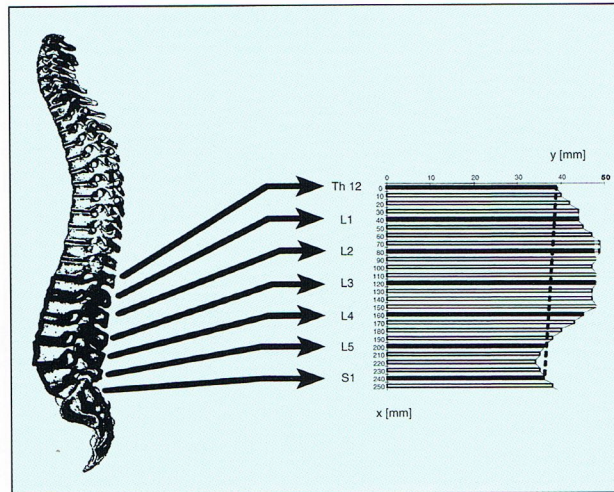


Figure 2a : Correspondance entre le profil lombaire et le profil des tiges métalliques.

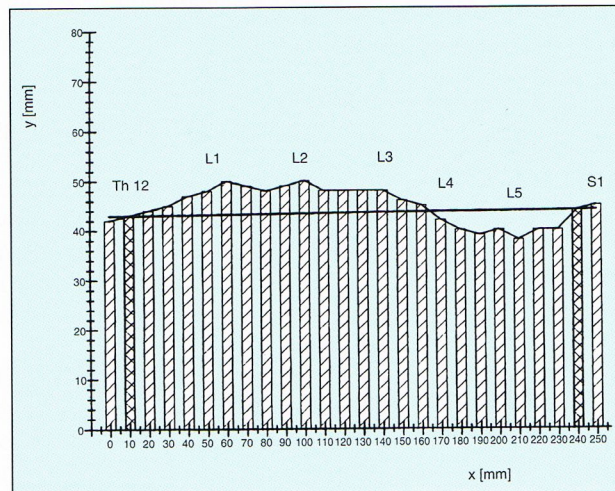


Figure 2b : Mêmes profils qu'en 2a, après rotation antihoraire  $90^\circ$ . Les tiges représentant T12 et S1 sont reliées par une ligne droite.

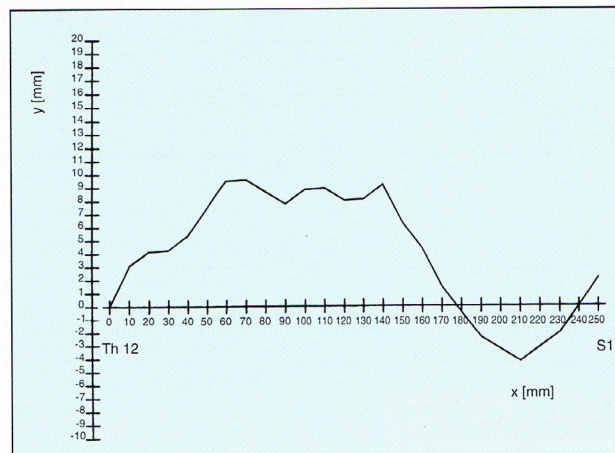


Figure 2c : Obtention de la courbe définitive : pour chaque tige métallique, le déplacement est rapporté à la ligne horizontale tracée en 2b

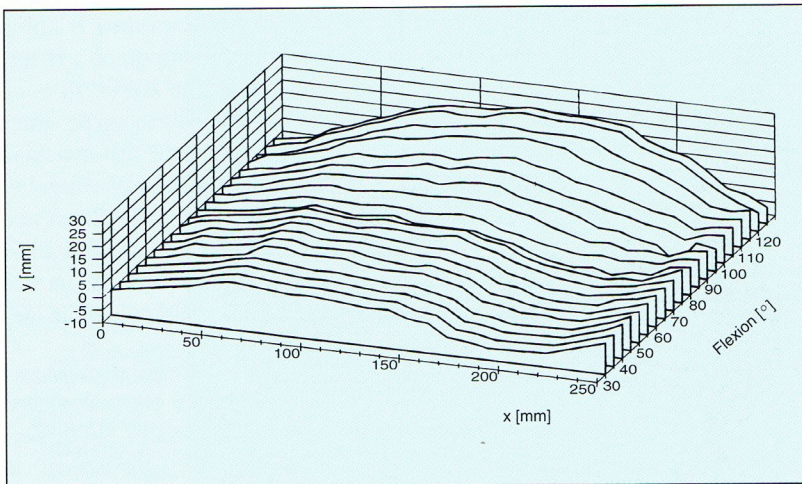


Figure 3 : Les différentes courbes lombaires en fonction de la flexion de hanche chez un même sujet. Il y a 5° de flexion de hanche d'une courbe à l'autre. T12 est à gauche, S1 à droite.

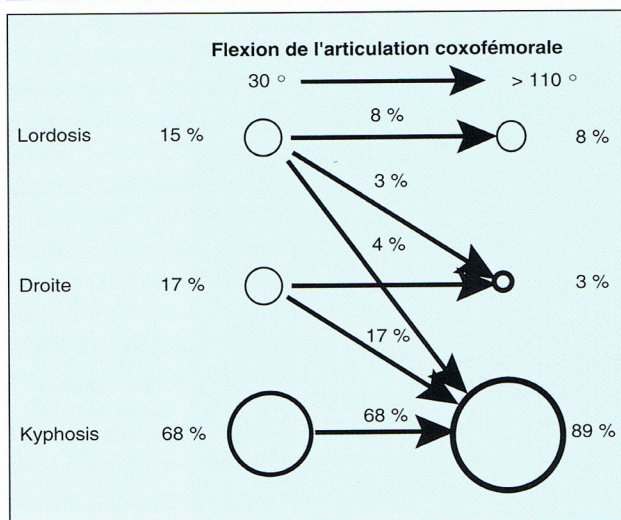


Figure 4 : Les différents types de courbure lombaire en début et en fin de flexion de hanche.

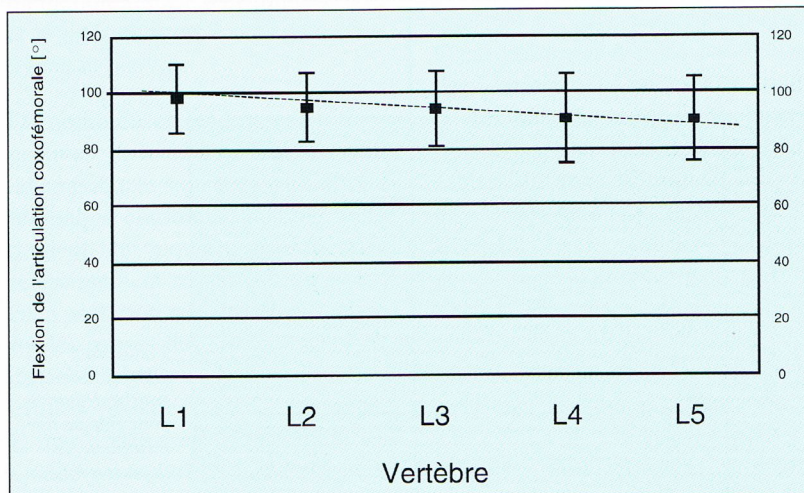


Figure 5 : L'angle de flexion de la coxo-fémorale pour lequel la cyphose est la plus marquée dans chacun des segment mobile correspondant.

par un pour chaque  $2^\circ \pm 1^\circ$  de flexion de hanche, pour atteindre leur position définitive en cyphose.

## DISCUSSION

La lordose est un phénomène lié à la bipédie et à la marche (Preuschott et al, 1988). En position assise, elle reste l'exception et non la norme telle qu'elle était définie dans la littérature. Même dans des positions assises le dos plutôt droit et les hanches en extension, la majorité d'entre nous se mettent en cyphose ou en position de colonne lombaire droite (dans cette étude,  $68\% + 17\% = 85\%$  des sujets). Au-dessus de  $90^\circ$  de flexion de hanche, il y a inévitablement une flexion de la colonne vertébrale. En dessous de cet angle, tous les volontaires montraient une tendance à la cyphose lombaire par des mouvements postérieurs des épineuses (donc des vertèbres), venant à une complète délordose chez 7 autres pour cent des sujets. Les mouvements des cuisses étaient répercutés à la colonne lombaire par l'anneau pelvien. La structure assurant le couplage du fémur et du pelvis est l'appareil ligamentaire (Pakusa et al, 1995). De même que pour le premier élément de cette chaîne fonctionnelle fémur-pelvis-dos, la hanche et sa capsule (Pakusa et al, 1996), le couplage entre le pelvis et la colonne vertébrale est enraidit quand la flexion de hanche excède  $90^\circ$ .

Pour chaque deux degrés supplémentaires de flexion de hanche, un segment mobile est recruté dans un mouvement de cyphose définitive qui commence à L5-S1 et qui montre progressivement vers L1-L2. Le substrat de ce couplage

pourrait être soit les ligaments soit les capsules des petites articulations intervertébrales, les disques ou la musculature (Witte, 1996). Pour illustrer le couplage de ces segments mobiles, on peut considérer un modèle de chaîne dont les anneaux seraient connectés par ces structures. Les résultats d'analyse des mouvements en flexion sur des colonnes vertébrales disséquées (Panjabi et al 1981) associés à nos propres résultats mettent en évidence le fait que la musculature pourrait être de plus grande importance pour ce couplage que les structures ligamentaires.

## CONCLUSION

**A** la partie initiale du mouvement de flexion de hanche en position assise dos droit, contrairement aux notions classiques (1) le profil normal de la colonne lombaire est une cyphose et (2) seuls 15% des volontaires sont assis en exhibant une lordose lombaire.

En fin de flexion de hanche dans cette même position assise dos droit, neuf volontaires sur dix sont en cyphose lombaire.

Il est possible de se référer à deux modèles de chaîne fonctionnelle illustrant les mouvements couplés

de la cuisse, du pelvis et du rachis lombaire. Pour un angle de flexion de hanche d'environ 90°, nous avons observé l'apparition d'une cyphose dans les segments mobiles lombaires les plus bas (L5-S1). Le mouvement des cuisses était couplé par l'anneau pelvien. Le deuxième phénomène intéressant était le comportement du rachis lombaire selon un modèle de chaîne : un par un, les segments mobiles lombaires étaient recrutés pour chaque 2° ± 1° de flexion de hanche pour achever leur mise en cyphose définitive en fin de mouvement.

## REFERENCES

1. **Busching K, Witte H, Schramm JC, Recknagel S, Pakusa T & Preuschoft H** (1995): How do Movements of the Thigh influence the lumbar vertebral Shape in upright sitting Position? - *Surg. Radiol. Anat.* 17(3): 207.
2. **Fick R** (1931): Über die Bewegungen und Muskularbeit an den Sprunggelenken des Menschen. - *Sonderausgabe aus den Sitzungsberichten der Preussischen Akademie der Wissenschaften, Bd. 22.*
3. **Keegan JJ** (1953): Alterations of the Lumbar Curve related to Posture and Seating. *JBJS 35A* (3): 589 - 603
4. **Kramer J** (1973): Biomechanische Veränderungen im lumbalen Bewegungssegment. In: *Junghans H (ed.): Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 58. Hippokrates, Stuttgart.*
5. **Matzdorff J** (1974): Die au 3eren Wirbelsäulenwinkel in der Sagittalebene des Menschen in Rassen-, Geschlechts- und Altersspezifischer Differenzierung. - *Habilitations schrift Kiel.*
6. **Nentwig CG, Kramer J & Ullrich CH** (1993): Die Ruckenschule. *Enke, Stuttgart.*
7. **Pakusa T, Witte H, Schramm JC, Busching K & Preuschoft H** (1995): «The Structure below»: Coupling between Motions of the Thigh and of the Pelvis - functional Aspects and their anatomical Bases. - *Surg. Radiol. Anat.* 17(3): 223.
8. **Pakusa et al.** (1996): *this Vol.*
9. **Panjabi MM, Kray MH & Goel VK** (1981): A Technique for Measurement and Description of three-dimensional six-degree-of-freedom Motion of a Body Joint with an Application to the human Spine. - *J. Biomech.* 14: 447-460
10. **Panjabi MM, Takata K & Goel K** (1983): Kinematics of Lumbar Intervertebral Foramen. *Spine* 8(4): 348 - 357
11. **Preuschoft H, Hayama S & Gunther MM** (1988): Curvature of the Lumbar Spine as a Consequence of Mechanical Necessities in Japanese Macaques trained for Bipedalism. *Folia Primatologica* 50: 42 - 58.
12. **Putz R & Muller-Gerbl M** (1994): Die Wirbelsäule - eine Fehlentwicklung der Evolution? - In: *Wolter D & Seide K (eds.): Berufskrankheit 2108. Kausalität und Abgrenzungskriterien. Springer, Berlin.*
13. **Schoppoff E, Pingel TH & Langlotz F** (1993): Numerical investigations of the Biomechanical Behaviour of the lumbar intervertebral Joint on the shear Load and compressive Load. *Proc. Int. Soc. Biom. (ISB), Paris, 1214-1215*
14. **Schramm JC, Witte H, Recknagel S, Busching K, Pakusa T & Preuschoft H** (1993): Interdependencies between the Shape of the vertebral Column and Movements of the Thigh. - *Surg. Radiol. Anat.* 15: 244.
15. **Schramm JC, Witte H, Recknagel S, Busching K, Pakusa T & Preuschoft H** (1995): Formveränderungen der LWS in Abhängigkeit von passiven Auslenkungen der unteren - *Extremitäten in der Sagittalebene. Z. Orthop., in review.*
16. **Sobotta J** (1993): Atlas der Anatomie des Menschen. 20th edition. *Putz R & Pabst R. (eds.): Urban & Schwarzenberg, München.*
17. **Witte H.** (1996): Beiträge zur Anatomie und Biomechanik elastischer Elemente im Bewegungsapparat. *Habilitationschrift Bochum.*