

---

# Développement de modèles biomécaniques avec propriétés géométriques et mécaniques individualisées

**Marie-Christine Ho Ba Tho**

*Laboratoire de Biomécanique et Génie Biomédical, UMR CNRS 6600,  
Université de Technologie de Compiègne  
BP 20529, F-60200 Compiègne  
hobatho@utc.fr*

---

*RÉSUMÉ. Les modélisations numériques sont largement utilisées pour la compréhension et la résolution des problèmes posés en mécanique ostéoarticulaire chez l'enfant et l'adulte. Les objectifs sont de quantifier les malformations ainsi que l'évaluation du comportement mécanique des prothèses remplaçant les articulations et orthèses corrigeant ces malformations. Une méthodologie est présentée pour le développement de modèles biomécaniques individualisés à partir des propriétés géométriques et mécaniques déduites des techniques d'imagerie médicale ainsi que leur validation expérimentale.*

*ABSTRACT. The objective of the paper is to address the methodology developed to model bone and joints with individualised geometric and material properties from medical image data. The advantages of this modelling technique is its ability to study the 'patient' specificity. This should be of importance for quantifying bone and joint deformities and performing individualised preoperative planning surgery or orthopaedic treatment. In the same way, the efficiency of orthopaedic treatment with customised orthese or mechanical behaviour of implant in bone could be evaluated. Results would suggest improvement or development of new design.*

*MOTS-CLÉS : modélisation par éléments finis, propriétés mécaniques de l'os, prothèse, imagerie médicale.*

*KEYWORDS: finite element model, mechanical properties of bone, prosthesis, medical image.*

---

## 1. Introduction

Les modélisations numériques sont utilisées pour résoudre les problèmes physiques, mécaniques. Ces méthodes sont parfaitement appropriées pour modéliser des systèmes biomécaniques complexes tant au niveau de la forme géométrique que des propriétés mécaniques. L'étude bibliographique démontre que ces méthodes sont utilisées depuis plus de deux décennies pour étudier le comportement d'une prothèse dans son contexte physiologique (Huiskes and Chao, 1983 ; Prendergast 1997 ; Vander Sloten *et al.*, 1998). A notre connaissance les premiers modèles bidimensionnels développés par les techniques d'imagerie médicale ont été obtenus en digitalisant les radiographies (Carter *et al.* 1984), puis les tridimensionnels en digitalisant les images tomodensitométriques (Ho Ba Tho *et al.*, 1991). Cependant, peu d'informations sont données quant à la méthodologie utilisée. En effet, il est important de noter que les paramètres d'acquisition ont une influence sur la précision du modèle géométrique. Certains auteurs ont proposé des protocoles d'acquisition pour des os longs (Viceconti *et al.*, 1998) alors que d'autres se focalisent sur l'influence des paramètres d'acquisition et de traitement sur les images tomodensitométriques (Ho Ba Tho et Treutenaere, 2001). Des maillages automatiques dédiés aux calculs de structure ont été réalisés à partir de voxels obtenus à partir d'images tomodensitométriques (Keyak *et al.*, 1990). Les principaux inconvénients de ce type de maillage sont d'une part, le manque de précision dans la modélisation géométrique des contours osseux ainsi que les zones délimitant les différents types de matériau osseux et, d'autre part, le coût de calcul. Les voxels sont convertis directement en éléments. La plupart des modèles utilisent les images tomodensitométriques et peu utilisent l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Par ailleurs, les propriétés mécaniques expérimentales utilisées sont souvent issues de la littérature. Lorsque les données expérimentales ne correspondent pas, les propriétés mécaniques locales ou globales sont déterminées par des tests expérimentaux sur des spécimens cadavériques. En effet, il a été démontré que les propriétés mécaniques variaient selon le type d'os, l'individu et en fonction de la localisation anatomique (Ho Ba Tho *et al.*, 1992). Pour prendre en compte ces différences intrinsèques à l'homme, nous avons développé une méthodologie de modélisation intégrant simultanément la complexité géométrique et les caractéristiques mécaniques du système ostéoarticulaire *via* les techniques d'imagerie médicale. La méthodologie est basée sur une génération semi-automatique de contours et de surfaces anatomiques des os et articulations dérivée des techniques de traitement d'images médicales. Par la suite, des relations prédictives associant les propriétés physiques déterminées *via* les techniques d'imagerie et les propriétés mécaniques (Rho *et al.*, 1995) *via* les techniques destructives et non destructives (ultrasonores) vont nous permettre de développer des modèles avec propriétés géométriques et mécaniques individualisées.

## 2. Méthodes

### 2.1. Reconstruction géométrique

Il existe plusieurs modalités d'imagerie médicale pour examiner les os et articulations, les radiographies standard, les images tomodensitométriques (scanner), l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Les deux premières techniques basées sur l'absorption des rayons X, sont souvent utilisées pour visualiser les matériaux biologiques durs tels que le tissu osseux. L'IRM est basée sur la résonance des protons d'hydrogène privilégiant la visualisation des matériaux biologiques mous tels que les ligaments, le cartilage, les muscles. Une méthodologie a été conçue et développée afin de prétraiter les images tomodensitométriques, IRM, pour la reconstruction géométrique dédiée aux calculs de structures (Ho Ba Tho, 1993). Les différentes étapes vont consister à décoder les images, effectuer un traitement d'image, construire des entités géométriques définies dans un format neutre ou IGES. Le format de codage standard des images médicales est appelé DICOM (*Digital Imaging Communication in Medicine*) issu des spécifications de ACRNEMA (*American College of Radiology and National Electric Manufacturers Association*). Les images sont constituées de matrices de pixel, chaque pixel étant codé sur 12 bits (valeurs de pixels variant de la valeur 0 (blanc) à 4 090 (noir)). Une fois ces images décodées, un seuillage basé sur l'histogramme représentant la distribution des valeurs de pixels, permet de visualiser les images binarisées en noir et blanc. La méthode de segmentation par région est utilisée, la détection de contour permet de délimiter les contours de la structure anatomique. Les courbes d'interpolation utilisées sont des courbes d'Hermite. Leur formulation est obtenue à partir de l'équation paramétrique cubique [1] et des contraintes géométriques aux deux points terminaux.

Soit le point  $P(u) = [x(u), y(u), z(u)]$

$$P(u) = \sum_{k=0}^3 a_k u^k \quad u \in [0,1] \quad [1]$$

Leurs expressions finales avec les fonctions de forme sont :

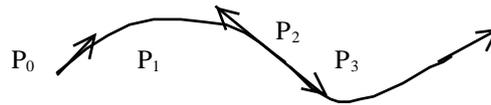
$$P(u) = P_0(1 - 3u^2 + 2u^3) + P_1(3u^2 - 2u^3) + P'_0(u - 2u^2 + u^3) + P'_1(-u^2 + u^3) \quad [2]$$

$P_0, P_1, P'_0, P'_1$  : points terminaux et dérivées associées.

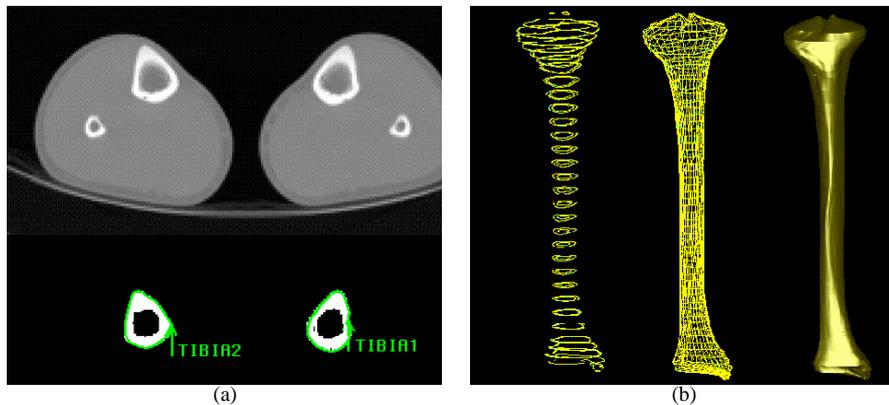
La continuité géométrique des courbes est obtenue en définissant la même tangente aux points terminaux de la première et deuxième courbe comme illustrée dans la figure 1. Les surfaces d'Hermite connectant ces courbes sont définies par l'équation [3].

$$P(u,v) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 a_{ij} u^i v^j \quad u, v \in [0,1] \quad [3]$$

Les différentes étapes de reconstruction géométrique d'un tibia *in vivo* sont illustrées sur la figure 2. Le pré et post processeur Patran (MSC.Software) est utilisé pour visualiser les entités géométriques écrites dans un fichier au format ASCII.



**Figure 1.** Courbes d'Hermite paramétriques cubiques



**Figure 2.** Détection de contours d'images tomographiques (a) et modèle tridimensionnel des contours et surfaces internes et externes de l'os long (b)

Afin de développer des modèles réalistes, aux éléments finis seront affectées les propriétés mécaniques associées à la structure anatomique étudiée.

## 2.2. Détermination des propriétés mécaniques du tissu osseux humain

Les propriétés mécaniques de l'os ont été étudiées depuis plus de trois décennies pour comprendre le mécanisme de fracture, consolidation et remodelage osseux, et pathologies osseuses associées. Malgré cela, les données restaient insuffisantes, notamment pour les modélisations numériques. De nombreuses hypothèses simplificatrices ont largement été utilisées. L'os humain est un matériau biologique très hétérogène, à de nombreux niveaux de structures plus ou moins hiérarchisés. C'est un matériau composite constitué de deux types de tissus osseux : os cortical (compact), os spongieux (très poreux) et biphasique (constituants organiques et inorganiques). Dans nos études de caractérisation nous avons considéré un

comportement anisotrope du tissu osseux. Afin de déterminer les propriétés élastiques, nous avons développé un dispositif ultrasonore par transmission dédié aux tissus osseux (Ho Ba Tho *et al.*, 1992). Etant donné les différentes structures osseuses, le tissu cortical est considéré comme un milieu illimité et l'os spongieux limité. Par la suite, les vitesses de propagation des milieux respectifs ont été mesurées. La matrice des coefficients élastiques a pu être calculée puis en l'inversant les propriétés élastiques étaient obtenues. Un atlas de propriétés mécaniques de différents types d'os humain cortical et spongieux a été obtenu (fémur, tibia, mandibule, humérus, rotule, vertèbres lombaires, glènes) (Ho Ba Tho *et al.*, 1992, 1998, Mansat *et al.* 1997). Les résultats ont démontré une variation des propriétés mécaniques en fonction de la localisation anatomique, selon le type d'os et selon l'individu. Le tableau 1 présente les ordres de grandeur de quelques propriétés mécaniques du tissu osseux humain.

Os	cortical	spongieux
$E_{\text{axial}}$ (GPa)	14 -27 20	0,011-3,12 0,961
$E_{\text{tangential}}$ (GPa)	7-17 12	0,023 -1,5 0,341
$E_{\text{radial}}$ (GPa)	7-16 11	0.024-1.5 0,301
$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	1545-2118 1840	55-744 257

**Tableau 1.** Valeurs minimale, maximale et médiane des propriétés mécaniques du tissu osseux humain

Les résultats nous ont ainsi amenés à considérer ces variations en développant des modèles avec propriétés géométriques et mécaniques individualisées.

### 2.3. Modèles avec propriétés géométriques et mécaniques individualisées

Les mesures physiques effectuées sur les images médicales vont nous permettre d'associer simultanément les propriétés géométriques et mécaniques. En effet, nous avons établi des relations empiriques entre les mesures tomodynamométriques et les mesures de propriétés mécaniques effectuées sur les mêmes échantillons. Le nombre CT exprimé en unités Hounsfield (UH) est une caractéristique physique des mesures tomodynamométriques du tissu biologique. Les valeurs des pixels vont être exprimées par le nombre empirique CT qui est défini par :

$$CT(UH) = 1000 \frac{CT - CT_{\text{eau}}}{CT_{\text{eau}} - CT_{\text{air}}} \quad [4]$$

$$CT(UH) = 1000 \frac{m - m_{\text{eau}}}{m_{\text{eau}} - m_{\text{air}}} \quad [5]$$

$m$  est le coefficient linéaire de l'atténuation des rayons X à travers le tissu ( $\text{cm}^{-1}$ ). Le nombre CT dépend des paramètres d'acquisition, les valeurs typiques sont 0 et -1 000 pour l'eau et l'air respectivement. Le tableau 2 présente quelques relations prédictives entre les propriétés mécaniques et le nombre CT du tibia proximal (Rho *et al.*, 1995).

Relations prédictives	
$E_{\text{axial}} = 0.51r^{1.37}$	$R^2 = 0.96$
$E_{\text{tangential}} = 0.06r^{1.55}$	$R^2 = 0.90$
$E_{\text{radial}} = 0.06r^{1.51}$	$R^2 = 0.89$
$E_{\text{axial}} = 296 + 5.2CT$	$R^2 = 0.79$
$r = 114 + 0.916CT$	$R^2 = 0.80$

**Tableau 2.** Relations entre le nombre CT et les propriétés mécaniques du tissu osseux spongieux humain. Le module de Young est exprimé en MPa, la masse volumique en  $\text{kg/m}^3$  et le nombre CT en UH ( $R^2$  coefficient de détermination)

Ainsi à partir de la même source de données, des modèles numériques peuvent être développés en associant simultanément les propriétés mécaniques issues des relations obtenues *via* les images tomодensitométriques. Des outils développés en interne permettent de mesurer des régions d'intérêt correspondant à un nombre CT moyen localement à partir des coordonnées géométriques des éléments finis. Il est important de souligner la cohérence du protocole technique d'acquisition avec celui utilisé pour obtenir les relations prédictives ainsi que pour reconstruire la géométrie et le maillage tridimensionnel.

#### 2.4. Propriétés mécaniques évolutives dans le temps, nouveau concept du remodelage osseux personnalisé

Pour simuler le comportement *in vivo* à long terme il est nécessaire d'introduire le phénomène de remodelage osseux. Ce phénomène décrit l'évolution temporelle des propriétés mécaniques de l'os de l'individu dans le temps. Pour prendre en compte ce phénomène de manière individualisée, nous avons modifié la loi de remodelage (Mullender *et al.*, 1994), pour prendre en considération les propriétés mécaniques personnalisées du sujet (Guo et Ho Ba Tho, 2004) :

$$\frac{dr}{dt} = B \frac{\hat{E}U}{E r} - K_n \hat{\quad} \quad \text{avec} \quad K_n = \frac{1}{2r_0} E e_n^2 \quad [6]$$

$\rho$  : masse volumique osseuse,  $\rho_0$  : masse volumique initiale,  $B$  est une constante,  $U$  représente la densité d'énergie de déformation,  $E$  module d'Young,  $\epsilon_n$  déformation selon un seuil  $n$  ( $n$  variant de 1 à 4). Les quatre niveaux représentent la résorption osseuse, remodelage physiologique, apposition osseuse et fracture et nécrose osseuse. Ainsi le paramètre  $K_n$  représente le remodelage osseux personnalisé (propre au sujet). Cette approche, nouvelle à notre connaissance, devrait nous permettre de prédire et de comprendre le comportement mécanique de la prothèse dans l'os à long terme. Ainsi en identifiant les paramètres susceptibles d'améliorer le comportement à long terme, le phénomène de descellement de prothèse serait évité. La méthodologie est en cours de tests sur des études cliniques *in vivo* sur des patients ayant subi ou qui vont subir une arthroplastie (étude rétrospective et prospective).

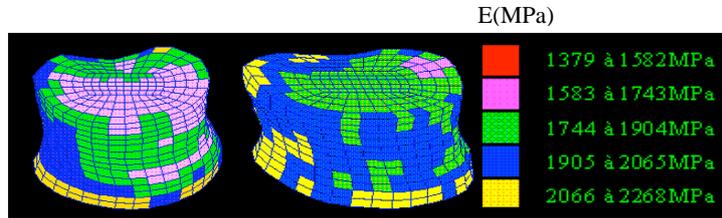
## 2.5. Outils de calculs

Dans nos études, les modèles sont réalisés sous Patran (MSC.Software), les modules informatiques sont développés en connection avec les formats des fichiers pré et post traitement de Patran. Les calculs non linéaires sont effectués avec le code Abaqus et Marc Analysis (MSC.Software). Des modules spécifiques sont développés dans cet environnement.

## 3. Applications

### 3.1. Reconstruction géométrique

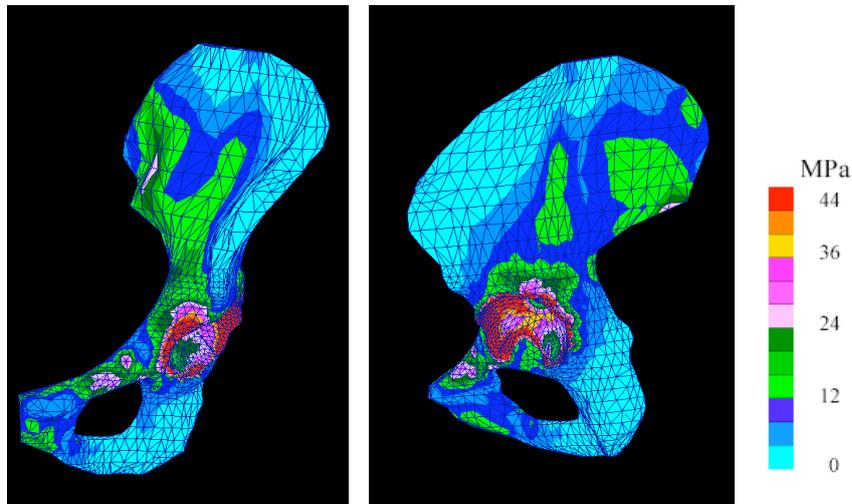
Les principales applications vont concerner la quantification des malformations osseuses chez l'enfant et leurs conséquences sur les articulations ; la luxation congénitale de la hanche (Roach *et al.*, 1997), les pieds bots (déformations du pied à la naissance) (Johnston *et al.*, 1995, Ho Ba Tho *et al.*, 1998), les malformations des membres inférieurs (Limbert *et al.*, 1998, Périé et Ho Ba Tho 1998), la scoliose (déformation de la colonne vertébrale) (Périé *et al.*, 2001). Les images IRM sont généralement utilisées pour étudier les malformations cartilagineuses et osseuses chez l'enfant, l'analyse quantitative de ces malformations a pour but de planifier et évaluer le traitement chirurgical ou orthopédique (correction avec une attelle ou corset). La figure 3 illustre des modèles éléments finis avec propriétés géométriques et mécaniques individualisées *in vivo* de vertèbres lombaires (L1) pour deux patientes scoliotiques ayant le même âge (Périé *et al.*, 2002).



**Figure 3.** Modèles éléments finis de vertèbres lombaires avec propriétés géométriques et mécaniques individualisées

### 3.2. Conception et évaluation des prothèses articulaires

La méthodologie a été utilisée pour évaluer le comportement des prothèses d'épaule, fémorale, tibiale et du cotyle (Hinrichs *et al.* 2001) dans leur contexte physiologique (figure 4). Les objectifs sont de prédire la répartition des contraintes et déformations dans différentes conditions de chargement physiologique et d'évolution des propriétés mécaniques de l'os.



**Figure 4.** Visualisation des contraintes de von Mises sur le bassin après implantation.

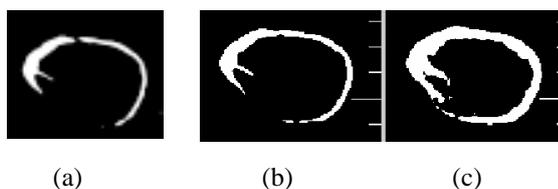
Il est important de souligner que les hypothèses effectuées sur le comportement mécanique du tissu osseux affectent sensiblement les résultats (répartition homogène

ou hétérogène des matériaux, comportement isotrope, anisotrope). Par ailleurs, les contraintes de von Mises ne sont pas toujours appropriées pour prédire les risques de fracture pour des matériaux ayant un comportement anisotrope comme l'os. Cependant, leur utilisation permet de simplifier l'interprétation et de représenter les six composantes des contraintes par une « intensité » de contrainte (Huiskes et Verdonshot, 1997). La méthodologie présentée est appropriée pour la conception et l'évaluation de prothèses personnalisées qui va consister à concevoir des prothèses sur mesure à partir de coupes tomодensitométriques du patient (Barré, 2000).

#### 4. Discussion

##### 4.1. Précision des modèles géométriques

La précision du modèle géométrique dépend du protocole technique d'acquisition des images médicales et de la méthodologie utilisée pour les traiter. Les erreurs géométriques peuvent être liées à la faible résolution spatiale et aux choix des valeurs de niveaux de gris pour effectuer le seuillage (figure 5). Par ailleurs, d'autres sources peuvent influencer les précisions des modèles notamment l'algorithme de détection de contours et des fonctions d'interpolation.



**Figure 5.** Différentes résolutions spatiales pour une coupe tomодensitométrique du fémur (a et b) et différent seuillage (b, c).

D'une manière générale, un compromis est réalisé pour la résolution spatiale par rapport à la dose d'irradiation, au temps d'examen et au confort du patient. Les ordres de grandeur de la résolution spatiale du pixel acceptables sont inférieures à 0,5 mm. Il est important de noter que le protocole technique d'acquisition doit être optimisé selon les structures anatomiques étudiées.

##### 4.2 Modèles avec propriétés géométriques et mécaniques individualisées

Les mesures quantitatives effectuées sur les images tomодensitométriques nécessitent une résolution en « densité ». L'influence directe des paramètres d'acquisition sur le nombre scanner CT a été quantifiée et est de l'ordre de 10 % (Ho Ba Tho et Treutenaere, 2001). Ces écarts doivent être considérés lorsque les relations prédictives sont utilisées. La méthodologie est en cours d'investigation en ce qui concerne les images issues de l'IRM. En effet, la caractérisation tissulaire *via*

l'IRM est plus complexe dans la mesure où elle ne représente pas des propriétés physiques mais une intensité de signal reflétant une densité de protons qui de plus varie avec les paramètres d'acquisition. Les données des propriétés mécaniques des tissus mous utilisées dans nos modèles sont généralement issues de la littérature.

#### **4.3 Validation expérimentale**

Des bancs de tests expérimentaux sur spécimens cadavériques sont conçus et développés afin de valider notre méthodologie de modélisation *in vitro* pour les prothèses d'épaule (Baréa *et al.*, 1998), tibiale (Estivalèzes *et al.*, 1999), fémorale (Couteau *et al.*, 1998). Par la suite, la méthodologie est utilisée pour réaliser des modèles géométriques et mécaniques *in vivo* (sur sujets vivants) ; seul le suivi clinique permet de conforter ces simulations.

### **5. Conclusion et perspectives**

Ces techniques de modélisation contribuent à la compréhension du comportement des prothèses dans son contexte physiologique. Ces outils permettent une évaluation personnalisée pour la planification pré-opératoire chirurgicale ou orthopédique. Les techniques d'imagerie utilisées en amont de la méthodologie de modélisation doivent être maîtrisées afin de réduire les erreurs sur la géométrie et les propriétés mécaniques des matériaux biologiques. Des investigations sur les propriétés mécaniques des tissus mous *via* l'IRM ainsi que les techniques automatiques de maillage adaptatif dédiées aux modèles biomécaniques restent des domaines de recherches pour la prochaine décennie.

#### Remerciements

Les travaux présentés ont pu être réalisés grâce à la contribution du Texas Scottish Rite Hospital for Children (TSRHC), la Fondation de la Recherche Médicale, l'INSERM, le CNRS et les cliniciens des services d'orthopédie et radiologie du TSRHC Dallas, CHU de Purpan Toulouse, de la polyclinique St Côte, Compiègne et le CIMA (Centre imagerie médicale avancée, Compiègne).

### **6. Bibliographie**

Baréa C., Ho Ba Tho M.C., Darmana R., Mansat M., "3D finite element study of glenoid implants in total shoulder arthroplasty", *Proc. of the 3<sup>rd</sup> Conf. On Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Editions Gordon and Breach Science Publishers, p. 471-479, 1998.

Barré C., Mise en place d'une méthodologie pour la conception et l'évaluation d'une prothèse de hanche personnalisée, Rapport de DEA, Université Paris XII, 2000.

- Carter D.R., Vasu R., Harris W.H., "Stress changes in the femoral head due to porous ingrowth surface replacement arthroplasty", *Journal of Biomechanics*, vol. 17, 1984, p. 737-747.
- Couteau B., Ho Ba Tho M.C., Darmana R., Brignola J.C., Arlaud J.Y., "Development of a finite element model of a human femur with individualized geometry and mechanical properties: validation by vibration analysis", *Technical Note Journal of Biomechanics*, vol. 31, 1998, p. 383-386.
- Couteau B., Labey L., Ho Ba Tho M.C., Vander Sloten J., Arlaud J.Y., Brignola J.C., "Validation of a three dimensional finite element model of a human femur with a customized hip implant", *Proc. of the 3rd Conf. On Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Editions Gordon and Breach Science Publishers, p. 147-154, 1998.
- Estivalèzes E., Couteau B., Limbert G., Darmana R., Ho Ba Tho M.C., « Etude du comportement mécanique d'un tibia sain et prothésé, modélisation par éléments finis et validation expérimentale », *Actes du 4<sup>e</sup> colloque national en calcul des structures, vol. II*, 1999, p. 791-796.
- Keyak J.H., Meager J.M., Skinner H.B., Mote C.D., "Automated three-dimensional finite element modelling of bone : a new method", *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 12, 1990, p. 389-397.
- Hinrichs M., Luu S., Roux F., Treutenaere J.M., Ho Ba Tho M.C., "In vivo analysis of the pelvic bone before and after acetabular reconstruction by means of a three dimensional finite element model", *Proc. of the 18<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics*, 8-11 July 2001, Zurich, Editions ETH Zurich, p. 102.
- Guo T., Ho Ba Tho M.C., "Patient specific simulation of long term behaviour of the interface bone implant", *Proc of the 6<sup>th</sup> World Congress of Computational Mechanics*, in press.
- Ho Ba Tho M.C., Darmana R., Pastor P., Barrau J.J., Laroze S., Morucci J.P., "Development of a three-dimensional finite element model of a human tibia using experimental modal analysis", *Journal of Biomechanics*, vol. 24, 1991, p. 371-383.
- Ho Ba Tho M.C., Rho J.Y., Ashman R.B., "Atlas of mechanical properties of human cortical and cancellous bone", *In vivo assessment of bone quality by vibration and wave propagation techniques, Part II*, 1992, Editions ACCO, Leuven, p. 7-38.
- Ho Ba Tho M.C. Logiciel SIP 305, Logiciel de prétraitement d'images médicales, Scanner, IRM. 1993, Copyright Inserm.
- Ho Ba Tho M.C., Rho J.Y., Ashman R.B., "Anatomical variation of mechanical properties of human cancellous bone in vitro", in G. Lowet, P. Rügsegger, H. Weinans and A. Meunier (eds) *Bone Research in Biomechanics*, IOS Press, 157-173, 1998.
- Ho Ba Tho M.C., Luu S., Estivalèzes E., Baunin C., Cahuzac J.P., "Simulation of the 3D motion of clubfoot bones using helical axes theory", *Suppl. Journal of Biomechanics*, vol. 31, 1998, p. 107.
- Ho Ba Tho M.C., Treutenaere J.M., "Influence of acquisition parameters on QCT measurements derived from CT", *Proc. of the 18<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics*, 8-11 July 2001, Zurich, Editions ETH Zurich, p. 102-103.

- Huiskes R., Chao E.Y.S., "A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade" *Journal of Biomechanics*, vol. 16, 1983, p. 385-409.
- Huiskes R., Verdonchot N., "Biomechanics of artificial joints : the hip", *Basic Orthopaedic Biomechanics*, Raven Press, 1997, p. 395-460.
- Johnston C.E., Ho Ba Tho M.C., Baker K.J., Baunin C., "Three dimensional analysis of clubfoot deformity using computed tomography", *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 4, Part B, 1995, p. 39-48.
- Limbert G., Estivalèzes E., Ho Ba Tho M.C., Baunin C., Cahuzac J.P., "In vivo determination of homogenised mechanical characteristics of human tibia. Application to the study of tibial torsion in vivo", *Clinical Biomechanics*, vol. 13, 1998, p. 473-479.
- Mansat P., Baréa C., Ho Ba Tho M.C., Darmana R., Mansat M., "Anatomical variation of mechanical properties of the glenoid", *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol 7, n°2, 1997, p. 109-115.
- Mullender M.G., Huiskes R., Weinans H., "A physiological approach to the stimulation of bone remodeling as self organizational control process", *Journal of Biomechanics*, vol. 27, 1994, p. 1389-1394.
- Périeré D., Ho Ba Tho M.C., "In vivo determination of contact areas and pressure of the femorotibial joint using non linear element analysis", *Clinical Biomechanics*, vol. 13, 1998, p. 394-402.
- Périeré D., Sales de Gauzy J., Sévely A., Ho Ba Tho M.C., "In vivo geometrical evaluation of Cheneau-Toulouse-Munster brace effect on scoliotic spine using MRI method", *Clinical Biomechanics*, vol. 16, 2001, p. 129-137.
- Périeré D., Ho Ba Tho M.C., Baunin C., Sales De Gauzy J., "Personalised mechanical properties of scoliotic vertebrae determined in vivo using tomodensitometry", *Computer Method in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol.5, n°2, 2002, p. 161-165.
- Prendergast, P. Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design. Review paper, *Clinical Biomechanics*, vol. 12, 1997, p. 343-366.
- Rho J.Y., Ho Ba Tho M.C., Ashman R.B., "Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone", *Medical Engineering Physics*, vol. 17, n°5, 1995, p. 347-355.
- Roach J.W., Ho Ba Tho M.C., Baker K.J., Ashman R.B., "Three-dimensional computer analysis of complex acetabular insufficiency", *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 17, 1997, p. 158-164.
- Vander Sloten J., Ho Ba Tho M.C., Verdonck P., "Applications of computer modelling for the design of orthopaedic, dental cardiovascular biomaterials", *Proceedings Institution of Mechanical Engineers*, vol. 212, Part H, 1998, p. 489-500
- Viceconti M., Zannoni C., Baruffaldi F, Pierotti L., Toni A., Cappello A., "CT scan data acquisition to generate biomechanical models of bone structures", *Proc. of the 3<sup>rd</sup> Conf. On Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Editions Gordon and Breach Science Publishers, p. 279-287, 1998.