

Micro-indentation et couplage essais-calculs pour l'identification par méthode inverse du comportement mécanique non linéaire du cartilage fémoral humain

M. Villars¹, P. Clement², S. Mith¹, L. Carpentier¹, P. Garbuio³
et F. Richard¹

¹ Département de Mécanique Appliquée (DMA), FEMTO-ST, UMR CNRS 6174, Université de Franche-Comté, 24 rue de l'épitaphe, 25000 Besançon, France

e-mail : mvillars@univ-fcomte.fr ; setha.mith@ens2m.fr ; luc.carpentier@ens2m.fr ;
fabrice.richard@univ-fcomte.fr

² Institut Supérieur d'Ingénieurs de Franche-Comté (ISIFC), Université de Franche-Comté, France

e-mail : philippe.clement@insa-lyon.fr

³ Service de chirurgie orthopédique, Centre Hospitalier Universitaire de Besançon, Hôpital Jean Minjoz, 3 bd Alexandre Fleming, 25030 Besançon Cedex, France

e-mail : cme@chu-besancon.fr

Mots-clés :

Comportement mécanique ;
cartilage coxo-fémoral ;
indentation instrumentée ;
méthode inverse ; modèle éléments
finis

Résumé – L'objectif principal de cette étude consiste à identifier différents modèles de comportement mécanique et les paramètres associés du cartilage coxo-fémoral dans le but de les utiliser dans des calculs prédictifs de type éléments finis. Les données expérimentales ont été obtenues à l'aide d'essais de micro-indentation instrumentés sur du cartilage fémoral non congelé prélevé et étudié dans la journée suite aux interventions chirurgicales de pose de prothèse de hanche totale ou intermédiaire. Un modèle éléments finis de ces essais a été couplé à une méthode inverse permettant d'identifier les paramètres matériau de trois modèles de comportement : élastique, hyperélastique et viscoélastique. Les résultats obtenus se corrèlent avec les résultats expérimentaux et sont en accord avec ceux de la littérature (cartilage congelé animal et humain). Les propriétés mécaniques du cartilage ont pu être correctement identifiées. Les meilleurs résultats ont été obtenus avec le modèle viscoélastique, néanmoins, il serait intéressant d'étendre notre étude en prenant en compte l'anisotropie et la structure multicouche du matériau.

Key words:

Mechanical behavior; hip femoral
cartilage; instrumented
indentation; inverse method; finite
element model

Abstract – Micro-indentation and coupling test-calculations for identification by inverse method of non linear mechanical behaviour of human femoral head cartilage.

The main objective of this study was to identify different models of mechanical behavior and associated parameters of hip femoral cartilage in order to use them in predictive calculations of finite element type. Experimental data were obtained using micro-indentation instrumentalized tests on unfrozen femoral cartilage collected and studied in the day following total or intermediary prosthetic hip surgery pose. A finite element model of these tests was coupled with an inverse method used to identify material parameters of three models of behavior: elastic, hyperelastic and viscoelastic. The results correlate with experimental results and are in agreement with the literature (animal and human frozen cartilage). The mechanical properties of cartilage have been correctly identified. The best results were obtained with the viscoelastic model. However, it would be interesting to extend our study taking into account the anisotropy and multilayered structure of the material.

Reçu le 10 novembre 2010
accepté le 23 mars 2011

Le cartilage articulaire est une des pièces maîtresses de la mécanique articulaire. Ce tissu recouvre les extrémités osseuses. Le cartilage tel qu'on le retrouve dans une articulation saine joue

un double rôle mécanique essentiel pour la protection de l'os : d'une part il diminue les forces de frottement lors du déplacement des segments osseux et d'autre part, il assure la transmission, la répartition

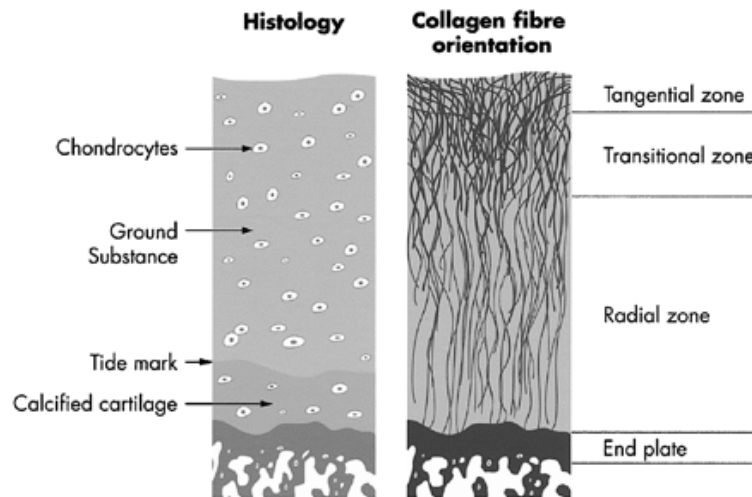


Fig. 1. Histologie et orientation des fibres de collagène du cartilage articulaire [1].

Fig. 1. Histology and collagen fibers of articular cartilage [1].

et l'amortissement des pressions subies par l'articulation. Sans cartilage, bon nombre de mouvements seraient impossibles ou du moins douloureux : il suffit de penser à l'impotence fonctionnelle qu'engendre l'arthrose. Ces propriétés protectrices sont dues à sa composition et à sa structure unique. Le cartilage articulaire est un matériau complexe, composé de 78 % d'eau, 15 % de fibres de collagène et protéoglycanes et 7 % de chondrocytes. Les chondrocytes sont des cellules qui assurent le renouvellement du cartilage. La matrice du cartilage est composée de grosses molécules appelées protéoglycanes, qui ont la particularité d'avoir besoin de beaucoup d'eau et de se comporter comme des éponges. La matrice extracellulaire est organisée en un réseau dense de fibres de collagène. Les fibres de collagène permettent au cartilage d'être élastique et d'absorber les chocs. La distribution et la disposition de ces éléments sont différentes selon les couches (Fig. 1).

Connaître le comportement mécanique du cartilage ainsi que les paramètres matériau associés permettrait grâce à une modélisation des articulations de mieux comprendre l'apparition de certaines pathologies comme l'arthrose et d'analyser efficacement la répartition des pressions de contact au sein de celles-ci.

Un certain nombre d'études ont été réalisées sur les propriétés mécaniques du cartilage, et plusieurs modèles de comportement mécanique en ressortent tels que

l'élasticité [2–6] la viscoélasticité [7–10], l'hyperélasticité [11, 12], la poroélasticité [13, 14] et la poroviscoélasticité [15, 16]. Toutefois les modèles de comportement ont été identifiés sur du cartilage articulaire d'animaux [1–3, 6–16], peu traitent du cartilage prélevé sur l'homme [4, 5]. Tous ces travaux ont été menés sur des échantillons de cartilage de cadavre préalablement congelé avant étude. Les tests d'indentation ont été le plus souvent utilisés [1–5, 7–9, 11, 13–16]. L'indentation suscite un grand intérêt dans l'identification des propriétés matériaux du cartilage articulaire. Le but de l'étude proposée ici est d'identifier, juste après prélèvement, différents modèles possibles simples du cartilage coxo-fémoral humain via l'identification par méthode inverse.

1 Matériels et méthodes

L'étude consiste à analyser et identifier le comportement mécanique du cartilage coxo-fémoral à l'aide d'essais d'indentation instrumentée couplés à une méthode numérique d'identification inverse. La partie expérimentale de l'étude a consisté à préparer les échantillons, puis réaliser les essais d'indentation. La partie numérique fait intervenir une modélisation de l'essai d'indentation par la méthode des éléments finis couplée à un algorithme d'optimisation.

Les échantillons de cartilage ont été découpés à partir de têtes fémorales récupérées

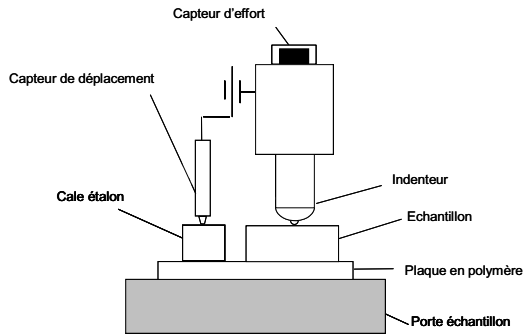


Fig. 2. Schéma d'installation de la cale étalon et de l'échantillon sous la tête de mesure.

Fig. 2. Installation scheme of the gauge block and the sample under the measuring head.

pendant des opérations de pose de prothèse totale de hanche (têtes arthrosiques) ou intermédiaire de hanche (tête non pathologique) effectuées au CHU de Besançon. Ils ont ensuite été conservés à 4 °C dans une solution de phosphate buffered saline (PBS) contenant de la gentamicine jusqu'aux essais expérimentaux n'excédant pas 24 h après le prélèvement. Au total 33 échantillons ont été découpés avec une épaisseur d'environ 6 mm (~2 mm de cartilage, ~1 mm d'os subchondral ~3 mm d'os spongieux), une largeur ~15 mm et une longueur ~25 mm. Pour les têtes arthrosiques, les prélèvements ont été effectués dans les zones les moins pathologiques.

Les essais d'indentation ont été réalisés à l'aide d'un micro-indenteur. L'échantillon de cartilage était collé sur une plaque en polymère avec de la colle acrylate. Cette plaque a ensuite été fixée sur un porte échantillon reposant sur la table à mouvements perpendiculaires x et y . Ce dispositif est habituellement utilisé pour des échantillons volumineux. Les échantillons n'ayant pas une dimension suffisante, il a été nécessaire de mettre une cale étalon en acier sous le capteur de déplacement différentiel au lieu de le mettre directement sur la surface du matériau. L'indenteur était de type sphérique en alumine, indenteur jugé moins agressif pour le matériau et évitant d'introduire des hypothèses contestables pour la modélisation en 2D axisymétrique comme pour les indenteurs de type pyramidal (Fig. 2). De plus sa forme non auto-similaire permet

d'enrichir la réponse expérimentale et améliorer la robustesse de la démarche d'identification. Le déplacement de l'indenteur dans le matériau n'excédait pas 20 % de la profondeur totale du cartilage afin de limiter l'influence des couches sous jacentes.

L'essai de micro-indentation a été modélisé par éléments finis avec le logiciel ANSYS. L'indenteur est considéré indéformable. Le cartilage est modélisé avec une épaisseur de 2 mm. Sachant que la rigidité de l'os spongieux et de l'os subchondral est au moins 60 fois supérieure à celle du cartilage, ils ont été représentés par un encastrement. Le maillage a été réalisé avec les éléments 8 noeuds de type Plane 183 axisymétrique. La zone directement située sous l'indenteur est plus finement maillée que le reste du substrat. Ceci permet d'une part de gagner en précision sur le résultat de la simulation de l'essai et d'autre part, en optant pour un maillage plus grossier loin de la zone indentée, d'utiliser moins d'éléments (et donc de minimiser les temps de calculs). Pour assurer une précision suffisante et la convergence numérique du problème, nous avons adopté un maillage progressivement décroissant depuis la zone indentée vers le bord inférieur de la couche de cartilage. Les éléments de contact, entre l'indenteur et le cartilage, utilisés sont du type TARGE169 et TARGE172 avec comme algorithme de contact celui du lagrangien augmenté. Le modèle comporte environ 1000 éléments (Fig. 3).

Trois modèles de comportement isotrope ont été considérés pour le cartilage : élastique, hyperélastique (Mooney-Rivlin) et viscoélastique.

- Modèle élastique linéaire. Ce modèle simple est le plus utilisé dans la littérature [2–6],

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{E} \left[(1 + \nu) \sigma_{ij} - \nu \sigma_{kk} \delta_{ij} \right] \quad (1)$$

ε_{ij} représente la déformation, σ_{ij} la contrainte, σ_{kk} la trace du tenseur des contraintes et δ_{ij} le symbole de Kronecker. Les paramètres du modèle sont E et ν , respectivement le module d'Young et le coefficient de Poisson.

- Modèle hyperélastique de Mooney-Rivlin. Nous avons choisi ce modèle car

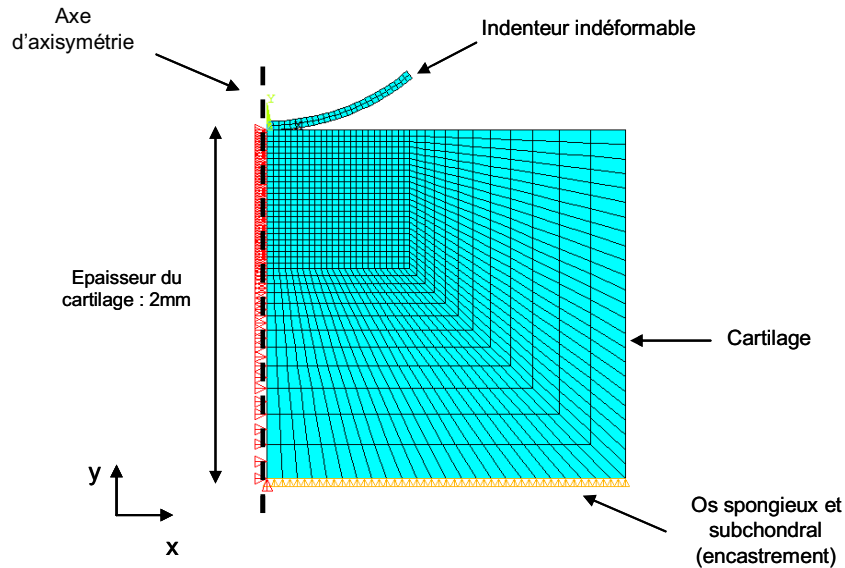


Fig. 3. Modèle éléments finis de l'essai de micro-indentation.

Fig. 3. Finite element model of the micro-indentation test.

il est de plus en plus utilisé dans les calculs prédictifs de type élément finis pour la modélisation articulaire [17, 18],

$$W_{MR} = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2. \quad (2)$$

Ici W_{MR} étant l'énergie stockée par unité de volume, \bar{I}_1, \bar{I}_2, J sont les invariants du tenseur de Cauchy-Green droit. Les 3 paramètres du modèle sont C_{10}, C_{01} et D_1 .

- **Modèle viscoélastique de type Kelvin-Voigt.** Les deux modèles présentés précédemment ne prennent pas en compte les effets de la vitesse du chargement. Nous allons voir par la suite que la décharge est dépendante de la vitesse, il est donc nécessaire de la prendre en compte. C'est pour cela qu'un troisième type de comportement a été étudié, le modèle viscoélastique. Le modèle viscoélastique utilisé dans l'étude est un modèle à 4 paramètres de type Kelvin-Voigt (Fig. 4).

$$\dot{s}_{ij} + \frac{1}{\tau}s_{ij} = (1 + \delta_{ij}) \frac{E^0}{2(1 + \nu)} \dot{e}_{ij} + (1 + \delta_{ij}) \frac{E^\infty}{2(1 + \nu)} \frac{1}{\tau} e_{ij} \quad (3)$$

avec

$$\begin{aligned} s_{ij} &= \sigma_{ij} - \frac{1}{3} \delta_{ij} \sigma_{kk}, \\ e_{ij} &= \varepsilon_{ij} - \frac{1}{3} \delta_{ij} \varepsilon_{kk}. \end{aligned} \quad (4)$$

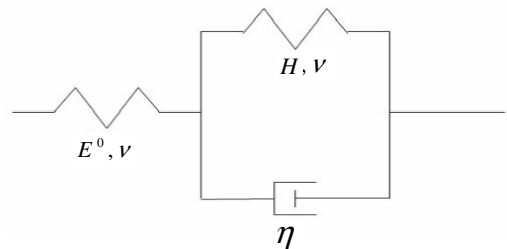


Fig. 4. Schéma analogique du modèle à 4 paramètres du type Kelvin-Voigt.

Fig. 4. Analog scheme Kelvin-Voigt model with 4 parameters.

Dans ces équations, E^0 et E^∞ sont respectivement les modules d'Young instantané et relaxé, ν le coefficient de Poisson et τ le temps de relaxation. s_{ij} représente les composantes du tenseur déviateur des contraintes et e_{ij} les composantes du tenseur déviateur des déformations. L'équation (3) correspond au modèle analogique représenté sur la figure 2 avec :

$$\eta = \tau(E^0 + H) \quad \text{et} \quad \frac{1}{H} = \frac{1}{E^\infty} - \frac{1}{E^0}. \quad (5)$$

Les 4 paramètres sont : E^0, η, H et ν .

L'identification paramétrique du modèle de comportement mécanique du cartilage a été effectuée avec le logiciel MIC2M (modélisation et identification du comportement

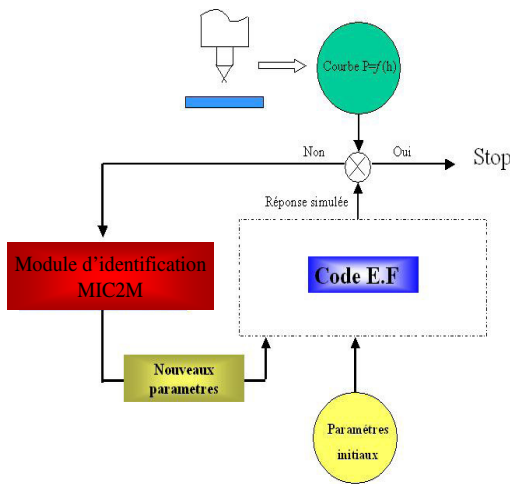


Fig. 5. Principe l'identification par méthode inverse [20].

Fig. 5. Principle of indentation by inverse method [20].

mécanique des matériaux), logiciel créé et développé au DMA [19]. À partir de la modélisation de l'essai d'indentation sous ANSYS, le logiciel est capable d'écrire une fonctionnelle qui mesure l'écart entre les prévisions du modèle et les résultats d'essais [20]. En minimisant cette fonctionnelle, on se ramène ainsi à un problème d'optimisation [21] pouvant être résolu à l'aide de l'algorithme Levenberg-Marquardt [22, 23].

À partir de paramètres matériau estimés plausibles introduits dans le processus d'optimisation en tant que valeurs initiales, le modèle EF donne une réponse simulée de la courbe charge-déplacement. Si le résultat de la simulation est proche de la réponse expérimentale (en dessous d'une tolérance donnée) alors le processus est terminé. Sinon, un nouveau jeu de paramètres est calculé par l'algorithme d'optimisation (Fig. 5).

2 Résultats et discussion

Les courbes ci-dessous représentent la force en fonction du déplacement pour les résultats expérimentaux et les différents modèles identifiés (Fig. 6).

La corrélation modèle-expérience est correcte en charge pour les trois modèles identifiés. Pour les modèles élastique et hyperélastique, les décharges sont identiques aux

charges et donc ne permettent pas une bonne corrélation modèle-expérience. En revanche, le modèle viscoélastique permet également une bonne corrélation avec l'expérience lors de la décharge (Fig. 6). Le graphique ci-dessus (Fig. 7) représente les résultats expérimentaux et les 4 simulations à différentes vitesses avec un même jeu de paramètres. Tout d'abord nous avons réalisé une identification simultanée avec 4 essais à différentes vitesses d'indentation et à différents endroits sur un échantillon de cartilage. De ceci nous avons pu identifier un jeu de paramètres qui est le suivant : $E^0 = 12.1$ MPa, $\nu = 0.45$, $H = 1.75$ MPa, $\eta = 119$ MPa.s. Ensuite nous avons effectué les 4 simulations avec ce jeu de paramètres. Les réponses simulées sont proches des résultats expérimentaux, montrant ainsi la puissance de la méthode employée et la pertinence du modèle viscoélastique identifié.

Les paramètres obtenus par la méthode inverse de nos échantillons de cartilage humain non congelés testés juste après prélèvement sont assez proches des résultats trouvés dans la littérature (Tab. 1). Pour la plupart des essais, la vitesse de déplacement de l'indenteur était imposée à $10 \mu\text{m/s}$.

3 Conclusion et perspectives

Pour les modèles de comportement élastique et hyperélastique, les paramètres associés dépendent de la vitesse de chargement, la comparaison avec la littérature doit s'effectuer pour des vitesses identiques mais cependant les résultats obtenus correspondent aux ordres de grandeurs trouvés par les auteurs. Pour le modèle viscoélastique, les résultats concordent avec la littérature.

Nous avons pu ainsi identifier via notre méthode inverse d'indentation, le comportement mécanique du cartilage coxo-fémoral. Pour aller plus loin, il serait intéressant d'effectuer d'autres essais du type fluage, relaxation afin de mieux comprendre le comportement et la dégénérescence de ce matériau.

Il serait également intéressant d'étendre cette étude à d'autres comportements mécaniques en effectuant un couplage de lois de comportement mécanique. Le cartilage est

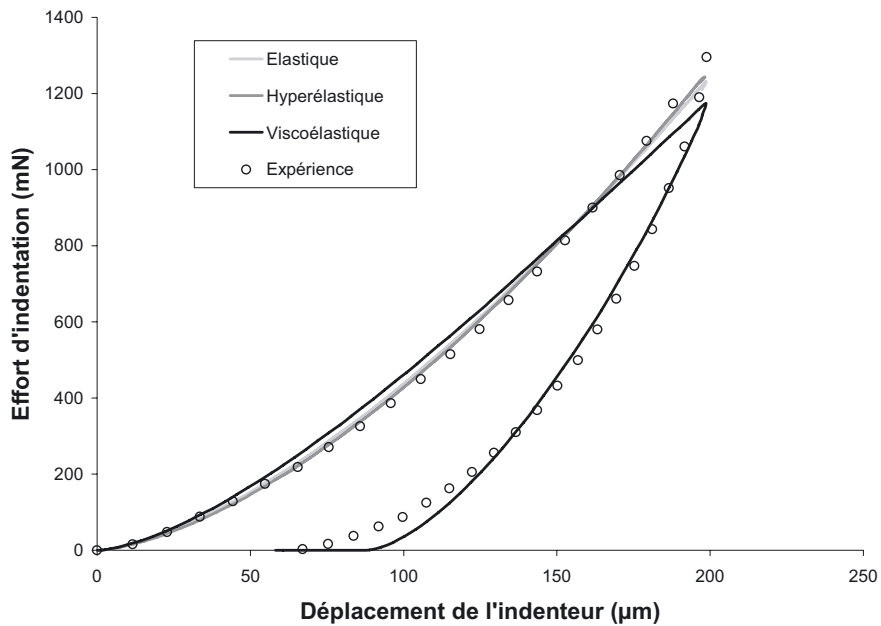


Fig. 6. Comparaison des modèles élastique, hyperélastique et viscoélastique avec l'expérience (vitesse de déplacement appliquée : 10 μm/s).

Fig. 6. Comparison of models elastic, hyperelastic and viscoelastic with experience (displacement rate applied : 10 μm/s).

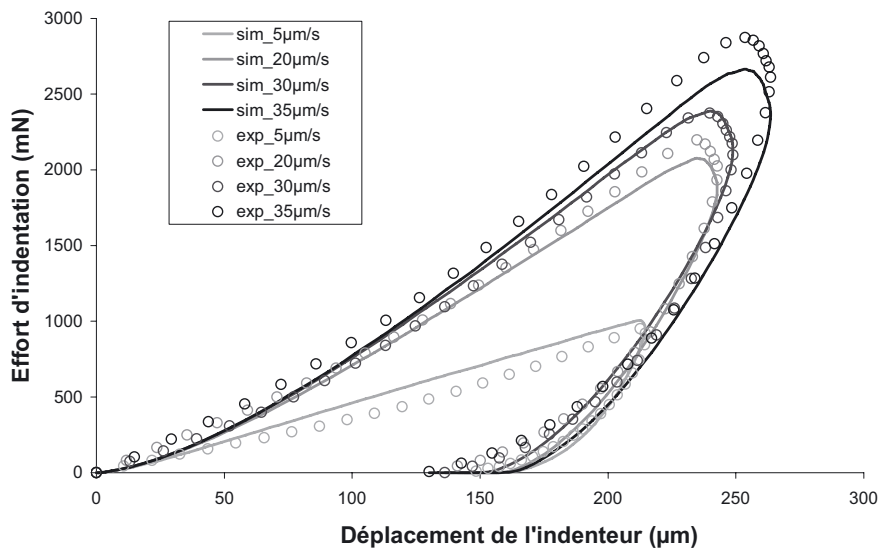


Fig. 7. Comparaison des réponses simulées en viscoélastique avec les expériences pour 4 essais à différentes vitesses (5, 20, 30, 35 μm/s).

Fig. 7. Comparison of viscoelastic responses simulated with the experiences for 4 tests at different indentation rates (5, 20, 30, 35 μm/s).

formé de 78 % d'eau, ce qui induit de grands mouvements de fluide en son sein lorsqu'il est sollicité mécaniquement, son caractère poreux est donc évident. De plus les résultats de l'étude montrent de toute évidence un comportement principalement viscoélastique. Les couplages proviscoélastique et

multicouches, déjà traités dans certaines publications [15,16] devraient être étudiés.

Le cartilage a une structure fibreuse et multicouche. L'anisotropie du matériau et la stratification peuvent tout à fait être prises en considération en procédant avec la même méthode que celle présentée ici avec

Tableau 1. Résultats de l'identification et comparaison avec la littérature [1–15].

Table 1. Identification results and comparison with literature [1–15].

Loi de comportement	Résultat de l'identification inverse [min–max]	Résultat de la littérature [min–max]
Elastique	$E = [3.16–27]$ MPa $\nu = 0.45$	$E = [10.35–19.6]$ MPa $\nu = [0.4–0.49]$
Viscoélastique	$E = [3.96–27.7]$ MPa $H = [0.05–4.54]$ MPa $\eta = [250–490]$ MPa.s	$E = [2.51–21.7]$ MPa $H = [0.4–8.8]$ MPa $\eta = [11.05–330.02]$ MPa.s
Hyperélasticité Mooney Rivlin	$E = [2.63–11.31]$ MPa $C_{10} = [0.45–1.49]$ MPa $C_{01} = [0.004–0.46]$ MPa $D_1 = [0.05–0.23]$ MPa ⁻¹	$E = [3.77–10]$ MPa $C_{10} = [0.4–4.1]$ MPa $C_{01} = [0.25–0.41]$ MPa $D_1 = [0, 045–0, 32]$ MPa ⁻¹

des paramètres et/ou modèles de comportement mécanique différents pour chacune des couches. Il serait également intéressant de comparer le comportement et les propriétés mécaniques du cartilage en fonction de sa structure biologique dite « normale » ou pathologique.

Références

- [1] D.R. Jeffrey, I. Watt, *Br. J. Radiol.* **76** (2003) 777-787
- [2] W.C. Hayes, L.M. Keer, G. Herrmann, L.F. Mockros, *J. Biomech.* **5** (1972) 541-551
- [3] G.E. Kempson, Mechanical properties of articular cartilage, Freeman MAR, Adult articular cartilage, Kent: Pitman medical, 1979, pp. 313-414
- [4] D.E.T. Shepherd, B.B. Seedhom, *Rheumatology* **38** (1999) 124-132
- [5] W.C. Bae, M.M. Temple, D. Amiel, R.D. Coutts, G.G. Niederauer, R.L. Sah, *Arthritis Rheum* **48** (2003) 3382-3394
- [6] M. Stolz, R. Raiteri, A.U. Daniels, M.R. VanLandingham, W. Baschong, U. Aebi, *Biophys. J.* **86** (2004) 3269-3283
- [7] W.C. Hayes, L.F. Mockros, *J. Appl. Physiol.* **31** (1971) 562-568
- [8] S.L.Y. Woo, B.R. Simon, S.C. Kuei, W.H. Akeson, *J. Biomech. Engin.* **102** (1979) 85-90
- [9] V.C. Mow, S.C. Kuei, W.M. Lai, C.G. Armstrong, *J. Biomech. Engin.* **102** (1980) 73-84
- [10] M. Singh, M.S. Deltamore, *J. Biomech. Engin.* **130** (2008) 11009-11017
- [11] R. Namani, N.K. Simha, J.L. Lewis, Nonlinear elastic parameters of articular cartilage, Bioengineering Conference, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida, 2003
- [12] P. Büchler, N.A. Ramaniraka, L.R. Rakotomanana, J.P. Iannotti, A. Farron, *Clin. Biomech.* **17** (2002) 630-639
- [13] S. Gupta, J. Lin, P. Ashby, L. Pruitt, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2** (2009) 326-338
- [14] P. Julkunen, T. Harjula, J. Marjanen, H.J. Helminen, J. Jurvelin, *J. Biomech.* **42** (2009) 652-656
- [15] L.A. Sattou, W. Zhu, V.C. Mow, *J. Biomech.* **26** (1993) 581-592
- [16] P. Julkunen, R. Korhonen, W. Herzog, J. Jurvelin, *Med. Eng. Phys.* **30** (2008) 506-515
- [17] A. Pustoc'h, Élaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques, Application à l'étude de l'influence d'une orthèse podale sur une hanche arthrosique, Thèse, Université Claude Bernard-Lyon1, 2007
- [18] A. Anderson, B. Ellis, S. Maas, J. Weiss, *J. Biomech.* **43** (2010) 1351-1357
- [19] F. Richard, Identification du comportement et évaluation de la fiabilité des composites stratifiés, Thèse, Université de Franche-Comté, 1999
- [20] M. Qasmi, La nanoindentation simulée par la méthode des éléments finis associée aux algorithmes d'analyse inverse, un outil pour accéder aux propriétés mécaniques locales des matériaux, Quelques applications, Thèse, Université de Franche-Comté, 2005
- [21] J.F. Bonnans, J.C. Gilbert, C. Lemarechal, C. Sagastizabal, Optimisation Numérique, Springer-Verlag (1997)
- [22] K. Levenberg, *Quart. Appl. Math.* **2**, 1944 164-168
- [23] D.W. Marquardt, An algorithm for least squares estimation of non linear parameters, *SIAM J. Appl. Math.* **11** (1963) 431-441