

Compression robuste du signal 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

RÉSUMÉ

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

Mots clés : compression, signaux EMG, TCD, ondelettes, paquets d'ondelettes, b-spline. ques, Obésité, Rat, Rate, Tolérance au glucose.

ABSTRACT

From several transformation methods, namely the Discrete Cosine Transform (DCT) , the wavelet transform (WT) and the wavelet packet, we show that compression techniques by b-splines must be considered for a robust compression of ElectroMyoGram (EMG) signals.

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

*Correspondance : Pascal Ntsama Eloundou, Université de Ngaoundéré, Laboratoire de Physique, faculté des sciences Département de Physique. B.P. 454 Ngaoundéré, Cameroun
pentsama@yahoo.fr

1. INTRODUCTION

Dans ce travail, nous souhaitons répondre aux deux questions suivantes : Pourquoi et comment compresser le signal EMG?

A l'heure actuelle, l'augmentation des données notamment EMG générées dans les centres hospitaliers demeure un problème important à résoudre pour leur stockage et/ou leur télétransmission. L'émergence de la télémédecine et de la surveillance des patients ou des sportifs en ambulatoire renforce ce problème. Ces données utiles pour le diagnostic ou la surveillance des sportifs, sont recueillies par des systèmes informatisés ou par des appareils numériques. Ceci entraîne une grande quantité d'information qu'il faut gérer. En général, ces informations sont stockées et leurs données peuvent être envoyées vers un autre centre hospitalier, ou vers les spécialistes pour exploitation à travers un intranet ou Internet. Cette information arrive plus au moins rapidement, en fonction de la quantité à envoyer ainsi que la capacité du canal de transmission. Résoudre le problème de stockage ou de télétransmission d'une grande quantité de données justifie la compression de données notamment EMG.

Pour la compression du signal EMG, la chaîne pourrait être schématisée ainsi qu'il suit : Le signal subit une décorrélation, suivi d'une phase de quantification, puis un codage est opéré pour obtenir le signal compressé. Le codage, la décorrélation et la quantification caractérisent la compression avec perte. La décorrélation opère une transformation des données originales pour aboutir à une distribution des données qui présentent une redondance réduite.

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 EMG original ayant subi une décorrélation, ces valeurs obtenues sont quantifiées avant d'être codées par le codage de Huffman. Les performances des méthodes de transformations étudiées sont déterminées 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

L'électromyographie est une technique d'exploration fonctionnelle qui consiste à enregistrer les variations de potentiels membranaires affectant les muscles lorsque ceux-ci sont soumis à une contraction volontaire ou réflexe. On distingue deux formes d'observations de l'activité électrique musculaire pouvant être captée par une électrode placée près ou dans la masse musculaire. Il existe alors deux méthodes d'enregistrement de l'activité électrique des muscles :

- Une méthode locale utilisant des électrodes aiguilles, introduites directement dans la masse musculaire.
- Une méthode globale utilisant des électrodes de surface, placées directement sur la peau.

La méthode la plus employée dans le diagnostic des maladies musculaires est celle utilisant les électrodes aiguilles.

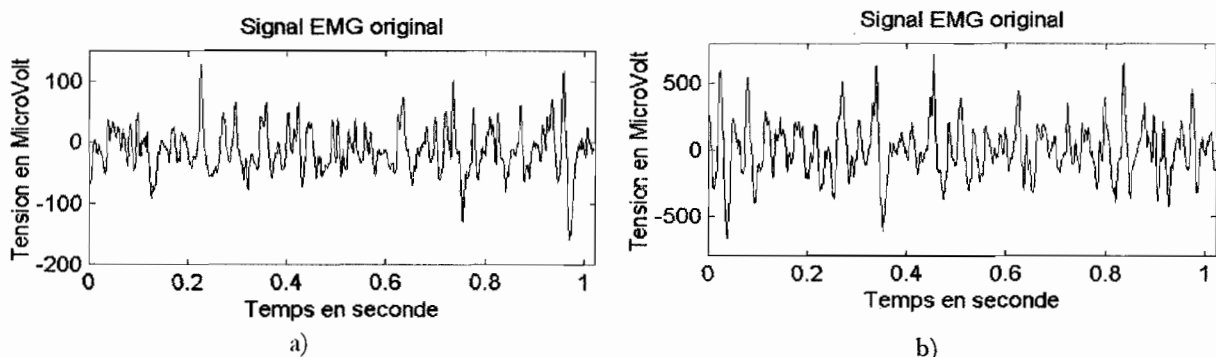


Fig. 2.0: Signaux électromyographies obtenus au cours d'une contraction volontaire
a) signal EMG baptisé Jouve, b) signal EMG baptisé Kheir1.

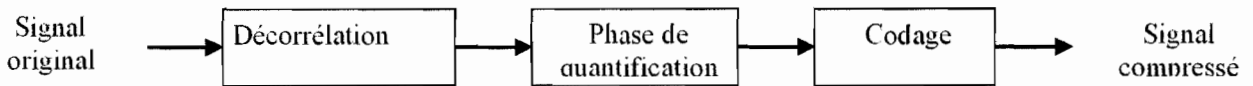


Fig. 3.1: Chaîne de compression

L'EMG est un signal de faible amplitude et dépend de nombreux paramètres tel que l'âge de l'individu, les qualités physiques du sujet, l'effort effectué et la contribution des faisceaux musculaires (figure 2.0).

Les caractéristiques du spectre du signal EMG varient selon les muscles et des individus. Pour des muscles sains, on observe un maximum pour les fréquences comprises entre 30 et 150Hz lors de l'utilisation d'électrodes de surface et entre 100 et 250Hz dans le cas d'électrodes aiguilles. Dans le cas d'atteinte pathologique, on note un déplacement des fréquences dominantes vers les hautes fréquences.

3. Méthodologie de compression du signal EMG

La chaîne de compression mise en œuvre dans notre processus expérimental est donnée sur la figure 3.1.

La procédure de compression commence par l'étape de décorrélation. La décorrélation met en œuvre les méthodes de transformations, afin de représenter les données dans un autre domaine. Ces méthodes opèrent une transformation des données originales pouvant favoriser en cela un codage plus efficace. Généralement, le signal à coder est décomposé sur une base de fonctions, puis les coefficients de la décomposition sont quantifiés. Au niveau de la décorrélation, plusieurs transformées sont utilisées.

L'algorithme de compression se présente de la manière suivante :

- 1 - Décorrélation du signal EMG. Cette étape se fait par extraction successive des blocs de 8 éléments.
- 2 - Quantification successive des coefficients de décorrélation issus des blocs de 8 éléments. La quantification scalaire uniforme est utilisée.
- 3 - Les coefficients quantifiés par blocs de 8 sont rangés dans un vecteur C par un ordre préétabli.
- 4 - On répète les étapes 1, 2 et 3 jusqu'à l'épuration de tous les échantillons du signal EMG.
- 5 - Enfin, on procède au codage des différents coefficients quantifiés.

Les coefficients de transformation sont quantifiés individuellement. Cette étape permet de diminuer la précision du stockage des entiers issus de la décorrélation pour réduire le nombre de bits occupés par chaque entier, c'est la partie non-conservative de la méthode. Les valeurs codes que nous utilisons, sont réparties de manière uniforme. Et en quantification scalaire uniforme utilisée, l'opération est réalisée ainsi qu'il suit :

$$i = \text{fix} \left(\frac{x}{Q} \right) \tag{3.1}$$

où fix désigne la partie entière et Q le pas de quantification.

$$Q(i) = 1 + (1 + i)F_q \tag{3.2}$$

F_q est le facteur de qualité qui varie de 1 à 35. F_q permet de déterminer la matrice du pas de quantification.

Le codage constitue la dernière étape de la chaîne de compression. Cette étape permet de produire le train binaire représentatif des valeurs quantifiées, qui sera transmis ou stocké pour une transmission à venir. Son rôle est d'affecter à chaque valeur quantifiée un code qui sera déchiffré par le décodeur.

Le codage de Huffman [10] est utilisé. Il crée des codes à longueur variable sur un nombre entier de bits. Les symboles de plus haute probabilité ont des codes plus courts. Ces codes ont la propriété de préfixe unique. La construction du schéma de décodage de Huffman utilise un algorithme basé sur un arbre que l'on génère lors du codage. Les codes sont construits de façon ascendante, en commençant par les feuilles de l'arbre et en remontant progressivement vers la racine.

3.1. Qualité de la compression

Afin de déterminer la qualité de la compression et de pouvoir comparer diverses méthodes de compression entre elles, il est nécessaire de définir certaines mesures de la compression :

- Le taux de compression qui est défini par [10] :

$$TC = \left(1 - \left(\frac{\text{taille_comprime}}{\text{taille_originale}} \right) \right) 100 \tag{3.3}$$

La b-spline $\varphi^n(x)$ est la fonction d'échelle d'ordre $L = n + 1$ d'approximation dans des espaces d'ondelettes avec le plus petit support.

- Elles ont la plus grande régularité pour un ordre d'approximation L donné, et oscillent le moins.

La b-spline $\varphi^n(x)$ converge vers le filtre passe-bas idéal lorsque n tend vers l'infini.

Les b-splines ont la propriété d'être locales ; modifier un des points de contrôle ne modifie la b-spline que sur quelques intervalles. On définit des b-splines uniformes et des b-splines non uniformes. Pour une b-spline uniforme, la différence entre 2 nœuds adjacents est une constante. On définit également des b-splines périodiques et des b-splines non périodiques (uniformes ou non uniformes). Les b-splines non périodiques possèdent des nœuds de multiplicité $k+1$ aux extrémités. Pour des b-splines périodiques, il n'y a pas de nœuds multiples [4, 13]. A partir des fonctions b-splines, nous pouvons construire des ondelettes splines à l'aide des fonctions de base $N_{i,k}(u)$ Ces fonctions de base

$N_{i,k}(u)$ sont définies par la relation récurrente de **Cox-Deboor** [4] :

$$N_{i,k}(u) = \frac{u - u_i}{u_{i+k} - u_i} N_{i,k-1}(u) + \frac{u_{i+k+1} - u}{u_{i+k+1} - u_{i+1}} N_{i+1,k-1}(u) \quad (3.9)$$

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

départ :

$$N_{i,k}(u) = \begin{cases} 1 & \text{pour } u_i \leq u \leq u_{i+1} \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (3.10)$$

La méthode des b-splines est une méthode locale, bien adaptée à la transformation en ondelettes. Cette méthode peut être rattachée à l'analyse multirésolution par ondelettes en fixant le degré k de chaque segment, et en représentant la courbe avec plus ou moins de points de contrôle, donc de fonctions de base $N_{i,k}(u)$ dans lesquels j représente le niveau de résolution. Ayant choisi les fonctions d'échelle et déterminé le filtre P^j , le filtre

Q^j représentatif des ondelettes est imposé. P^j et Q^j reconstruction. Les filtres de décomposition A^j et B^j sont tels que :

$$\begin{bmatrix} A^j \\ B^j \end{bmatrix} = [P^j \ Q^j]^{-1} \quad (3.11)$$

Dans le cadre de nos travaux, nous utilisons Les b-splines linéaires (degré 1), quadratiques (degré 2) et cubiques (degré 3) uniformes et non périodiques. Les b-splines de degré supérieur à 3 donnent des résultats moins faibles.

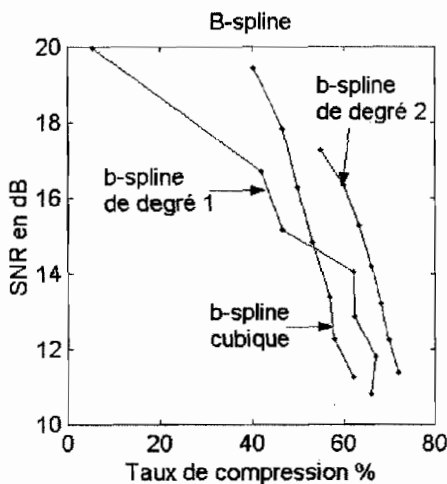


Fig. 4.1: Variation de SNR en fonction de taux de compression pour le signal EMG baptisé Jouve par les techniques b-splines

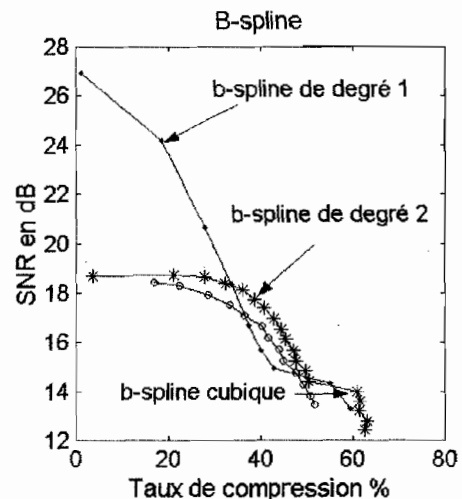


Fig. 4.2: Variation de SNR en fonction de taux de compression pour le signal EMG baptisé Kheir 1 par les techniques b-splines

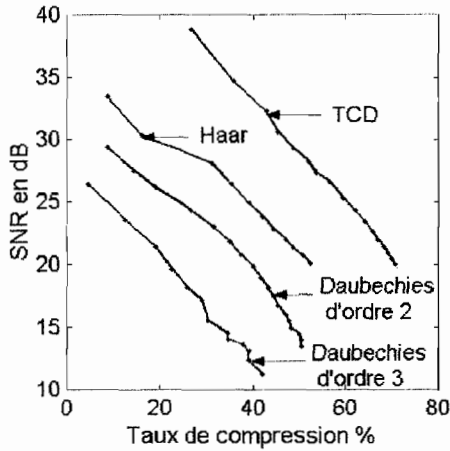


Fig. 4.3: Variation de SNR en fonction de taux de compression pour le signal EMG baptisé Kheir 1 par les méthodes de transformées.

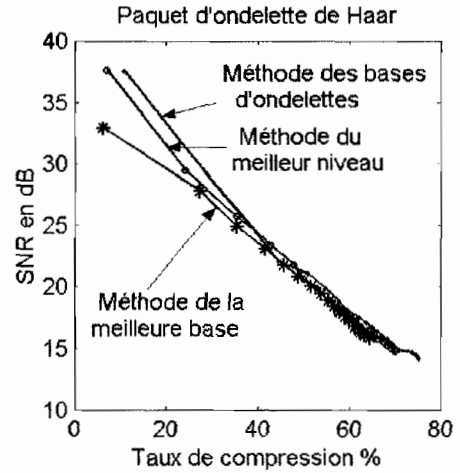


Fig. 4.4: Variation de SNR en fonction de taux de compression pour le signal EMG baptisé Kheir 1 par les paquets d'ondelettes de Haar.

4. 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 baptisé Jouve, Kheir1 et Kheir2 des initiales des noms des personnes sur lesquelles ces enregistrements ont été effectués. Pour éviter les erreurs de calcul, nous avons considéré toute la tranche de nos différents signaux EMG, au lieu de 2048 échantillons. Nous montrons une sélection des résultats obtenus avec les différentes méthodes considérées. Les figures 4.1 à 4.4 ci-dessous donnent le rapport signal sur bruit obtenu en fonction du taux de compression.

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 ses premiers résultats, si le SNR peut être retenu comme un critère de qualité des méthodes, il faut l'utiliser en s'imposant un seuil minimal autour de 14.50 à 14.75 dB. En effet, pour un œil non expert, un niveau de reconstruction minimale de 14.5 dB correspond à un niveau d'erreur entre le signal original et le signal reconstruit très acceptable.

Les figures 4.5 à 4.8 représentent une sélection de résultats des différentes méthodes de compression implantées en fonction du critère objectif établi spécifiquement pour le signal EMG : la MFD en fonction du taux de compression.

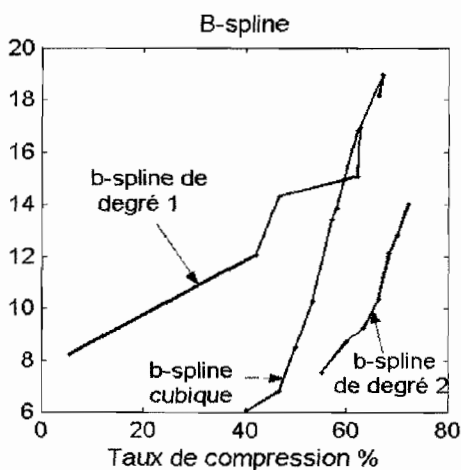


Fig. 4.5: Variation de MFD en fonction de taux de compression pour le signal EMG baptisé Jouve par les techniques b-splines

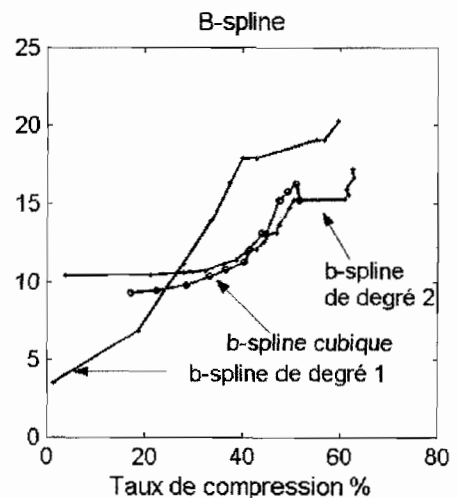


Fig. 4.6: Variation de MFD en fonction de taux de compression pour le signal EMG baptisé Hkeir par les techniques b-splines

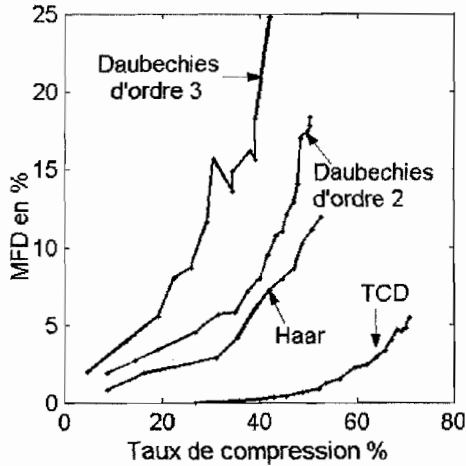


Fig. 4.7: Variation de MFD en fonction de taux de compression pour le signal EMG baptisé Hkeir 1 par les méthodes de transformées.

La MFD augmente lorsque le taux de compression augmente. Cette augmentation provoque une dégradation du signal reconstruit. La MFD semble minime pour la TCD. En comparant les figures 4.5 à 4.8 aux résultats précédemment présentés en termes de taux de compression et de SNR, on s'aperçoit que le comportement des méthodes de compression reste inchangé. Ce qui confirme

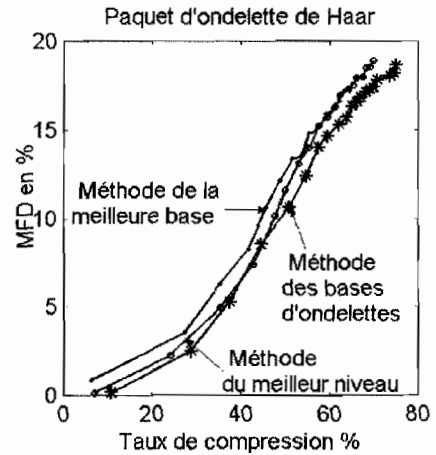
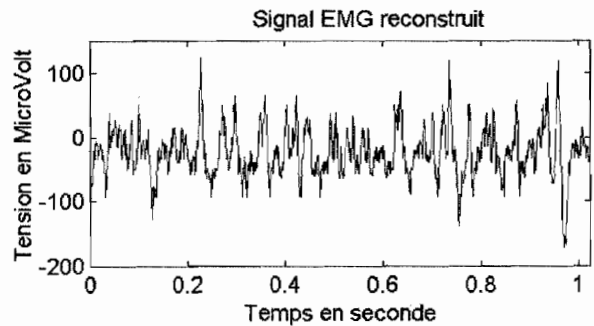
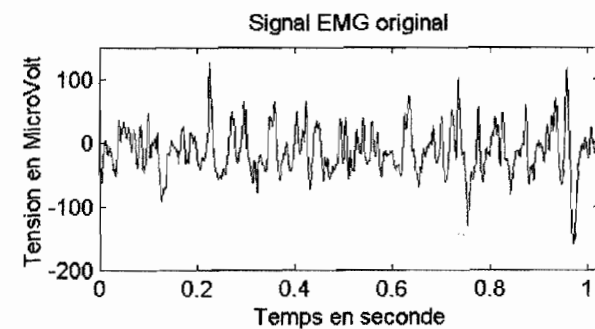


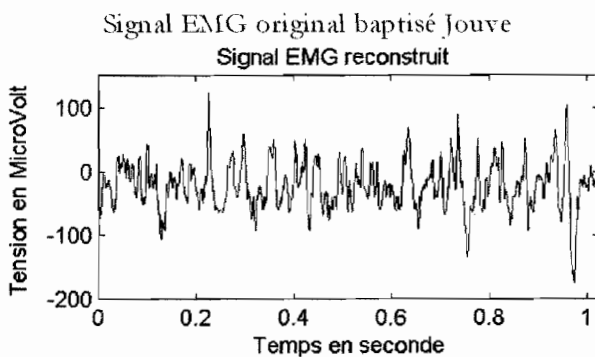
Fig. 4.7: Variation de MFD en fonction de taux de compression pour le signal EMG baptisé Hkeir 1 par les paquets d'ondelettes de Haar.

l'utilisation du SNR comme étant un bon moyen pour juger la qualité des méthodes. Mais il faudrait imposer un seuil minimal pour garantir une bonne reconstruction. Il en est de même pour les b-splines.

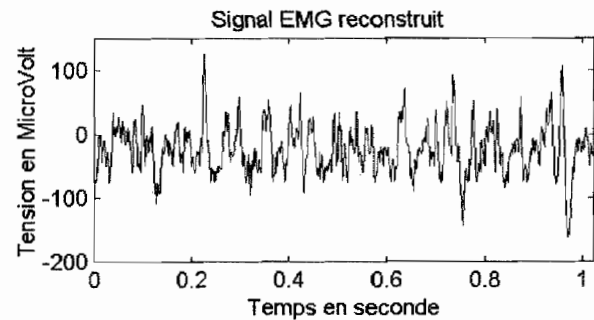
Les figures 4.9 à 4.10 montrent quelques exemples des signaux EMG étudiés. Ces résultats ont été obtenus avec un même facteur de qualité $Fq = 4$



B-spline de degré 1 : SNR = 14.05 dB ; TC = 62.08%



B-spline de degré 2 : SNR = 15.27 dB ; TC = 63.33%



B-spline cubique : SNR = 12.29 dB ; TC = 50%

Fig. 4.9 : Reconstruction du signal EMG baptisé Jouve par les techniques de compression des b-splines

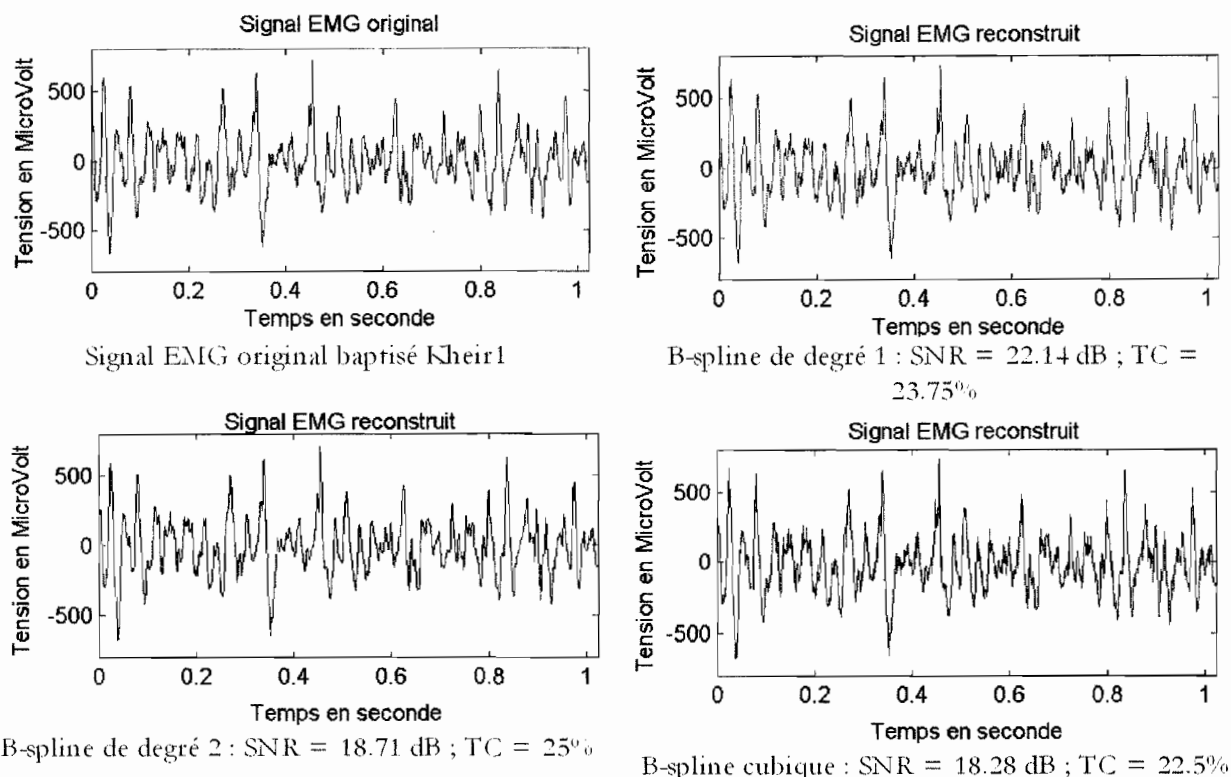


Fig. 4.10 : Reconstruction du signal EMG baptisé Kheir1 par les techniques de compression des b-splines

En observant ces résultats, il semble exigerant d'imposer un seuil minimal de SNR de 14.50 dB correspondant à un niveau d'erreur entre le signal original et le signal reconstruit acceptable pour s'affranchir du jugement des spécialistes. La dégradation des signaux EMG reconstruits lors des techniques de compression par les b-splines est

négligeable, notamment pour les b-splines quadratiques. Cette dégradation est importante lorsque le SNR est inférieur à 14.50 dB.

Les figures 4.11 à 4.14 montrent l'évolution de l'entropie en fonction du taux de compression.

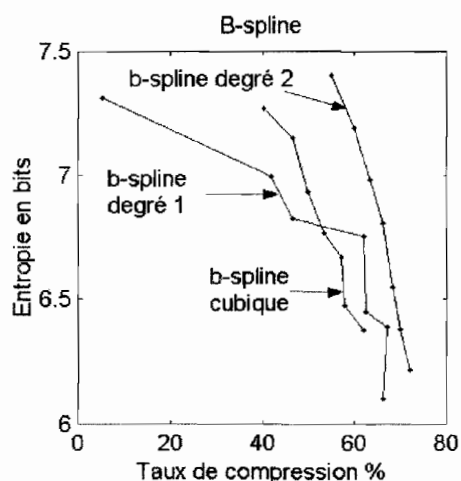


Figure 4.11: Evolution de l'entropie en fonction du taux de compression du signal EMG baptisé Kheir1 par les techniques b-splines

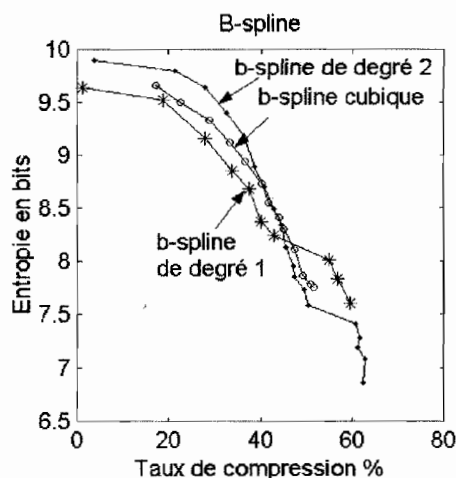


Figure 4.12 : Evolution de l'entropie en fonction du taux de compression du signal EMG baptisé Kheir1 par les techniques b-splines

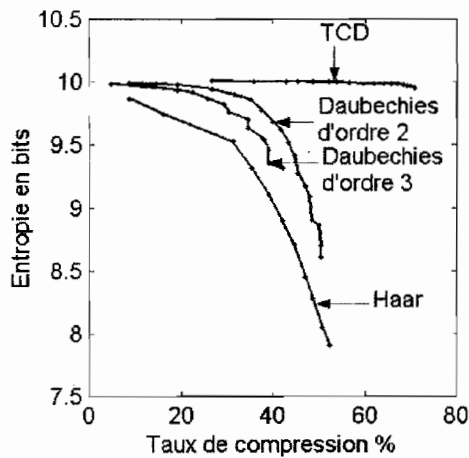


Fig. 4.13: Evolution de l'entropie en fonction du taux de compression du signal EMG baptisé Kheir1 par les méthodes de transformées

D'après ces figures, l'entropie du signal reconstruit diminue lorsque le taux de compression augmente. Elle semble constante pour la TCD malgré la variation du facteur de qualité. Par contre, elle diminue de façon considérable 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.

Nous donnons ci-dessous un tableau récapitulatif des résultats de quelques méthodes utilisées pour deux signaux EMG. Le facteur de qualité F_q étant égal à 4.

Signal EMG Jouve3

	Fx (Hz)	f _{mc} (Hz)	H (bits)	B (Hz)	V _{max} (μv)	V _{min} (μv)	Var (pv)	E _{car} (μv)	Moy (μv)	T (S)	SNR (dB)	EQM	MF D %	TC %	F _{moy} (Hz)
EMG original	48	100.80	7.60	168.21	341.80	-340.58	3463.40	58.85	-12.14						155.80
TCD :EMG compressé	48	101.79	7.58	217.39	335.69	-324.71	3333.7	57.74	-13.83	107.5	20.05	0.017	2.19	63.33	182.87
Haar :EMG compressé	48	120.57	6.20	266.87	333.25	-334.47	3458.9	58.81	-20.08	117.4	16.40	0.034	11.82	62.50	237.44
Db3 :EMG compressé	48	123.54	7.51	249.66	324.71	-345.46	3610.7	60.09	-24.06	208	13.72	0.049	9.72	39.17	226.40
PO :EMG Comp. MB	48	115.63	6.63	270.38	335.69	-333.25	3418.8	58.47	-17.49	121.1	17.67	0.027	10.96	60.42	232.89
b-spline linéaire	48	133.42	6.75	272.17	367.43	-346.68	3589.9	59.92	-22.73	136.3	14.05	0.045	15.01	62.08	254.36
b-spline quadratique	48	120.57	6.98	250.38	338.13	-347.90	3523.2	59.36	-22.25	117	15.27	0.041	9.26	63.33	223.96
b-spline cubique	48	120.57	6.93	242.55	338.13	-350.34	3459	58.81	-22.61	155	16.29	0.039	8.53	50	220.06

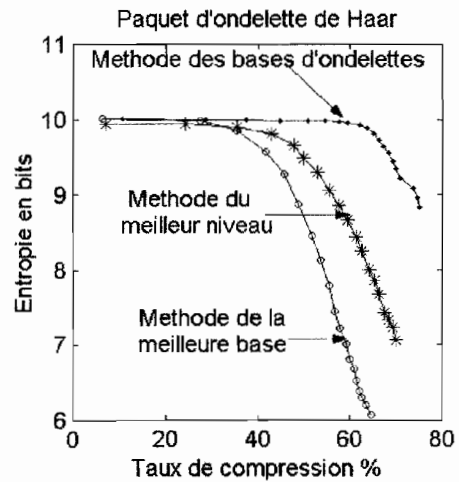


Fig. 4.14 : Evolution de l'entropie en fonction du taux de compression du signal EMG baptisé Kheir1 par les paquets d'ondelettes de Haar

En observant tous ces résultats, une première remarque peut être faite. Si le SNR peut être retenu comme un critère de qualité des différentes méthodes, il faut l'utiliser en s'imposant un seuil minimal de 14.50 à 15 dB. En effet, pour un œil non expert, un niveau de reconstruction minimale de 14.50 dB correspond à un niveau d'erreur entre le signal original et le signal reconstruit très acceptable. Le comportement des méthodes de compression en termes de SNR et du taux de compression semble identique, quelque soit le signal EMG.

Le taux de compression augmente de façon logarithmique (figure 4.15) pour les paquets

Signal EMG Kheir1

	F _x (Hz)	F _{me} (Hz)	H (bits)	B (Hz)	V _{ma} x (μv)	V _{min} (μv)	Var (pv)	E _{car} (μv)	Moy (μv)	T (S)	SNR (dB)	EQM	MF D %	TC %	F _{moy} (Hz)
EMG original	76	91.91	10.00	138.87	1853	-1484.4	95632	309.24	-3.028						140.93
TCD :EMG compressé	76	91.91	10.00	198.60	1855.5	-1453.9	94842	307.96	-4.715	121	30.58	0.027	0.44	45.42	150.91
Haar :EMG compressé	76	97.84	9.53	196.58	1838.4	-1485.6	95238	308.61	-11.01	160	28.03	0.042	2.90	31.25	169.84
Db3 :EMG compressé	76	96.86	9.99	185.64	1838.4	-1511.2	95718	309.38	-15.02	106	26.42	0.054	1.96	4.58	163.85
PO :EMG Comp. MB	76	97.84	9.97	202.87	1823.7	-1463.6	95162	308.48	-8.38	174	27.73	0.039	3.57	27.50	173.76
b-spline linéaire	76	102.79	9.32	230.06	1875	-1523.4	96315	310.35	-13.11	170	22.14	0.069	8.86	23.75	200.94
b-spline quadratique	76	104.76	9.64	243.68	1843.3	-1286.6	95891	309.66	-12.77	160	18.71	0.106	10.56	25.00	208.78
b-spline cubique	76	104.76	9.50	239.05	2030	-1449	94386	307.22	-18.58	188	18.28	0.200	9.43	22.50	203.37

MB : meilleure base
 Comp : compressé
 F_{me} : Fréquence médiane du signal EMG
 H : Entropie du signal EMG
 E_{car} : Ecart type du signal EMG
 Moy : Moyenne du signal du signal EMG

PO : paquet d'ondelette
 F_x : fréquence maximale du signal EMG
 F_{moy} : Fréquence moyenne du signal EMG
 Var : Variance du signal EMG
 B : Largeur du spectre du signal EMG

d'ondelette de Haar par exemple, lorsque le facteur de qualité croît. Pour la méthode du meilleur

niveau par exemple, cette fonction est définie par : $14,5[\log(0,1199(F_q - 0,5)^2 + 6,3040(F_q - 0,5) + 0,8959) - 1]$ (4.1)

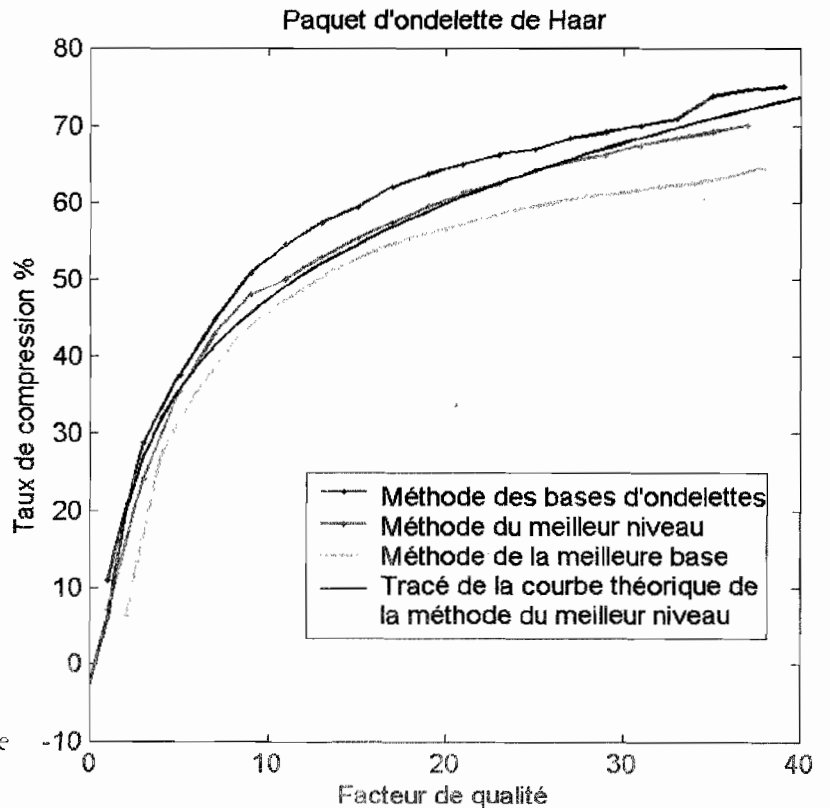


Fig. 4.15 : Variation du taux de compression en fonction du Facteur de qualité

Au vu de tous ces résultats, nous pouvons remarquer que le facteur de qualité utilisé dans la chaîne de compression varie d'un signal à un autre. Ceci est dû au fait qu'un signal EMG dont l'amplitude est comprise entre $-800\mu\text{V}$ et $+800\mu\text{V}$, aura un facteur de qualité allant de 1 à 6 selon les différentes transformations utilisées, et de 1 à 4 pour les b-splines. Pour un signal EMG dont l'amplitude maximale est supérieur à $\pm 1000\mu\text{V}$, le facteur de qualité peut varier de 2 à 30. Au vu du critère objectif, les paquets d'ondelette de Haar et les b-splines nous procurent des faibles distorsions de la fréquence moyenne. La Transformée en Cosinus Discrète (TCD) semble ne pas être appropriée pour la compression du signal EMG, d'autant plus qu'elle nous procure des entropies des signaux EMG reconstruits proches de l'entropie du signal original (figure 4.13). Le comportement des paquets d'ondelettes de Haar semble identique quelque soit le type de signaux EMG utilisés. Nous remarquons que la méthode de la meilleure base procure l'entropie la plus faible par rapport aux méthodes du meilleur niveau et des bases d'ondelettes.

5. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Par nos travaux, nous constatons que les b-splines peuvent être utilisées pour une compression robuste du signal EMG (voir figures 4.9, 4.10). Leur choix est à encourager à condition de fixer un seuil minimal pour le SNR à 14.50 dB. Elles nous donnent des taux de compression encourageant et nous procurent de faible entropie. Les b-splines quadratiques peuvent être meilleures par rapport aux autres. L'introduction des b-splines dans la chaîne de compression nous donne des résultats optimaux. A savoir, codage avec moins de bits et taux de compression important. Preuve que les b-splines ne peuvent plus être utilisées que pour le lissage des signaux. Les techniques de compression par les b-splines uniformes et non périodiques apparaissent plus performante que certaines ondelettes classiques. Le temps de calcul des différentes méthodes de transformations est presque le même que pour les b-splines.

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.

RÉFÉRENCES

- Coifmann R.R.** Wavelet Analysis and Signal Processing. In Signal Processing Part 1 : *Signal Processing Theory*. L. Auslander et al.eds., IMA. Vol.22, Springer, New York. 1990.
- Daubechies I.** Orthonormal Bases of Compactly Supported Wavelets. *Comm. In Pure and Applied Math.*, Vol. 41, N° 7 pp909-996, 1988.
- Daubechies I.**, "Ten lectures on wavelets", *SIAM*, 1992.
- Gourret J.P.** Maillage multirésolution de surfaces pour la modélisation d'image. *Copyright*, 2000.
- Hilton M.L.** Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol.44, N° 5, 1997
- Kay M.** Wavelets in biomedical engineering, *Annals of Biomed. Engg*, vol.23, pp.531-542, 1995.
- Khiredine Deghdegh.** Etude des paramètres du signal EMG associé à des exercices dynamiques : Caractérisation de la fatigue lors de tests sur la cycloergomètre, thèse de doctorat : *Université Claude Bernard-Lyon I*, 1998. 136 pages
- Mallat S.** A theory for multiresolution signal decomposition : the wavelet representation. *IEEE Trans. On PAMI*, 1989, 11(7): 674~693
- Mallat S.** A wavelet Tour of signal processing. *Academic Press*, 1998.
- Mark Nelson.** Compression des données. *Edition : Peter Burch, DUNOD, Paris*, 1993.
- Martin V.** Wavelets approximation and compression. *IEEE signal processing magazine*, september 2001.
- Meyer Y.** Les ondelettes : Algorithmes et Applications. *Armand Colin éditeur*, Paris 1993.
- Plonka G.** Generalized Spline Wavelets. *Constructive approximation*. 1996 Springer-verlag New York Inc.
- Philippe R.** Détection de transitoires par ondelettes adaptées - Critères d'adaptation fondés sur les statistiques d'ordre supérieur. *Thèse de doctorat. Institut National Polytechnique de Grenoble. Juillet 1998.*
- 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.

Received: 09/04/2006

Accepted: 18/01/2007