



HAL
open science

Identification des propriétés mécaniques des muscles de la cuisse

Jean-Sébastien Affagard, Sabine Bensamoun, Pierre Feissel

► **To cite this version:**

Jean-Sébastien Affagard, Sabine Bensamoun, Pierre Feissel. Identification des propriétés mécaniques des muscles de la cuisse. 11e colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2013, Giens, France. hal-01717073

HAL Id: hal-01717073

<https://hal.science/hal-01717073>

Submitted on 25 Feb 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Public Domain

Identification des propriétés mécaniques des muscles de la cuisse

Jean-Sébastien Affagard^{1,2*}, Sabine F. Bensamoun¹, Pierre Feissel²

1 BioMécanique et BioIngénierie, UMR CNRS 7338, Université de Technologie de Compiègne, France

2 Laboratoire Roberval, UMR CNRS 7337, Université de Technologie de Compiègne, France

{jean-sebastien.affagard, sabine.bensamoun, pierre.feissel}@utc.fr

Résumé — La caractérisation mécanique des muscles *in vivo* permet d'accroître les connaissances du système musculo-squelettique. En effet, la complexité des matériaux vivants (variabilité, évolution temporelle, ...) rend difficile la caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques. L'identification des propriétés mécaniques des muscles peut être réalisée via une approche inverse qui consiste à coupler les techniques d'imagerie médicale (IRM, US) et des méthodes d'analyse de champ.

Ainsi, une approche inverse basée sur les éléments finis (FEMU) est développée pour identifier les propriétés mécaniques de la loi hyperélastique Néo-Hookéenne compressible (C_{10} , D) des muscles de la cuisse. Une acquisition IRM (1.5T, GE) de la cuisse permet une segmentation de quatre régions musculaires et du tissu adipeux. Une première étape consiste à faire une analyse de sensibilité pour déterminer le test mécanique (compression en étau, indentation et contention) le plus adapté à l'identification. Ensuite, un exemple numérique est développé pour simuler le champ de déplacement qui est obtenu par corrélation d'images numériques (CIN). Le calcul de l'erreur d'identification des paramètres illustre la faisabilité de cette étude.

Les résultats de l'analyse de sensibilité démontrent que le test de compression en étau présente le meilleur compromis pour l'identification de l'ensemble des paramètres neo-Hookéens ($N=10$). L'erreur d'identification des paramètres C_{10} , traduisant l'hyperélasticité du muscle, est très faible (<5%) comparé à celle des paramètres D , reflétant la compressibilité du tissu, qui est comprise entre 7 et 40%. Le regroupement de trois paramètres de compressibilité (D) permet de réduire son erreur à 7% et d'obtenir une erreur inférieure à 3% pour les paramètres C_{10} .

Mots clés — Eléments finis, analyse de sensibilité, propriétés mécaniques, muscle, approche inverse

1. Introduction

La caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques du muscle est nécessaire pour une meilleure compréhension des pathologies du système musculo-squelettiques, ainsi que à terme, à la simulation prédictive de son comportement. Cette caractérisation *in vivo* est néanmoins limitée par les techniques d'imagerie médicale. Actuellement, plusieurs techniques d'imagerie en elastographie (IRM, US) permettent d'obtenir la répartition du module d'élasticité [1]. Cependant, les tissus mous sont hyperélastiques et leur caractérisation nécessite le développement d'outils expérimentaux et numériques. Ainsi, des tests mécaniques *in vivo* couplés à des acquisitions IRM sont réalisés pour identifier le comportement hyperélastique des muscles du bras [2] et du mollet [3, 4] par approche inverse. Ces précédentes études ont identifié les propriétés hyperélastiques à partir d'une mesure des contours des tissus musculaires, adipeux et osseux.

Zhu et Hall [5] ont ensuite proposé un algorithme permettant d'imager le champ de déplacement et la déformation des tissus en temps réel à partir des données ultrasonores. Cet algorithme est basé sur la corrélation des signaux B-mode. A partir de cette mesure de champ, un exemple numérique est développé pour quantifier l'erreur commise en fonction du bruit au cours de l'identification des propriétés hyperélastiques hétérogènes [6]. L'application clinique de cette méthode inverse est de localiser les tumeurs du sein [7].

Le MR tagging est une autre technique IRM qui permet également de mesurer le champ de déplacement pour analyser la relation force/déformation des muscles du bras et du mollet [8, 9].

La corrélation d'images numérique (CIN) est aussi un autre moyen de déterminer le champ de déplacement à partir d'acquisition en imagerie [10].

Ainsi, l'objectif de ce travail est de développer une approche inverse à partir d'une mesure du champ de déplacement obtenu par couplage des techniques de corrélation d'images numériques (CIN) et d'imagerie ultrasonore, pour identifier les propriétés mécaniques des muscles de la cuisse. Dans ce présent travail, un exemple numérique ainsi qu'un test mécanique statique sont développés.

2. Matériel et Méthode

Une méthodologie d'identification permettant de caractériser *in vivo* les propriétés hyperélastiques des muscles est développée. Dans un premier temps, l'approche inverse est détaillée puis les études numériques sont présentées.

2.1. Approche inverse

L'approche inverse est composée de trois parties interdépendantes : un protocole expérimental qui a fait l'objet d'une étude préliminaire, une modélisation éléments finis et une identification des paramètres matériaux.

2.1.1. Protocole expérimental

Le chargement mécanique des muscles de la cuisse est réalisé par trois tests mécaniques quasi-statique: contention, indentation et compression (étai). Deux acquisitions échographiques (9MHz, GE) du muscle contraint et non contraint sont réalisées. Ensuite, la technique de corrélation d'images (CIN) est appliquée pour obtenir le champ de déplacement. Une étude préliminaire du champ de déplacement a montré que l'écart type de 0,2 mm associé à une grille de mesure de 64x64 est représentatif d'un bruit expérimental.

2.1.2. Modèle éléments finis

Le modèle Eléments Finis (Figure 1.A) est réalisé à partir d'une coupe IRM 1,5T (épaisseur : 3mm) de la cuisse qui est segmentée (géométrie 2D) en 5 sous-ensembles correspondant à quatre régions musculaires (quadriceps, ischios, sartorius, gracilis) et au tissu adipeux (Figure 1). Chaque ensemble est supposé homogène avec l'hypothèse de déformation plane. L'os étant un tissu dur, il sera considéré comme rigide, menant ainsi à des conditions aux limites de type encastrement.

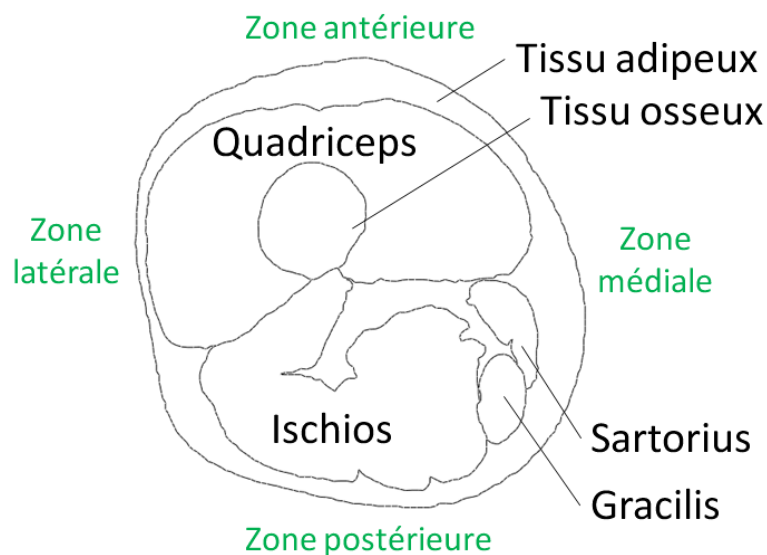


Figure 1 : Géométrie éléments finis

Le maillage, composé de 6973 éléments CPE4H (éléments linéaires hybrides à 4 nœuds), est créé avec ABAQUS (version 6.9). Le comportement mécanique de chaque sous-ensemble est considéré homogène, avec un comportement hyperélastique (Néo-Hookéen) compressible, paramétrisé par C_{10} représentant l'hyperélasticité et D la compressibilité :

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D}(J - 1)^2 \quad (1)$$

où : $J = \det(F)$ avec F le tenseur du gradient de la transformation, $\bar{I}_1 = J^{-2/3} I_1$ et $I_1 = \text{Tr}(F^T F)$ avec Tr la trace de la matrice et le module de compressibilité $K=2/D$.

Trois types de sollicitations mécaniques sont proposés :

- une contention, traduite par une pression imposée sur le contour extérieur de la cuisse. Cette pression est fixée à 20 mmHg correspondant à une pression de contention médicale.
- une indentation, réalisée par l'intermédiaire d'un corps rigide sur lequel une force de 0,1 N est imposée.
- une compression (étai), réalisée par l'intermédiaire de deux corps rigides sur lesquels sont appliquées une force de 3 N afin d'obtenir un état de déformation local équivalent à celui de l'indentation.

Une cartographie de la sensibilité illustrant la précision de l'identification des paramètres C_{10} et D est réalisée pour choisir le test mécanique le plus pertinent à l'identification.

2.1.3. Minimisation

Les 10 paramètres Néo-Hookéen (C_{10} , D des 5 sous-ensembles) sont identifiés par la minimisation d'une fonction coût (J_1), représentant la différence entre les champs de déplacements mesurés (U) et calculés par éléments finis (\bar{U}) avec un algorithme de type BFGS (Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno).

$$J_1 = \frac{1}{2}(\bar{U} - U)^T(\bar{U} - U) \quad (2)$$

2.2. Etude numérique

2.2.1. Analyse de sensibilité

Une analyse de sensibilité (S) est utilisée pour discriminer les différents tests en vue de l'identification des paramètres matériau. Ainsi, l'influence de chaque paramètre Néo-Hookéen (θ) sur le champ de déplacement simulé (U) est obtenue via le critère proposé par Tarantola [11] :

$$S_\theta = \left\| \frac{\partial U}{\partial \theta} \right\| / \left\| U / \theta \right\| \quad (3)$$

La dérivée est estimée par la méthode des différences finies (4) dans laquelle, le pas doit être suffisamment petit pour converger vers une valeur de sensibilité sans toutefois induire une erreur numérique.

$$\frac{\partial U}{\partial \theta} \simeq \frac{U(\theta + \delta\theta) - U(\theta)}{\delta\theta} \quad (4)$$

Plus la valeur de la sensibilité (S) est élevée, plus le paramètre matériau sera influent sur le champ de déplacement.

2.2.2. Exemple numérique

Un exemple numérique simulant la mesure du champ de déplacement expérimental, par couplage des techniques d'imagerie ultrasonore et de CIN, est développé. Un chargement mécanique correspondant au test expérimental est appliqué.

Dans cet exemple numérique, les mesures du champ de déplacement sont créées suite à un calcul par éléments finis avec des paramètres C_{10} et D de références extraites de différentes études [2, 7] (Tableau 1). Les déplacements nodaux sont ensuite projetés sur une grille (64x64), puis un écart type de 0.2 mm, représentatif du bruit blanc Gaussien ($\delta=N(0,\sigma^2)$), est appliqué.

Tissus mous	Tissu adipeux		Ischio		quadriceps		Gracilis		Sartorius	
Paramètres néo-Hookéens	C_{10} (kPa)	D (MPa ⁻¹)	C_{10} (kPa)	D (MPa ⁻¹)	C_{10} (kPa)	D (MPa ⁻¹)	C_{10} (kPa)	D (MPa ⁻¹)	C_{10} (kPa)	D (MPa ⁻¹)
Paramètres de référence	0,8	30,8	3	18	1,75	18	2,2	18	3,75	18

Tableau 1: Paramètres néo-Hookéens extraits de la littérature

2.2.3 Identification des paramètres mécaniques

Lors de l'identification des paramètres mécaniques des muscle de la cuisse, par minimisation de (2), cinq initialisations réparties selon un tirage par hypercube Latin sont réalisées afin d'obtenir la plus faible valeur pour la fonction coût. L'erreur sur l'identification de chaque paramètre est ensuite définie par l'équation (5) :

$$Erreur(\%) = \left\| \frac{Paramètre\ identifié - Paramètre\ référence}{Paramètre\ référence} \right\| \quad (5)$$

Une première étude présente l'erreur obtenue lors de l'identification des 10 paramètres (C_{10} , D) en fonction du bruit expérimental imposé sur le champ de déplacement simulé.

Une seconde étude consiste à améliorer l'identification en regroupant les paramètres D de trois sous-ensembles : gracilis, gartorius et ischios. Ainsi, l'erreur commise sur l'identification des 8 paramètres restants (5 paramètres C_{10} et 3 paramètres D) est calculée en fonction du bruit expérimental.

3. Résultats

3.1. Choix du test mécanique

Afin de déterminer le test mécanique quasi-statique le plus adapté à l'identification des paramètres néo-Hookéens, une analyse de sensibilité aux déplacements est illustrée pour les paramètres du quadriceps.

Le pas optimal est déterminé sur les paramètres C_{10} (Figure 2a) et D (Figure 2b) du quadriceps uniquement lors du test de contention. Pour un pas inférieur à 10^{-2} %, une forte variation de la sensibilité est présente. Cela traduit l'erreur numérique obtenue lorsque le pas de la différence finie est trop petit. Lorsque le pas est supérieur à 10^{-1} % la valeur de la sensibilité diverge, ce qui traduit un manque de précision de la sensibilité aux déplacements. Ces résultats démontrent qu'un pas de 10^{-2} % est appliqué pour réaliser les cartographies de la sensibilité.

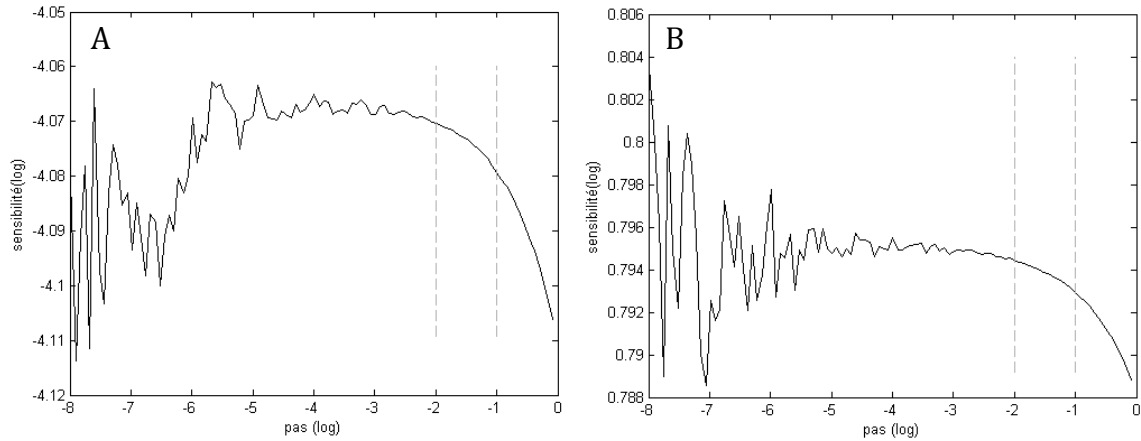


Figure 2: Evolution de la sensibilité en fonction du pas de la différence finie pour le paramètre C_{10} (a) et le paramètre D (b) du quadriceps pour un test de contention

Les cartographies de sensibilité pour le test de contention révèlent des valeurs plus élevées pour le paramètre D (figure 3b) comparé au C_{10} (figure 3a). De plus, le paramètre D influence principalement le champ de déplacement situé dans la zone musculaire analysée (quadriceps).

Les résultats obtenus pour le test de compression en étau montrent une sensibilité aux paramètres C_{10} (figure 3c) plus élevée que pour le paramètre D (figure 1d). Cependant, la sensibilité au paramètre D reste localisée dans la région de la zone musculaire analysée.

La cartographie de sensibilité obtenue pour le test d'indentation révèle des valeurs plus élevées pour le paramètre C_{10} (figure 1e) comparé au paramètre D (figure 1f). De plus, la sensibilité du paramètre C_{10} est très localisée, ce qui implique que le champ de déplacement sera peu influencé par une variation de ce paramètre.

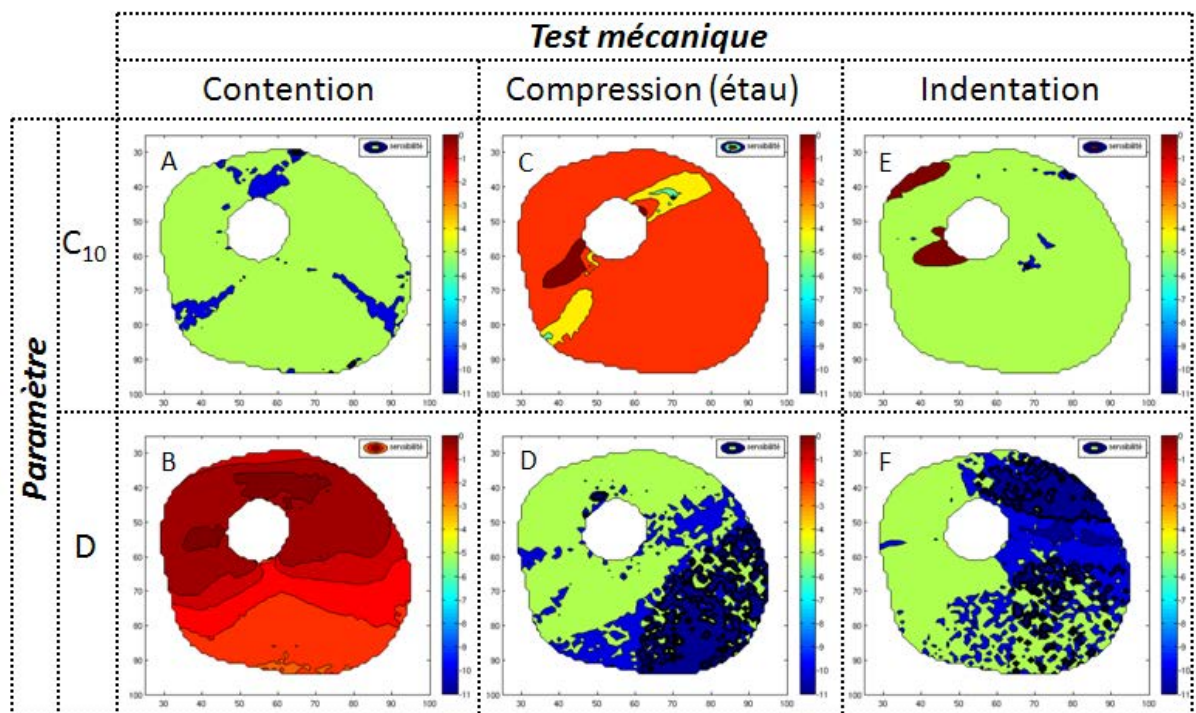


Figure 3 : Cartographie de la sensibilité des déplacements aux paramètres C_{10} et D du quadriceps en fonction du test de contention (a, b), de compression (c, d) et d'indentation (e, f).

L'hyperélasticité, représentée par le paramètre C_{10} , est une caractéristique essentielle à la modélisation du tissu musculaire, souvent considéré incompressible dans la littérature [4]. D'après les résultats des cartographies de la sensibilité des déplacements au paramètre C_{10} le test de compression en étai est sélectionné pour identifier l'ensemble des paramètres matériau.

3.2. Erreur d'identification

3.2.1. Identification de l'ensemble des paramètres néo-Hookéens

Comme présenté dans la section 2.2.2., une identification des 5 jeux de paramètres associés aux 5 groupes musculaires (C_{10} et D) est menée à partir de l'exemple numérique. Les figures 4a-b représentent les résultats de l'erreur d'identification obtenue à partir de l'exemple numérique pour les différents tissus.

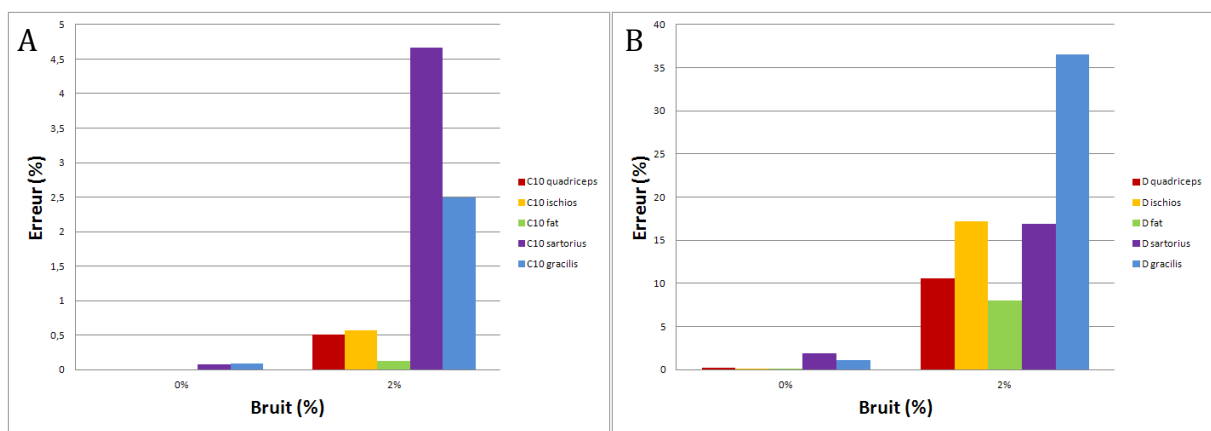


Figure 4 : Erreur relative commise lors de l'identification des paramètres C_{10} (a) et D (b) des tissus de la cuisse pour un bruit d'écart type de 0 et 0,02 mm.

La faible erreur d'identification obtenue sans bruit (<2%) valide l'approche inverse développée et l'utilisation de l'algorithme BFGS pour la minimisation.

En présence du bruit représentatif de l'expérimentation, l'erreur d'identification calculée pour les paramètres C_{10} est très faible (< 4,6 %) comparé à l'erreur obtenue pour les paramètres D (de 7,5 à 37 %). Ces résultats démontrent que les paramètres C_{10} sont précisément identifiés comparé aux paramètres D. Cette analyse est donc en accord avec l'analyse de sensibilité.

3.2.2. Regroupement des paramètres de compressibilité

Afin d'améliorer l'identification du paramètre D, les paramètres de compressibilité pour les trois sous-ensembles gracilis, sartorius et ischios sont regroupés en raison de leurs propriétés morphologiques et fonctionnelles similaires. Les figures 5a et 5b représentent l'erreur d'identification obtenue sur chacun des paramètres C_{10} et D.

Les figure 5.a illustre que l'identification des paramètres C_{10} est inférieure à 3 % pour un écart type du bruit de 0.02 mm et inférieure à 0,2 % sans bruit. De plus, l'erreur d'identification des 8 paramètres C_{10} est plus faible que dans le cas de l'identification des 10 paramètres.

La figure 5b présente l'erreur d'identification des paramètres D du quadriceps, du tissu adipeux et du groupe musculaire composé de l'ischios, du sartorius et du gracilis. Les résultats présentent alors une erreur d'identification inférieure à 7 % pour un bruit expérimental. Cette erreur est très inférieure à celle précédemment calculée pour l'identification des 10 paramètres, et quel que soit le bruit de mesure (0 et 0,02 mm).

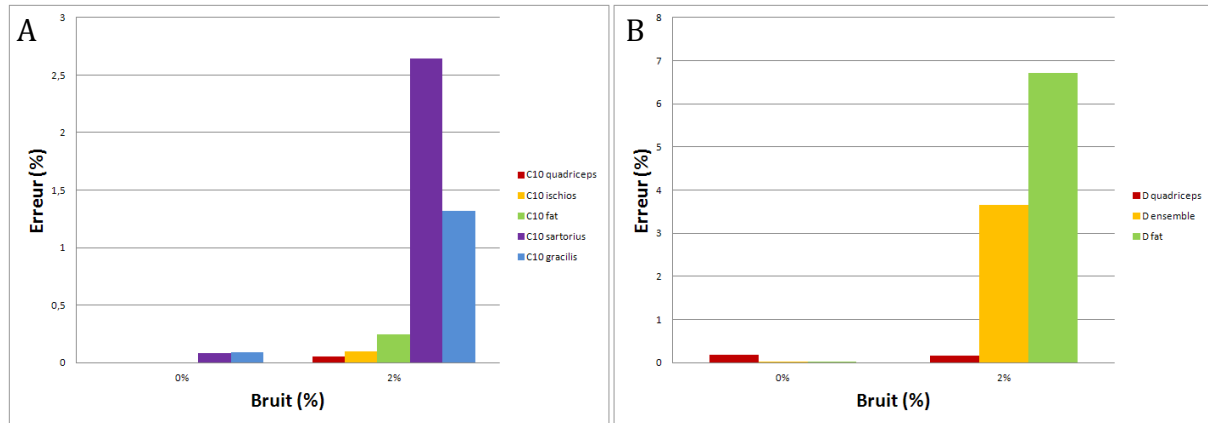


Figure 5 : Erreur relative commise lors de l'identification des paramètres C10 (a) et D (b) des tissus de la cuisse pour un bruit d'écart type de 0 et 0,02 mm.

4. Conclusion

L'analyse de sensibilité réalisée dans cette étude permet de déterminer le test mécanique à appliquer pour obtenir une identification optimale des paramètres néo-Hookéen.

La quantification de l'erreur de mesure atteste la faisabilité de la présente identification optimisée par le groupement de plusieurs paramètres liés à la compressibilité. En effet, le faible échantillonnage dû à la petite taille des muscles sartorius et gracilis induit une augmentation de l'erreur d'identification sur l'ensemble des paramètres mécaniques. Cette identification pourrait également être améliorée en ajoutant à la fonction coût des termes complémentaires, issus du protocole expérimental, ou des termes de régularisation à la fonction coût.

Cette étude démontre que l'exemple numérique développé à partir d'une technique de corrélation d'images (CIN) permet d'identifier les propriétés mécaniques des muscles de la cuisse. Cette identification valide le futur protocole expérimental permettant ainsi de caractériser le comportement des muscles, en utilisant l'approche inverse développée dans cette présente étude.

Remerciement

Ce projet est co-financé par l'Union Européenne. L'Europe s'engage en Picardie avec le fond européen de développement régional (Collegium UTC CNRS INSIS).

Références

- [1] Bensamoun S.F., Ringleb S.I., Littrell L., Chen Q., Brennan M., Ehman R.L., and An K.N., Determination of thigh muscle stiffness using magnetic resonance elastography, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 23(2), 242-247, 2006.
- [2] Tran H.V., Charleux F., Rachik M., Ehrlacher A., and Ho-Ba-Tho M.C., In vivo characterization of the mechanical properties of human skin derived from MRI and indentation techniques, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 10(6), 401-407, 2007.
- [3] Avril S., Bouten L., Dubuis L., Drapier S., and Pouget J. F., Mixed experimental and numerical approach for characterizing the biomechanical response of the human leg under elastic compression, *Journal of biomechanical engineering*, 132, 031006, 2010.
- [4] Wang Y., Downie S., Wood N., Firmin B., Xu X.Y., Finite element analysis of the deformation of deep veins in the lower limb under external compression, *Medical Engineering and Physics*, 2012.
- [5] Zhu Y., Hall T.J., A modified block matching method for real-time freehand strain imaging, *Ultrason. Imaging*, 24, 161–176, 2002.
- [6] Gokhale N.H., Barbone P.E., Oberai A.A., Solution of the nonlinear elasticity imaging problem, *Inverse Problems*, 24, 045010, 2008.
- [7] Oberai A.A., Gokhale N.H., Goenezen S., Barbone P.E., Hall T.J., Sommer A.M., Jiang J., Linear and nonlinear elasticity imaging of soft tissue in vivo: demonstration of feasibility, *Phys Med Biol*, 54, 1191–207, 2009.
- [8] Moerman K.M., Sprengers A.M.J., Nederveen A.J., Simms C.K/, A novel MRI compatible indenter and fibre Bragg grating force sensor, *Med Eng Phys*, 2012.
- [9] Fu Y., Chui C., Teo C., Kobayashi E., Motion tracking and strain map computation for quasi-static magnetic resonance elastography, *Med Image Computing and Computer-Assisted Interventional-MICCAI*, 428-435, 2011.
- [10] Hild F., Roux S., Digital image correlation: from displacement measurement to identification of elastic properties - a review, *Strain*, 42(2), 69-80, 2006.
- [11] Tarantola A., *Inverse problem theory*, Elsevier Sci., New York, 1987.