

Comparaison de Méthodes de Compression Appliquées aux Electromyogrammes

Alfonso Prieto Guerrero et Corinne Mailhes

ENSEEIH/GAPSE

2, Rue Camichel, B.P. 7122

31071, Toulouse Cedex 7, France

RÉSUMÉ

Cet article traite de la compression des ElectroMyoGrammes (EMG). Le but de cet article est de présenter l'application de différentes méthodes de compression, afin de trouver la meilleure méthode adaptée aux EMG. Dans cet article, l'application des principales méthodes de compression sur l'EMG est étudiée : méthodes prédictives, méthodes par transformée, et plus spécifiquement méthodes basées sur la transformée en ondelette. Chacune des méthodes est brièvement exposée et les résultats obtenus sur des signaux réels sont présentés en fonction du Rapport Signal à Bruit et du Taux de Compression. Les résultats montrent que la méthode basée sur la transformée en ondelette s'avère être plus performante que les autres méthodes.

ABSTRACT

This paper deals with the ElectroMyogram data compression. The aim of the research presented in this article is to investigate several kinds of compression methods applied to EMG signals in order to find the best method, well-suited to EMG data compression. Thus, in this paper, the application of main compression methods to EMG data is studied: predictive linear methods, transform methods and, more specifically, methods based on the wavelet transform. Each method is briefly discussed and experimental results are presented, in terms of Signal to Noise Ratio and Compression Ratio. The results show that methods based on the wavelet transform outperform others compression methods.

1 Introduction

A l'heure où on parle de plus en plus de télémédecine, le problème de la transmission des signaux biomédicaux devient d'actualité. Ce problème de transmission s'accompagne d'un problème de compression. La littérature consacrée à la compression de signaux biomédicaux ne traite que deux types de signaux, l'ElectroCardioGramme (ECG) [1] et l'ElectroEncéphaloGramme (EEG) [2]. A notre connaissance, aucun travail ne s'intéresse à la compression de l'ElectroMyoGramme (EMG). Cela peut s'expliquer, en grande partie, par la complexité du signal EMG par rapport à l'ECG et l'EEG.

Dans cet article, nous présentons une comparaison des différentes méthodes de compression appliquées aux EMG. Parmi les méthodes existantes, nous en avons sélectionné plusieurs :

- La DPCM pour sa simplicité,
- La Modélisation Multi-Impulsionnelle (MMI) pour l'adéquation du modèle avec les signaux considérés,
- Le codeur CELP avec une version adaptée aux EMG,
- La Transformée en Cosinus Discrète (TCD) pour sa simplicité et ses performances reconnues parmi toutes les méthodes par transformées,
- La Transformée en Ondelette Discrète (TOD) pour son adéquation aux caractéristiques fréquentielles du signal EMG.

Ainsi, les principales classes de méthodes de compression sont représentées : les méthodes prédictives (DPCM, MMI,

CELP), les méthodes par transformée (TCD) et parmi les méthodes par transformée, plus particulièrement les méthodes basées sur l'utilisation de la transformée en ondelette discrète (TOD). Le but de cet article est de savoir vers quelle classe de méthodes il faut s'orienter dans le cadre de la recherche sur la compression des EMG.

Après avoir présenté les signaux EMG, nous détaillons l'ensemble des méthodes envisagées et donnons les résultats obtenus sur une banque de signaux réels.

2 L'Electromyogramme

L'EMG est un signal issu de l'activité électrique des muscles avant leur contraction mécanique.

L'allure de l'EMG dépend de la méthode d'acquisition utilisée : en surface (électrodes directement posées sur la peau) ou en piqué (utilisation d'aiguilles). Les figures 1 et 2 montrent deux cas typiques des EMG.

Dans le cas d'une acquisition en surface, le signal présente une forme *interférentielle*, semblable à un bruit tandis que le signal acquis en piqué fait apparaître une certaine périodicité.

Ainsi le problème de compression est un problème difficile car il s'adresse à deux types de signaux différents. Il n'est pas certain que les mêmes méthodes de compression donneront des résultats comparables à la fois sur les EMG en surface et sur les EMG en piqué. C'est pourquoi, dans les résultats expérimentaux, nous prendons soin de distinguer ces deux classes de signaux.

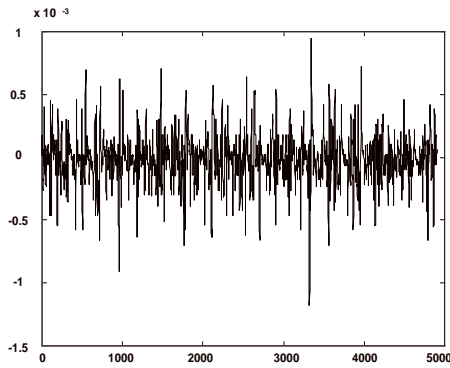


FIG. 1 — Fig.1 EMG en surface (Sain)

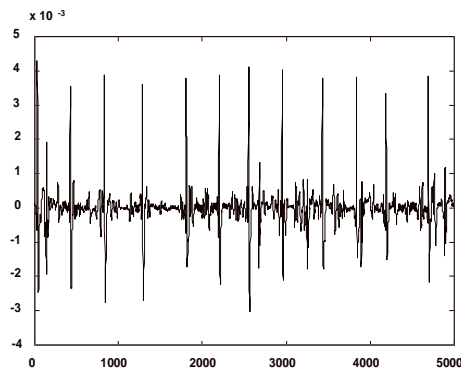


FIG. 2 — Fig. 2 EMG en piqué (Atteinte neurogène)

3 Les Méthodes de Compression

Dans ce paragraphe, nous détaillons les méthodes de compression envisagées. Les méthodes de compression peuvent être classifiées dans deux grandes catégories [3] : les méthodes prédictives et les méthodes par transformée. Les deux classes de méthodes seront appliquées aux signaux EMG.

DPCM (Difference Pulse Code Modulation)

Cette méthode de compression classique est un standard dans le codage de la parole [4] et consiste à coder directement l'erreur de prédiction issue du filtrage linéaire du signal.

MMI (Modélisation Multi-Impulsionnelle)

Ce type de modélisation, introduit par Atal et Remde [5], est utilisé essentiellement en codage de parole. L'idée est de modéliser le signal comme une somme de L formes d'onde de même nature, mais d'amplitudes différentes et démarrantes à des instants différents. Le modèle s'écrit :

$$\hat{x}(n) = \sum_{i=1}^L A_i h(n - n_i)$$

où $h(n)$ représente la réponse impulsionnelle du filtre AutoRégressif (AR) estimé sur le signal $x(n)$, A_i définit l'amplitude de la i -ième forme d'onde et n_i son instant de départ. Ceci peut être vu comme la sortie d'un filtre AR excité par un train d'impulsions, chaque impulsion étant d'amplitude A_i .

L'approche multi-impulsionnelle apparaît comme un bon modèle de la réalité physique des signaux EMG. En effet,

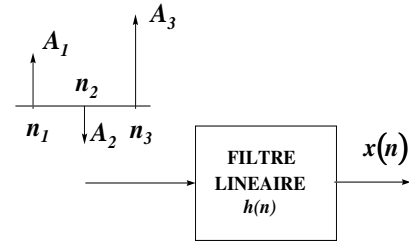


FIG. 3 — Fig. 3 Modélisation Multi-Impulsionnelle

d'après le modèle de connaissance proposé par De Luca [6], l'EMG peut être considéré comme la somme spatio-temporelle de la sortie de N filtres de réponse impulsionnelle finie $h_i(t)$ dont l'entrée est constituée par des séquences d'impulsions de Dirac $\delta(t)$ générées par le système nerveux central. Ces séquences sont décalées les unes par rapport aux autres et chaque filtre modélise une fibre musculaire. La figure 4 illustre ce modèle. L'adéquation de la modélisation multi-impulsionnelle avec le modèle de De Luca nous permet d'envisager l'utilisation de la MMI comme une méthode de compression adaptée aux signaux EMG.

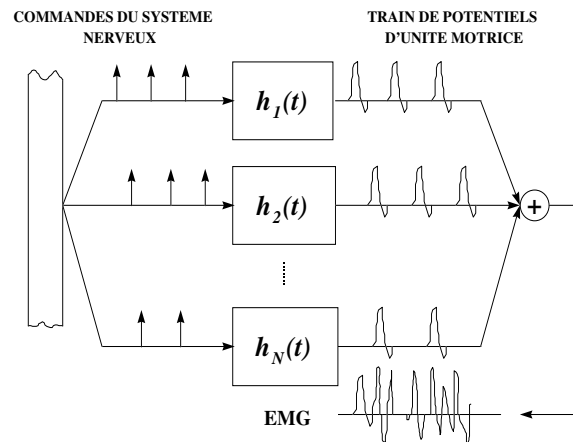


FIG. 4 — Fig. 4 Modèle de l'EMG

Codeur CELP (Code Excited Linear Predictive coder)

Le codeur CELP, introduit par Atal et Schroeder [7], est devenu un standard dans la compression de la parole dans la téléphonie mobile à un débit de 4,8 kbits/s. En fait, l'idée du codeur CELP se rapproche de la modélisation multi-impulsionnelle : la MMI peut être vue comme un codeur CELP dans lequel le dictionnaire est de forme très particulière, identique à un générateur d'impulsions. Ainsi, si la MMI est retenue comme un outil de modélisation des signaux EMG, le codeur CELP doit être considéré comme une méthode de compression envisageable de ces mêmes signaux. Toutefois, nous avons adapté le schéma classique du CELP à la nature des signaux biomédicaux. En particulier, la partie prédictive à

long terme liée à l'existence, en parole, d'une période connue de vibration des cordes vocales, a été supprimée dans notre application.

TCD (Transformée en Cosinus Discrète)

Une séquence de N échantillons d'un signal peut être considérée comme un vecteur \mathbf{X} de dimension N . Si on fait subir une transformation orthogonale au vecteur \mathbf{X} , on obtient $\mathbf{Y}=\mathbf{TX}$, où \mathbf{Y} représente le vecteur transformé et \mathbf{T} la matrice de transformation. Le vecteur \mathbf{Y} constitue une représentation équivalente de \mathbf{X} .

L'idée des méthodes basées sur des transformées est de considérer des transformations orthogonales spécifiques qui concentrent l'énergie du signal dans les M premiers éléments du vecteur transformé ($M < N$). Seuls ces M éléments sont codés, les restants sont éliminés donnant lieu à la compression. La Transformée en Cosinus Discrète est utilisée fréquemment grâce à ses performances proches de celles de la transformée de Karhunen-Loève qui est connue comme la transformée orthogonale optimale [8].

En plus de ses bons résultats, la TCD présente l'avantage de pouvoir être implantée avec un algorithme de calcul rapide demandant $O(N \log_2 N)$ opérations sur un vecteur de taille N .

TOD (Transformée en Ondelette Discrète)

Notre but n'est pas de trouver la meilleure méthode de compression basée sur la transformée en ondelette mais plutôt de comparer les performances de cette classe de méthodes de compression par rapport aux autres. Ainsi, après plusieurs tests sur différentes ondelettes, notre choix s'est porté sur l'utilisation de l'ondelette de Daubechies $\Psi_{10}(t)$, pour construire une décomposition en banc de filtres orthogonaux à 4 octaves, illustré dans le schéma ci-dessous, dans lequel H_1 est le filtre miroir en quadrature du filtre passe-bas H_0 [9].

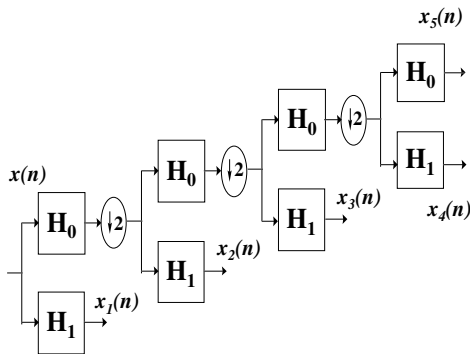


FIG. 5 — Fig. 5 Décomposition de l'EMG en 4 octaves

Les signaux filtrés $\{x_i(n)\}_{i=1,\dots,5}$ sont ensuite quantifiés en opérant une allocation optimale de bits, comme dans les méthodes par transformées classiques.

4 Résultats

Les performances des différentes méthodes de compression envisagées ont été évaluées en fonction de deux critères : le

taux de compression et le rapport signal à bruit de reconstruction. Le taux de compression est défini par :

$$TC = \frac{\text{nombre de bits du signal original}}{\text{nombre de bits du signal reconstruit}}$$

Le rapport signal à erreur de reconstruction, exprimé en décibels, est donné par :

$$SNR = 10 \log \left(\frac{\widehat{\sigma}_x^2}{\widehat{\sigma}_{x-\hat{x}}^2} \right)$$

où $x(n)$ est le signal original, $\hat{x}(n)$ le signal reconstruit après compression et $\widehat{\sigma}^2$ représente un estimateur de la variance. Les différentes méthodes de compression envisagées ont été appliquées sur deux banques de signaux EMG réels, chacune de 170 signaux. La première banque correspond à des signaux recueillis en piqué, la deuxième à des signaux en surface. Les figures 6 et 7 présentent les résultats obtenus en termes de taux de compression et rapport signal à erreur de reconstruction.

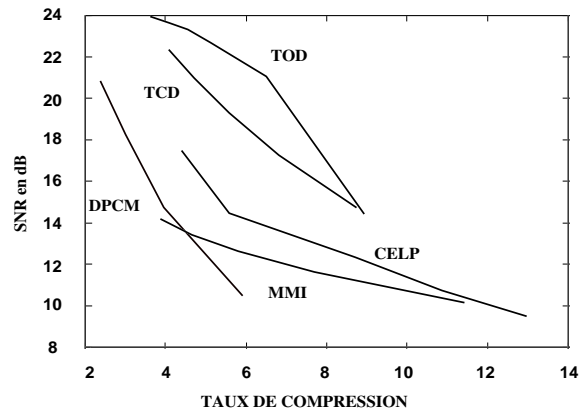


FIG. 6 — Fig. 6 Résultats des EMG en piqué

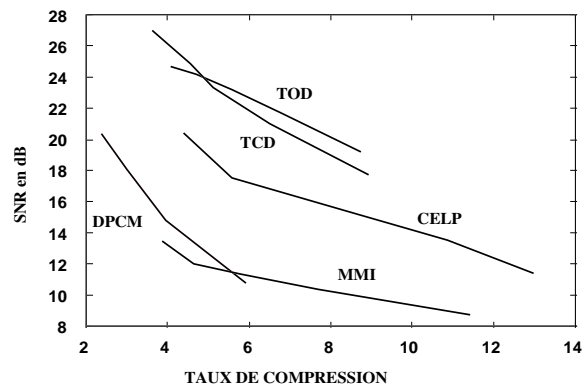
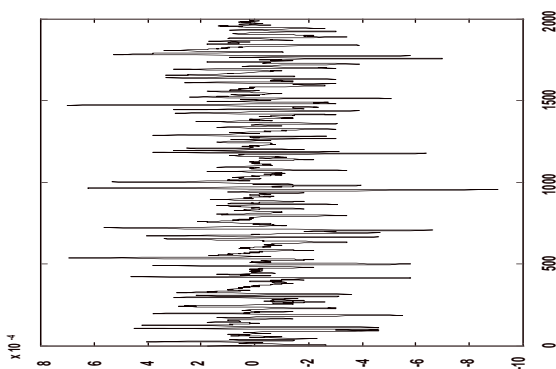


FIG. 7 — Fig. 7 Résultats des EMG en surface

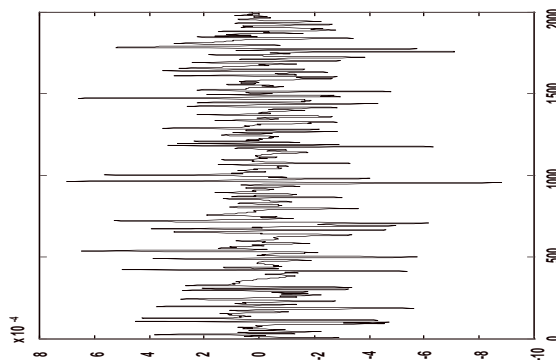
Dans les deux cas de classes d'EMG, en surface ou en piqué, les méthodes par transformée s'avèrent être nettement plus performantes que les techniques prédictives.

5 Conclusion

Dans cet article, nous avons présenté l'application de méthodes de compression aux signaux EMG. Les résultats obtenus sont presque identiques pour les deux cas traités : EMG en surface ou en piqué. Nous pouvons constater que les meilleurs résultats sont obtenus avec les deux transformations orthogonales. Dans le cas des EMG en piqué, la TOD s'avère être nettement plus performante que la TCD, tandis que dans le cas des EMG en surface, les deux méthodes donnent des résultats comparables. Ceci peut s'expliquer en observant l'allure temporelle des EMG en surface et en piqué (figures 1 et 2). La décomposition en sous-bandes opérée par la TOD est plus adaptée aux signaux en piqué qui concentrent leur énergie dans certaines sous-bandes qu'aux EMG de surface dont le tracé temporel rappelle celui d'un bruit. De plus, le critère objectif du SNR peut être sujet à discussion et couplé à celui-ci, on devrait utiliser un critère subjectif donné par un spécialiste. Toutefois, la reconstruction correspondant à des niveaux de SNR=22 dB et un taux de compression d'environ 6, est tout à fait satisfaisante, l'erreur étant imperceptible à l'œil (voir fig. 8).



(a) EMG original



(b) EMG reconstruit

FIG. 8 — Compression d'un EMG en surface. TC=5,15 et SNR=22,1 dB

Ceci permet de conclure que nos recherches futures sur la compression des signaux EMG devront s'orienter vers les méthodes par transformées et plus particulièrement, il sera intéressant d'envisager l'utilisation de la transformée en ondelette et d'optimiser le choix de l'ondelette.

Références

- [1] S. M. Jalaeddine, C. G. Hutchens, R. D. Strattan and W. A. Coberly, "ECG data compression techniques - A unified approach," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 4, pp. 329-343, April 1990.
- [2] S. Dimolitsas and P. F. Lister, "Waveform preserving encoders for the compression of EEG data," *Signal Processing*, vol.10, pp. 439-454, 1986.
- [3] A. Gersho and R. M. Gray, *Vector quantization and signal compression*, Kluwer Academic Publishers, 1992.
- [4] N. S. Jayant, "Digital coding of speech waveforms : PCM, DPCM and DM quantizers," *Proc. IEEE*, vol. 62, pp. 611-632, May 1974.
- [5] B. S. Atal and J. R. Remde, "A new model of LPC excitation for producing natural-sounding speech at low bit rates," in *Proc. IEEE ICASSP 82*, 614-617.
- [6] C. J. De Luca, "Physiology and mathematics of myoelectric signals," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 26(6), pp. 313-325, June 1979.
- [7] M. R. Schroeder and B. S. Atal, "Code-excited linear prediction (CELP) : High-quality speech at very low bit rates," in *Proc. ICASSP 85*, vol. 1, paper 25.1.1.
- [8] N. Ahmed and K. R. Rao, *Orthogonal transforms for digital signal processing*, Springer Verlag, 1975.
- [9] M. Vetterli and J. Kovačević, *Wavelets and subband coding*, Prentice Hall, New Jersey, 1995.