

Compression conjointe image échographique-signaux ECG multivoies par JPEG2000

Emre H. Zeybek¹ Amine Naït-Ali¹ Christian Olivier² Azza Ouled Zaïd⁴

¹ Université Paris 12, LiSSi, ² Université de Poitiers, SIC, ³ ISI, Syscom, ENIT, (Tunisie)

{Emre.zeybek, naitali}@univ-paris12.fr, olivier@sic.sp2mi.univ-poitiers.fr, azza.ouledzaid@isi.rnu.tn

Résumé

Nous introduisons dans cet article, un nouveau schéma de compression hybride d'images échographiques et de signaux électrocardiographiques (ECG). L'approche en question consiste à entrelacer dans les hautes fréquences de la décomposition en ondelette de l'image médicale, les signaux ECG, enregistrés sur plusieurs dérivations. Le mélange de données est ainsi compressé par un seul codeur (dans notre cas, par JPEG2000), sans avoir à utiliser deux codeurs distincts, habituellement employés dans ce type d'applications.

En utilisant des critères objectifs d'évaluation de performances, nous mettons en évidence, dans cette étude, des résultats préliminaires qui intéressent particulièrement le domaine biomédical, notamment sur l'aspect acquisition, stockage et transmission de l'information..

Mots clefs

Compression des images médicales, compression d'ECG, compression conjointe.

1 Introduction

Le stockage et la transmission de l'information médicale sont devenus actuellement un sujet d'une grande importance, notamment en raison du développement fulgurant qu'a connu la télémédecine, ces dix dernières années. Le monitoring par les signaux physiologiques, notamment par l'électrocardiogramme (ECG) requiert souvent une phase de compression. Les techniques de compression d'ECG, sont habituellement classées en trois grandes catégories à savoir, les méthodes directes, les méthodes utilisant des transformées, et enfin les méthodes fondées sur le principe d'extraction de paramètres caractéristiques.

Dans les méthodes directes, comme leur nom l'indique, les échantillons du signal sont directement codés sans aucune transformation particulière [1]-[2]. La deuxième catégorie exige une transformation de l'ECG dans un domaine autre que temporel. Cela peut être, une transformation du type DCT (Discrete Cosine Transform) ou du type DWT (Discrete Wavelet Transform) [4]-[7]. Enfin, la troisième catégorie utilise le principe de la

modélisation paramétrique de l'ECG. Ces paramètres sont évidemment réutilisés dans la phase de reconstruction [8]-[10].

Hormis, les techniques de compression d'ECG, la compression de l'image médicale, notamment l'image échographique (caractérisée par le speckle) a fait l'objet de plusieurs publications intéressantes. Nous pouvons en référencer quelques unes telles que [11]-[13].

En effet, si nous nous intéressons maintenant à une image particulière qui est l'image échographique cardiaque. La question que l'on peut se poser est la suivante : Serait-il plus intéressant de compresser par le même codeur et de manière conjointe l'image associée aux signaux cardiaques ?

L'image et le signal cardiaque constituent en effet une information à part entière. Ceci nous a motivé à orienter notre recherche vers le traitement conjoint. Dans cet étude nous analyserons la compression de plusieurs voies (aussi appelées dérivations ou canaux) d'ECG dans une image échographique cardiaque.

Cet article est organisé comme suit : dans la section II et III, nous décrivons, respectivement la procédure de codage et de décodage. Les résultats obtenus seront présentés dans la section IV. Enfin, une conclusion ainsi que des perspectives seront établies dans la dernière section V.

2 Procédure de codage

Les étapes d'insertion d'un signal ECG dans une image échographique sont indiquées dans la figure 1. En effet, l'image en question est décomposée sur une base d'ondelette. Comme il est bien connu, le premier niveau de décomposition met en évidence quatre bandes fréquentielles, à savoir l'approximation LL (Low-Low), les détails, HL (High-Low), LH (Low-High) y compris les hautes fréquences HH (High-High). Cette bande de fréquences (HH), contenant les détails du Speckle se caractérise par des amplitudes très faibles pouvant être supprimées sans pour autant dégrader sensiblement la qualité de l'image en terme de diagnostic clinique. Par conséquent, elle sera utilisée pour y insérer les échantillons des signaux ECG. Pour une région d'insertion rectangulaire (x_0, y_0, w, h) sélectionnée, par l'utilisateur (clinicien), dans le domaine spatial, des détails

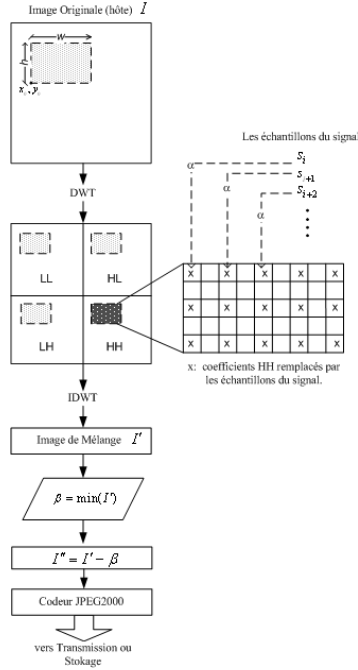


Figure 1 - Schéma d'insertion des échantillons de l'ECG dans l'image échographique

appartenant initialement à la zone HH seront remplacés par les échantillons ECG comme suit :

$$C_i = HH(x' + 2k, y' + 2l) \quad (1)$$

$$\text{où : } x' = x_0 / 2, \quad y' = y_0 / 2 \text{ and } K = \frac{w}{4}, \quad L = \frac{h}{4} .$$

et $i = 0, \dots, M$ $k = 0, \dots, K$ and $l = 0, \dots, L$.

Les valeurs de x_0, y_0, w et h doivent être paires. Si ceci n'est pas le cas, elles doivent évidemment être arrondies à la plus proche valeur entière paire.

Avant d'insérer les échantillons de l'ECG dans la zone HH, une mise à l'échelle du signal en question doit être effectuée en le pondérant par un paramètre α choisi de façon à ce qu'il ne soit pas dégradé par la quantification du JPEG2000. L'insertion s'effectue donc de la manière suivante :

$$HH(x' + 2k, y' + 2l) = \alpha \cdot s_i \quad (2)$$

où s_i est le $i^{\text{ème}}$ échantillon du signal.

Une fois le signal inséré dans la zone HH, une transformée en ondelette discrète inverse est calculée. Elle est notée par IDWT (Inverse Discrete Wavelet Transform). Ceci créera ce que nous appellerons une image de mélange I' . Il est à noter également que du fait d'introduire de nouvelles valeurs dans la zone HH, les valeurs obtenues (après inversion) ne sont pas garanties

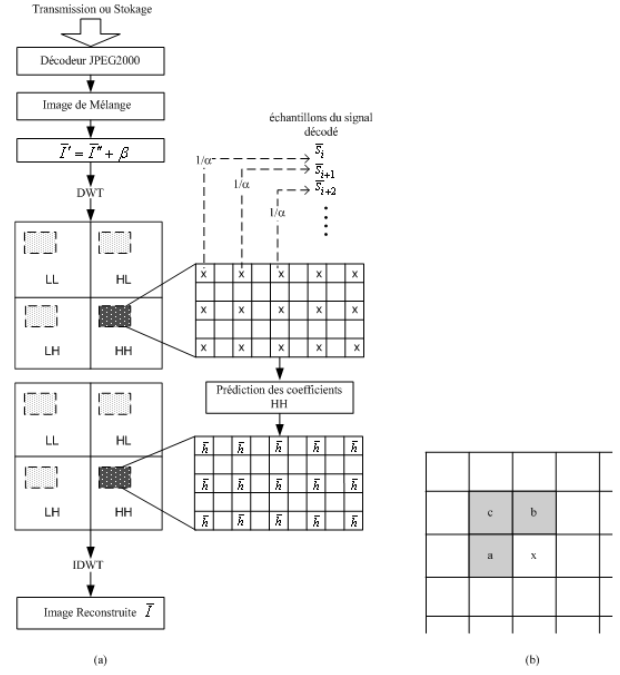


Figure 2 - (a) Schéma de séparation (image-signal), (b) prédiction des coefficients de l'image échographique

qu'elles restent comprises dans l'espace $[0, 255]$, s'il s'agit évidemment de compresser une image sur 8 bits. Pour cette raison et afin de conditionner l'image résultante à l'entrée de codeur JPEG2000, une composante continue β / $\beta = \min(I')$ doit être supprimée puis évidemment rajoutée dans la phase de décodage (voir section suivante). De plus, les valeurs de l'image inversée doivent être arrondies. L'image obtenue que l'on compressera par JPEG2000 sera notée, I'' tel que :

$$I'' = \text{round}(I' - \beta) \quad (3)$$

3 Procédure de décodage

L'étape de décodage est effectuée selon le schéma de la figure 2(a). Dans un premier temps, JPEG 2000 décode le mélange, puis la composante continue β est rajoutée comme suit :

$$\bar{I} = \bar{I}' + \beta \quad (4)$$

où, \bar{I} est l'image de mélange (corrigée par la composante continue) obtenue après décodage JPEG2000. Afin de récupérer les échantillons du signal ECG, une décomposition sur une base d'ondelette de l'image mélange est nécessaire. L'extraction des échantillons s'effectuera ensuite à partir des colonnes de la zone HH, selon l'équation suivante :

$$\bar{s}_i = \frac{HH(x'+2k, y'+2l)}{\alpha} \quad (5)$$

Il est évident que lorsque les échantillons de l'ECG sont extraits de la zone HH, l'emplacement de chaque échantillon sera remplacé par une valeur nulle. Cet emplacement est initialement occupé par une valeur correspondant à un détail de l'image échographique. Dans ce cas, une phase de prédiction est utilisée afin de déterminer (de manière approximative) les valeurs manquantes de la zone HH.

Dans cet article nous avons utilisé le prédicteur (MED) « Median Edge Detector » habituellement utilisé dans le standard LOCO-I/JPEG-LS. Ce prédicteur a la particularité d'utiliser trois coefficients voisins à celui que l'on souhaite prédire. Si l'on note par \bar{h} , la valeur prédite, la règle de prédiction sera donnée comme suit (voir figure 2.b) :

$$\bar{h} = \begin{cases} \min(a, b) & \text{if } c > \max(a, b), \\ \max(a, b) & \text{if } c \leq \min(a, b), \\ a + b - c & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (6)$$

Où, a , b et c représentent respectivement, le coefficient gauche, gauche supérieur et haut tel que :

$$\begin{aligned} a &= HH(x' + 2k - 1, y' + 2l), \\ b &= HH(x' + 2k, y' + 2l - 1), \\ \text{et } c &= HH(x' + 2k - 1, y' + 2l - 1) \end{aligned}$$

L'image échographique est reconstruite en utilisant la transformée en ondelette inverse dont un ensemble de détails a été estimé.

4 Résultats

La qualité de reconstruction est mesurée, d'une part, en utilisant le PSNR (Peak Signal Noise Ratio) pour l'image échographique et d'autre part en utilisant le PRD (Percent Root Mean Square Difference) en % pour le signal ECG.

Ces deux critères sont définis comme suit :

a) PSNR :

$$PSNR_{dB} = 20 \cdot \log \left(\frac{2^8 - 1}{\sqrt{MSE}} \right) \quad (7)$$

Où :

$$MSE = \frac{1}{X \cdot Y} \sum_{i=0}^{X-1} \sum_{j=0}^{Y-1} \|I(i, j) - \bar{T}(i, j)\|^2$$

I et \bar{T} représentent respectivement l'image originale et l'image reconstruite (codage sur B bits).

b) PRD :

$$PRD_{\%} = \sqrt{\frac{\sum_{k=0}^{N-1} (s_k - \bar{s}_k)^2}{\sum_{k=0}^{N-1} s_k^2}} \times 100 \quad (8)$$

Où s_k et \bar{s}_k représentent respectivement le signal ECG original et le signal ECG reconstruit.

L'approche proposée a été évaluée sur des données réelles. D'une part, nous avons utilisé la base de données de MIT-BIH arrhythmia database [14] pour les signaux électrocardiographiques et d'autre part, la base de données MeDEISA (Medical Database for the Evaluation of Image and Signal Processing Algorithms) contenant des images médicales non compressées y compris les images échographiques.

Dans cette application, nous avons inséré l'enregistrement d'ECG numéro 111 ayant deux dérivations. Nous supposons que l'utilisateur sélectionne toute l'image échographique comme zone d'insertion. Ceci correspond, en effet à : $x_0 = 0, y_0 = 0, w = 512$ et $h = 512$. Les 1600 premiers échantillons de chaque dérivation d'ECG sont insérés après une mise à l'échelle ($\alpha = 30$). Dans cette étude, la valeur de α est choisie de manière empirique. Des orientations quant au choix de cette valeur seront données dans la conclusion.

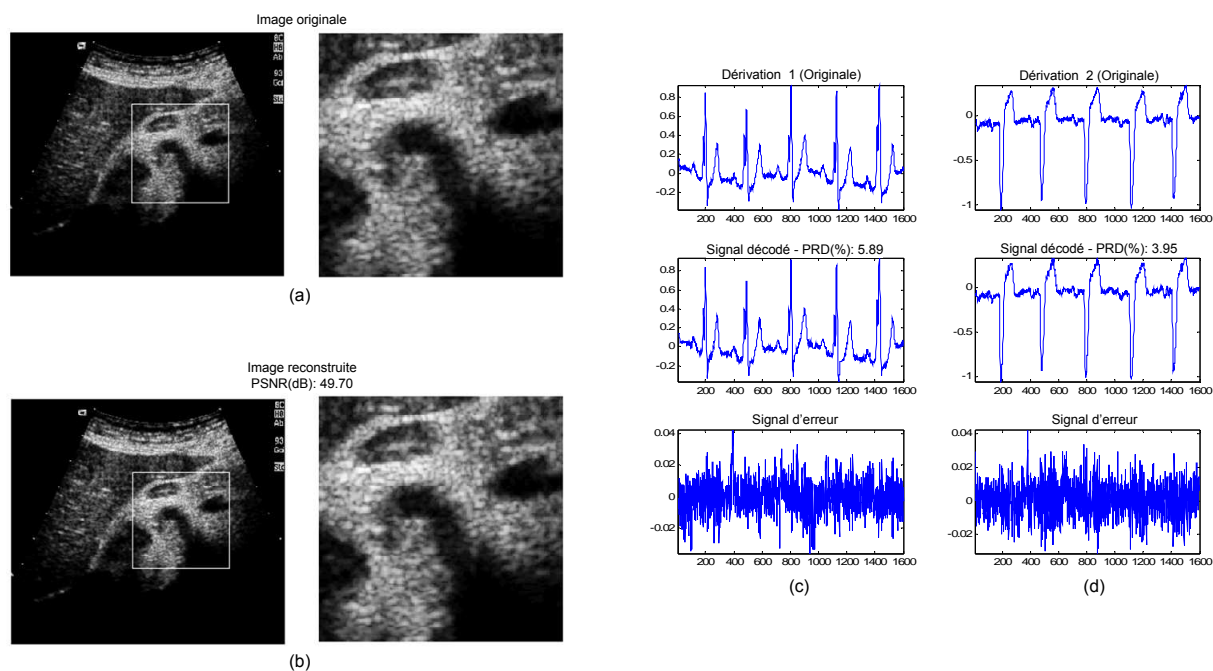


Figure 3 - Résultats d'encodage de deux dérivations d'ECG dans une image échographique (a) Image originale (512x512), (b) Image reconstruite, (c) première dérivation d'ECG, de haut en bas, signal original, signal reconstruit et erreur de reconstruction, (d) deuxième dérivation d'ECG, de haut en bas, signal original, signal reconstruit et erreur de reconstruction

Après la procédure d'insertion, le mélange obtenu est compressé par JPEG2000 en utilisant un débit binaire de 0.30 bpp (Bit Par Pixel). Ce débit binaire est choisi pour une question d'illustration. Nous pouvons cependant, comparer d'une part, l'image originale à l'image reconstruite (Fig. 3(a), et 3(b)) et d'autre part, les deux dérivations d'ECG (Fig. 3(c), et 3(d)), avant et après codage. Cette illustration permet de mettre en évidence la qualité visuelle obtenue suite à la compression du mélange. Evidemment, une évaluation objective exige une analyse des performances du système de compression en fonction du débit binaire. Cet aspect est en effet mis en évidence sur la figure 4 où nous représentons d'une part, l'évolution du PSNR lorsque l'image échographique est compressée avec et sans insertion des deux dérivations d'ECG et d'autre part l'évolution du PRD de l'ECG en question. En se basant sur ces courbes, nous pourrions remarquer que pour les bas débits, la différence de performances en terme de PSNR du codeur JPEG2000, avec et sans insertion d'ECG est visiblement minimale. Ce résultat est particulièrement intéressant du fait que dans ces conditions, nous pouvons garantir que cette approche d'insertion de l'ECG possède un double avantage. D'une part, elle ne dégrade pas la qualité visuelle de l'image échographique reconstruite et d'autre part, elle ne nécessite pas l'utilisation d'un deuxième codeur pour compresser l'ECG. Tout se passe, comme si nous avions

compressé l'ECG « gratuitement ».

5 Conclusion

Nous avons présenté dans cet article une nouvelle technique de compression conjointe Image-Signal en utilisant le codeur JPEG 2000. L'approche développée consiste en effet à insérer un signal ECG multivoies dans les hautes fréquences d'une image échographique et compresser ensuite, conjointement le paquet de données. Le décodage fait appel à un modèle prédictif. Les résultats obtenus sur des signaux réels ont montré que (pour un bas débit, fixé *a priori*) ; compresser un mélange par un codeur unique est plus intéressant en terme de performances (débit binaire-distorsion) que de compresser séparément l'image par JPEG2000 et le signal par un autre codeur spécifique. Ces résultats sont évidemment préliminaires, mais très encourageants pour une utilisation dans les systèmes d'imagerie produisant à la fois du signal et de l'image. Comme perspectives, nous avons dû remarquer que le paramètre α a été choisi de manière empirique. Il est cependant nécessaire de l'estimer de façon optimale en minimisant par exemple un critère d'information que l'on doit déterminer.

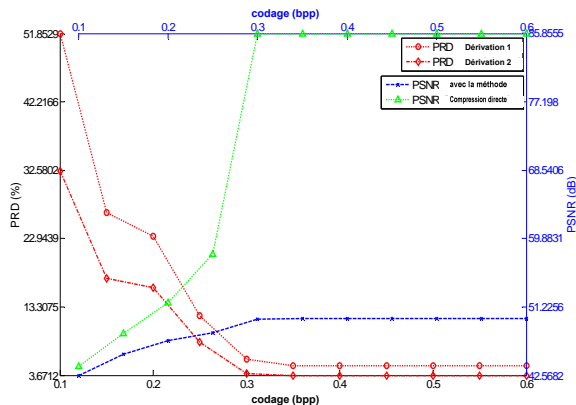


Figure 4 - Evaluation objective de la méthode proposée pour différents débits binaires

Références

- [1] S. M. Jalaeddine, C. G. Hutchens, R. D. Strattan, and W. A. Coberly, "ECG data compression techniques—A unified approach," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, pp. 329–343, April 1990.
- [2] J. Cox, F. Noelle, H. Fozzard, and G. Oliver, "AZTEC: A preprocessing program for real-time ECG rhythm analysis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-15, pp. 128–129, Apr. 1968.
- [3] Batista L, Melcher EUK, and Carvalho LC, "Compression of ECG signals by optimized quantization of discrete cosine transform coefficients," *Med. Eng. and Phys.*, vol. 23, pp. 127–134, 2001.
- [4] S.-G. Miaou, H.-L. Yen, and C.-L. Lin, "Wavelet-based ECG compression using dynamic vector quantization with tree codevectors in single codebook," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, pp. 671–680, July 2002.
- [5] B. A. Rajoub, "An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, pp. 355–362, April 2002.
- [6] M. L. Hilton, "Wavelet and wavelet packet compression of electrocardiograms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp. 394–402, May 1997.
- [7] Z. Lu, D. Y. Kim, and W. A. Pearlman, "Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, pp. 849-856, July 2000.
- [8] G. Nave and A. Cohen, "ECG compression using long-term prediction," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, pp. 877–885, Sept. 1993.
- [9] A. Chatterjee, A. Naït-Ali, and P. Siarry, "An Input-Delay Neural Network Based Approach For Piecewise ECG signal compression," *IEEE Transactions Biomedical engineering*, 2005 May;52(5):945-7
- [10] A. Ouamri and A. Naït-Ali, "ECG compression method using Lorentzian functions Model," *Digital Signal Processing*, n. 1, vol. 17, pp. 319-326, 2007
- [11] L. Kaur, R. Chauhan, and S. Saxena, "Space-frequency quantiser design for ultrasound image compression based on minimum description length criterion," *Med Biol Eng Comput.*, vol. 43, pp. 33-9, 2005.
- [12] A. Al-Fahoum and A. Reza, "Perceptually tuned JPEG coder for echocardiatic image compression," *IEEE Trans Inf Technol Biomed.*, vol. 8, pp. 313-20, 2004.
- [13] V. J. Chiu E, Atkins MS., "Wavelet-based space-frequency compression of ultrasound images," *IEEE Trans Inf Technol Biomed.*, vol. 5, pp. 300-10, 2001.
- [14] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220, 2000
- [15] MeDEISA, Medical Database for the Evaluation of Image and Signal Processing Algorithms, <http://chapitres.ieee-france.org/embs/>