

## CANDIDATURE AU PRIX MECABIO :

*« Développement de méthodes biomécaniques avancées  
pour l'analyse dynamique du système ostéo-articulaire »*

Raphaël Dumas, Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine  
(LRE\_T32, Université Claude Bernard - Lyon 1 / INRETS)

### **1. Problématique générale et objectifs**

Les pathologies du système ostéo-articulaire sont un problème majeur de santé publique. Le vieillissement des populations des pays industrialisés entraîne une augmentation importante des troubles dégénératifs. De plus, l'accès plus large aux activités de loisirs multiplie fortement le risque de rupture au niveau des articulations ou leur usure prématurée. Pour toutes ces pathologies, on voit émerger une demande croissante en termes de prévention, de diagnostic, de suivi et de traitement.

Pour cela, la dynamique inverse est une méthode biomécanique permettant de comprendre et évaluer le fonctionnement du système ostéo-articulaire, qu'il soit sain, lésé ou restauré. Cette méthode permet de calculer les actions mécaniques au niveau des articulations. De nombreux logiciels commerciaux sont proposés pour permettre une telle analyse en clinique. Cependant, la plupart des méthodes de dynamique inverse recensées restent très simplificatrices : négligeant certains degrés de liberté au niveau des articulations (se cantonnant parfois tout simplement en 2D) et estimant sommairement la répartition des masses des segments.

Il semble donc nécessaire de développer des méthodes biomécaniques avancées, permettant une analyse 3D rigoureuse et prenant en compte au mieux les spécificités de chaque individu.

### **2. Développement de méthodes biomécaniques avancées**

#### *2.1 Dynamique inverse 3D*

De manière classique en biomécanique, l'analyse 3D fait intervenir des angles d'Euler. Mais ceux-ci deviennent souvent restrictifs pour les calculs de dynamique. En effet, le choix d'une séquence donnée d'angles d'Euler rend la méthode spécifique à une articulation et surtout, le choix d'une séquence peut entraîner des problèmes numériques (de discontinuité et de singularité) [1]. De plus, les calculs vectoriels généralement utilisés, considérant séparément l'équation de forces (dans un repère global) puis l'équation de moments (dans un repère local) conduisent à une succession de changements de repères qui peut être source d'erreurs numériques.

Comme alternative aux angles d'Euler et aux calculs vectoriels, deux méthodes originales ont été développées. La première est basée sur les quaternions et les torseurs [2] et la seconde sur les coordonnées et les forces généralisées [3]. Cette dernière méthode permet entre autre d'effectuer la dynamique inverse avec un repère local non-orthonormé, ce qui semble intéressant en biomécanique où les axes anatomiques, fonctionnels et inertiels des segments du corps humain sont rarement orthogonaux.

Ces deux méthodes ont été comparées [4] à la méthode plus classique (basée sur angles d'Euler et les vecteurs) et à une autre méthode (basée sur les matrices homogènes) précédemment développée au laboratoire [5]. Il ressort de cette comparaison menée lors de la marche que les quatre méthodes conduisent à des courbes d'efforts articulaires similaires en forme et en amplitude mais présentant des différences significatives. De plus, l'analyse de l'influence du bruit [6] a montré une plus forte sensibilité pour les méthodes basées sur les angles d'Euler et sur les coordonnées généralisées.

## 2.2 Paramètres inertiels des segments du corps humain

Afin de personnaliser le calcul des paramètres inertiels des segments du corps humain, qui interviennent notamment dans la dynamique inverse, une méthode d'imagerie 3D (à partir de la radiographie bi-planaire) a été développée [7], dans un premier temps pour la cuisse, et a été comparée aux autres estimations de la littérature. Pour une douzaine de sujets jeunes, une répartition des masses beaucoup plus complexe que celle estimée par les méthodes de régression classiques a pu être mise en évidence : le centre de masse et les centres articulaires ne sont pas systématiquement alignés et le tenseur d'inertie n'est pas systématiquement principal dans les axes du segment.

Une nouvelle estimation des paramètres inertiels de l'ensemble des segments du corps humain prenant en compte cette répartition complexe des masses a ensuite été développée en ajustant des tables anthropométriques de la littérature, établies à la fois pour les femmes et les hommes, mais qui étaient jusqu'à présent peu ou pas utilisées [8].

La prise en compte de cette nouvelle estimation dans la dynamique inverse pour des mouvements complexes [9] a démontré une nette amélioration au niveau de la cohérence des efforts articulaires (par exemple lorsque l'on confronte sur une même articulation, les calculs obtenus en suivant deux chaînes articulaires distinctes).

## 3. Applications cliniques

Des logiciels commerciaux permettant la dynamique inverse sont accessibles en clinique mais font appel à des méthodes biomécaniques le plus souvent limitées. Un exemple flagrant est l'analyse uniquement 2D ou l'accès à des tables anthropométriques exclusivement pour les hommes.

L'étude de plus en plus fine des troubles de la posture et de la locomotion passe donc par des méthodes avancées. On peut citer l'analyse de l'arthrose de l'épaule, de la hanche ou du genou qui fait intervenir en premier plan le moment articulaire d'abduction (et fait donc appel à des méthodes cinématiques 3D adaptées). On peut également citer l'analyse de l'équilibre et des risques de chutes qui fait intervenir le centre de masse de chaque segment (et fait donc appel à une répartition des masses rigoureuse). Le calcul des efforts articulaires doit également être le plus cohérent possible dans la mesure où l'on voit apparaître en recherche mais aussi en clinique des modèles musculaires dont la donnée d'entrée primordiale est la dynamique inverse.

## Références

1. Senk M, Chèze L (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*: 21; S3-8.
2. Dumas R, Aïssaoui R, de Guise JA (2004). A 3D generic inverse dynamic model using wrench notation and quaternion algebra. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*: 7; 159-166.
3. Dumas R, Chèze L (2006). 3D inverse dynamic in non orthonormal segment coordinate system. *Journal of Biomechanical Engineering* (en révision).
4. Dumas R, Nicol E, Chèze L (2005). Comparison of four inverse dynamic methods for gait analysis. *30th Congress of the Société de Biomécanique*, 14-16 septembre, Bruxelles, Belgique.
5. Doriot N, Chèze L (2004). A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait, using an homogeneous matrices approach. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*: 51; 1-6.
6. Dumas R, Nicol E, Chèze L (2006). Influence of perturbed gait data on four 3D inverse dynamic methods. Accepté pour le *9th International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*, 28-30 juin, Valenciennes, France.
7. Dumas R, Aïssaoui R, Mitton D, Skalli W, de Guise JA (2005). Personalized body segment parameters from bi-planar low dose radiography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* : 52; 1756-1763.
8. Dumas R, Chèze L, Verriest J-P (2006). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* (sous presse).
9. Robert T, Chèze L, Dumas R, Verriest J-P (2006). Joints forces and moments calculation for a 3D whole body model during complex movements. Accepté pour le *9th International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*, 28-30 juin, Valenciennes, France.