

Modélisation 2D des membres inférieurs et comportement modale face aux paramètres biomécaniques.

A. PIONTECK, M. MUNERA, X. CHIEMENTIN

GRESPI, Groupe de Recherche en Sciences Pour l'Ingénieur, Université de Reims Champagne-Ardenne, 51687 Reims Cedex 2

Résumé :

La course à pied est le siège de chocs répétés pouvant atteindre une amplitude supérieure à 20G lors du contact pied-sol. Cette phase de contact génère une réponse vibratoire du corps humain dont l'analyse pourrait aider à expliquer certains troubles physiques ou physiologiques. Ce papier est une première étape en vue de cette compréhension. Il propose une modélisation 2D du membre inférieur dont la réponse modale sera étudiée suivant l'angle du genou. Après la réalisation d'un test de robustesse sur les paramètres du modèle, une discussion des résultats par rapport à des résultats expérimentaux issus de la littérature seront présentées.

Abstract :

Running is the frame of recurrent shocks which could reach amplitude as high as 20 G during the foot-ground strike. The strike phase generates a vibratory response of the human body where the analysis could help to explain some physical troubles and injuries. This work is a first step forward to this comprehension. It proposes a 2D model of the lower limb where the modal response was studied with relation to the knee angle. A robustness test of the model parameters was performed and a discussion of the results compared to experimental results reported in literature is presented.

Mots clefs : Membres inférieurs, Modélisation numérique, Analyse modale

1 Introduction

Le corps humain est un système extrêmement complexe, et sa réponse aux vibrations l'est également. L'homme est exposé quotidiennement aux vibrations, que ce soit au travail, durant les transports ou lors de la pratique d'une activité sportive. L'exposition aux vibrations peut être bénéfique pour le renforcement musculaire mais peut également avoir des effets néfastes [3] [4]. De nombreuses études portant sur la propagation des vibrations dans le membre supérieur ont été publiées à ce jour [5]. Cependant, peu d'études ont été faites sur la propagation des vibrations dans les membres inférieurs. L'homme est tous les jours exposés à de telles vibrations, lors de la marche par exemple. Ces effets sont accentués lors de la course à pied. En France, dix millions de personnes pratiquent régulièrement la course à pied, et 70% d'entre eux se sont blessés au moins une fois. En vue

d'une meilleure compréhension des phénomènes de blessures, le comportement naturel du membre inférieur face à l'impact répété peut s'avérer informatif. L'objectif de cette étude est de modéliser les membres inférieurs et ce à plusieurs angles de flexion du genou. A partir de ces modèles, les fréquences modales du membre inférieur ont été calculées et comparées avec des résultats expérimentaux reportés dans la littérature .

2 Méthode

Les modèles sont créés sur le logiciel Abaqus puis les propriétés des matériaux sont définies. Une analyse modale est alors effectuée. Un plan d'expérience est ensuite réalisé pour déterminer le paramètre le plus influent entre les propriétés mécaniques, suivi d'un test de robustesse. Les données anthropométriques ont été extraites et calculées à partir de différents articles et des tables de la NASA notamment. Ce modèle en deux dimensions est une première étape vers un modèle plus complet. Ainsi, la fibula et la patella sont absents et le tronc est modélisé en un seul bloc. De mêmes, la géométrie des os du pied est simplifiée. Les tissus mous sont une simplification et représentent les muscles, la peau, les tissus adipeux ainsi que les ligaments et tendons. Quatre matériaux sont différenciés : l'os trabéculaire, l'os cortical, les tissus mous et un matériau à part pour le tronc. Trois positions ont été modélisées : jambe tendue, avec un angle de 120° entre le fémur et le tibia et avec un angle de 90° (cf. Figure 1). En position jambe tendue, le genou est verrouillé, l'activation musculaire est minimale. Plus la flexion du genou augmente, plus l'activation musculaire augmente [1]. Or, d'après Levinson [2], le module d'Young des muscles augmente en fonction de leur activation. Comme les muscles font partie des tissus mous dans le modèle, l'hypothèse est émise que le module d'Young des tissus mous augmente avec la flexion du genou.

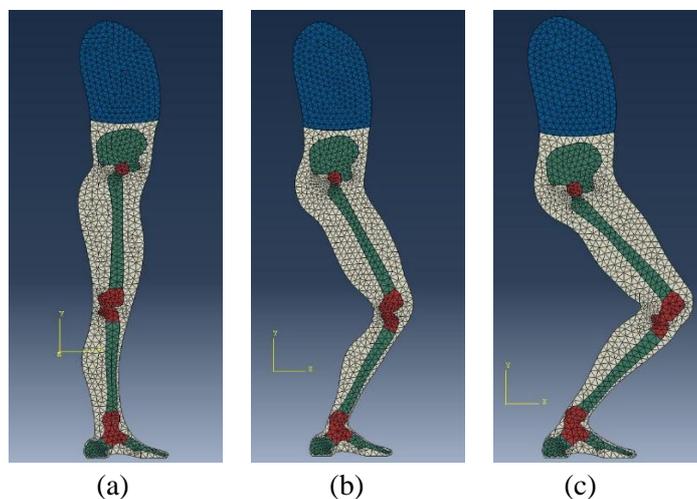


Figure 1 : (a) Jambe tendue, (b) Flexion 120° , (c) Flexion 90°

3 Résultats

Les calculs sont effectués à l'aide du logiciel Abaqus, à partir des modèles présentés précédemment. Dans le tableau 1 se trouvent les deux premiers modes obtenus pour chacun des modèles. La figure 2 représente les déformées modales du mode 2 respectivement, jambe tendue, avec une flexion de 120° et avec une flexion de 90° .

Tableau 1 - Modes propres

Modèle	Mode 1 (Hz)	Mode 2 (Hz)
Jambe tendue	10,80	40,83
Flexion 120°	13,91	45,13
Flexion 90°	15,53	49,18

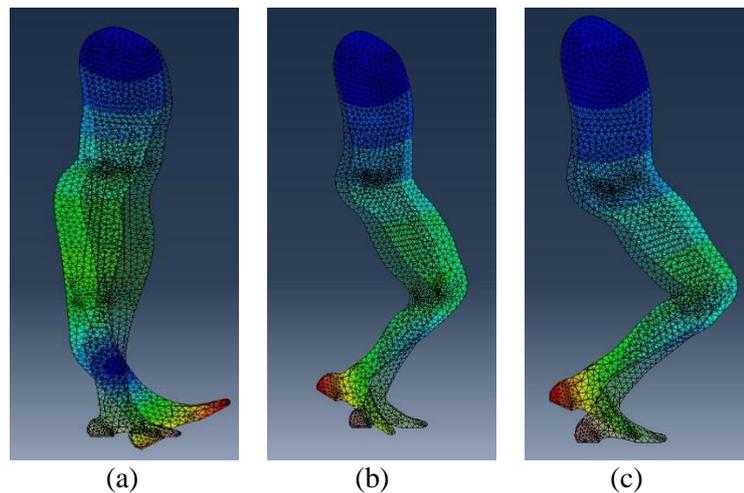


Figure 2 : Déformées modales pour (a) Jambe tendue, (b) Flexion 120°, (c) Flexion 90°

Un plan d'expérience est établi pour chacun des trois modèles. Le plan montre comme résultats que le paramètre le plus influent est le module d'Young des tissus mous. Les tissus mous étant une simplification, il s'agit d'un point faible du modèle qui devrait être affiné pour obtenir des résultats plus précis. Les résultats du test de robustesse prouvent que le modèle n'est pas robuste. La non robustesse du modèle correspond à la variabilité présente entre différents individus. Les fréquences obtenues pour le mode 1 sont cohérentes avec les résultats reportées par Kiiski [6]. Les fréquences obtenues pour le mode 2 sont également cohérentes avec les données obtenues par Munera [7]. D'après les travaux de Munera, les fréquences du mode 2 augmentent avec la flexion du genou (cf. Tableau 2). Les résultats obtenus grâce au modèle sont cohérents avec ses observations. Sur le modèle jambe tendue, la déformation n'est pas fonctionnelle, contrairement aux modèles en flexion où la déformation est conforme aux mouvements naturels possibles du genou. Le point nodal se situe au milieu du tibia, celui-ci est très déformé et subi plus de contraintes. De plus, plus la flexion du genou augmente, moins la partie supérieure du modèle, c'est-à-dire le tronc, la hanche et la cuisse, est déformé. Ceci est conforme avec la littérature [7], qui indique que la transmissibilité des vibrations à la hanche est maximale pour un angle de 180° du genou. La position jambe tendue est donc la plus néfaste lors d'une exposition à des vibrations. Les modèles réalisés semblent donc être corrects et permettent une représentation juste bien que simplifiée du comportement des membres inférieurs.

Tableau 2 - Comparaison des fréquences du mode 2 entre le modèle et les données de Munera [7]

	Jambe tendue – Mode 2 (Hz)	Flexion 120° - Mode 2 (Hz)	Flexion 90° - Mode 2 (Hz)
Munera [7]	30-40	40-50	50
Modèle	40,83	45,13	49,18

4 Perspectives

Ce travail offre de nombreuses perspectives de recherches. (i) Pour affiner le modèle, les essais numériques doivent s'accompagner d'essais expérimentaux. La mise en place de l'analyse modale opérationnelle semble adéquat pour un recalage des modèle. (ii) Ce modèle peut être soumis à des forces et pressions extérieures pour prédire le comportement dynamique du membre inférieur. Des essais préliminaires ont été effectués pour simuler deux techniques de pose de pieds en course à pied. Des impacts sur l'arrière et sur l'avant du pied ont été simulés, avec une pression de 1,5 MPa. Ces deux types d'attaque du pied engendrent des blessures particulières. L'intérêt de cette simulation est de vérifier si les résultats numériques obtenus concordent avec les blessures observées et recensées dans la littérature. Les premières observations semblent cohérentes avec celle-ci. Cependant, le modèle n'est pas suffisamment précis pour évaluer correctement toutes les contraintes engendrées. En effets, les contraintes sur le tibia s'arrêtent à la jonction avec les épiphyses de celui-ci. Aucune contrainte n'est observée au niveau du genou ou de la cheville, bien que l'interaction programmée définisse un objet unique en théorie. Or, ces articulations sont souvent atteintes de blessures lors de la course à pied. De plus, les ligaments et tendons ne sont pas différenciés du reste de la masse des tissus mous, or c'est à leurs points d'insertions et suivant la localisation de ceux-ci que se répartissent les contraintes dans les os.

Références

- [1] J. Clément et al, «Comparison of quasi-static and dynamic squats: A three-dimensional kinematic, kinetic and electromyographic study of the lower limbs,» *Gait & Posture*, 2014.
- [2] S. Levinson et al, «Sonoelastic determination of human skeletal muscle activity,» *Journal of Biomechanics*, 1995.
- [3] A. Gomez-Cabello et al, «Effects of a short-term whole body vibration intervention on bone mass and structure in elderly people.,» *Journal of science and medicine in sport/Sport Medicine Australia*, 17(2) :160-4, 2014.
- [4] M. J. Griffin, *Handbook of Human Vibration*, Academic Press, 1990.
- [5] S. Adewusi, M. Thomas et V. Vu, «Resonances of the Human Hand-Arm System Using Finite Element and Operational Modal Analysis Methods,» 2014.
- [6] J. Kiiski et al, «Transmission of Vertical Whole Body Vibration to the Human Body,» *Journal of bone and mineral research*, pp. 23(8) :1318-1325, 2008.
- [7] M. Munera Ramirez, *Analyse vibro-mécanique et dynamique en sport/santé. Cas du cyclisme, Thèse de doctorat, Université de Reims Champagne Ardenne*, 2014.