

COMMUNICATION

Biomécanique du disque lombaire normal et pathologique

MOTS-CLÉS : DISQUE INTERVERTÉBRAL. BARYCENTRÉMÉTRIE. ALIGNEMENT POSTURAL. MODÉLISATION PERSONNALISÉE

Biomechanics of the lumbar intervertebral disc

KEY-WORDS: INTERVERTEBRAL DISC. BARYCENTREMETRY. POSTURAL ALIGNMENT. PERSONALIZED MODELING

Philippe ROUCH *, Wafa SKALLI

Les auteurs déclarent n'avoir aucun lien d'intérêt en relation avec le contenu de cet article.

RÉSUMÉ

Le disque intervertébral est au cœur du fonctionnement de l'être humain. Ses fonctions biomécaniques sont très complexes et leur dégradation peut engendrer une cascade biomécanique très pénalisante pour le patient. Nous présentons ici, une synthèse de l'état de l'art relative à la biomécanique du disque lombaire ainsi que des perspectives de recherche et d'applications cliniques issues de travaux récents menés à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak.

SUMMARY

The intervertebral disc is at the center of the functioning of the human being. Its biomechanical functions are very complex and their degradation may cause major issues for the patient. We present here a synthesis of the state of the art regarding the biomechanics of the lumbar disc as prospects of research and clinical applications coming from recent research done at the Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak.

* Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak — Arts et Métiers ParisTech, 151 boulevard de l'hôpital, 75013 Paris ; e-mail : philippe.rouch@ensam.eu

Tirés à part : Professeur Philippe ROUCH, même adresse
Article reçu le 26 janvier 2016

INTRODUCTION

L'Homme possède une structure neuro-musculo-squelettique très particulière liée à sa bipédie [1]. Derrière cette singularité du monde animal se cache une richesse et une complexité biomécanique remarquable permettant à cette structure de réaliser un grand nombre de fonctions. Le rachis est l'élément emblématique de ce système intégré : il permet à l'Homme de supporter son propre poids y compris dans des configurations spécifiques, il lui permet de se mouvoir dans l'espace avec une grande amplitude de mouvements, il permet de protéger la moelle épinière et il filtre les chocs générés par les membres inférieurs lors du mouvement. Certaines de ces fonctions pourraient paraître de prime abord antinomiques : stabilité et mouvement, raideur et flexibilité, dissipation et posture économique. Toutefois, il n'en est rien grâce en particulier à un composant remarquable : le disque intervertébral (DIV). Cependant, celui-ci peut être sujet à des dysfonctionnements qui posent des défis majeurs. En effet la dégénérescence du disque intervertébral, chez le sujet jeune ou au cours du vieillissement, entraîne des cascades biomécaniques qui peuvent conduire à des douleurs invalidantes. Cette dégénération peut aussi être iatrogène, comme par exemple pour les disques adjacents à une instrumentation rachidienne.

Il est donc important de comprendre finement les mécanismes de fonctionnement et de dégénérescence du disque intervertébral, à la fois pour envisager les évolutions thérapeutiques à venir compte tenu du formidable développement du génie tissulaire et des nouveaux matériaux, et pour répondre aux défis thérapeutiques d'aujourd'hui avec par exemple le développement des prothèses de disque intervertébral. Bien entendu, l'étude du disque intervertébral est un domaine hautement pluridisciplinaire, dans lequel l'ingénieur biomécanicien contribue à la caractérisation structurale multi-échelle de cette structure et à sa modélisation biomécanique.

Après un bref rappel d'anatomie nous présenterons ici les moyens de caractérisation à l'échelle microstructurale et macrostructurale du disque intervertébral lombaire, ainsi que les avancées en modélisation biomécanique. Les exemples présentés seront en particulier issus des travaux de recherche menés à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak d'Arts et Métiers ParisTech.

ANATOMIE ET CARACTÉRISATION STRUCTURALE

Le disque intervertébral est une structure biomécanique complexe constituée d'un *annulus fibrosus* périphérique, composé de lamelles concentriques et d'un *nucleus pulposus* central riche en protéoglycanes ; la transition entre ces deux composants étant progressive [2]. L'analyse à une échelle micro vise à comprendre comment l'architecture mécanique des réseaux de fibres de collagène et d'élastine des couches de l'*annulus* et sa combinaison avec un *nucleus* se rapprochant très fortement d'une structure incompressible confèrent au disque son comportement mécanique remarquable, capable en particulier de supporter de très fortes charges axiales [3]. De nombreux auteurs ont étudié cette anatomie et ses liens avec les propriétés

mécaniques [4-7]. La récente étude [8] menée à l'Institut a permis pour la première fois de proposer un dispositif expérimental permettant de réaliser une cartographie tridimensionnelle du disque intervertébral. Après fixation d'un disque dans un bloc de résine, le processus consiste à coupler un système de micro-fraisage à commande numérique (réalisant un enlèvement de matière par couches transverses) à un microscope optique utilisant une lumière blanche (6500 K) polarisée circulaire en mode transmission ou en mode réflexion. L'utilisation d'une caméra microscope CMOS à 5 millions de pixels permet de réaliser une succession d'images contiguës à une échelle nanométrique. L'assemblage de ces images (près d'une centaine) permet de réaliser une cartographie du disque telle qu'illustrée en figure 1.

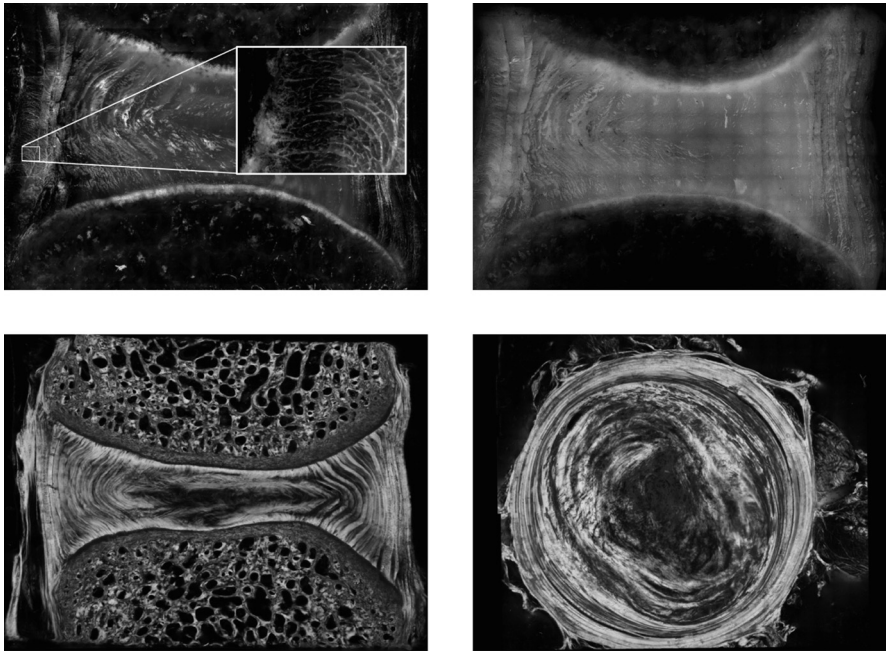


FIG. 1. — Imagerie du disque par système de micro-fraisage 3D (source Clayton Adam).

Les possibilités quasi-infinies de zoom dans ces images à très haute résolution nous permettent de mieux appréhender les réseaux de fibres de collagène et d'élastine, leurs variations d'épaisseur, leur orientation, et de mieux analyser le rôle structural et mécanique de cet arrangement très spécifique. Le fait que certaines lamelles ne soient pas continues sur toute la périphérie, et la confirmation de l'existence de ponts transverses en élastine, déjà évoquée par [9], nous permettent de mieux comprendre cette capacité de très grande déformation et de retour élastique sous l'effet d'une charge de compression, associée à une raideur en torsion du fait de l'orientation des fibres de collagène. La modélisation en éléments finis basée sur la géométrie fine du disque qui a découlé de ce travail a permis de faire varier virtuellement la cohésion

inter-lamellaire issue de ces ponts et de démontrer que la résistance au cisaillement inter-lamellaire a une grande influence sur la rigidité en compression du disque, suggérant que ces ponts inter-lamellaires pourraient être importants à prendre en compte pour mieux comprendre les phénomènes dégénératifs.

ÉTUDES DES MOBILITÉS ET CARACTÉRISATION MÉCANIQUE

Si les disques qui composent le rachis lui permettent de supporter de fortes charges, ils lui permettent aussi le mouvement. Le DIV constitue une liaison entre les deux vertèbres permettant d'assurer la mobilité dans les différents plans de l'espace, et son comportement interagit avec celui de l'arc postérieur, en particulier du fait de l'orientation des facettes articulaires. Les analyses expérimentales *in vitro* permettent d'évaluer très finement les relations entre le chargement appliqué sur les vertèbres et les mobilités en translation ou en rotation, et ceci pour des segments vertébraux intacts, lésés ou restaurés. La figure 2 représente le banc d'essais conçu et réalisé à l'Institut pour réaliser les essais dans un système de radiographie bi-plane. Le montage permet d'encasturer le sacrum à l'aide de résine en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) et de générer des couples purs sur la vertèbre supérieure à l'aide de servomoteurs.

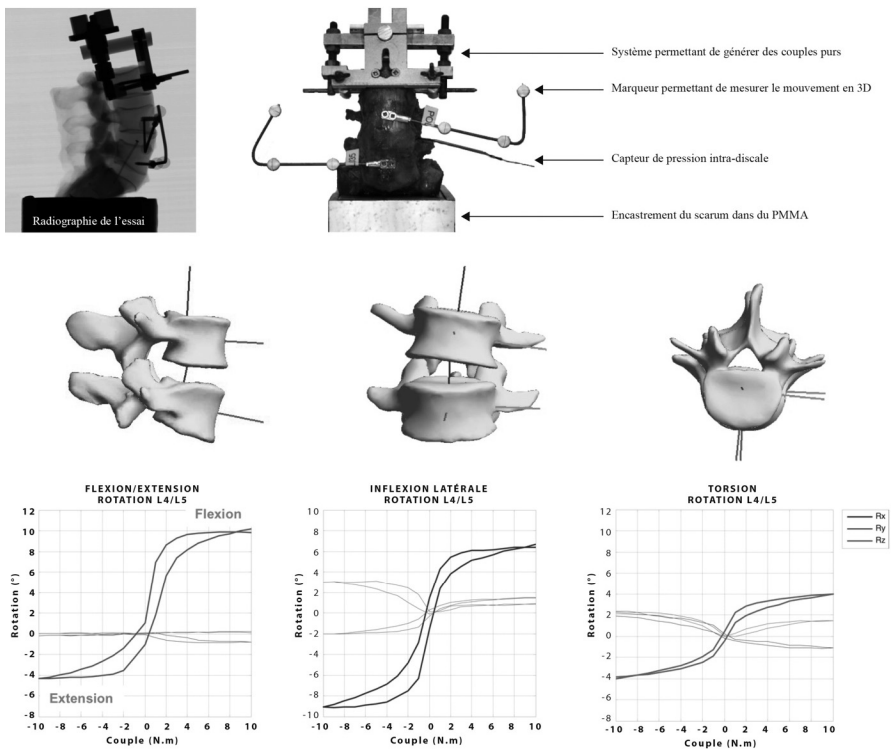


FIG. 2. — Banc d'essai pour unité fonctionnelle intacte, lésée ou instrumentée.

Les vertèbres sont libres de se mouvoir et aucune contrainte cinématique n'est imposée par le montage afin de se prémunir de tout conflit cinématique non physiologique. Le mouvement de chaque vertèbre de la partie du rachis testé est mesuré en 3D sous l'effet des couples de flexion/extension, inflexion latérale et torsion, permettant ainsi d'analyser la répartition des amplitudes de mouvement par niveau vertébral. On retrouve par exemple en moyenne pour une unité fonctionnelle intacte la répartition suivante en flexion : 25 % pour S1-L5, 25 % pour L5-L4, 22 % pour L3-L4, 16 % pour L2-L3 et 12 % pour L1-L2. Ces informations sont essentielles au chirurgien car elles définissent les pertes de mobilité que le patient devra compenser en cas d'arthrodèse aux niveaux adjacents à l'instrumentation ou dans d'autres secteurs. Les relations rotation/couple qui découlent de ces essais *in vitro* sont elles aussi très riches d'informations car elles nous renseignent sur le comportement visco-élastique non linéaire du disque intervertébral, et nous permettent aussi de définir des corridors de normalité.

Ces essais biomécaniques sont largement utilisés pour objectiver l'effet de lésions ou d'instrumentations rachidiennes, qu'il s'agisse de matériel d'ostéosynthèse ou d'implants de non fusion, et en particulier, de prothèses de disque intervertébral. La réalisation des essais dans le système de radiographies bi-planes permet de s'appuyer sur la modélisation géométrique personnalisée des vertèbres pour créer un modèle cinématique 3D complet, afin d'analyser également la localisation des centres de rotation et de visualiser le renflement du disque intervertébral, en particulier au niveau adjacent à l'instrumentation. Ces essais permettent également de valider des modèles biomécaniques, véritables maquettes virtuelles dans lesquelles sont représentées de manière macroscopique les caractéristiques géométriques et mécaniques des différents composants. Les simulations biomécaniques ont ainsi permis de mieux comprendre les paramètres qui régissent le comportement de cette structure complexe, et apportent une aide à la conception d'implants innovants [10].

ANALYSE *IN VIVO* ET MODÉLISATION PERSONNALISÉE

Au delà de ces analyses *ex vivo*, l'analyse *in vivo* est indispensable car les mécanismes de dégradation du disque intervertébral peuvent être multifactoriels. La personnalisation progressive des modèles ouvre des perspectives vers leur utilisation pour la prise en compte des spécificités de chaque patient et l'évolution vers une médecine individualisée. Cette personnalisation passe en particulier par la capacité à évaluer les propriétés mécaniques du DIV de façon non invasive. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) et en particulier la séquence T2* [11] a très rapidement été utilisée pour quantifier le taux d'hydratation des disques intervertébraux et établir les liens entre ce taux et la dégénérescence discale ainsi que les propriétés mécaniques [12]. Des essais de relaxation (application d'une force constante de 400 N sur une unité fonctionnelle pendant 10 min) corrélés à des examens IRM ont pu démontrer une corrélation entre la dégénérescence discale et les paramètres de

raideur et de viscosité. La faible disponibilité des IRM ainsi que leur coût rendent toutefois ces mesures difficilement applicables au quotidien. Une récente étude menée à l'Institut a permis d'établir ces corrélations à l'aide d'un système d'élastographie ultrasonore [13,14,15] comme le montre la figure 3.

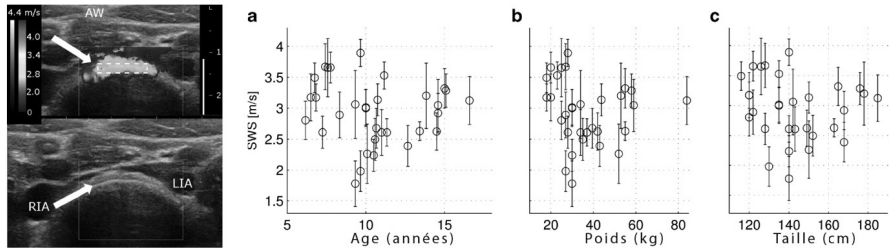


FIG. 3. — Corrélations des propriétés mécaniques du DIV avec l'âge, le poids et la taille.

Si les systèmes d'élastographie ultrasonore permettent d'évaluer le module d'Young sur les tissus isotropes [16], le cas du disque intervertébral est plus complexe de par sa nature très fibreuse. Les corrélations sont dans ce cas directement construites par rapport aux vitesses de propagation des ondes de cisaillement (Shear Wave Speed : SWS). Cette étude démontre la faisabilité de mesures ultrasonores pour le rachis lombaire de l'enfant ainsi que pour le rachis cervical de l'adulte dans le but d'une estimation rapide et non invasive du statut biomécanique de l'*annulus*, qui pourrait être particulièrement utile pour apprécier une dégénérescence discale.

La personnalisation des chargements statiques et dynamiques appliqués sur le disque intervertébral représente également un enjeu de recherche. Les bases de données obtenues par mesures invasives de pression intra-discale depuis les années 60 [3,17,18,19] ou par utilisation d'implants rachidiens munis de systèmes télémétriques [20, 21] nous renseignent sur ces chargements *in vivo*. Ces études reportent des pressions dans le *nucleus* allant de 0,1 MPa en position allongée sur le dos à 0,5 MPa en position érigée pour atteindre 2,5 MPa lors du soulèvement d'une charge de 20 kg. Mais ces valeurs peuvent être très largement augmentées en cas de troubles de l'alignement postural ou lors d'activités mal contrôlées (comme soulever une charge lourde ou le facteur d'amplification est un facteur 5 [18]). Par ailleurs, une unité fonctionnelle lombaire peut supporter une charge axiale centrée allant de 3 000 à 6 000 N (soit de 300 à 600kg), alors qu'une charge décentrée générera un moment dont la limite physiologique est beaucoup plus basse puisqu'elle varie entre 10 et 20 Nm (un moment de 20 Nm correspond à une charge de 10 kg avec un bras de levier de 10 cm). Ces études expliquent la forte importance de la posture sur la répartition des contraintes dans le disque et la modification des répartitions de pression pour les disques pathologiques avec en particulier la génération de concentration de contraintes à la périphérie de l'*annulus* [22]. La conséquence clinique directe est l'importance de restaurer un alignement postural adéquat pour éviter des surcharges mécaniques en partie responsables de la dégénération du disque adjacent à une

instrumentation. L'évaluation de la répartition des chargements segmentaires a été étudiée *via* la barycentrométrie, d'abord en position allongée [23, 24] puis à l'aide du système EOS et de plateforme de force [25, 26]. Les récentes études menées à l'Institut permettent d'obtenir directement une barycentrométrie et la ligne de gravité du sujet à l'aide du système EOS, d'algorithmes d'estimation de l'enveloppe externe du sujet et de modèles de densité, tout en prenant en compte l'orientation tridimensionnelle du squelette dans l'espace [27, 28] comme le montre la figure 4. Ces recherches sont prometteuses pour comprendre les liens entre alignement postural et contraintes mécaniques dans les disques intervertébraux de part la possibilité de générer automatiquement une modélisation éléments-finis personnalisée à partir de la reconstruction tridimensionnelle EOS.

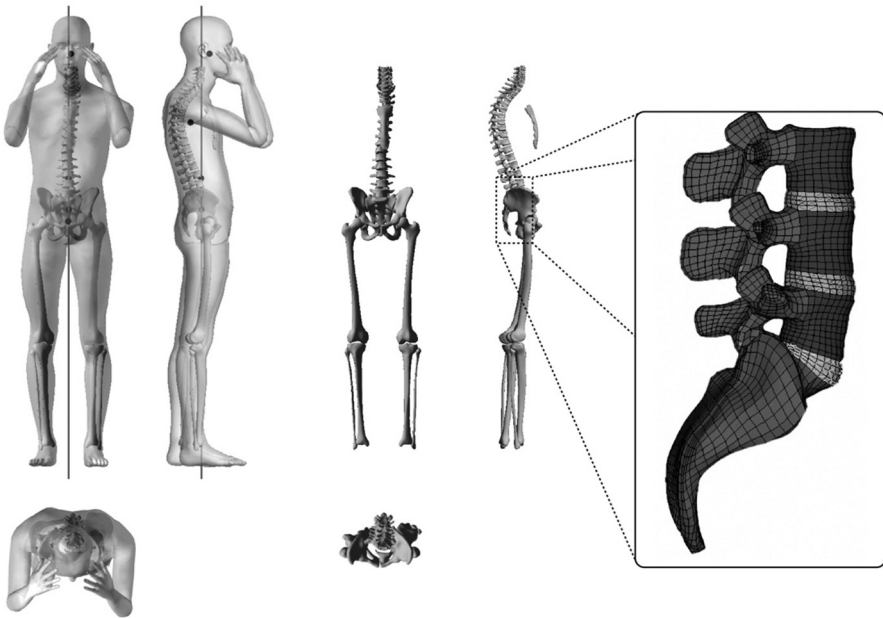


FIG. 4. — Barycentrométrie 3D à l'aide du système EOS et modélisation éléments-finis personnalisée.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

La grande complexité des fonctions assurées par le disque intervertébral en a fait un composant très singulier dont le comportement mécanique est capable de s'adapter aux chargements provenant des activités de la vie quotidienne : ces adaptations sont à la fois géométriques (*via* la déformation du *nucleus* et de l'*annulus*) et mécaniques (*via* la modification des rigidités ou des taux d'amortissement). Cette très grande complexité est aussi son talon d'Achille car la modification de ces propriétés qu'elles

soient à l'origine du problème ou qu'elles en soient la conséquence peut entraîner une cascade biomécanique très importante. Les outils offerts par la simulation numérique nous permettent de tester virtuellement des scénarios biomécaniques afin de proposer au patient une plus grande pertinence des analyses effectuées ainsi qu'une meilleure évaluation à long terme du comportement de leur système ostéo-articulaire.

REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent tout particulièrement à remercier les partenaires du programme de Chaire Paristech BiomecAM, en particulier la Fondation Cotrel pour la recherche en pathologie rachidienne, la Société Générale, Covéa et la Société Protéor, pour le soutien financier à ces recherches fondamentales.

RÉFÉRENCES

- [1] Senut B., Coppens Y., Origine(s) de la bipédie chez les hominidés. Cahiers de Paléanthropologie, Centre National de la Recherche Scientifique, 1991, ISBN 2-222-04602-5.
- [2] Urban J.P.G., Roberts S. Degeneration of the intervertebral disc. *Arthritis Research and Therapy*. 2003;5(3):120-130.
- [3] Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1960;43:1-104.
- [4] Marchand F., Ahmed A.M. Investigation of the laminate structure of lumbar disc anulus fibrosus. *Spine*. 1990;15:402-10.
- [5] Markolf K.L., Morris J. M. The structural components of the intervertebral disc. A study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces. *J Bone Joint Surg Am*. 1974;56:675-87.
- [6] Tertti M., Paaanen H., Laato M., Aho H., Komu M., Kormanen M. Disc degeneration in magnetic resonance imaging. A comparative biochemical, histologic, and radiologic study in cadaver spines. *Spine*. 1991;16:629-34.
- [7] Vergroesen P.P.A., Kingma I., Emanuel K.S., Hoogendoorn R.J.W., Welting T.J., van Royen B.J., van Dieën J.H., Smit T.H. Mechanics and biology in intervertebral disc degeneration: a vicious circle. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2015; 23(7):1057-70.
- [8] Adam C., Rouch P., Skalli W., Inter-lamellar shear resistance confers compressive stiffness in the intervertebral disc: An imagebased modelling study. *Journal of Biomechanics*. 2015;48(16):4303-08.
- [9] Yu J., Winlove C.P., Roberts S., Urban J.P.G. Elastic fibre organization in the intervertebral discs of the bovine tail. *J Anat*. 2002;201:465-75.
- [10] Y.P., Persohn S., Steib J.P., Mazel C., Skalli W. Influence of an auxiliary facet system on lumbar spine biomechanics. *Spine*. 2011;36(9):690-9.
- [11] Ellingson A.M., Mehta H., Polly D.W., Ellermann J., Nuckley D.J. Disc degeneration assessed by quantitative T2* (T2 Star) correlated with functional lumbar mechanics. *Spine*. 2013 ; 38(24):1533-40.

- [12] Campana S., Charpail E., de Guise J.A., Rillardon L., Skalli W., Mitton D. Relationships between viscoelastic properties of lumbar intervertebral disc and degeneration grade assessed by MRI. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2011;4(4):593-9.
- [13] Vergari C., Rouch P., Dubois G., Bonneau D., Dubousset J., Tanter M., Gennisson J.L., Skalli W. Non-invasive biomechanical characterization of intervertebral discs by shear wave ultrasound elastography: a feasibility study. *European Radiology*. 2014;24(12):3210-16.
- [14] Vergari C., Rouch P., Dubois G., Bonneau D., Dubousset J., Tanter M., Gennisson J.L., Skalli W. *In vivo* cervical intervertebral disc characterisation by elastography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2014;17(suppl):120-1.
- [15] Vergari C., Dubois G., Vialle R., Gennisson J.-L., Tanter M., Dubousset J., Rouch P., Skalli W. Lumbar annulus fibrosus biomechanical characterization in healthy children by ultrasound shear wave elastography. *Eur Radiol*. 2016;26(4):1213-7.
- [16] Athanasiou A., Tardivon A., Tanter M., Sigal-Zafrani B., Bercoff J., Deffieux T., Gennisson J.L., Fink M., Neuenschwander S. Breast lesions: Quantitative elastography with supersonic shear imaging — Preliminary results. *Radiology* 2010;256(1):297-303.
- [17] Nachemson A. The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clin. Othop*. 1966;45:107-22.
- [18] Wilke H.J., Neef P., Caimi M., Hoogland T., Claes L.E. New *in vivo* measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*. 1999;24(8):755-62.
- [19] Cripton P.A., Dumas G.A., Nolte L.P. A minimally disruptive technique for measuring intervertebral disc pressure *in vitro*: application to the cervical spine. *J Biomech*. 2001;34(4):545-9.
- [20] Rohlmann A., Bergmann G., Graichen F., Weber U. *In vivo* measurement of implant loads in a patient with a fractured vertebral body. *Eur Spine J*. 1995;4:347-53.
- [21] Graichen F., Arnold R., Rohlmann A., Bergmann G. Implantable 9-channel telemetry system for *in vivo* load measurements with orthopedic implants. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007; 54(2):253-61.
- [22] Adams M.A., McNally D.S., Dolan P. 'Stress' distributions inside intervertebral discs. The effects of age and degeneration. *J Bone Joint Surg Br*. 1996;78(6):965-72.
- [23] Duval-Beaupère G., Schmidt C., Cosson P. A barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: The conditions required for an economic standing position, *Annals of Biomedical Engineering*. 1992;20(4):451-62.
- [24] Legaye J., Duval-Beaupère G. Gravitational forces and sagittal shape of the spine: Clinical estimation of their relations, *International Orthopaedics* 2008;32(6):809-16.
- [25] Gangnet N., Dumas R., Pomeroy V., Mitulescu A., Skalli W., Vital J.M. Three-dimensional spinal and pelvic alignment in an asymptomatic population. *Spine* 2006;31(15):507-12.
- [26] Steffen J.S., Obeid I., Aurouer N., Hauger O., Vital J.M., Dubousset J., Skalli W. 3D postural balance with regards to gravity line: an evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. *European Spine Journal*. 2010;19:760-767.
- [27] Nérot A., Choisne J., Amabile C., Travert C., Pillet H., Wang X., Skalli W. A 3D reconstruction method of the body envelope from biplanar X-rays: Evaluation of its accuracy and reliability. *J Biomech*. 2015 S0021-9290(15)00592-8. Article in Press.
- [28] Amabile C., Nérot A., Choisne J., Pillet H., Lafage V., Skalli W. Alignment of centers of mass of body segments with the gravity line. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2015 Aug 4:1-2.

