

O58-Analyses fréquentielles de signaux non stationnaires : application au suivi de l'accélération tibiale lors de séries de rebonds répétées jusqu'à épuisement.

Cédric Morio^{1,2}, Guillaume Rao², Caroline Nicol², Eric Berton², Charlie Barla¹

¹ Oxylane Research, Villeneuve d'Ascq.

² CNRS UMR6233, Institut des Sciences du Mouvement, Marseille.

cedric.morio@oxylane.com

Il est communément toléré d'analyser le contenu fréquentiel d'un signal biomécanique par une transformée de Fourier. Ce type d'analyse ne devrait pourtant s'appliquer qu'aux signaux stationnaires et périodiques. La présente étude souligne l'intérêt de la transformée en ondelettes pour l'analyse de signaux non stationnaires tels que l'accélération tibiale (AT) lors de la répétition d'impacts jusqu'à épuisement. Cette étude présente les différences entre les deux types d'analyses du contenu fréquentiel de l'AT et, notamment, les fréquences moyennes plus élevées obtenues par la transformée en ondelettes. A l'approche de l'épuisement des sujets, les ondelettes ont ainsi révélé des intensités importantes dans les hautes fréquences (80Hz) selon l'axe médio-latéral alors que l'analyse classique ne montrait aucun effet.

Mots clefs : Analyses fréquentielles ; Transformée en Ondelettes ; Transformée de Fourier ; Accélération tibiale ; Fatigue

INTRODUCTION

Les analyses fréquentielles sont communément utilisées pour traiter des accélérations tibiales (AT) dans le but de mieux comprendre la sévérité du choc transmis au corps humain lors de la locomotion (Lafortune et coll. 1995 ; McMahan et coll. 1987). Les travaux les plus récents ont cessé d'analyser le contenu fréquentiel de l'AT, principalement parce qu'aucune différence significative dans l'atténuation du choc n'avait été clairement démontrée. Cependant, les nouvelles techniques d'analyse par transformée en ondelettes pourraient potentiellement apporter plus d'informations que les analyses classiques par transformée de Fourier. En effet, les analyses par transformée de Fourier sont conçues pour explorer le contenu fréquentiel de signaux stationnaires et périodiques. L'AT est pourtant un signal typiquement non stationnaire dont l'analyse par transformée de Fourier pourrait conduire à des interprétations erronées de son contenu fréquentiel. Parmi les nouvelles techniques d'analyses temps-fréquence, les ondelettes apparaissent comme une méthode plus appropriée pour l'exploration du contenu fréquentiel de ce type de signaux, particulièrement pour l'analyse du choc par mesures accélérométriques (Bettella et coll. 2008).

Cette étude a comme objectif d'évaluer les deux méthodes précitées, la transformée de Fourier rapide (FFT) et la transformée en ondelettes de Morlet discrète (DWT), dans le suivi de l'accélération tibiale lors de séries de rebonds répétées jusqu'à épuisement.

MATERIELS ET METHODES

Neuf hommes volontaires ont participé à cette étude. L'exercice consistait en une succession de séries de 30 rebonds unilatéraux répétés, avec 3 minutes de récupération intermédiaire, jusqu'à épuisement (Morio et coll. 2011). La série de rebonds optimale est définie par l'amélioration du ratio entre la hauteur de rebond et le temps de contact (Morio et coll. 2011). L'AT était mesurée grâce à un accéléromètre 3D (Isotron, Endevco). Ce dernier était fermement attaché sur la peau au niveau de la partie antéromédiale de la jambe à 12 cm de la malléole interne (McMahan et coll. 1987). Les analyses par FFT et DWT du contenu fréquentiel des signaux d'accélérations tibiales ont été réalisées dans la bande de plus grande énergie : 10-100 Hz et sur une fenêtre de 0 à 100 ms après le contact au sol (Lafortune et coll. 1995). L'effet de la durée relative d'exercice sur le contenu fréquentiel de l'accélération tibiale a été testé par une ANOVA à un facteur avec mesures répétées, sur la première série, l'optimale et la dernière série de rebonds, avec des tests post-hoc de Tukey quand nécessaires.

RESULTATS

Le Tableau 1 montre la fréquence moyenne (MPF) calculée par FFT qui sous-estime la MPF basée sur l'analyse par DWT. De plus, les intensités des ondelettes révèlent des changements au cours de l'exercice épuisant de rebonds (Figure 1), avec une augmentation significative entre la série optimale et la dernière série de rebonds.

Tableau 1: Valeurs de fréquence moyenne (MPF) de l'AT sur l'axe proximo-distal, obtenues par FFT ou DWT, pour la première série, l'optimale et la dernière série de rebonds. # indique une différence significative entre la première et la dernière série de rebond

	Première	Optimale	Dernière
FFT MPF (Hz)	15,1 ± 6,3	17,5 ± 6,9	19,6 ± 7,6 #
DWT MPF (Hz)	26,8 ± 3,8	27,2 ± 3,0	28,8 ± 3,5 #

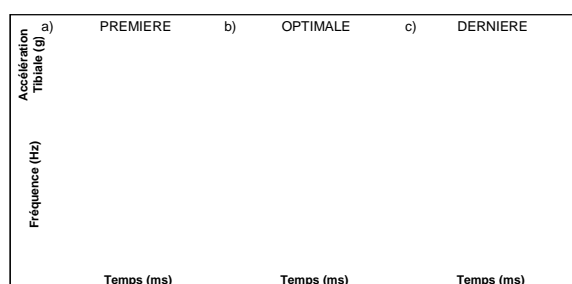


Figure 1: Signaux d'AT entre 10 et 100 Hz (en haut) et résultats de la DWT entre 10 et 100Hz (en bas) sur l'axe médio-latéral de l'AT. L'intensité de l'ondelette (niveau de gris) de la dernière série de rebonds (droite) est plus importante et arrive plus tôt que pour la première série (gauche) ou l'optimale (milieu).

DISCUSSION ET CONCLUSION

Les différences entre les analyses par FFT et par DWT sont attribuées à la violation de l'hypothèse de stationnarité du signal lors de l'analyse de l'AT par FFT. En plus des informations sur l'amplitude et le contenu fréquentiel du signal d'origine fournies par l'analyse par FFT, celle par DWT nous renseigne sur l'aspect temporel du signal. Par exemple, l'instant de l'atteinte du pic d'amplitude et de la fréquence maximale. Les variations d'intensité de la DWT améliorent le suivi du contenu fréquentiel de l'AT et de son implication dans la sévérité du choc. Le pic de fréquence à 80Hz augmente ainsi nettement lors de la dernière série de rebond comparé à la première ou à la série optimale.

En conclusion, il est important de prendre en compte les caractéristiques des signaux à analyser avant d'entreprendre l'une ou l'autre méthode. Ainsi, l'analyse par transformée en ondelettes discrètes plus spécifique aux signaux non stationnaires permet de décrire plus précisément le contenu fréquentiel de l'accélération tibiale lors d'un exercice épuisant.

REFERENCES

- Bettella, A., Francesconi, A., Pavarin, D., Giacomuzzo, C., Angrilli, F. (2008) *International Journal of Impact Engineering*, 35, 1427-1434.
- Lafortune, M.A., Lake, M.J., Hennig, E. (1995) *Journal of Biomechanics*, 28, 113-117.
- McMahon, T.A., Valiant, G., Frederick, E.C. (1987). *Journal of Applied Physiology*, 62, 2326-2337.
- Morio, C., Chavet, P., Androuet, P., Foissac, M., Berton, E., Nicol, C. (2011) *European Journal of Applied Physiology*, doi:10.1007/s00421-011-1859-6.