



Modélisation du comportement mécanique d'un complexe musculo-articulaire passif in vivo

Antoine Nordez, Pascal Casari, Christophe Cornu

► To cite this version:

Antoine Nordez, Pascal Casari, Christophe Cornu. Modélisation du comportement mécanique d'un complexe musculo-articulaire passif in vivo. 8e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2007, Giens, France. hal-01495592

HAL Id: hal-01495592

<https://hal.science/hal-01495592>

Submitted on 25 Mar 2017

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

Modélisation du comportement mécanique d'un complexe musculo-articulaire passif *in vivo*

Antoine Nordez* — **Pascal Casari**** — **Christophe Cornu***

* *Université de Nantes, Nantes Atlantique Universités, Laboratoire “Motricité, Interactions, Performance”, JE 2438, UFR STAPS.*

25 bis Bd Guy Mollet, BP 72206, Nantes, F-44000 France

** *Université de Nantes, Nantes Atlantique Universités, CNRS, Institut de recherche en Génie Civil et Mécanique, UMR 6183, UFR Sciences et Techniques
2 rue de la Houssinière, BP 92208, Nantes, F-44000 France*

{antoine.nordez, pascal.casari, christophe.cornu}@univ-nantes.fr

RÉSUMÉ. *L'objectif de cette étude est de mettre en place un modèle rhéologique du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire (CMA) placé en conditions passives. Après cinq cycles de pré conditionnement, neuf sujets asymptomatiques ont réalisé 5 étirements passifs à 5 vitesses différentes (0.035, 0.52, 1.05, 1.57 et 2.09 rad.s⁻¹) sur un dynamomètre permettant de mesurer l'angle et le couple développés par le CMA en résistance à l'étirement. Un modèle associant élasticités non linéaires, viscoélasticité linéaire et frottement a été mis en place sous Simulink, et les neuf paramètres constitutifs de ce modèle ont été déterminés, pour chaque sujet, en minimisant l'erreur par rapport aux données expérimentales par la méthode des moindres carrés non linéaire. Les résultats mettent en évidence un bon accord modèle/expérience, ce qui valide le choix du modèle utilisé.*

ABSTRACT. *The aim of this study was to implement a rheological model of the mechanical behaviour of the passive musculo-articular complex (MAC). Nine healthy subjects performed five passive stretching cycles and five passive cycles preset at different velocities (0.035, 0.52, 1.05, 1.57 et 2.09 rad.s⁻¹). All the protocol was realized using an isokinetic dynamometer, which enabled to measure the articular angle and the torque produced by the MAC in resistance to the stretch. The model was composed of non linear elasticity, linear viscoelasticity and friction. It was implemented using Simulink software, and the nine parameters were determined, for each subject, by minimizing the difference between the model and the experience using the non linear least square method. Results show a good agreement between the model and experimental data, which validate the choice of our model.*

MOTS-CLÉS : *modèle rhéologique, muscle-tendon, articulation, étirements, viscoélasticité, frottements*

KEYWORDS: *rheological model, muscle-tendon, joint, stretching, viscoelasticity, friction*

1. Introduction

Le muscle squelettique possède la capacité de se contracter et est ainsi capable de générer un mouvement ou de maintenir une posture. Différents modèles du système musculo-squelettique ont été mis en place dans la littérature afin de simuler la réalisation de mouvement (*e.g.* Delp *et al.*, 1995). Néanmoins, le muscle possède également des propriétés viscoélastiques (*e.g.* Goubel *et al.*, 2003) que ces modèles ne prennent généralement pas en compte. L'implémentation de lois de comportement viscoélastiques dans les logiciels de simulation commerciaux (*e.g.* SIMM, Anybody...) nécessite cependant une meilleure connaissance du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire (CMA), qui doit être investigué par l'utilisation combinée de l'expérimentation et de la modélisation.

Il est possible d'étudier le comportement viscoélastique passif d'un CMA en lui imposant des étirements standardisés. Nos résultats précédents ont permis de mettre en évidence qu'il possède à la fois des propriétés élastiques non linéaire (Nordez *et al.*, 2006a) et dissipatives (Nordez *et al.*, 2006b). Nous avons alors proposé que la dissipation d'énergie par le système au cours d'un cycle de charge/décharge puisse être modélisée par la combinaison de viscosité linéaire et de frottement sec (Nordez, 2006). Dans la continuité de ces travaux, l'objectif de cette étude est de mettre en place et de valider un modèle rhéologique qui pourrait nous permettre de simuler le comportement du complexe musculo-articulaire dans diverses situations.

2. Matériels et méthodes

Neuf sujets adultes sains (âge : 25.6 ± 2.7 ans, taille : 182.0 ± 8.3 cm, poids : 75.1 ± 5.7 kg) ont volontairement participé à cette étude. Ils ont tout d'abord réalisé cinq cycles de charge/décharge à $10^\circ \cdot s^{-1}$ imposés sur l'articulation de la cheville grâce à un dynamomètre isocinétique (BIODEX system 3 Pro[®]) afin de pré-conditionner le système. Les sujets ont ensuite réalisé cinq cycles à différentes vitesses (0.035, 0.52, 1.05, 1.57 et $2.09 \text{ rad} \cdot s^{-1}$). Ces cycles ont été utilisés pour établir le modèle. Des relations expérimentales entre le couple développé par le complexe en résistance à l'étirement et l'angle articulaire ont alors pu être mises en place (Figure 2, Figure 3). De plus, un dispositif de mesure de l'activité électromyographique de surface a été utilisé afin de vérifier qu'aucune contraction musculaire n'était présente au cours du protocole.

Le modèle rhéologique présenté Figure 1 a alors été mis en place. Les deux ressorts non linéaires prévoient des augmentations exponentielles (Nordez *et al.*, 2006a) du couple des deux cotés du point d'équilibre de l'articulation (flexion dorsale et flexion plantaire). L'association d'une viscoélasticité linéaire et de frottement permet de prendre en compte les propriétés dissipatives du système (Nordez, 2006).

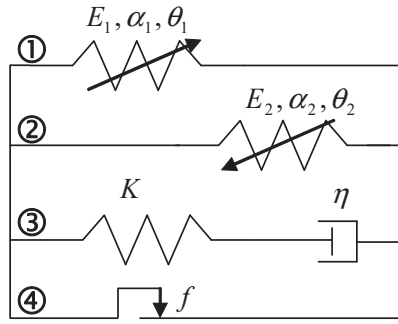


Figure 1. Modèle rhéologique utilisé pour relier le couple résistant à l'angle de l'articulation. Il associe deux ressorts non linéaires (① et ②), une branche viscoélastique (③) et un frottement (④).

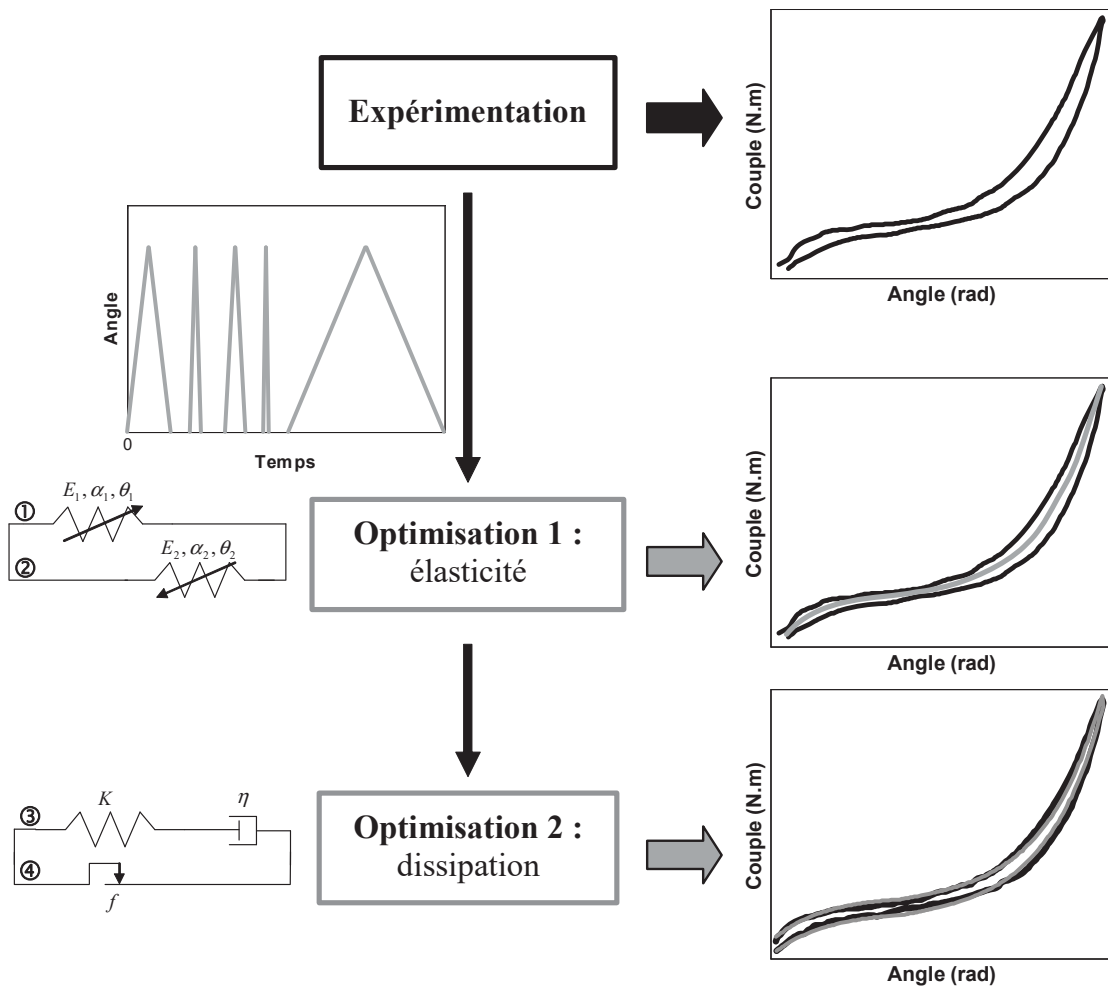


Figure 2. Méthode utilisée pour la détermination des paramètres. Deux optimisations numériques sont réalisées successivement : la première permet de déterminer les paramètres d'élasticité du modèle (branches ① et ②), et la seconde les paramètres de dissipation (branches ③ et ④). La donnée d'entrée du modèle est l'angle en fonction du temps réellement imposé et mesuré expérimentalement. L'optimisation par rapport aux données expérimentales (---) permet de déterminer les paramètres du modèle et sa réponse en terme de couple (—).

Le modèle de la Figure 1 a été implémenté avec le logiciel de simulation numérique *Simulink*[®], et les équations différentielles ont été résolues grâce au solveur *ode45* de *Simulink* 6.0. La résolution numérique des équations a permis d'utiliser l'angle articulaire réellement imposé à l'articulation en entrée du modèle (Figure 2), et donc de prendre en compte l'histoire complète du chargement. Tous les paramètres du modèle ont été déterminés en minimisant la différence entre la réponse expérimentale et celle du modèle grâce à la méthode des moindres carrés non linéaires (algorithme de Levenberg-Marquardt mis en place grâce au *Simulink Parameter Estimation Toolbox*). Deux optimisations successives (Figure 2) ont été lancées pour déterminer : i) les paramètres élastiques du modèle (branches ① et ② : E_1 , α_1 , θ_1 , E_2 , α_2 , θ_2) ; ii) les paramètres permettant de modéliser les propriétés dissipatives (branche ③ et ④ : K , η et f). L'utilisation de deux optimisations a permis d'assurer la convergence en limitant le nombre de paramètres à déterminer pour chacune et en évitant ainsi de conduire une seule optimisation portant sur tous les paramètres à la fois qui aurait probablement conduit à des difficultés numériques.

Des comparaisons entre les données expérimentales et la réponse du modèle ont systématiquement été réalisées. L'erreur quadratique (RMS) a été calculée sur les relations couple-angle. Des comparaisons ont également été réalisées sur l'énergie potentielle élastique emmagasinée au cours de la charge (E , aire sous la relation couple-angle de charge) et sur le coefficient de dissipation (CD) calculé comme l'énergie dissipée au cours du cycle normalisée par l'énergie emmagasinée (Nordez *et al.*, 2006b). Enfin, des optimisations ont été réalisées avec différentes valeurs initiales des paramètres pour estimer la qualité de la convergence.

3. Résultats

Des relations couple-angle moyennes obtenues à deux vitesses sont présentées sur les Figures 3-A et -B. Nos résultats mettent en évidence un bon accord entre les relations expérimentales et modélisées avec une erreur RMS moyenne pour les neufs de 1.34 ± 0.29 N.m (plage de variation : 0.80–1.89 N.m). Les relations obtenues entre la vitesse d'étirement et E ou le CD indiquent également un bon accord entre modèle et expérience (Figure 3-C et D-). Des résultats moyennés sont ici présentés, mais ils sont similaires pour chaque sujet.

Les optimisations réalisées avec différentes valeurs initiales des paramètres montrent une très bonne convergence pour E_1 , α_1 , θ_1 , K , η et f . En revanche, la convergence est moins bonne pour E_2 , α_2 , θ_2 dont les valeurs calculées dépendent nettement des valeurs initiales imposées.

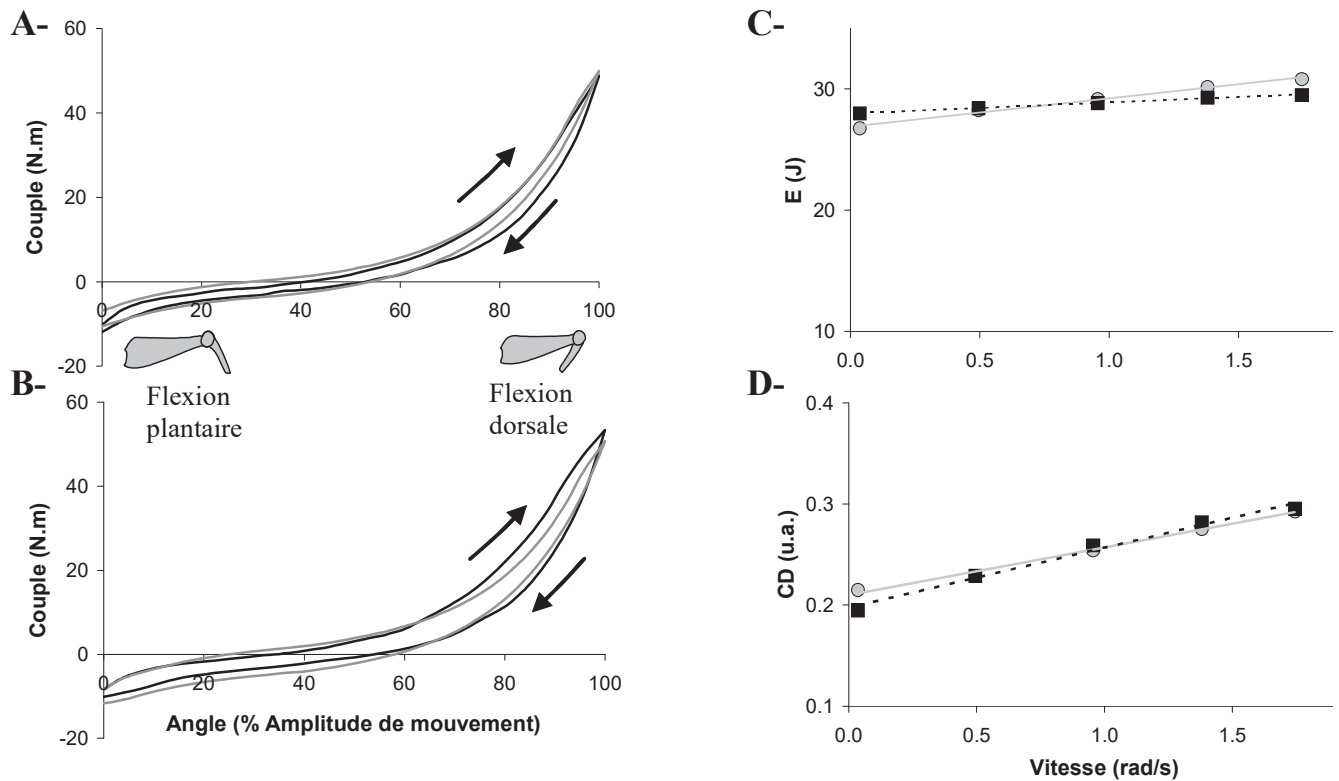


Figure 3. Comparaison entre modèle et expérience. Relations couple-angle moyennées pour les 9 sujets obtenues A- à 0.035 rad/s B- à 1.57 rad/s. — : expérience ; - - : modèle. Relations moyennées pour les 9 sujets entre la vitesse d'étirement et C- l'énergie potentielle élastique emmagasinée au cours de la charge (E) ; D- le coefficient de dissipation (CD). ■ : expérience ; ● : modèle

4. Discussion

Au cours de cette étude, nous avons montré que le modèle rhéologique de la Figure 1 permet de modéliser de manière satisfaisante le comportement mécanique du CMA placé en conditions passives. Cette étude confirme en particulier l'importance de l'élasticité non linéaire, et le bon ajustement du modèle exponentiel utilisé (Nordez *et al.*, 2006a). Elle démontre également la pertinence d'utiliser un modèle associant viscoélasticité linéaire et frottement pour modéliser les propriétés dissipatives du système. En effet, la Figure 3-D montre que le modèle de dissipation s'ajuste de manière satisfaisante sur la dissipation mesurée sur toute l'amplitude de mouvement. On note cependant que l'épaisseur de l'hystérésis est légèrement surestimée au début de l'amplitude de mouvement et sous-estimée sur la fin (Figure 3-A et -B). Un modèle de viscosité non linéaire en fonction de l'angle articulaire permettrait alors d'améliorer la réponse du modèle (Weiss *et al.*, 1986). Il nécessiterait néanmoins de développer de nouvelles procédures expérimentales dans le cadre des étirements passifs et de notre modélisation, comme les perturbations

sinusoïdales (Goubel *et al.*, 2003), afin de caractériser la relation entre viscosité, vitesse d'étirement et angle articulaire.

La première analyse de robustesse présentement rapportée indique que six (E_1 , α_1 , θ_1 , K , η et f) des neuf paramètres sont indépendants des valeurs initiales utilisées pour l'optimisation. Pour les trois autres paramètres (E_2 , α_2 , θ_2), qui concernent l'élasticité en flexion plantaire, la robustesse était nettement moins bonne, et des minimums locaux ont été trouvés. Cela s'explique simplement par le fait que les niveaux de couple atteints sont beaucoup plus faibles en flexion plantaire qu'en flexion dorsale (Figure 3-A et B-), ce qui limite la qualité de l'ajustement du modèle exponentiel. Il s'agit d'une limite physiologique, puisque le volume musculaire participant au développement de la résistance passive à l'étirement est nettement plus faible en flexion plantaire. Les applications potentielles de notre modélisation devront donc prendre en compte ces résultats et s'intéresser préférentiellement à la flexion dorsale.

Les sujets ont réalisé cinq cycles de charge/décharge pour pré-conditionner le système. Ce type de protocole, analogue à certains protocoles d'étirements couramment réalisés en rééducation ou dans des pratiques sportives, induit des modifications du comportement mécanique du système. Ces modifications ont été étudiées dans le cadre d'un travail de thèse (Nordez, 2006), ce qui en perspective nous permettra d'adapter le modèle de la Figure 1 afin prendre en compte, d'analyser et de simuler les effets de différents protocoles d'étirements réalisés en flexion dorsale.

5. Bibliographie

- Delp S.L., Loan J.P., « A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures », *Computers in Biology and Medicine*, vol. 25, n°1, 1995, p. 21-34.
- Goubel F., Lenseel-Corbeil G., Biomécanique. Éléments de mécanique musculaire, Paris, Masson, 2003.
- Nordez A., Caractérisation et modélisation du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire en conditions passives. Influence de protocoles d'étirements cyclique et statique. Thèse de doctorat de l'Université de Nantes, 2006.
- Nordez A., Cornu C., McNair P.J., « Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models », *Clinical Biomechanics*, vol. 21, n°7, 2006, p. 755-60.
- Nordez A., McNair P.J., Casari P., Cornu C. « Changes in musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching », *International Journal of Sports Medicine*, Accepté.
- Weiss P.L., Kearney R.E., Hunter I.W. « Position dependence of ankle joint dynamics » -I. Passive mechanics. *Journal of Biomechanics*, vol. 19, n°9, 1986, p. 727-735.