



HAL
open science

Etude de la sensibilité des paramètres anthropométriques et géométriques des os et muscles pour un modèle musculosquelettique des membres inférieurs

Tien Tuan Dao, Frédéric Marin, Marie-Christine Ho Ba Tho

► **To cite this version:**

Tien Tuan Dao, Frédéric Marin, Marie-Christine Ho Ba Tho. Etude de la sensibilité des paramètres anthropométriques et géométriques des os et muscles pour un modèle musculosquelettique des membres inférieurs. CFM 2009 - 19ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2009, Marseille, France. hal-03378538

HAL Id: hal-03378538

<https://hal.science/hal-03378538>

Submitted on 14 Oct 2021

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.

Etude de la sensibilité des paramètres anthropométriques et géométriques des os et muscles pour un modèle musculosquelettique des membres inférieurs

TT. DAO, F. MARIN, MC. HO BA THO

UTC – CNRS UMR 6600 Biomécanique et Bioingénierie, Compiègne

Résumé :

Un modèle musculosquelettique (corps rigides) a été développé. Une étude de sensibilité sur deux paramètres: les masses corporelles calculées selon 3 méthodes (Dempster et Gaughran, 1967; Zatsiorsky et Seluyanov, 1985; Yang, 2006) et les pCSA (l'aire axiale dans le plan transversal d'un muscle) utilisés selon 3 méthodes (Schumacher et Wolff, 1966; Foidart-Dessalle, 2000; Horsman et al, 2007) a été réalisée. Les résultats obtenus montrent un fort impact de ces paramètres sur les résultats de simulation. D'où l'importance de considérer des paramètres personnalisés à déterminer expérimentalement

Abstract :

A musculoskeletal model was developed. A study of sensibility on two body parameters: segment mass calculated based on 3 methods (Dempster et Gaughran, 1967; Zatsiorsky et Seluyanov, 1985; Yang, 2006) and pCSA (physiologic cross-sectional area) based on 3 methods (Schumacher et Wolff, 1966; Foidart-Dessalle, 2000; Horsman et al, 2007) was carried out. The obtained results showed a strong impact of these parameters on the simulation results. So, the personalization of these parameters will make the simulation more realistic.

Mots clefs : modèle musculosquelettique, modélisation biomécanique, dynamique inverse, sensibilité des paramètres, masses corporelles, pCSA, membres inférieurs

1 Introduction

La modélisation biomécanique est nécessaire pour comprendre et évaluer le fonctionnement du système musculosquelettique du corps humain. Il y a deux stratégies de modélisation. D'une part les modèles ostéo-articulaire ou musculosquelettique qui ont été développés « *home made* » avec les formulations cinématiques et dynamiques sophistiquées du mouvement ([8], [15], [16]). D'autre part, d'autres modélisations utilisent les logiciels de simulation à partir des modèles existants et paramétrables : AnyBody ([7], [13]), SIMM [2], LifeMod ([1], [14], [17]).

Les os et les muscles sont des structures biologiques intégrées dans la simulation du corps humain. La plupart des modèles sont paramétrables, sauf quelques modèles personnalisés développés dans SIMM pour étudier la pathologie de la paralysie cérébrale [4]. La personnalisation des ces structures améliore la fiabilité des résultats obtenus. Pourtant, les applications cliniques de ces modèles sont peu nombreuses.

Concernant les paramètres anthropométriques et géométriques des os et des muscles, les données utilisées sont souvent des données de la littérature. Les tableaux anthropométriques ont été utilisés pour les données inertielles, y compris les masses corporelles. Les données de Dempster et Gaughran, 1967 [9] et de Zatsiorsky et Seluyanov, 1985 [22] sont les plus utilisées. Pour estimer les actions musculaires des muscles, les valeurs utilisées des pCSA (physiologic cross-sectional area) sont issues de la littérature (Schumacher et Wolff, 1966 ; Horsman et al, 2007). On note aussi la variabilité de ces données. Ainsi, une étude de la sensibilité de ces paramètres est nécessaire pour évaluer la sensibilité des modèles musculosquelettiques.

2 Matériels et Méthodes

Le modèle musculosquelettique des corps rigides du logiciel BRG. LifeMod (Msc Software) a été

utilisé (FIG. 1). La sensibilité de deux types de paramètres anthropométriques et géométriques sur les résultats de simulation a été étudiée : les masses corporelles et les pCSA.

Les mesures anthropométriques comme le poids total du corps, la longueur, la circonférence des segments corporels ont été réalisées sur un sujet sain (homme, 29 ans, 1m68, 65kg) pour calculer les masses corporelles selon 3 méthodes. La méthode de Yang ([6], [21]) utilise les équations de régression. Celle de Dempster concerne des données anthropométriques mesurées sur des études cadavériques. La méthode de Zatsiorsky concerne les données anthropométriques extraites in vivo à partir d'une population de jeunes sportifs (l'âge de 22 à 30). Les pCSA utilisés sont des données de Schumacher et al ([19], [20]), de Foidart-Dessalle et al [10] et de Horsman et al [11].

Les segments corporels (le bassin, les fémurs gauche et droite, les tibias gauche et droite, les pieds gauche et droite), les articulations (hanche, genou, cheville), et des muscles (10 muscles significatifs de l'analyse du mouvement des membres inférieurs : les quadriceps, le soléaire, le jambier antérieur, etc.) ont été générés. Les valeurs par défaut ont été utilisées pour tous les autres paramètres (les lois de comportement, la rigidité, l'amortissement, la contrainte maximale, etc.). Les données cinématiques de la marche par défaut ont été utilisées pour contrôler le mouvement. Un algorithme dit de « Dynamique inverse » a été réalisé pour activer les articulations et les muscles, où les angles articulaires et les raccourcissements/allongements de la longueur musculaire ont été calculés. Puis l'algorithme dit de « Dynamique directe » a été effectué avec les articulations actives et les muscles actifs. Le scénario de simulation est illustré dans la figure Fig. 2.

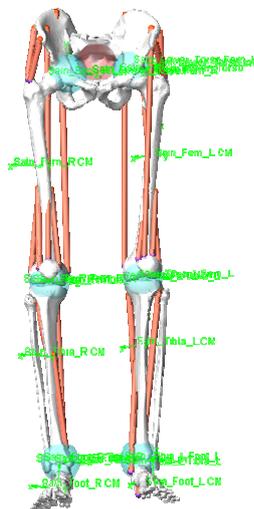


FIG. 1 – Modèle musculosquelettique développé

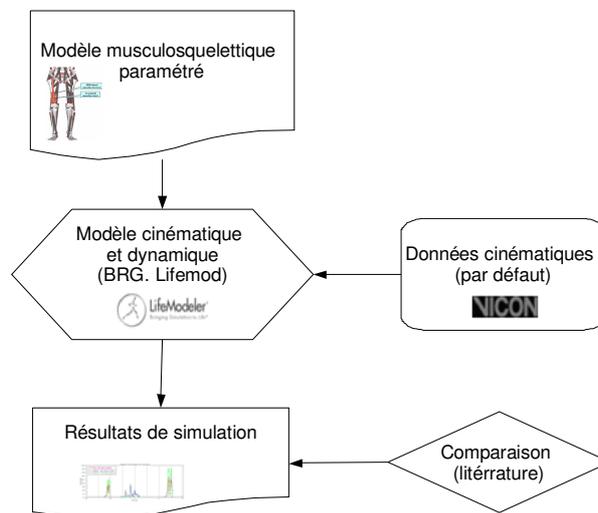


FIG. 2 Scénario de simulation

L'influence des masses corporelles calculées avec 3 méthodes a été étudiée sur 1) les angles articulaires 2) les moments intersegmentaires 3) les forces de réactions 4) les forces musculaires. L'influence des pCSA utilisées avec 3 méthodes a été étudiée sur les forces musculaires générées. Un écart relatif a été

calculé correspondant à la différence divisée par le maximum ($\frac{\Delta Y}{Y_{\max}}$).

3 Résultats

Les résultats cinématiques et dynamiques sont présentés ci-dessous.

Les résultats de l'influence de la masse sur les angles articulaires sont illustrés dans la figure Fig. 3. L'écart relatif maximal trouvé des angles articulaires est de l'ordre de 4%.

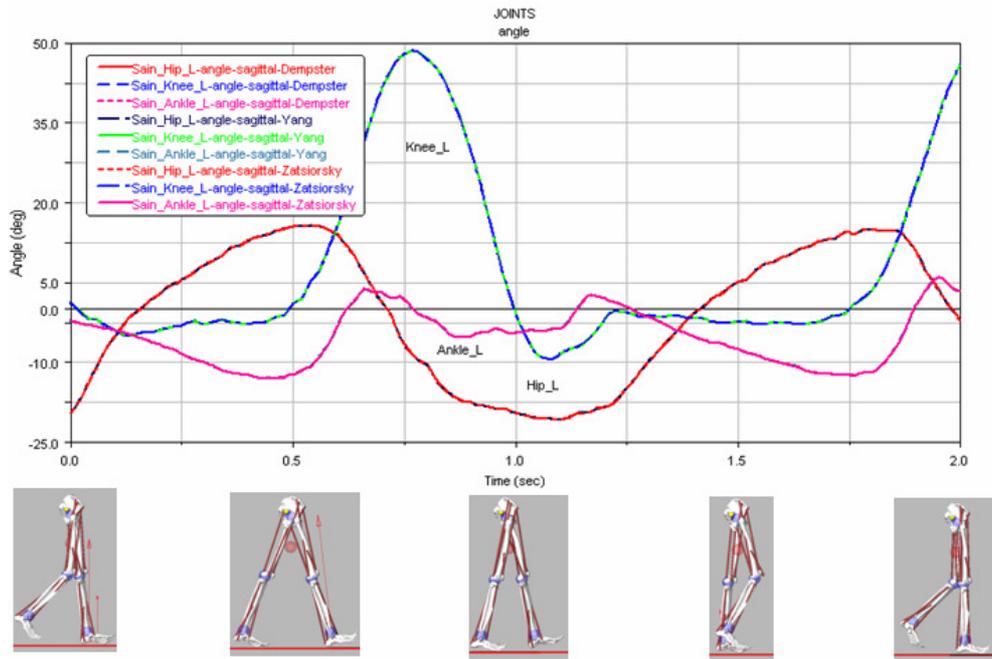


FIG. 3 – Influence de la masse sur les angles articulaires

Les résultats de l'influence de la masse sur les moments segmentaires de la hanche sont illustrés dans la figure Fig.4. L'écart relatif maximal des courbes calculées obtenues avec les données de Dempster et de Zatsiorsky est de l'ordre de 18 %. Par contre les résultats selon la méthode de Yang se différencient nettement avec les résultats obtenus de Dempster et de Zatsiorsky. L'écart relatif maximal est de 74 %.

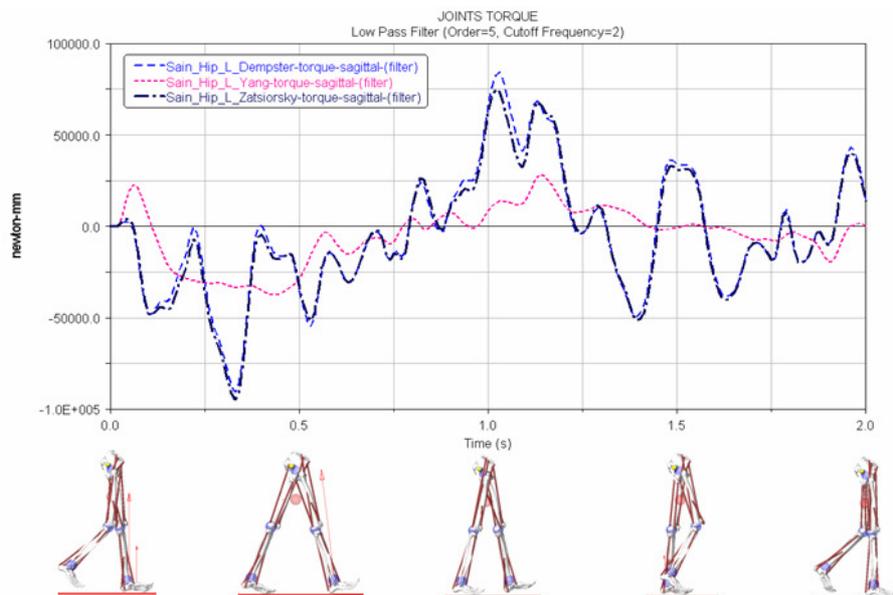


FIG. 4 – Influence de la masse sur les moments segmentaires

Les résultats de l'influence de la masse sur les forces de réactions sont illustrés dans la figure Fig. 5. La force de réaction générée du pied gauche est légèrement différente par rapport à celle du pied droit. On observe l'écart relatif maximal est de 20 % entre les méthodes.

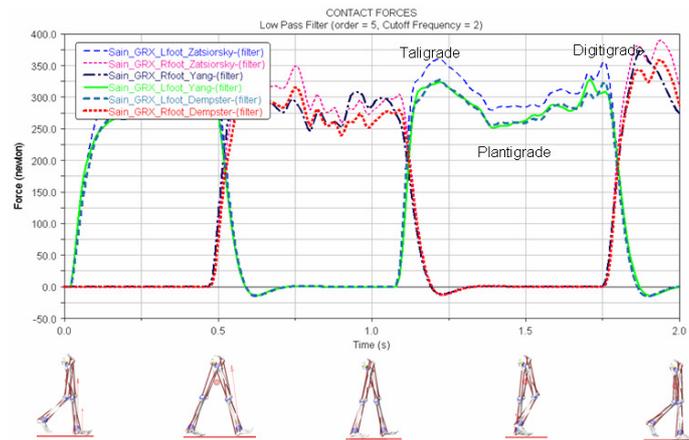


FIG. 5 – Influence de la masse sur les forces de réactions au sol

L'influence de la masse sur les forces musculaires est illustrée dans la figure Fig. 6. L'écart relatif maximal est de 29 % entre les méthodes.

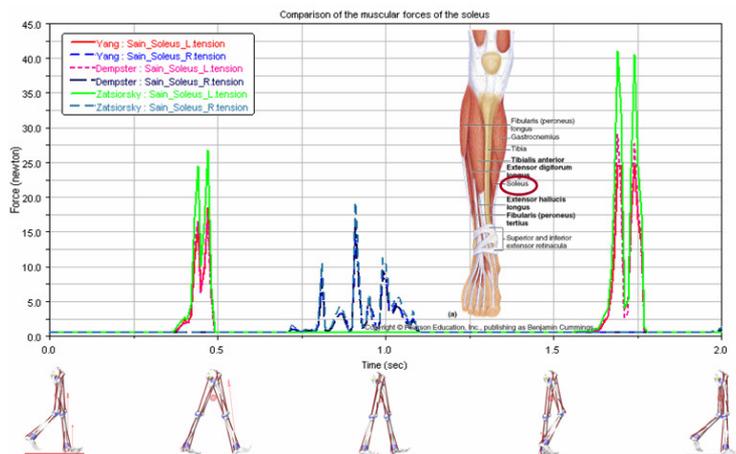


FIG. 6 – Influence de la masse sur la force musculaire

Les résultats de l'influence du pCSA sur la force musculaire sont illustrés dans la figure Fig. 7. L'écart relatif maximal trouvé est de 28 % entre les méthodes.

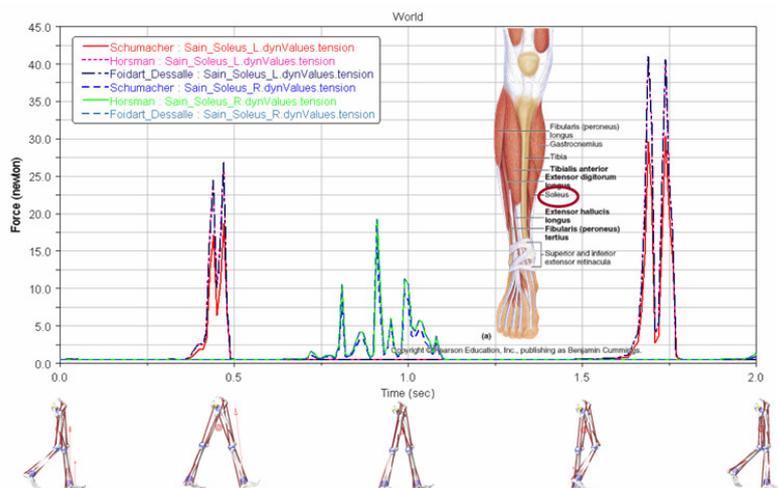


FIG. 8– Influence du pCSA sur la force musculaire

4 Discussion

Dans notre approche, les valeurs des angles articulaires sont indépendantes des paramètres anthropométriques et géométriques. Ceci s'explique par le fait que les données cinématiques utilisées sont les inputs de toutes les simulations. Au contraire les moments intersegmentaires sont directement liés les masses corporelles. On remarque aussi que les résultats selon la méthode Yang sont largement différents par rapport aux méthodes de Dempster et Zatsiorsky. De plus les équations de Yang donnent des valeurs différentes pour les deux membres inférieurs. La différence des forces de réaction et des forces musculaires s'explique par la différence des aires axiales pCSAs. Nous constatons que plus les pCSAs sont grands, plus les forces musculaires sont grandes.

Nos observations renforcent les débats ([12], [18]) concernant les fortes influences des paramètres BSIP (Body Segment Inertial Parameter) sur les paramètres cinématiques et cinétiques de l'analyse du mouvement.

5 Conclusion et Perspectives

Une étude de la sensibilité des paramètres géométriques et anthropométriques des os et muscles a été effectuée sur un modèle musculosquelettique. La marche normale a été simulée pour étudier les influences des paramètres choisis. Les résultats obtenus montrent un fort impact de ces paramètres sur les résultats de simulation. D'où l'importance de considérer des paramètres personnalisés à déterminer expérimentalement. En perspectives, les études expérimentales seront réalisées pour personnaliser les paramètres anthropométriques et géométriques des os et des muscles. Par la suite, ces données serviront à simuler les sujets sains ou pathologiques locomoteurs (paralysie cérébrale, Heine-Medin, Polio, etc.).

References

- [1] Agnesina, G., Taïar, R., LifeMOD modelling of a complete human body: a walk with a right knee varus and valgus movement, *Journal of Biomechanics*, 39(1), S54, 2006.
- [2] Anderson, F.C., Pandy, M.G., Individual muscle contributions to support in normal walking, *Gait and Posture*, 17,159 :169, 2003.
- [3] Arnaud F., Conception et validation d'un nouvel outil d'analyse de la marche. Thèse de doctorat. Université de Franche-Compte, 2003.
- [4] Arnold, A.S., Asakawa, D.J., Delp, S.L., Do the hamstrings and adductors contribute to excessive internal rotation of the hip in persons with cerebral palsy?, *Gait and Posture*, 11, 181 :190, 2000.
- [5] Arnold, A.S, Thelen, D.G, Schwartz M.H., Anderson, F.C., Delp, S.L., Muscular coordination of knee motion during the terminal-swing phase of normal gait. *Journal of Biomechanics*, 40, 3314:3324, 2007.
- [6] Chang, MK, Yang, SW, Jan, YK., Gait Analysis of Chinese BK Amputees , *Chinese Journal of Medical and Biological Engineering*, vol15, No4, pp315-328, 1995.
- [7] Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., de Zee, M., Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System, *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14, 1100 :1111, 2006.
- [8] Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M., An Interactive Graphics-Based Model of the lower extremity to study orthopaedics surgical procedures, *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, 37(8), 1990.
- [9] Dempster W.T., Gaughran G.R.L., « Properties of body segments based on size and weight », *American journal of anatomy*, Vol. 120, p. 33-54, 1967.
- [10] Foidart-Dessalle M., *Mechanics of human movement*. www.montefiore.ulg.ac.be [Last accessed: January, 2009], 2000.
- [11] Horsman K., Koopman H.F.J.M, van der Helm, F.C.T., Prosé, L.P., Veeger, H.E.J, Morphological muscles and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity, *Clinical Biomechanics*, vol.22, 239-247, 2007.
- [12] Ganley, K.J., Powers, C.M., Determination of lower extremity anthropometric parameters using dual energy X-ray absorptionmetry: influence on the net joint moments during gait. *Clinical Biomechanics* 19,50:56, 2004.
- [13] Horsman, K., Koopman, H.F.J.M., van der Helm, F.C.T., Prosé, L.P., Veeger, H.E.J., Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity, *Clinical Biomechanics*, 22, 239:247, 2007.

- [14] Kim, S.M., Yang, I.C., Park, S.Y., Lee, M.P., Evaluation of wheelchair occupant safety in frontal & side impact of wheelchair loaded vehicle by Computer Simulation Analysis Method (Adams+Lifemod), *Journal of Biomechanics*, 39(1), S536, 2006.
- [15] Marin, F., Contribution biomécanique à l'étude de l'articulation fémoro-tibiale pendant la marche in vivo, Thèse de docteur, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2000.
- [16] Morais, F.M.C. et al, Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy, *Gait & Posture*, 25, 18–24, 2007.
- [17] Nazer, R.A., Rantalainen, T., Heinonen, A., Sievanen, H., Mikkola, A., Flexible multibody simulation approach in the analysis of tibial strain during walking, *Journal of Biomechanics*, 41(5), 1036-1043, 2008.
- [18] Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., Favier, D., Influence of body segment's parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *Journal of Biomechanics*, 39, 1531:1536, 2006.
- [19] Schumacher, G.lf. von, Trommer, R., Die gegenseitige des Feucht- undTrockengewichtes und die fur die Bestimmung der Arbeit von Skelettmuskeln. *Anatomischer Anzeiger*. 111, 175-188, 1962.
- [20] Schumacher, G.lf. von, Wolff, E., Trockengewicht Querschnitt der menschlichen Skelettmuskulatur. Trockengewichte; *Anatomischer Anzeiger*. 118, 317-330,1966.
- [21] Yang S., Introduction to Gait Analysis. rehab.ym.edu.tw/document/motion/gait.pdf [Last accessed : January, 2009], 2006.
- [22] Zatsiorsky V.M., Seluyanov V.N. 1985. « Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations », *Biomechanics*, Vol. 9, p. 233-239, 1985.