



Compression robuste du signal ElectroMyoGraphique (EMG) par la transformée avec les B-splines

Pascal Ntsama Eloundou* – Pierre Ele** – Emmanuel Tonye**

*Laboratoire de Physique, faculté des sciences
Université de Ngaoundéré, B.P. 454 Ngaoundéré, Cameroun
pentsama@yahoo.fr

**Laboratoire d'Electronique et de Traitement du Signal,
Ecole Nationale Supérieure Polytechnique,
Département de Génies Electrique et des Télécommunications
Université de Yaoundé I
B.P. 8390 Yaoundé, Cameroun
pierre_ele@yahoo.fr - tonyee@hotmail.com

.....

RÉSUMÉ A partir de plusieurs méthodes de transformations notamment la Transformée de Cosinus Discrète (TCD), la Transformée en Ondelettes (TO) et les paquets d'ondelettes, nous montrons que les techniques de compression par les bsplines sont à considérer pour une compression robuste du signal ElectroMyographique.

ABSTRACT. From some transformation methods, more particularly the Discrete Cosine Transform (DCT) , the wavelet transform (WT) and the wavelet packet, we show that compression technique by the bspline must be considered for ElectroMyoGraphic (EMG) signals strong compression.

MOTS-CLÉS : compression, signaux EMG, TCD, ondelettes, paquets d'ondelettes, b-spline.

KEYWORDS: compression, biomedical signal EMG, DCT, wavelet, wavelet packet, b-spline.

.....





1. Introduction

Dans ce travail, nous souhaitons répondre aux deux questions suivantes : pourquoi et comment compresser le signal EMG. Les données recueillies lors du monitoring des patients ou des explorations fonctionnelles en milieu hospitalier, sur des sportifs peuvent être stockées, traitées sur place ou acheminées par voie de communication vers un centre d'exploitation distant. L'augmentation continue du volume de ces données pose des problèmes d'espace de stockage, de bande passante et de temps de transmission. Une technique de compression permet de résoudre de tels problèmes. Pour la technique envisagée, le signal subit une décorrélation (qui réduit la redondance des données), puis une quantification suivie d'un codage. Ce schéma caractérise une compression avec perte et fort taux de compression. Dans le cadre de ce papier, nous nous sommes intéressés à une étude comparative des méthodes de compression avec perte, appliquée à trois signaux EMG. La méthode qui exploite des B-splines constitue une approche de compression robuste du signal EMG. Le signal original subit une décorrélation. Les valeurs obtenues sont quantifiées puis codées par la méthode de Huffman. Les performances des méthodes de transformations ont été jugées en fonction des mesures de la distorsion (rapport signal sur bruit), du taux de compression et du critère objectif Distorsion de la Fréquence Moyenne (Mean Frequency Distorsion: MFD). Cette présentation comprend trois articulations : la description du signal EMG, les méthodes de compression du signal EMG, l'analyse et l'interprétation des résultats.

2. Description du signal EMG

Les variations de potentiels membranaires des cellules musculaires peuvent être détectées à la surface de la peau, au dessus du muscle visé. C'est le signal EMG de surface (figure 1) traité dans ce document et qui précède toute contraction musculaire. Il

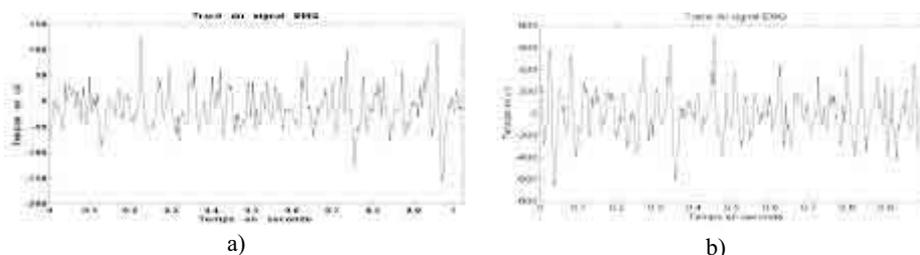


Figure 1. Signaux électromyographiques obtenu au cours d'une contraction volontaire. a) signal EMG Baptisé Jouve, b) signal EMG baptisé Kheir1.



est de faible amplitude et dépend de nombreux paramètres (âge, état de santé, qualité physiques, durée et niveau de l'effort effectué).

3. Méthodologie

La chaîne de compression mise en œuvre est donnée sur la figure 2.

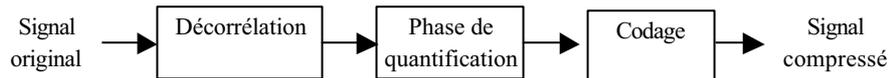


Figure 2. Chane de compression

La procédure est appliquée sur des fenêtres de 8 points extraits du signal EMG. Ces points sont décomposés sur une base de fonctions. Une quantification scalaire uniforme est appliquée sur les coefficients de la décomposition suivant l'opération :

$$y(i) = \text{fix} \left(\frac{x(i)}{Q(i)} \right) \quad (1)$$

où fix désigne la partie entière et $Q(i)$ la matrice du pas de quantification.

$$Q(i) = 1 + (1 + i) * F_q \quad (2)$$

F_q est le facteur de qualité, et varie de 1 à 35 selon le type du signal EMG.

3.1. Qualité de la compression

La qualité et les performances des méthodes de compression ont été mesurées par les trois critères ci-dessous :

- le taux de compression qui est défini par [3] :

$$TC = \left(1 - \left(\frac{\text{taille_comprime}}{\text{taille_originale}} \right) \right) * 100 \quad (3)$$

- le rapport signal à bruit de reconstruction (SNR : Signal to Noise Ration) qui est lié à l'erreur quadratique moyenne :

$$SNR = 10 \log \left(\frac{\sigma_x^2}{\sigma_e^2} \right) \quad \text{en dB} \quad (4)$$

où σ_x^2 représente la puissance du signal original et σ_e^2 celle de l'erreur définie par :

$$e(n) = S_{\text{orig}}(n) - S_{\text{recons}}(n)$$

S_{orig} est le signal original et S_{recons} le signal reconstruit. Le critère de distorsion SNR permet de pallier à l'absence de l'œil du spécialiste.

- la distorsion de la fréquence moyenne, dérivée directement du critère WDD (Weighted Diagnostic Distorsion) pour les ECG [6] et notée MFD (Mean Frequency Distorsion) :

$$MFD = \left\{ \frac{|F_{orig} - F_{recons}|}{\max\{F_{orig}, F_{recons}\}} \right\}^2 \quad (5)$$

F_{orig} et F_{recons} représentent les fréquences moyennes de la densité spectrale de puissance du signal original et du signal reconstruit. Le critère MFD permet de s'assurer que la fréquence moyenne caractérise encore de manière fiable l'évolution du signal EMG après compression.

3.2. Méthodes de transformée

Les méthodes suivantes ont été appliquées sur les signaux EMG :

Transformée de Cosinus Discrète. La TCD présente une excellente concentration fréquentielle d'énergie pour des données hautement corrélées [3] et est réelle. Elle constitue la base de nombreux standards de compression.

Transformée en ondelettes. La TO possède plusieurs propriétés intéressantes et un algorithme de calcul rapide. La transformée en ondelettes discrète repose sur la notion d'analyse multirésolution du signal. Celle-ci est décomposée en un ensemble de sous-bandes représentant l'information portée par le signal original à différents niveaux de résolution. L'algorithme de Mallat [5] permet d'obtenir les sous-signaux par application récursive, d'abord sur le signal source puis sur le signal d'approximation obtenu à chaque niveau, d'un banc de filtres passe-bas/passe-haut. La transformée en ondelettes est une transformation spatio-fréquentielle.

Paquets d ondelettes. Les paquets d'ondelettes permettent de décomposer le signal sur un grand nombre de bases et de choisir au sens d'un certain critère, celle qui représente au mieux le signal. Lors de la décomposition, les versions filtrées passe-bas et passe-haut du signal sont décomposées. L'approximation des détails et les détails des détails viennent donc s'ajouter à l'approximation du signal. Les coefficients issus de cette décomposition sont caractérisés par trois paramètres : niveau de décomposition, indice de fréquence et indice temporel [4]. Chaque paquet d'ondelettes est porteur d'une triple information {f, s, p} fréquence, échelle (scale), position, là où l'ondelette ne comptait que deux paramètres, un paramètre d'échelle et un paramètre de position. Dans le cadre de nos travaux, les méthodes des bases d'ondelettes, du meilleur niveau et de la meilleure base ont été exploitées. Différentes ondelettes et paquets d'ondelettes ont été utilisés. Etant donné que le SNR reste inchangé, nous avons décidé de donner les résultats sur deux ondelettes : Haar et Daubechies d'ordre 2 et 3, et sur un seul paquet d'ondelette : celui de Haar.

L'analyse par ondelettes est loin de nous donner une réponse universelle et finale au

problème de codage du signal EMG. Cependant, elle fournit une réponse qui n'est pas très éloignée de la réponse optimale. En revanche, dans certains cas bien précis, il est nécessaire de rechercher des techniques permettant de s'approcher plus encore de l'optimalité, tout en essayant de conserver les atouts des ondelettes. Une approche possible consiste à rechercher des décompositions en B-splines, pour une compression robuste du signal EMG.

4. Choix du B-spline

Afin d'améliorer le taux de compression et la qualité des signaux EMG reconstruits, nous avons utilisé des B-splines sur l'étape de décorrelation. Ces fonctions polynômiales par morceaux faciles à manipuler satisfont une relation d'échelle permettant la construction d'ondelettes[2]. Elles ont la plus grande régularité pour un ordre d'approximation donné, et oscillent le moins. Les B-splines ont la propriété d'être locales. On définit des B-splines uniformes et des B-splines non uniformes. On définit également des B-splines périodiques et des B-splines non périodiques (uniformes ou non). A partir des fonctions B-splines, nous pouvons construire des ondelettes splines à l'aide des fonctions de base. Ces fonctions de base $N_{i,k}(u)$ sont définies par la relation récurrente de Cox-Deboor [2] :

$$N_{i,k}(u) = \frac{u - u_i}{u_{i+k} - u_i} N_{i,k-1}(u) + \frac{u_{i+k+1} - u}{u_{i+k+1} - u_{i+1}} N_{i+1,k-1}(u) \quad (6)$$

avec $\frac{0}{0}$ remplacé par 0 et avec pour valeur de départ :

$$N_{i,k}(u) = \begin{cases} 1 & \text{pour } u_i \leq u \leq u_{i+1} \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (7)$$

Dans le cadre de nos travaux, nous utilisons Les B-splines linéaire, quadratique et cubique uniformes et non périodiques.

5. Résultats et commentaire

Les différentes méthodes présentées ci-dessus ont été implémentées sur trois signaux EMG. Il s'agit de 3 EMG de biceps de 122880 points chacun baptisés Jouve, Kheir1 et Kheir2 des initiales des noms des personnes sur lesquelles ces enregistrements ont été effectués. Nous montrons une sélection des résultats obtenus avec des différences méthodes considérées. La figure 3 ci-dessous donne le rapport signal à bruit obtenu en fonction du taux de compression (TC). Le comportement des méthodes de compression en termes de SNR et du taux de compression semble identique, quelque soit le type de signaux utilisés. En observant ces différentes courbes, le SNR diminue lorsque



le taux de compression augmente. Vu ces premiers résultats, si le SNR peut être retenu comme un critère de qualité des méthodes, il faut l'utiliser en imposant un seuil minimal. Pour un œil non expert, un niveau de reconstruction minimale de 16 dB correspond à un niveau d'erreur entre le signal original et le signal reconstruit très acceptable. La compression par B-splines donne d'importants taux de compression (plus de 40%). Ce taux varie selon les différentes transformations. Il est de 40 à 45% pour les ondelettes de Haar et Daubechies d'ordre 2 et 3. Pour les paquets d'ondelettes de Haar, il est de

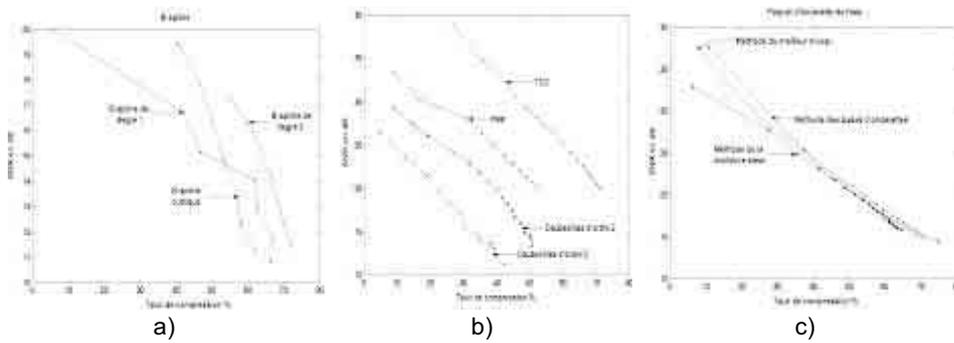


Figure 3. Variation du SNR en fonction du taux de compression. a) B-splines pour EMG baptisée Jouve. b) Méthodes de transformées pour le signal EMG baptisée Kheir1. c) Paquets d'ondelettes de Haar pour le signal EMG baptisée Kheir1.

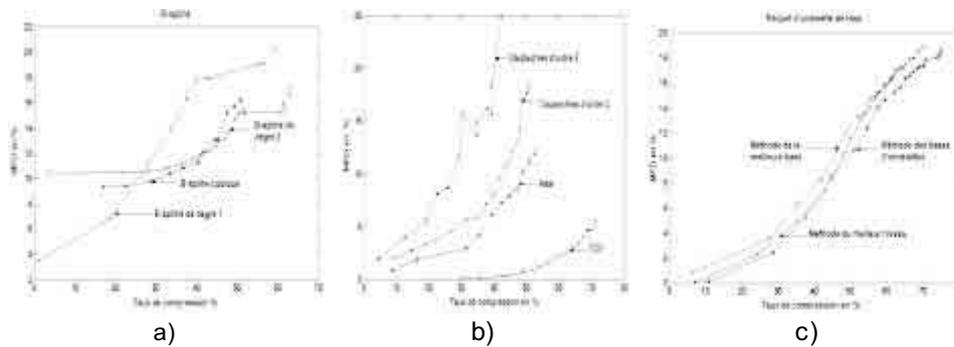


Figure 4. Variation du MFD en fonction du TC pour les différentes transformées pour EMG baptisée Kheir1. a) B-splines. b) Transformées. c) Paquet d'ondelette de Haar.



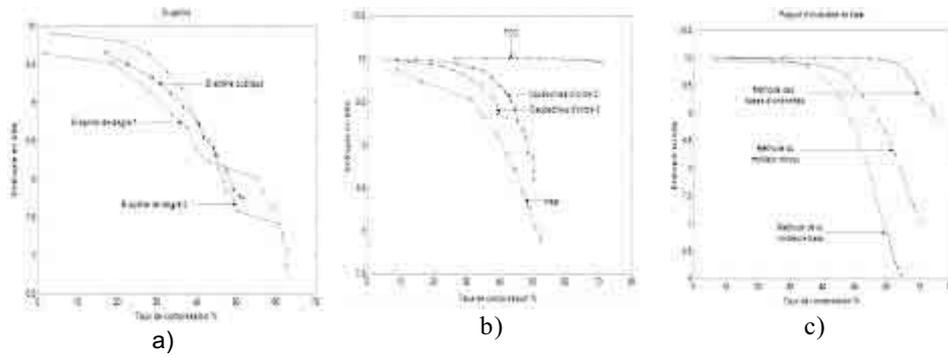


Figure 5. Variation de l'entropie en fonction du taux de compression pour le signal EMG baptisée Kheir1. a) B-splines. b) Transformées. c) Paquet d'ondelette de Haar.

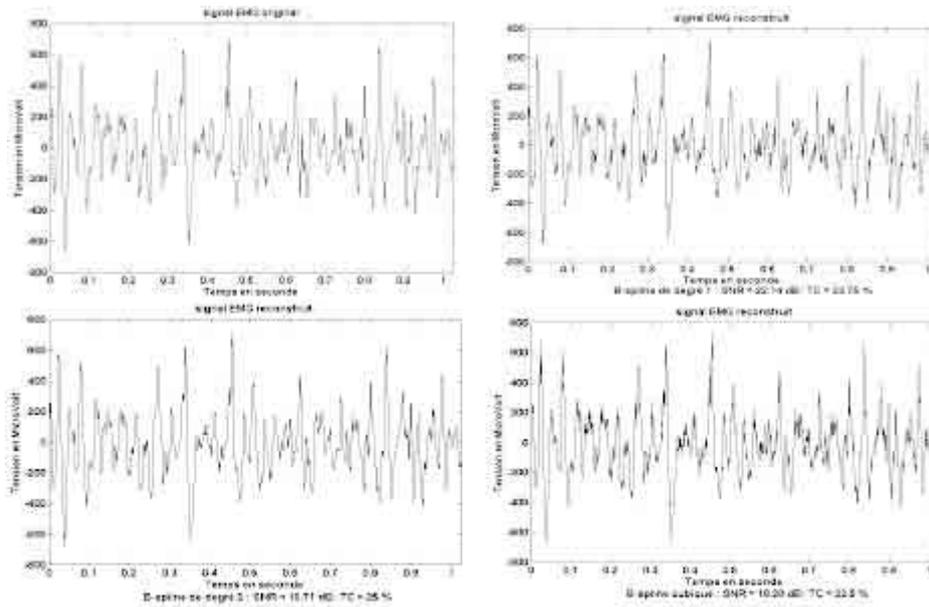


Figure 6. Reconstruction du signal EMG baptisé Kheir1 par les techniques de B-splines.

60%. La figure 4 est une sélection de résultats des différentes méthodes de compression implantées en fonction du critère objectif établi spécifiquement pour le signal EMG. La



MFD augmente lorsque le taux de compression croit. Cette augmentation provoque une dégradation du signal reconstruit. En comparant les courbes de la figure 4 aux résultats de la figure 3, on s'aperçoit que le comportement des méthodes de compression reste inchangé. La figure 6 montre un exemple des signaux EMG étudiés. Ces résultats ont été obtenus avec un facteur de qualité $F_q = 4$. D'après la figure 5, l'entropie du signal reconstruit diminue lorsque le taux de compression augmente. Elle semble constante pour la TCD. Elle diminue pour les B-splines et les paquets d'ondelettes de Haar. Du point de vue entropie, la compression par B-splines est meilleure que celle de la TCD. Au vu du critère objectif, les B-splines nous procurent des faibles distorsion de la fréquence moyenne et d'importants taux de compression. La TCD semble ne pas être appropriée pour la compression du signal EMG. Elle nous procure des entropies élevées. Les résultats présentés sont ceux des signaux EMG baptisés Jouve, Kheir1 et Kheir3. Mais des résultats semblables ont été obtenus sur d'autres individus.

6. Conclusion

Par nos travaux, nous constatons que les B-splines peuvent être utilisées pour une compression robuste du signal EMG. Leur choix est à encourager, à condition de fixer un seuil minimal pour le SNR autour de 16 dB. Elles nous donnent des taux de compression encourageants et nous procurent de faibles entropies. L'introduction des B-splines dans la chaîne de compression nous donne des résultats plus au moins optimaux. Les résultats obtenus permettent d'orienter la recherche vers certaines méthodes de compression par B-spline plutôt que vers d'autres. Mais la décision finale sur la qualité de reconstruction des signaux EMG revient aux médecins spécialistes.

7. Bibliographie

- [1] DAUBECHIES I.: Orthonormal Bases of Compactly Supported Wavelets. *Comm. In Pure and Applied Math.*, Vol. 41, N° 7 pp 909-996, 1988.
- [2] GOURRET J.P.: Maillage multirésolution de surfaces pour la modélisation d'image. Copyright, 2000.
- [3] MARK N. : *Compression des données*. Edition : Peter Burch, DUNOD, Paris, 1993.
- [4] HILTON M.L.: Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol.44, N° 5, 1997.
- [5] MALLAT S.: *A wavelet Tour of signal processing*. Academic Press, 1998.
- [6] ZIGEL Y., COHEN A., KATZ A.: A diagnostic meaningful distortion measure for ECG compression. *Proc. 19th Conv. of Electrical and Electronic Eng. In Israel*, pp.117-120, 1996.