

Modélisation et simulation biomécanique du membre supérieur droit

V. Bouffier et P. Lemerle

INRS, Laboratoire de Modélisation des Systèmes Mécanique de Prévention
Département Ingénierie des Equipements de Travail
Avenue de bourgogne 54500 Vandoeuvre
vincent.bouffier@inrs.fr, pierre.lemerle@inrs.fr

L. Claudon

INRS, Laboratoire de Biomécanique et d'Ergonomie
Département Homme au Travail
Avenue de bourgogne 54500 Vandoeuvre
Laurent.claudon@inrs.fr

***Abstract :** Le présent travail concerne le développement d'un modèle numérique du membre supérieur droit. Les éléments constitutifs du bras sont construits au moyen du logiciel Solid Dynamics sous forme de modèles élémentaires. Les articulations sont représentées par des liaisons, le membre est entièrement discrétisé sous forme de corps pesants et indéformables, tandis que les muscles sont modélisés par des lignes d'actions. La finalité première du modèle est de calculer les efforts musculaires pour une position statique du bras sous des efforts extérieurs. Le système d'équations redondant qui en résulte est résolu par minimisation quadratique de la somme des contraintes musculaires au moyen du logiciel Matlab. Une première validation par comparaison avec le logiciel développé par Makhsous (1999) a été menée pour les muscles fléchisseurs du bras.*

1 Introduction

Le développement de modèles numériques pour l'analyse du comportement mécanique du membre supérieur constitue un enjeu depuis de nombreuses décennies. En effet, l'existence de tels modèles permettrait notamment de prédire avec suffisamment de précision les efforts dans les muscles sans avoir recours à l'expérimentation. La littérature décrit plusieurs modèles biomécaniques de prédiction numérique des efforts dans le membre supérieur [Makhsous, 99], [Sereig et Arvikar, 89], [Maurel, 99]. Toutefois, ces modèles sont toujours limités à une partie du membre supérieur (épaule [Makhsous, 99], [Maurel, 99] ; coude [An et coll., 81] ; poignet-main [Chao et al., 89]) et aucun ne traite le membre supérieur dans sa globalité. Ainsi, l'objectif du présent travail est de présenter un modèle biomécanique complet du membre supérieur et de discuter les premiers résultats du modèle en les comparant avec ceux obtenus par celui développé par Makhsous (1999). Des étapes de validation ultérieures sont également discutées à la fin de cet article.

2 Anatomie

Basé sur une structure biomécanique intégrant le squelette et les muscles, le modèle utilise comme références des études anthropométriques et biomécaniques de la littérature [Veeger, 99], [Maurel, 99]. L'anatomie est paramétrée selon les longueurs du bras, de l'avant-bras, de la main, et les largeurs de l'épaule et de la main du sujet.

2.1 Modélisation de la géométrie du membre supérieur

Le membre supérieur modélisé est composé d'un corps pour chaque os ou massif osseux rigide qui le constitue. Ces corps indéformables sont des volumes de géométrie simple. Leurs caractéristiques dimensionnelles et de masse volumique permettent d'apporter au modèle des proportions réalistes ainsi que des masses et des inerties aux différents segments du membre supérieur conformes à celles rapportées dans la littérature [Veeger, 99]. Quelques exemples sont proposés dans le tableau 1 :

Segments du bras	modèles
Clavicule	Cône tronqué
Humérus	Cylindre + sphère
Cubitus	Sphère + cône tronqué
Index MC	Boîte

Tableau 1 : exemples de géométries des segments du bras.

2.2 Modélisation cinématique des articulations

Le membre supérieur humain est composé d'articulations complexes, mettant en jeu des surfaces osseuses imparfaites ainsi qu'un ensemble de cartilages et de ligaments. Cependant ces articulations sont modélisées par des liaisons usuelles et parfaites respectant les mouvements de l'articulation modélisée. Les 26 articulations du membre supérieur sont modélisées par 27 liaisons (une liaison scapulo-thoracique a été introduite afin de reproduire le mouvement de l'omoplate sur la cage thoracique [Dvir et Berme, 78]). Le tableau 2 décrit les différentes articulations modélisées.

Modèle des Articulations			Liaisons
"Sterno-costo-claviculaire "	"Acromio-claviculaire"	"Scapulo-humérale"	3 Rotules
"Radio-carpienne"	"Huméro-radial"		2 Rotules
5 art. "carpo-métacarpiennes"	5 art. "métacarpo-phalangiennes"		5+5 Rotules
"Huméro-cubitale"	9 art. "inter phalangiennes"		1+9 Pivots
"Radio-cubitale inf. & sup. "			Linéaire annulaire
			Ponctuelle

Tableau 2 : les modèles d'articulations.

2.3 Modélisation des muscles par leurs lignes d'actions

Les muscles sont modélisés par leurs lignes d'actions entre deux os. Une ligne d'action définit par ses extrémités l'emplacement et la direction des forces générées par le muscle. Ces

extrémités correspondent aux points d'insertions du muscle. Pour certaines lignes d'actions, un ou plusieurs points de passage supplémentaires peuvent être ajoutés afin d'être plus fidèle à l'anatomie musculaire. Les muscles présentant de larges zones d'attache sont représentés par plusieurs lignes d'actions (cf. figure 1). Le modèle ainsi obtenu comprend 51 muscles discrétisés en 226 segments. Chaque segment est composé de deux pointeurs extrémités (452 au total), un pointeur origine et un pointeur insertion. Les pointeurs extrémités portent les efforts musculaires selon la direction du segment. Un muscle travaillant toujours en traction, l'effort musculaire s'exerce toujours dans le sens de l'os vers le segment. De plus, cet effort est constant le long d'une branche musculaire et est proportionnel à la section physiologique équivalente du muscle dénommée PCSA. Sur les 452 efforts 'extrémités' du modèle seuls 106 sont indépendants. Le modèle faisant l'objet de la présente étude a été développé au moyen du logiciel Solid Dynamics et intègre, selon la région de l'anatomie concernée, les lignes d'actions définies dans les trois modèles suivant décrit dans la littérature.

- Pour le thorax, l'épaule, le bras et le coude : [Maurel, 99].
- Pour le cou et les ligaments acromio-claviculaire : [Makhsous, 99].
- Pour l'avant bras, le poignet et la main : [Sereig et Arvikar, 89].

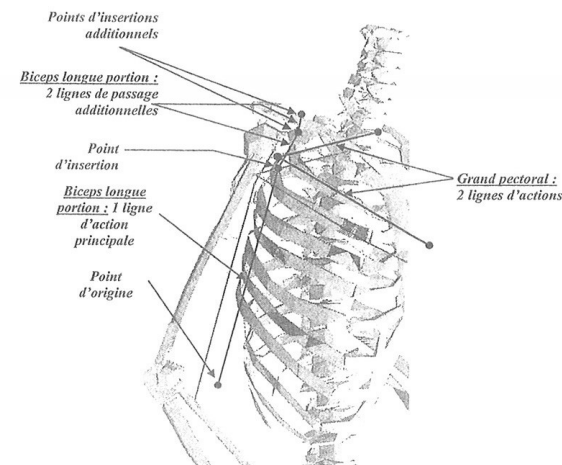


Fig. 1 : exemples de muscles modélisés.

3 La recherche de l'équilibre statique

Le calcul des efforts musculaires qui permettent de maintenir une position statique sous des efforts extérieurs revient à résoudre un problème de dynamique inverse redondant.

3.1 Equations de l'équilibre statique

L'équilibre statique est obtenu lorsque les actions de liaisons dues aux efforts extérieurs sont annulées par une combinaison linéaire des actions de liaisons dues aux efforts musculaires, ce qui se décrit de façon mathématique par les équations suivantes :

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Pour tous les } ddi^{(1)} i \in [1, nb \text{ ddi}] \\ \sum_{j=1}^{j=nb \text{ Mus}} F_{mus j}^i = - \sum_{k=1}^{k=nb \text{ Fext}} F_{ext k}^i \quad (a) \text{ avec} \\ \sum_{j=1}^{j=nb \text{ Mus}} M_{mus j}^i = - \sum_{k=1}^{k=nb \text{ Fext}} M_{ext k}^i \quad (b) \end{array} \right. \quad \begin{array}{l} F_{mus j}^i = F. \text{ de liaison sur } ddi \text{ due au muscle } j \\ F_{ext k}^i = F. \text{ de liaison sur } ddi \text{ due au } F_{ext.} j \\ M_{mus j}^i = M \text{ de liaison sur } ddi \text{ du au muscle } j \\ M_{ext k}^i = M \text{ de liaison sur } ddi \text{ du au } F_{ext.} j \end{array}$$

Les degrés de liberté étant uniquement des rotations dans le présent modèle, les équations d'équilibre se résument aux équations de moments (équation b). De plus, chaque action de liaison due au muscle j est proportionnelle à l'action de liaison induite par une valeur unitaire de l'effort fourni, appelée coefficient de participation du muscle j . L'équation (b) peut alors s'écrire :

$$\begin{bmatrix} a_{11} & \dots & a_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{n1} & \dots & a_{nm} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} t_1 \\ \vdots \\ t_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{ext1} \\ \vdots \\ m_{extn} \end{bmatrix} \quad \text{avec} \quad \begin{array}{l} n = 55 = nb \text{ de DDL du bras} \\ m = 106 = nb \text{ de tensions musculaires} \\ a_{ij} = \text{Coef. de participation de la tension } j \text{ / ddi } i \\ t_j = \text{tension musculaire } j \\ m_{exti} = M \text{ de liaison du aux } F_{ext.} / ddi i \end{array}$$

3.2 Outil de la résolution : loi de commande

La résolution du système redondant ainsi obtenu a été réalisée au moyen d'une loi de commande mathématique de minimisation d'une fonction. Le critère couramment retenu est celui relatif à la minimisation de la somme des contraintes élevées à une puissance p , variant de 1 à n , de chacun des muscles insérés dans le modèle [Chao et al., 89], [Yamaguchi et Moran, 95]. La minimisation quadratique représentée par l'équation ci-dessous a été adoptée :

$$\min \{f(x)\} = \min \left\{ \sum_i \left(\frac{t_i}{A_i} \right)^2 \right\} \quad \text{avec} \quad \begin{array}{l} t_i = \text{effort musculaire du muscle } i \\ A_i = \text{PCSA} = \text{aire équivalente du muscle } i \end{array}$$

4 Comparaison des résultats

Dans le cadre d'une première validation, une étude comparative a été menée avec le logiciel développé par Makhssous (1999). Les principales caractéristiques ce modèle développé sont les suivantes :

- 5 corps indéformables (thorax, clavicule, omoplate, humérus, avant-bras).
- 46 forces internes, dont 38 muscles, 3 ligaments, 5 forces de contact.
- 19 équations d'équilibre (6 par corps, et 1 de moment pour le coude).
- Résolution par minimisation quadratique de la somme des contraintes.
- Forces musculaires max. : $F_{i \max} = \sigma_{\max} \times A_i$ ($\sigma_{\max} = 0.7 \text{ MPa}$ & $A_i = \text{PCSA}$)
- Données anthropométriques issues de Pheasant (1986).

¹ ddi : degré de liberté.

Le logiciel conçu par Makhssous (1999) étant dédié avant tout à l'épaule, son développement est moins rigoureux quant à la modélisation du coude. En effet, une seule équation décrit l'équilibre du coude et seuls les sept muscles agissant en flexion et en extension sur le coude sont modélisés (cf. tableau 3). Le modèle proposé dans le présent travail décrit par quatre équations de moments l'équilibre du coude. De plus, le modèle inclut la main et l'avant bras, il modélise 14 muscles supplémentaires agissant sur l'articulation du coude. Dans l'état d'avancement du projet, la comparaison porte uniquement sur les muscles agissant sur l'articulation du coude, communs aux deux modèles :

Muscles de flexion	Abv.	Muscles d'extension	Abv.
Biceps longue portion	Blp.	Triceps longue portion	Tlp.
Biceps courte portion	Bcp.	Triceps portion latérale	Tpl.
Brachial antérieur	Ba.	Triceps courte portion	Tcp.
Long supinateur	Sl		

Tableau 3 : les muscles communs aux deux modèles.

La comparaison n'est possible que par la création de simulations identiques. Les modèles ont donc des dimensions, des masses et des positions de centre de gravité identiques par segments. De plus, les muscles comparés ont les mêmes sections physiologiques équivalentes. La comparaison a été effectuée dans 6 configurations (3 positions x 2 charges) de flexion du coude (cf. tableau 4) (cf. figure2).

Abd. / Addt.	Flex. / Ext.	Pro. / Sup.	Efforts au centre de la main suivant verticale	
20°	90°	0°	0 N (Cas n°1)	100 N (Cas n°4)
20°	135°	0°	0 N (Cas n°2)	100 N (Cas n°5)
20°	45°	0°	0 N (Cas n°3)	100 N (Cas n°6)

Tableau 4 : positions et chargements.

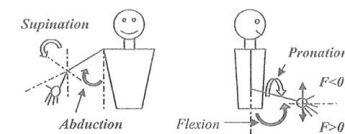
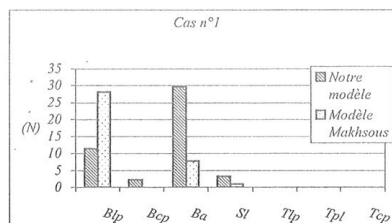
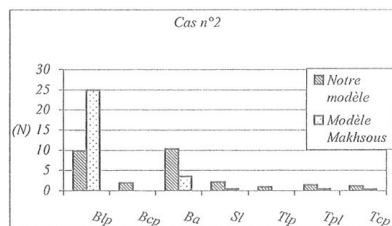


Fig. 2 : rappel des mouvements du bras.

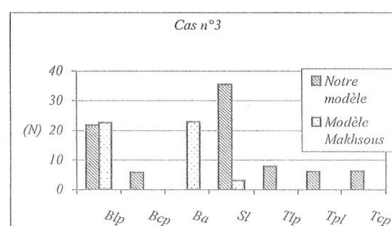
4.1 Graphiques comparatifs des résultats :



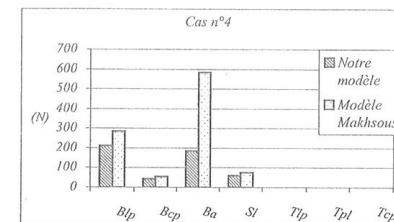
Comparaison entre les modèles pour le cas n°1.



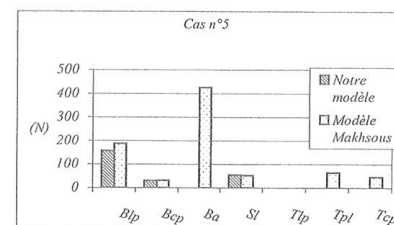
Comparaison entre les modèles pour le cas n°2.



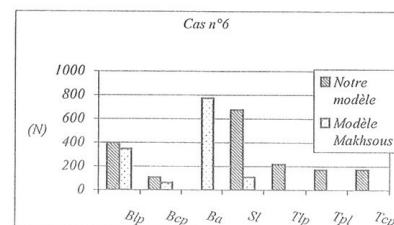
Comparaison entre les modèles pour le cas n°3.



Comparaison entre les modèles pour le cas n°4.



Comparaison entre les modèles pour le cas n°5.



Comparaison entre les modèles pour le cas n°6.

4.2 Comparaison des résultats & perspectives

Les résultats présentés ci-dessus montrent à la fois des convergences et des divergences. Tout d'abord, les actions des biceps longue portion et courte portion, principaux fléchisseurs du coude, sont très comparables d'un modèle à l'autre. Par contre, des divergences apparaissent dans les actions du brachial antérieur et du long supinateur. En effet, dans les cas n°3 et 4, la contribution du long supinateur est faible dans le modèle développé par Makhssous (1999) alors qu'elle est nettement plus conséquente dans le modèle présenté ici. A l'inverse,

l'action du brachial antérieur est fréquemment plus élevée dans le modèle conçu par Makhsous (1999) que dans celui objet du présent travail. Enfin, il est également à noter, dans le cas n°6, une participation significative des extenseurs du coude dans notre modèle, par ailleurs inexistante dans le modèle élaboré par Makhsous(1989).

L'observation des résultats rapportés ci-dessus par les deux modèles conduit à envisager une validation expérimentale. Celle-ci prendra la forme d'enregistrements de signaux électromyographiques de surface de muscles superficiels de l'épaule, du bras et de l'avant-bras. Une comparaison relative de l'évolution de ces signaux électromyographiques dans les différents cas présentés ci-dessus avec celle des efforts calculés par le modèle devrait permettre non pas de valider l'exactitude du modèle mais de vérifier son comportement en fonction des variations de posture et de charge.

References

- [An et al., 81] An, K. N., Hui, F. C., Morrey, B. F., Linscheid, R. L., Chao, E. Y., Muscles across the elbow joint : A biomechanical analysis, *Journal of Biomechanics*, 14,10, 659-669.
- [Chao et al., 89] Chao, E. Y., An, K. N., Cooney, W. P., Linscheid, R. L., Biomechanics of hand, A basic research study, *World Scientific*, 1-187.
- [Dvir et Berme, 78] Dvir, Z., Berme, N., the Shoulder Complex in Elevation of the Arm : A Mechanism Approach, *journal of biomechanics*, 11, 219-225.
- [Makhsous, 99] Makhsous, M., Improvements, validation and adaptation of a shoulder model. *PhD Thesis, Chalmers University of Technology, Göteborg*.
- [Maurel, 99] Maurel, W., 3 D modelling of the human upper limb including the biomechanics of joints, muscles and soft tissues. *PhD Thesis, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne*.
- [Pheasant, 86] Pheasant, S., Bodyspace : Anthropometry, Ergonomics and design. Taylor and Francis, London.
- [Sereig et Arvikar,89] Sereig, A., Arvikar, R., Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sports. *Hemisphere publishing corporation*.
- [Veeger, 99] Veeger, H.E.J., Overview of morphological parameters for modelling of the human shoulder and arm, *The Mayo-study web site* : http://www.fbw.vu.nl/research/Lijn_A4/shoulder/overview.htm.
- [Yamaguchi et Moran, 95] Yamaguchi, G., T., Moran, D., W., A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics. *Journal of biomechanics*, 28,8, 999-1005.