

Interprétation de l'analyse des fluctuations redressées appliquées aux signaux de force de préhension palmaire

KE LI^{1,2}, JEAN-YVES HOGREL³, JACQUES DUCHÊNE¹, DAVID HEWSON¹

¹ UMR CNRS 6279 STMR, Institut Charles Delaunay, Université de Technologie de Troyes
12 rue Marie Curie, BP 2060, 10010 Troyes, France

² Institute of Biomedical Engineering, Shangdong University
73 ave Jingshi, 250061 Jinan, Chine

³ Institut de Myologie
GH Pitié-Salpêtrière, 75651 Paris Cedex 13, France

¹david.hewson@utt.fr, jacques.duchene@utt.fr

²kli@sdu.edu.cn

³jy.hogrel@institut-myologie.fr

Résumé - L'objectif de l'étude était d'appliquer l'analyse des fluctuations redressées aux signaux de force de préhension palmaire de sujets atteints de maladies neuromusculaires, afin d'identifier des différences éventuelles dans les stratégies utilisées par ces patients pour contrôler la force par rapport à des sujets témoins. Trois groupes de patients atteints de maladies neuromusculaires (myopathes mitochondriales, malades de glycogénose type III, patients McArdle) ont été comparés aux sujets témoins lors de contractions sous maximales. Des différences significatives ont été mises en évidence entre les patients et les témoins pour des corrélations à long terme, avec plus de fractalité chez les patients. Ces résultats sont différents de ceux obtenus par d'autres qui ont identifié une réduction de la fractalité en présence d'une altération du fonctionnement.

Abstract – The aim of this study was to apply Detrended Fluctuation Analysis (DFA) to sustained sub-maximal grip-force measurements obtained from subjects with different neuromuscular disorders in order to determine whether any differences in neuromuscular control strategies could be identified. Patients with mitochondrial myopathies, Glycogen storage disease type III, and McArdle's Disease were compared with controls for a sustained sub-maximal grip-force contraction of 30s. Significant differences were observed between patients and controls, with all patients having more fractality. Additional study is required in order to better interpret α as other studies have shown less fractality in subjects with altered function.

1 Introduction

La mesure de la force de préhension palmaire est très répandue car elle peut être utilisée afin d'identifier et de quantifier un état pathologique, ou de détecter un vieillissement non réussi [1]. Malgré la complexité de la tâche de préhension qui nécessite une coordination entre plusieurs muscles de la main et de l'avant bras, le seul paramètre couramment utilisé est la force maximale calculée en moyenne sur plusieurs essais. Le développement récent de dynamomètres numériques ouvre la possibilité d'extraire beaucoup plus de paramètres qu'une simple force maximale.

La plupart des signaux physiologiques sont par nature très complexes, ayant des caractéristiques fréquemment non linéaires et non stationnaires [2] à cause du nombre de boucles de contrôle imbriquées et du nombre d'unités structurales impliquées [3]. Une méthodologie bien adaptée à l'analyse de la complexité présente dans ces signaux physiologiques est l'analyse fractale, qui permet de détecter la présence d'auto similarité [4]. Un des outils couramment utilisés pour identifier des

dynamiques est l'analyse des fluctuations redressées (DFA : Detrended Fluctuation Analysis). Cette méthode est une variante de l'analyse des moyennes quadratiques qui permet la détection des corrélations à long terme sur des échelles multiples dans des signaux non stationnaires [5]. Jusqu'à présent, des dynamiques fractales de caractères différents ont été identifiées dans plusieurs signaux physiologiques tels que la variabilité de la fréquence cardiaque [6], du rythme de la marche [7], de l'équilibre statique [8], ou encore dans le cadre du vieillissement ou de l'occurrence d'une pathologie [4]. Par contre, la complexité du processus de production de force reste à démontrer.

L'objectif de l'étude est d'appliquer le DFA aux signaux de force de préhension palmaire de sujets atteints de maladies neuromusculaires, afin d'identifier des différences éventuelles dans les stratégies utilisées par ces patients pour contrôler la force par rapport à des sujets témoins.

2 Méthodologie

2.1.1 Sujets

Soixante sujets dont un groupe de 15 témoins (TEM) et trois groupes de patients atteints de maladies neuromusculaires ont participé aux expérimentations. Les trois groupes de patients étaient 15 myopathes mitochondriales (MITO : 9 hommes et 5 femmes), 15 malades de glycogénose type III (GLY : 7 hommes and 8 femmes) et 16 patients McArdle (MDA : 9 hommes et 7 femmes). Les caractéristiques des sujets sont présentées dans la table 1.

Tab 1 : Caractéristiques des sujets

	TEM	MITO	GLY	MDA
Age (années)	25.6 ± 1.7	18.3 ± 1.8	11.94 ± 1.7	16.5 ± 1.7
Taille (cm)	171.4 ± 7.5	164.6 ± 7.2	169.9 ± 11.0	165.3 ± 8.3
Poids (kg)	66.4 ± 9.0	62.5 ± 15.6	69.5 ± 15.2	64.3 ± 7.7
Force maximale (kg)	41.0 ± 9.9	29.5 ± 13.6	23.7 ± 10.1	25.8 ± 5.5

2.1.3 DFA : Analyse de fluctuations redressées

La série originale est intégrée après avoir soustrait la moyenne. Ensuite la série intégrée $y(k)$ est divisée en fenêtres (sans chevauchement) de longueur n et la tendance est estimée pour chaque fenêtre par une droite des moindres carrés $y_n(k)$ (figure 1).

$$y(k) = \sum_{i=1}^k [x(i) - \bar{x}]$$

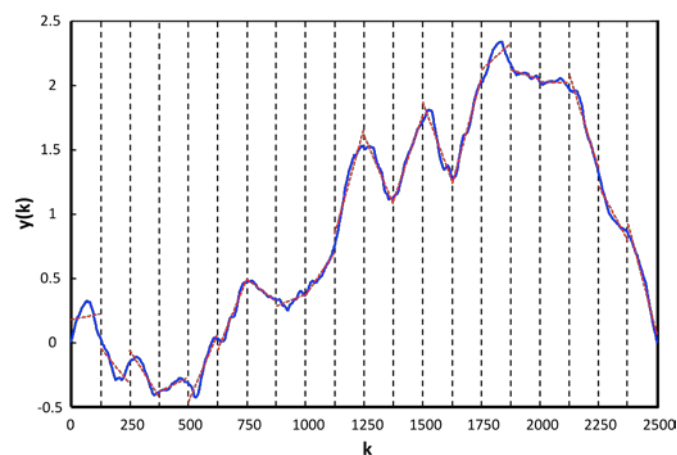


Figure 1 : Tracé de la série temporelle intégrée $y(k)$.
Les lignes verticales représentent les fenêtres ($n=125$).
Les lignes rouges représentent la tendance pour chaque fenêtre).

Pour une longueur de fenêtre donnée, les fluctuations sont alors définies par $F(n)$:

2.1.2 Protocole expérimental

La force de préhension palmaire maximale de la main dominante des sujets a été évaluée avec le MIE Grip Analyser dynamomètre (MIE Medical Research Ltd, Leeds, Royaume-Uni) comme étant la valeur maximale de trois essais espacés de 15 s. Après 5 min de repos, les sujets ont tenté de maintenir une contraction de 70% de leur force maximale pendant 30 s. Chaque sujet avait un retour en temps réel de sa force sur un écran. L'application a été développée avec Labview (National Instruments Corporation, Austin TX, États-Unis). La fréquence d'échantillonnage était de 100 Hz.

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^k [y(k) - y_n(k)]^2}$$

Le calcul est répété pour chaque longueur de fenêtre afin d'obtenir une relation entre n et $F(n)$. Une relation linéaire sur un tracé log-log révèle l'autosimilarité et la valeur de la pente, α , est prise comme étant une estimation de l'exposant de Hurst.

3 Résultats

Un tracé log-log typique est présenté sur la figure 2. Deux régions distinctes du tracé sont visibles, pour lesquelles il est possible de tracer deux pentes différentes. L'erreur quadratique était de $0,54 \pm 0,26$ pour une pente unique, et de $0,11 \pm 0,04$ si deux pentes ont été considérées (valeurs moyennes pour l'ensemble des sujets).

Une comparaison des quatre groupes est présentée sur la figure 3.

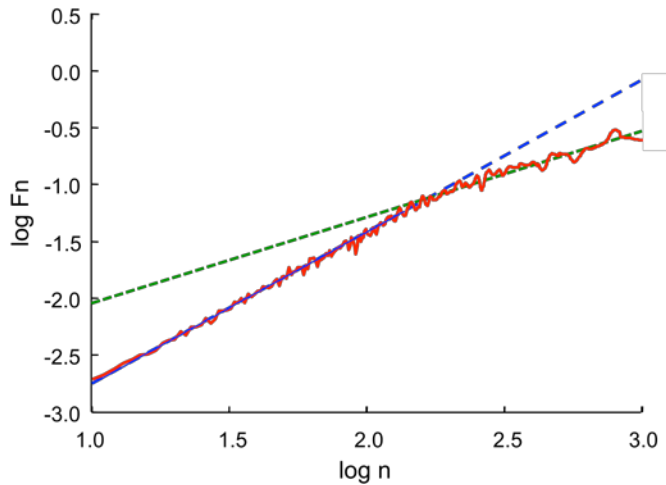


Figure 2 : Tracé log-log d'un sujet témoin.
 $\alpha=1,33$ et $0,76$ pour les exposants à court terme (ligne bleue – traits) et à long terme (ligne verte - pointillés) respectivement

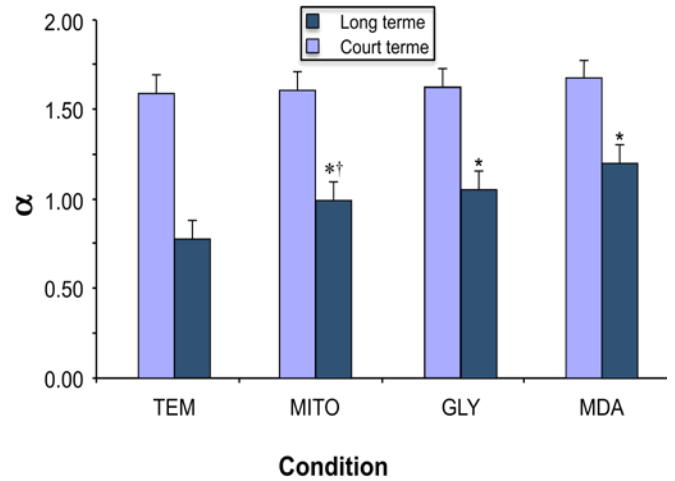


Figure 3 : Exposant α pour les pentes à court terme et à long terme. * Différence significative par rapport aux témoins ($p=0,01$). † Différence significative par rapport aux MDA ($p=0,01$).

4 Discussion et conclusion

La présence de deux régions signifie que les sujets ont des corrélations à court et à long terme [6], ce qui était le cas pour tous les groupes de sujets dans l'étude. En ce qui concerne l'interprétation des valeurs de α pour les pentes à court terme, il n'y avait pas de différences significatives. Tous les groupes avaient un α aux alentours de 1,5, ce qui signifie que les signaux originaux sont des mouvements browniens. Par contre, des différences significatives existent entre les quatre groupes pour les corrélations à long terme. Les sujets témoins ont un α de 0,75, ce qui indique la présence d'auto corrélations qui suivent une loi de puissance.

Par contre, les trois groupes de malades ont un α de 1 (MITO et GLY), ce qui signifie la présence d'un processus fractionnaire de type bruit rose ou de 1,2 (MDA) ce qui révèle la présence d'auto corrélations à long terme, ce qui s'approche plus d'un mouvement brownien.

Il est important d'établir une méthode fiable d'interprétation de la valeur de α . Plusieurs auteurs ont interprété une réduction de la fractalité comme étant liée à une altération du fonctionnement normal. Par contre, les résultats de cette étude ont identifié plus de fractalité chez les sujets MITO et GLY que chez les sujets témoins.

- [1] T. Ishizaki, *et al.*, "Predictors for functional decline among nondisabled older Japanese living in a community during a 3-year follow-up," *J Am Geriatr Soc*, vol. 48, pp. 1424-1429, 2000.
- [2] A. Eke, *et al.*, "Fractal characterization of complexity in temporal physiological signals," *Physiological Measures*, vol. 23, pp. R1-38, 2002.
- [3] A. L. Goldberger, *et al.*, "What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease?," *Neurobiology of Aging*, vol. 23, pp. 23-26, 2002.
- [4] A. L. Goldberger, *et al.*, "Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging," *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 99 Suppl 1, pp. 2466-72, Feb 19 2002.
- [5] C. K. Peng, *et al.*, "Mosaic organization of DNA nucleotides," *Physical Review E*, vol. 49, p. 1685, 1994.
- [6] C. K. Peng, *et al.*, "Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series," *Chaos*, vol. 5, pp. 82-7, 1995.
- [7] J. M. Hausdorff, *et al.*, "When human walking becomes random walking: fractal analysis and modeling of gait rhythm fluctuations," *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, vol. 302, pp. 138-147, 2001.
- [8] H. Amoud, *et al.*, "Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects," *J Neuroeng Rehabil*, vol. 4, p. 12, 2007.