Modélisation personnalisée de l'activation du grand zygomatique via l'IRM. Application à la simulation de la mimique faciale

Marie-Christine Ho Ba Tho, Stéphanie Dakpé, Tien-Tuan Dao, Bernard Devauchelle, Mohamed Rachik

▶ **To cite this version:**

Marie-Christine Ho Ba Tho, Stéphanie Dakpé, Tien-Tuan Dao, Bernard Devauchelle, Mohamed Rachik. Modélisation personnalisée de l'activation du grand zygomatique via l'IRM. Application à la simulation de la mimique faciale. 11e colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2013, Giens, France. hal-01722106

HAL Id: hal-01722106
https://hal.science/hal-01722106

Submitted on 2 Mar 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

CSMA 2013
11e Colloque National en Calcul des Structures
13-17 Mai 2013

Modélisation personnalisée de l'activation du grand zygomatique via l'IRM. Application à la simulation de la mimique faciale.

Marie-Christine HO BA THO[1*], Stéphanie DAKPE[1,2], Tien-Tuan DAO[1], Bernard DEVAUCHELLE[2], Mohamed RACHIK[3]

1 UMR 7338 BMBI, Université de Compiègne, {hobatho,tien-tuan.dao, mboubake} @utc fr
2 CHU Amiens- Service Chirurgie Maxillo-Faciale, Stomatologie, {dakpe.stephanie,devauchelle.bernard}@chu-amiens fr
3 UMR 7337 Roberval, Université de Compiègne, mohamed rachik@utc fr

Résumé — Trois positions (l'étirement des commissures « Sourire », la protrusion labiale sur le son « POU » et « O ») décrivant des mouvements spécifiques de la face lors de la mimique faciale ont été acquises via l'IRM permettant la modélisation personnalisée du comportement mécanique du grand zygomatique, *zygomaticus major* GZ (un des muscles peauciers). Une loi de comportement (LDC) isotrope transverse, hyperélastique, incompressible permettant de décrire les comportements passifs et actifs du muscle a été utilisée. Les résultats de simulations ont été comparés qualitativement puis quantitativement aux images IRM traitées. Les déplacements moyens obtenus via l'IRM du GZ sont de 4±2mm, 4,5±1,4mm et 6±3mm pour les positions « Sourire », « POU » et « O » respectivement. Les déplacements moyens obtenus via les simulations numériques du GZ sont de 1,9±0,8mm, 2±1mm et 2,8±1,1mm pour les positions « Sourire », « POU » et « O » respectivement. Sur le plan quantitatif, les déplacements obtenus numériquement sont sous estimés d'environ d'un facteur 2, sur le plan qualitatif le meilleur résultat est obtenu avec la position « Sourire ». On notera seule la contribution d'un muscle a été étudiée et que la contraction de ce muscle est en grande partie responsable de l'expression du « Sourire ». Cette étude préliminaire a permis la mise en place d'une méthodologie de modélisation personnalisée permettant une confrontation entre les données expérimentales et simulées. La prochaine étape consistera à réaliser le modèle complet avec les autres muscles, et les tissus environnants les muscles, à prendre en considération les conditions aux limites du modèle, puis à effectuer l'identification des propriétés mécaniques du GZ in vivo.
Mots clés — modélisation du muscle squelettique, mimique faciale

1. Introduction

L'objectif consiste à proposer une modélisation 3D du grand zygomatique à partir d'une loi décrivant le comportement physiologique du muscle squelettique. Le grand zygomatique est un muscle peaucier, participant à la mimique faciale et responsable majoritairement de l'étirement des commissures (sourire). Dans certaines pathologies, la mimique faciale est altérée et une évaluation du déficit musculaire est nécessaire afin d'appréhender l'efficacité des traitements médicaux, chirurgicaux et /ou de rééducation fonctionnelle. La modélisation des muscles peauciers et leur impact sur les déplacements de la peau de la face permettraient une meilleure compréhension du rôle des muscles dans les mouvements spécifiques du visage choisis (en particulier, ici, le grand zygomatique) et de proposer des indicateurs quantitatifs utiles à l'évaluation objective, dynamique et tridimensionnelle de la mimique faciale.

La revue bibliographique montre de nombreux travaux sur le muscle squelettique, sur le plan de la caractérisation et la modélisation. Une des particularités du muscle est la nécessité de prendre en considération ses composantes actives et passives dans la description de son comportement mécanique. De récents travaux améliorant les premiers modèles unidimensionnels ont permis de

simuler les mouvements du visage par la méthode des éléments finis [1, 2, 5, 6, 7]. Les principales limites de ces travaux sont l'utilisation des données génériques sur le plan géométrique, l'absence de données des propriétés mécaniques appropriées et enfin de confrontation expérimentale.

Notre approche sera basée sur les acquisitions IRM obtenues sur le visage reflétant des mouvements spécifiques et qui seront utilisées comme données d'entrée du modèle (géométrie, élongation et raccourcissement du muscle pour chaque position). En effet, les variabilités humaines sur les plans anatomiques et caractéristiques mécaniques sont importantes à considérer dans toute modélisation en vue d'une application clinique directe [8].

Enfin, ces données nous permettent aussi d'effectuer des comparaisons qualitatives et quantitatives avec les résultats des simulations numériques permettant ainsi d'évaluer la qualité des simulations numériques.

Dans un premier temps, un protocole IRM a été développé pour acquérir des mouvements spécifiques du visage. Cette étape est incontournable pour obtenir la géométrie et les propriétés mécaniques et les conditions aux limites du modèle [8]. Elle nécessite souvent un compromis entre la qualité des images et le temps d'acquisition qui doit rester acceptable pour le patient.

Dans un deuxième temps, la modélisation du GZ a été réalisée, puis dans un dernier temps une comparaison qualitative et quantitative avec les données IRM a été réalisée.

2. Méthodes et Matériels

2.1 Développement protocole IRM

Un protocole spécifique a été développé sur une machine IRM (GE, 3 Tesla) au CHU d'Amiens. Ce protocole de recherche a été présenté et approuvé par le CPP Nord-Ouest (Agrément CPP N°A00532-39).

Il est essentiellement basé sur une séquence 3DFSPGR Sagittal T1, un champ d'acquisition 24x24mm², une matrice de 512x512 pixels, une épaisseur de coupes de 1,6 mm. Des acquisitions anatomiques ont été réalisées sur un volontaire sain âgé de 24 ans. Les images IRM du muscle GZ ont été acquises en 4 positions : 'N' « neutre », 'S' expression du «Sourire», 'P' expression du son «Pou» , et 'O' expression du son «O».

Un traitement des données brutes a été réalisé à partir d'outils développés en interne [9] permettant d'obtenir un modèle géométrique 3D. Par la suite, la longueur du muscle (courbe gauche passant par les centres géométriques des sections du muscle et les extrémités), son élongation pour les différentes positions ont été déterminées (Figure 1). D'autres paramètres spécifiques sont aussi calculés, seules les données utiles à la modélisation numérique sont fournies (Figure 1).

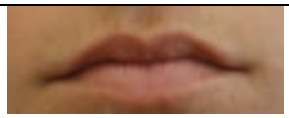
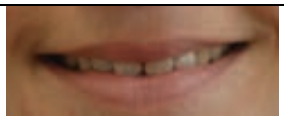
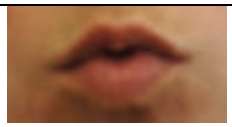
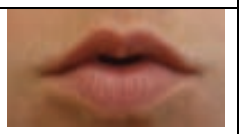
Position	N : « Neutre »	S : « Sourire »	P : son « POU »	O : son « O »
				
L (mm) ΔL/L (%)	52 0	48 - 6,82	57 10,4	64 24

Figure 1. Valeurs des longueurs et élongations pour les différentes positions finales des expressions du sourire, du son «POU», du son «O».

2.2 Modélisation du muscle

A partir des données IRM et d'outils développés en interne une modélisation géométrique est obtenue et transférée dans le logiciel Abaqus (version 6.11). Le nombre d'éléments est de 5557 et le nombre de nœuds de 9228.

Plusieurs lois de comportements sont utilisées dans la littérature, pour une étude préliminaire nous avons choisi une loi de comportement quasi-incompressible, hyperélastique et isotrope transverse du muscle squelettique reflétant ainsi les états physiologiques du muscle actif et passif [4].

L'expression de la densité d'énergie de déformation par unité de volume *U* est :

$$U = U_1(\bar{I}_1^B) + U_f(\bar{\lambda}_f, \xi^{CE}) + U_J(J) \tag{01}$$

où

$$U_1(\bar{I}_1^B) = a\left\{\exp b\left[\bar{I}_1^B - 3\right] - 1\right\} \tag{02}$$

est l'énergie correspondant au déformations isochores, a, b sont des constantes et $\bar{I}_1^B$ le premier invariant du tenseur de déformations isochores de Cauchy-Green gauche ($\bar{B} = J^{-\frac{2}{3}} FF^T$).

Le terme,

$$U_f(\bar{\lambda}_f, \xi^{CE}) = U_{PE}(\bar{\lambda}_f) + U_{SE}(\bar{\lambda}_f, \xi^{CE}) \tag{03}$$

correspond à l'énergie de déformation des composantes élastiques passives et contractiles du muscle. $\bar{\lambda}_f$ représente l'élongation des fibres musculaires et ξ^{CE} l'amplitude de la contraction reflétant l'activation du muscle. Les indices PE indiquent l'élément en parallèle et SE élément en série du modèle rhéologique classique de Hill [4].

L'expression,

$$U_J(J) = \frac{1}{D}(J-1)^2, \tag{04}$$

représente l'énergie correspondant aux déformations volumiques, *D* étant une constante avec *2/D* le coefficient de compressibilité et *J=det(F),* avec *F* le tenseur gradient de déformation.

A partir de la densité d'énergie (01), on déduit le tenseur de contraintes de Cauchy

$$\sigma = \frac{2}{J} dev\left[\bar{B}\frac{\partial\left(U_1 + U_f\right)}{\partial \bar{B}}\right] + \frac{\partial U_J}{\partial J} I\ , \tag{05}$$

dev représente le déviateur et *I* le tenseur unité d'ordre 2.

Après dérivation, on peut exprimer σ sous la forme :

$$\sigma = \frac{1}{J}\left[U_1^{'}\left(2\bar{B} - \frac{2}{3}\bar{I}_1^B I\right) + U_f^{'}\left(\bar{\lambda}_f n \otimes n - \frac{1}{3}\bar{\lambda}_f I\right)\right] + U_J^{'} I\ , \tag{06}$$

Le vecteur n est relié à la direction des fibres N dans la configuration non déformée par $n = \frac{J^{-\frac{2}{3}} FN}{\bar{\lambda}_f}$.

Dans le modèle utilisé pour ce travail, les dérivées de U_1, U_f, U_J sont données par :

$$U_1^{'} = ba\left\{\exp\left[\bar{I}_1^B - 3\right]\right\} \quad (07)$$

$$U_{PE}^{'} = \begin{cases} 4\sigma_0(\bar{\lambda}_f - 1)^2 \; si \;\; \bar{\lambda}_f > 1 \\ 0 \qquad\qquad si non \end{cases} \quad (08)$$

$$U_{SE}^{'} = 0.1\sigma_0\left\{\exp[100(\bar{\lambda}_f - 1 - \zeta^{CE})] - 1\right\} \quad (09)$$

$$U_J^{'} = \frac{2}{D}(J-1) \quad (010)$$

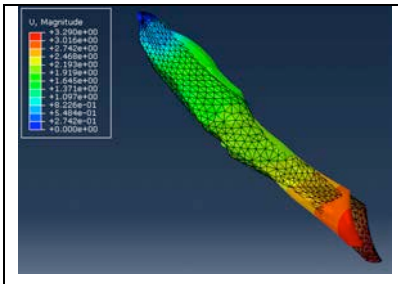
Les valeurs expérimentales des coefficients sont issues de la littérature [4] : a=8,21.10^{-4} MPa, b=1,79, σ_0 = 0,6688 MPa et D=10^{-3} (MPa)$^{-1}$.

Les simulations ont été effectuées avec trois valeurs de ζ^{CE}correspondant aux données expérimentales mesurées via l'IRM pour les trois positions représentant la fin du mouvement reflétant le sourire, l'expression « POU » et « O » (Figure 1).

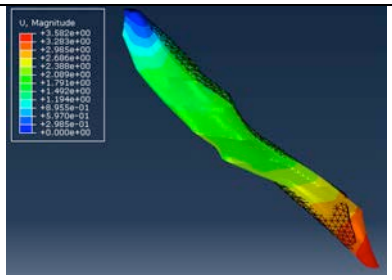
La loi de comportement est implémentée dans une subroutine utilisateur VUMAT et est utilisée pour analyser les expressions décrites précédemment.

3. Résultats et Discussion

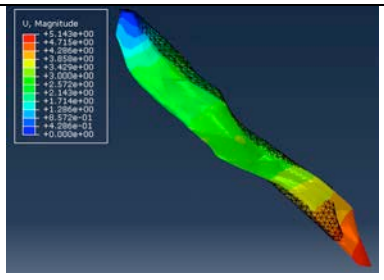
Des simulations du mouvement du GZ pour les 3 positions sont illustrées dans la figure 3.



ζ^{CE} = -6,8%
S : « Sourire »



ζ^{CE} = 10,4%
P : son « POU »



ζ^{CE} = 24%
O : son « O »

Figure 3. Simulation de l'activation du GZ pour les expressions S, P et O.

Les déplacements moyens (calculés sur l'ensemble des points géométriques) expérimentaux (IRM) et simulés (MEF) (calculés sur les déplacements des nœuds) entre la position neutre et la position finale des différents mouvements spécifiques sont représentés dans le tableau 1.

	ζ^{CE} = -6,8% S : « Sourire »	ζ^{CE} = 10,4% P : son « POU »	ζ^{CE} = 24% O : son « O »
Déplacements_ IRM (mm) Déplacements_MEF (mm)	4 ± 2 1,9 ± 0,8	4,5 ± 1,4 2 ± 1	6 ± 3 2,8 ± 1,1

Tableau 1. Déplacements du GZ pour les différentes positions, obtenues par IRM et simulations numériques (MEF).

Les déplacements moyens obtenus via l'IRM du GZ sont de 4±2mm, 4,5±1,4mm et 6±3mm pour les positions « Sourire », « POU » et « O » respectivement. Les déplacements du GZ pour le « Sourire » sont caractérisés par un déplacement latéral respectant la position curviligne initiale et une contraction d'environ 3,5mm. Pour l'expression « POU » le GZ se déplace vers l'intérieur avec un étirement d'environ 5,3mm par rapport à la position initiale et enfin pour l'expression « O » le GZ s'étire d'environ 12,5mm avec des déplacements en interne et externe.

Les déplacements moyens obtenus via les simulations numériques du ZG sont de 1,9±0,8mm, 2±1mm et 2,8±1,1mm pour les positions « Sourire », « POU » et « O » respectivement.
Sur le plan quantitatif, les déplacements obtenus numériquement sont sous estimés d'environ un facteur 2, sur le plan qualitatif le meilleur résultat est obtenu avec la position « Sourire ». On notera que seule la contribution d'un muscle a été étudiée, néanmoins le rôle de ce dernier est le plus prépondérant pour l'expression « Sourire ».

4. Conclusions et Perspectives

Cette étude préliminaire a permis la mise en place d'une méthodologie de modélisation personnalisée permettant une confrontation entre les données expérimentales et simulées.

Le modèle complet est en cours de réalisation (intégration des muscles et des tissus environnants) ainsi que les conditions aux limites du modèle réalistes, ces données étant disponibles avec les données IRM. En parallèle d'autres lois de comportements développées en interne pour la caractérisation du muscle squelettique in vivo via l'ERM (technique d'élastographie par résonance magnétique) et d'autres tissus biologiques (peau) par IRM seront aussi testées [10, 11,12,13,14].

Enfin, l'identification des propriétés mécaniques des muscles in vivo des muscles peauciers via l'ERM est nécessaire et est en cours afin de réaliser une modélisation avec les propriétés géométriques et mécaniques personnalisées via les techniques d'imagerie [8].

Références

[1] M. Chabanas, V. Luboz, Y. Payan. Patient specific Finite Element model of the face soft tissue for computer-assisted maxillofacial surgery, Medical Image Analysis, Vol. 7, Issue 2, pp. 131-151, 2003.

[2] E. Sifakis, A. Selle, A. Robinson-Mosher, R. Fedkiw. Simulating Speech with a Physics-Based Facial Muscle Model, ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation, 261-70, 2006.

[3] G. Barbarino, M. Jabareen, E. Mazza. Experimental and numerical study on the mechanical behavior of the superficial behavior of the superficial layers of the face. Skin Research and Technology, 17(4), 434–44, 2011.

[4] J.A.C. Martins, E. Pires, R. Salvado, P. Dinis. A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. Comput. Methods Appl. Mech. Engrg, 151(97), 419–433, 1998.

[5] K. Mithraratne, A. Hung, T. Wu, M. Sagar, P.J. Hunter. Simulating facial expressions using an efficient hetarogenous continuum model. In ISB 2011 Brussels.

[6] M. Nazari, P. Perrier, M. Chabanas, Y. Payan. Simulation of dynamic orofacial movements using a constitutive law varying with muscle activation, Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering, 469-82, 2010.

[7] J .W. Fernandez, M.L. Buist, D.P. Nickerson, P.J. Hunter. Modelling the passive and nerve activated response of the rectus femoris muscle to a flexion loading: a finite element framework. Medical Engineering Physics 27(10):862-70, 2005.

[8] M.C. Ho Ba Tho. Bone and joints modelling with individualised geometric and mechanical properties derived from medical images. Computer Mechanics and Engineering Sciences 4: 3&4. 489-496.

[9] N. Bideau, T.T. Dao, F. Charleux, P. Aufaure, MC Ho Ba Tho, A Rassineux. Développement d'une chaîne de calcul par éléments finis à partir de données issues de l'imagerie médicale. Proceedings CSMA 2011.

[10] S. Bensamoun, SI Ringleb, Q. Chen, R. Ehman, K.N. An. Mechanical Properties of Relaxed and Contracted Thigh Muscles using Magnetic Resonance Elastography Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. Sep. Supp 1. 31-2, 2005. Proceedings Société de Biomécanique 2005.

[11] L. Debernard, L. Robert, F. Charleux, S. Bensamoun. Characterization of muscle architecture in children and adults using magnetic resonance elastography and ultrasound techniques. Journal of Biomechanics, 44:397-401, 2011.

[12] V. Tran, S. Bensamoun, K. Glaser, M. Rachik, M.C Ho Ba Tho. Modélisation de la propagation des ondes avec la MEF couplée à la technique d'élastographie par IRM 9ème colloque national en calcul des structures, Giens, France, 2009.

[13] S. Bensamoun, T.T Dao, F. Charleux, M.C Ho Ba Tho. Calculation of in vivo muscle forces derived from MR elastography. Proceedings of European Society of Biomechanics 2013 edited in J Biomechanics, Vol 45, Supp1, pp S489.

[14] V. Tran, F. Charleux, M. Rachik, A. Ehrlacher, M.C. Ho Ba Tho. In vivo characterization of the mechanical properties of human skin derived from MRI and indentation techniques. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 10, 401-407, 2007.

Remerciements

Région Picardie (Projet SIMOVI) – Equipex FIGURES (ANR-10-EQPX-01-01).