

## Etat de l'art et limites actuelles de la modélisation musculo-squelettique de la marche

*L. Chèze, F. Moissenet et R. Dumas*

Université de Lyon, F-69622, Lyon, France

Université Lyon 1, Villeurbanne

Ifsttar, LBMC, UMR\_T9406, F-69675, Bron.

[laurence.cheze@univ-lyon1.fr](mailto:laurence.cheze@univ-lyon1.fr)

L'estimation des forces musculo-tendineuses au cours de tâches de la vie quotidienne est essentielle pour évaluer les forces de contact articulaires, et ainsi permettre d'améliorer le diagnostic et le suivi du traitement des maladies neurologiques et orthopédiques. De nombreux modèles musculo-squelettiques ont été développés pour calculer les forces musculo-tendineuses individuelles à partir des données expérimentales disponibles. Les différentes méthodes proposées dans la littérature sont brièvement exposées et leurs limites soulignées. Des développements sont encore nécessaires, en particulier des études pour établir la validation des modèles, afin que l'estimation des forces musculo-tendineuses puisse être utilisée à des fins cliniques.

**Mots-clefs :** forces musculo-tendineuses, forces de contact articulaire, EMG, dynamique directe, dynamique inverse.

### INTRODUCTION

Les pathologies de l'appareil locomoteur et neurologiques deviennent un problème majeur de santé publique en raison du vieillissement de la population. Pour parvenir à une meilleure compréhension et un meilleur traitement de ces troubles, les études cliniques utilisent de plus en plus la modélisation biomécanique. Néanmoins, l'estimation des forces musculo-tendineuses et de contact articulaire nécessite l'utilisation de méthodes très spécifiques du fait de la redondance musculaire. L'objectif de cet article est d'établir un état de l'art des principales méthodes développées qui seront brièvement présentées (Erdemir et al., 2007) et discutées quant à leur possible utilisation dans un contexte clinique.

### METHODES

L'ensemble des méthodes d'estimation des forces musculo-tendineuses nécessite une description préalable de la géométrie musculaire. La plupart des modèles utilisent une modélisation linéaire basée sur les données de la littérature, mesurées sur un sujet sain (Delp et al., 1990). Des algorithmes définissant la ligne moyenne autour d'une surface de contact permettent d'affiner l'évaluation des bras de levier musculaires (Garner and Pandy, 2000; Desailly et al., 2010). En plus de la géométrie, le comportement actif du muscle peut aussi être modélisé. L'estimation de la force musculo-tendineuse tient alors compte des relations force-longueur et force-vitesse ainsi que des propriétés du tendon, constituant le modèle de Hill (Zajac, 1989).

#### *Modèles dérivés de l'EMG*

Ces modèles sont constitués de deux parties : L'excitation musculaire est extraite par un filtre récursif sur les signaux EMG et la relation linéaire ou non-linéaire entre l'EMG et l'activation prise en compte (Potvin et al., 1996) ; puis la relation entre l'activation et la force musculo-tendineuse est modélisée (modèle de Hill). La force ainsi calculée suit bien le pattern d'activation mesurée sur le sujet. Néanmoins, le grand nombre de paramètres de ces modèles nécessite une procédure de calibrage longue et complexe (Lloyd and Besier, 2003; Amarantini et al., 2004).

#### *Dynamique directe assistée d'un suivi de données.*

Le principe est de calculer la cinématique d'un modèle musculo-squelettique à partir de patterns d'activations musculaires initiaux donnés en entrée. La solution est comparée aux données expérimentales et un calcul itératif permet de conduire au pattern d'activation qui reproduit au mieux la cinématique mesurée (McLean et al., 2003). Les limites de cette approche, outre le temps de calcul très long, sont les mêmes que celles des modèles dérivés de l'EMG, auxquelles s'ajoutent la qualité du modèle cinématique (Xiao and Higginson, 2008).

### *Optimisation statique basée sur la dynamique inverse*

Les moments nets articulaires sont d'abord calculés à partir de la cinématique et des actions de contact mesurées, puis la distribution des forces dans les différents muscles est déterminée, à chaque instant, en minimisant sous contraintes une fonction objectif (des activations musculaires ou des forces musculo-tendineuses). Les choix de modélisation, en particulier les degrés de liberté motorisés par les muscles et ceux stabilisés par les structures passives sont d'une grande importance dans cette approche (Glitsch and Baumann, 1997). D'autre part, les résultats de dynamique inverse sont assez sensibles aux erreurs expérimentales et la définition d'une fonction objectif représentant correctement la commande du système nerveux central reste l'objet de nombreux débats.

### **CONCLUSION**

Avant l'adaptation de ces différentes méthodes au sein d'applications cliniques, il semble nécessaire de développer des modèles personnalisés prenant en compte les spécificités des sujets pathologiques (déformations osseuses, altération des caractéristiques musculaires, ...) et les moyens de validation des modèles, comme les prothèses instrumentées qui permettent de mesurer les actions de contact articulaires dépendant directement des forces musculaires (Kim et al., 2009).

### **BIBLIOGRAPHIE**

- Amarantini D., Martin L. (2004) "A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions". *J. Biomech*, **37**, 1393–1404
- Delp SL, Loan JP, Hoy MG, Zajac FE, Topp EL, Rosen JM. (1990) "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures". *IEEE Trans Biomed Eng.* , **37**(8):757-67.
- Desailly E, Sardain P, Khouri N, Yepremian D, Lacouture P. (2010) "The convex wrapping algorithm: a method for identifying muscle paths using the underlying bone mesh." *J Biomech.* , 43(13), 2601-2607
- Erdemir A., McLean S., Herzog W., van den Bogert A. (2007) "model-based estimation of muscle forces exerted during movements". *Clinical Biomech*, **22**, 131-154.
- Garner BA, Pandy MG. (2001) "Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset." *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* , **4**(2), 93-126.
- Glitsch U., Baumann W. (1997) "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity". *J. Biomech.*, **30**, 1123–1131.
- Kim HJ, Fernandez JW, Akbarshahi M, Walter JP, Fregly BJ, Pandy MG. (2009) "Evaluation of predicted knee-joint muscle forces during gait using an instrumented knee implant." *J Orthop Res.* , **27**(10):1326-1331.
- Lloyd D.G., Besier T.F. (2003) "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo". *J. Biomech.*, **36**, 765–776.
- McLean S.G., Su A., van den Bogert A.J. (2003) "Development and validation of a 3-D model to predict knee joint loading during dynamic movement". *J. Biomech. Eng.*, **125**, 864–874.
- Potvin JR, Norman RW, McGill SM. (1996) "Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting." *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, **74**(1-2),119-132.
- Xiao M. and Higginson JS. (2008) "Muscle function may depend on model selection in forward simulation of normal walking". *J Biomech* , **41**, 3236–3242
- Zajac F.E. (1989) "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control." *Crit. Rev. Biomed.Eng.*, **17**, 359–411.