

CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL DEL ECG MEDIANTE FILTROS DE COIFLET APLICADO A CODIFICACIÓN BASADA EN PAQUETES WAVELET

Manuel Blanco-Velasco, Luis Arriero-Encinas
 Departamento de Ingeniería de Circuitos y Sistemas
 Universidad Politécnica de Madrid
 mblanco@ics.upm.es

Fernando Cruz-Roldán, Francisco López-Ferreras
 Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones
 Universidad de Alcalá
 fernando.cruz@uah.es

ABSTRACT

The aim of this work is the characterization of the electrocardiogram (ECG) signal by means of wavelet packets using Coiflet filters. We look for the best-adapted decomposition of the input signal in order to develop a transform encoder, which is designed using a thresholding technique. This scheme is applied in ECG compression to reduce long-term bit rate to solve storage and transmission needs. In this way, a well characterization allows us to obtain good compression ratio. The signal is processed continuously without heartbeat segmentation. Therefore, a periodic wavelet packets version is used.

1. INTRODUCCIÓN

En este trabajo, se ha desarrollado un codificador por transformadas aplicado a la señal del electrocardiograma (ECG) con el objetivo de reducir el régimen binario de los registros de larga duración. El diagrama de bloque general es el que se muestra en la figura 1.

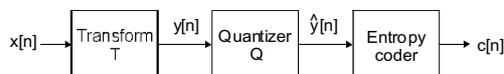


Figura 1. Diagrama de bloques general de un codificador por transformadas.

En la primera etapa se realiza una transformación de los datos de entrada para reducir la correlación entre los coeficientes $y[n]$ respecto a la existente originalmente entre las muestras de la señal $x[n]$ y poder cuantificar en la segunda etapa con diferente precisión cada coeficiente. Esto genera un código de longitud variable de ahí que sea preciso introducir como tercera etapa una cuantificación entrópica [1]. En este trabajo, el procesado se realiza por bloques, tomando segmentos de la señal de entrada sin solaparse entre si. La primera etapa de transformación se realiza mediante paquetes wavelet, de tal manera que para cada trama de entrada, se determinan las bases que mejor definen a cada bloque de señal. Se pretende así establecer una correcta caracterización de la señal de entrada para poder realizar la compresión mediante un algoritmo extremadamente sencillo que proporcione unos ratios de compresión razonables. Para ello, la segunda etapa se resuelve mediante un sencillo algoritmo de umbralización, y la tercera, mediante una codificación *run-length*. Puesto que en el proceso de cuantificación se produce una pérdida de información, en el receptor se reconstruye una aproximación de la señal $x[n]$. Como consecuencia, es preciso fijar una calidad a priori para la señal recuperada. Una medida de calidad objetiva y aceptada para aplicaciones biomédicas [2] es el PRD (*Percentage Root-mean-square Difference*):

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum (x[n] - \hat{x}[n])^2}{\sum (x[n])^2}} \cdot 100 \quad (1)$$

Las señales empleadas para realizar las pruebas son las doce derivaciones más comúnmente empleadas que han sido muestreadas a una frecuencia de 360 Hz y codificadas en PCM con una precisión de 16 bits.

2. PAQUETES WAVELET

Una perspectiva desde la cual se aborda el análisis wavelet es el análisis multiresolución ("Multiresolution Analyse", MRA) por medio del cual se trata de expresar una función $f(t) \in L^2(R)$ como una sucesión de aproximaciones a la misma. Esto se logra utilizando dos funciones básicas $\Psi(t)$ y $\varphi(t)$ a partir de las cuales, mediante traslaciones y compresiones, se construyen las bases del espacio vectorial que define la señal:

$$f(t) = \sum_k c_{j_0}(k) 2^{j_0/2} \varphi(2^{j_0}t - k) + \sum_{j=j_0+1}^{\infty} \sum_k d_j(k) 2^{j/2} \psi(2^j t - k) \quad (2)$$

Los coeficientes $c_{j_0}(k)$ (coeficientes de suavizado) definen una aproximación gruesa de la señal, mientras que los coeficientes $d_j(k)$ (coeficientes wavelet) aportan los detalles finos. Todos ellos reciben el nombre de transformada wavelet discreta (DWT). La ventaja del MRA es que la implementación resulta sencilla mediante un banco de filtros de orden dos aplicado reiteradamente a la salida paso bajo correspondiente a los coeficientes de suavizado [3]. Una generalización consiste en descomponer la salida del filtro paso alto, es decir, la descomposición también de los detalles (figura 2).

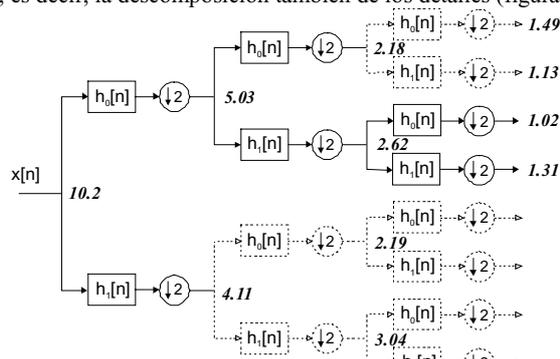


Figura 2. Paquetes wavelet de nivel 3. El número en cada nodo es la entropía de Shannon. Las líneas discontinuas representan las ramas eliminadas.

Se obtiene así un banco de filtros en forma de árbol binario que se puede considerar como una librería de bases. Es preciso seleccionar la base que mejor represente a la trama de señal de entrada. Para ello se procede a podar las ramas del árbol en función de un criterio que evalúe la información entre cada nodo. El criterio seleccionado

para este trabajo ha sido la entropía de Shannon.[4]. Por otro lado, para asegurar el procesado continuo de la señal, hay que analizar cada segmento de entrada independientemente. Puesto que cada uno se va a procesar con estructuras de bancos de filtros diferentes, la solución adoptada consiste en tomar la extensión periódica de cada segmento.

3. ÁRBOLES DE DESCOMPOSICIÓN Y RATIO DE COMPRESIÓN

Existen diversos parámetros a fijar en el sistema: el orden de los filtros, la longitud del segmento de señal de entrada (debe ser de longitud potencia de dos), el número de nivel de descomposición o número de capas para los paquetes wavelet, y el PRD a fijar para la compresión de la señal.

La energía de los ECG está principalmente concentrada en las bajas frecuencias y se ha comprobado que los paquetes wavelet descomponen la señal alrededor de esas frecuencias. En la figura 3, se muestra en la gráfica superior la frecuencia con que aparece el árbol de descomposición correspondiente a la DWT, mientras que en la inferior, la frecuencia con que aparece el árbol más frecuente. Se ha hecho para filtros de orden 6 y con la derivación V2. Para cada nivel de descomposición aparecen cinco barras correspondientes cada una a cinco longitudes de segmento: desde 128 hasta 2048 muestras de izquierda a derecha (hay que tener en cuenta que el nivel siete es el máximo para segmentos de 128 muestras, etc).

Cuando el nivel de descomposición es bajo, la DWT aparece mayoritariamente. Incrementando el nivel de descomposición, aparecen todo tipo de árboles pero con una frecuencia inferior al 50 %. Si se aumenta el orden de los filtros, la DWT aparece mayoritariamente sólo para un nivel de descomposición de tres capas. En general, todas las derivaciones manifiestan el mismo comportamiento.

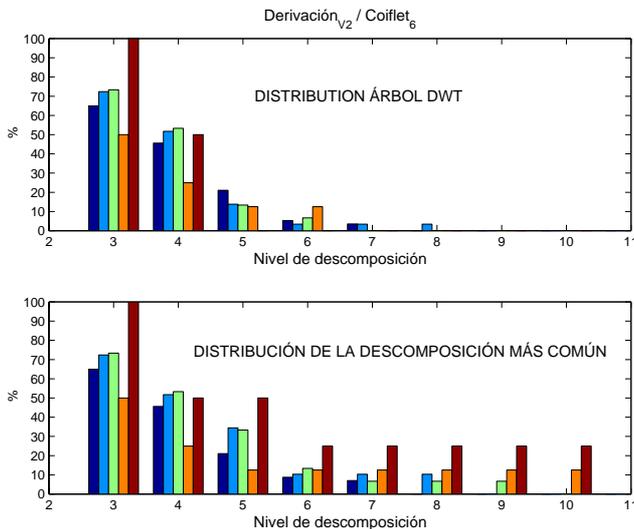


Figura 3. Frecuencia de aparición de la DWT (gráfica superior) y descomposición más frecuente (gráfica inferior) para filtros de orden 6.

Para validar la calidad de la señal reconstruida, no basta con la medida objetiva elegida, sino que se requiere la opinión de un experto clínico. Tras estudiar la bibliografía relativa a este asunto [2,5], se ha optado por trabajar con valores de PRD inferiores al

5%. Por otro lado, para el algoritmo de codificación diseñado, se ha comprobado que el grado de compresión mejora con el orden de los filtros [6] no siendo necesario tomar filtros de orden superior a 12. En la figura 4 se presentan los resultados de compresión para un nivel de descomposición hasta 4. Se observa que el grado de compresión mejora al aumentar la longitud del segmento.

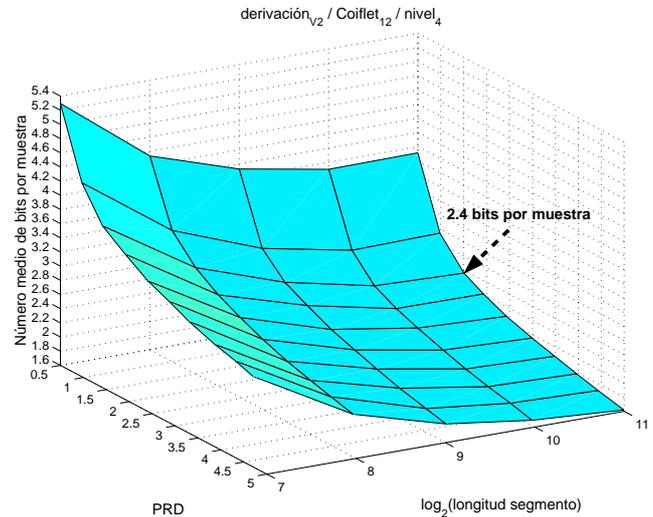


Figura 4. Número medio de bits por muestra en función del PRD y de la longitud del segmento de entrada.

4. CONCLUSIONES

El principal objetivo ha sido caracterizar eficientemente la señal del ECG mediante paquetes wavelet para su procesamiento de forma continuada sin segmentación del complejo PQRST. Se han obtenido todo tipo de árboles de descomposición, aunque para un nivel de descomposición 3, el árbol más frecuente es el correspondiente a la DWT.

El algoritmo de compresión es muy sencillo y proporciona buenos ratios de compresión sin necesidad de aumentar el número de capas del los paquetes wavelet (ej, figura 4 para un PRD del 1,5 %). Los mejores resultados se obtienen para segmentos de gran longitud.

5. REFERENCIAS

- [1] A.Gersho and R.M.Gray *Vector quantization and signal compression*. Kluwer Academic Publishers. 1992.
- [2] G.Strang and T.Nguyen *Wavelets and filter banks*. Wellesley-Cambridge PRESS. 1996.
- [3] C.S.Burrus and R.A.Gopinath, and H.Guo *Wavelets and Wavelet transform. A primer*. Prentice Hall. 1998.
- [4] R.R.Coifman and M.V.Winckerhauser "Entropy-Based algorithms for best basis selection," *IEEE Transactions on Information Theory*, Vol. 38, n°2, pp. 713-718, March 1992.
- [5] J.Hall and J.Crowe "Ambulatory electrocardiogram compression using Wavelet Packets to approximate the Karhunen-Loeve transform," *Applied Signal Processing* 1996 3:25-36.
- [6] M.Blanco, F.López, M.Rosa, and F.Cruz "Periodic Wavelet Packets Implementation Applied to ECG Signals Coding," *Proc. of 4th World Multi-conference on CSCC 2000*, CD-ROM ISBN: 960-8052-19-X, Vouliagmeni (Athens), July 2000.