

# COMPRESION DE SEÑALES ECG UTILIZANDO DWT Y CODIFICACION HUFFMAN.

## ECG wavelet compression using Huffman coding

### RESUMEN

Los algoritmos de compresión de señales se utilizan con frecuencia en sistemas de almacenamiento de la información y sistemas de comunicaciones, con el propósito de disminuir el espacio de almacenamiento en disco e incrementar el número de canales en un sistema.

Este artículo presenta un algoritmo para la descomposición wavelet y la codificación Huffman enfocados en la compresión de señales ECG, desarrollado en Matlab versión R2009a.

Se estima la relación de compresión a partir de la longitud de los datos de la señal ECG digitalizada y la longitud de la trama codificada y se calcula el porcentaje de distorsión de la señal comprimida.

**PALABRAS CLAVES:** codificación Huffman, transformada wavelet discreta, relación de compresión, porcentaje de distorsión.

### ABSTRACT

Data compress algorithms are frequently used by data communication systems and data storage systems, with the objective of reduce the information transmitted, increase the number of channels and reduce the requirements for storage. This paper presents software models for the wavelet decomposition and Huffman encoding that form the completely system of data compression. The designs have been implemented in Matlab, version R2009a. Performance metrics are obtained, by estimating PRD and CR and the results are compared with prior development.

**KEYWORDS:** *Huffman codification, Discrete Wavelet Transform, Compression Rate, Percentage Rate Distortion.*

## 1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años el desarrollo de los sistemas digitales ha creado una rápida expansión en la cantidad de información que se transmite y que se almacena. De tal forma que se ha hecho necesaria la reducción de la información a través de la aplicación de métodos de compresión de datos.

Cuando se comprimen señales biomédicas, como lo es la señal de electrocardiografía (ECG) se deben satisfacer simultáneamente dos criterios: disminución de la cantidad de bits a transmitir y conservación de las características clínicas de la señal.

Matemáticamente la medición de la disminución de los bits a transmitir se realiza utilizando el parámetro *relación de compresión* CR y la conservación de la señal a través del parámetro *porcentaje de relación de distorsión* PRD. En los trabajos presentes en la literatura, se encuentran métodos de compresión de señales ECG que utilizan la transformada wavelet discreta combinada con algún método de codificación para valores de CR

entre 3 y hasta 40 veces y PRD entre 0.1% y 10% [1]-[10].

## 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1. Coeficientes Wavelet y umbralización

La energía de una señal ECG está principalmente distribuida en las ondas P y T y el segmento QRS. Cuando la señal se contamina de ruido térmico, éste se modela como un ruido randómico cuya energía está distribuida en una amplia gama de frecuencias, de tal forma que al comparar la amplitud de una componente frecuencial de la señal de ruido en relación con la señal ECG es menor y al eliminar su amplitud se está eliminando el ruido en esa componente frecuencial. Normalmente la energía que se elimina es menor al 1% de la energía total de la señal.

Para calcular el umbral con el cual se seleccionan los coeficientes de descomposición que son considerados

### DORA MARÍA BALLESTEROS

Ingeniera Electrónica, M.Sc.  
Profesor Asistente  
Universidad Militar Nueva Granada  
Grupo de Investigación TIGUM  
[doramaria02@gmail.com](mailto:doramaria02@gmail.com)  
[dora.ballesteros@unimilitar.edu.co](mailto:dora.ballesteros@unimilitar.edu.co)

### CAMILO ANDRÉS LEMUS

Estudiante Ingeniería en  
Telecomunicaciones.  
Universidad Militar Nueva Granada.

### ALBERTO SUAREZ LOPEZ

Estudiante Ingeniería en  
Telecomunicaciones.  
Universidad Militar Nueva Granada.

significativos en términos de la energía de la señal, se tienen en cuenta los siguientes métodos [11]:

- Sqtwolog: el umbral se calcula utilizando (1), donde n corresponde a la longitud de la señal (total de datos).

$$umbral = \sqrt{2 * \log(n)} \tag{1}$$

- Minimaxi: el umbral se calcula de acuerdo a

$$umbral = 0.39369 + 0.1829 * (\log(n) / \log(2)) \tag{2}$$

Y la aplicación del umbral se realiza por:

- Soft:

$$f(x) = \begin{cases} x - umbral & x > umbral \\ 0 & |x| \leq umbral \\ x + umbral & x < -umbral \end{cases} \tag{3}$$

- Hard:

$$f(x) = \begin{cases} x & |x| > umbral \\ 0 & |x| \leq umbral \end{cases} \tag{4}$$

Donde *umbral* corresponde al valor encontrado con las ecuaciones (1) y (2), x corresponde a los coeficientes de detalle de todos los niveles y de aproximación del último nivel y f(x) es el valor de los coeficientes umbralizados.

**2.2. Codificación HUFFMAN**

El método Huffman es catalogado como sin pérdida de información (*lossless*), ya que al decodificar los datos se obtiene la misma señal de la cual se parte. A diferencia de una representación digital de una señal en la cual se definen códigos de salida de longitud fija, con Huffman la longitud de los códigos varía de acuerdo a la frecuencia de ocurrencia del dato, de tal forma, que el dato con mayor ocurrencia tiene el código más corto y el de menor ocurrencia el código más largo [12], [13]. Una característica importante del código Huffman es que ningún código puede ser el encabezado de otro, de tal forma que la decodificación de los datos es única.

En la Tabla 1 se presenta un ejemplo de codificación para una trama que contiene los datos A, B, C, D, E, F con sus respectivas ocurrencias.

Dato	A	B	C	D	E	F
Ocurrencia	45	13	12	16	9	5
Huffman	0	101	100	111	1101	1100

Tabla 1. Código Huffman generado para los datos A-F.

Para la obtención del código, se siguen los pasos:

1. Ordenar los datos de mayor a menor ocurrencia.
2. Agrupar en parejas de menor ocurrencia y aplicar paso 1

3. Continuar con el paso 2 hasta que se tengan todos los datos agrupados
4. Dibujar el árbol Huffman con bifurcaciones de dos nodos, en el cual los grupos de datos de mayor frecuencia se ubican a la izquierda del árbol y los de menor frecuencia a la derecha. Se asigna un 1 a los datos de la izquierda y un 0 a los de la derecha y el código Huffman se lee de arriba hacia abajo del árbol.

Utilizando los datos de la Tabla 1, se obtiene para los pasos 1, 2 y 3 la Figura 1 y para el paso 4 la Figura 2.

<b>A</b>	<b>D</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>E</b>	<b>F</b>
45	16	13	12	9	5
<b>A</b>	<b>D</b>	<b>E+F</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	
45	16	14	13	12	
<b>A</b>	<b>B+C</b>	<b>D</b>	<b>E+F</b>		
45	25	16	14		
<b>A</b>	<b>D+E+F</b>	<b>B+C</b>			
45	30	25			
<b>D+E+F+B+C</b>	<b>A</b>				
55	45				

Figura 1. Aplicación de los pasos para el código Huffman.

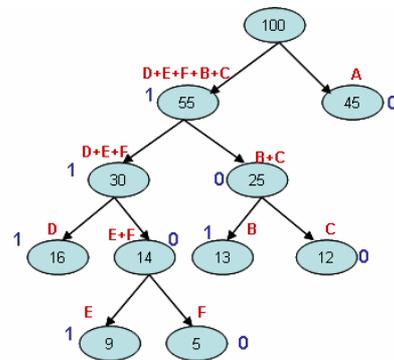


Figura 2. Árbol Huffman

**3. PROCEDIMIENTO**

Para la validación del algoritmo se selecciona el registro 100 de la base de datos de señales ECG de MIT-BIH, y se escoge una ventana de 20 segundos para la generación del árbol Huffman inicial.

El modelo de compresión propuesto se presenta en la Figura 3.

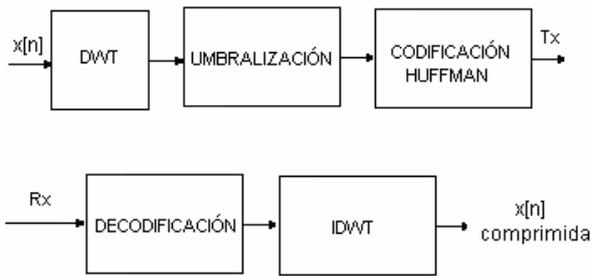


Figura 3. Pasos del esquema de compresión de datos utilizado.

**3.1. DWT**

Se aplica la transformada wavelet discreta (DWT) utilizando cuatro niveles de descomposición y la base wavelet bior3.3.

**3.2. Umbralización**

La umbralización se aplica a los coeficientes de detalle de los cuatro niveles de descomposición, estimando el umbral con *sqtwolog* y aplicación de umbral tipo *hard*. A los coeficientes de aproximación del último nivel no se les aplica el proceso de umbralización, por lo que los valores permanecen intactos.

Para la descomposición y umbralización se utiliza en matlab la instrucción *wden*, así:

```
[XD, CXD, LXD]=wden(x,'sqtwolog','h','mln',4,'bior3.3')
```

Donde *x* es la señal ECG inicial, *XD* corresponde a la señal reconstruida a partir de los coeficientes umbralizados (versión comprimida), *CXD* corresponde a los coeficientes umbralizados organizados en forma de vector y *LXD* es un vector que contiene las longitudes de los coeficientes de aproximación y de detalle de la descomposición wavelet.

**3.3. Codificación Huffman**

Se realiza el histograma de las amplitudes de los coeficientes umbralizados utilizando 40 divisiones homogéneas (regiones), de las cuales 16 tienen ocurrencia diferente de 0.

La instrucción utilizada en matlab es *hist*, de la siguiente forma:

```
N=hist(CXD, 40);
```

Donde *N* es un vector que contiene las ocurrencias de los 40 rangos de los coeficientes wavelet.

Para la codificación Huffman en matlab, se utiliza:

```
for i=1:t
if CXD(i)>=w && CXD(i)<z
```

```
trama=[codigo huffman correspondiente]
elseif .....
...
end
salida=cat(2, salida,trama)
end
```

El número de líneas *elseif* depende del número de rangos definidos en el histograma. La instrucción *cat* permite unir en una sola cadena de datos binarios la información inicial codificada, la cual queda almacenada en el vector *salida*, para su transmisión o almacenamiento.

**3.4. Decodificación**

En la decodificación, el receptor a partir del diccionario Huffman, convierte los datos digitales en valores análogos, los cuales corresponden a los coeficientes wavelet de la señal.

**3.5. IDWT**

Una vez se tienen los valores análogos de los coeficientes de los cuatro niveles de descomposición, se aplica la transformada wavelet inversa (IDWT) utilizando la misma familia seleccionada en la descomposición. La señal de salida resultante corresponde a la señal comprimida.

**4. RESULTADOS**

Con el archivo correspondiente al registro 100 de la señal ECG de la base de datos de la MIT, se obtienen los siguientes resultados:

**4.1. Descomposición wavelet y umbralización**

En la Figura 4 aparecen los coeficientes iniciales y los umbralizados, para una ventana de 13.8 segundos de la señal ECG seleccionada.

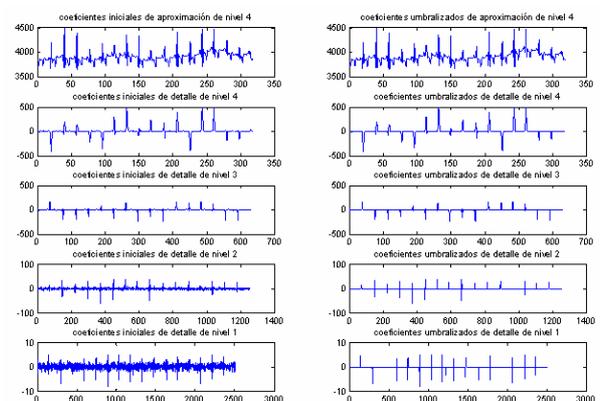


Figura 4. Descomposición y umbralización del registro 100 utilizando una ventana de 13.8 segundos.

Las mayores diferencias entre los coeficientes wavelet iniciales y los umbralizados corresponden a los niveles de detalle 1 y 2, es decir, que las frecuencias más altas de la señal son las que se ven afectadas al momento de reconstruirla.

**4.2. Cuantización de los coeficientes**

Se cuantiza la señal a partir de la definición de 40 valores diferentes, aplicando un Histograma a los coeficientes d1, d2, d3 y d4. De tal forma que después de umbralizar los coeficientes, éstos se cuantizan, generando los resultados de la Figura 5.

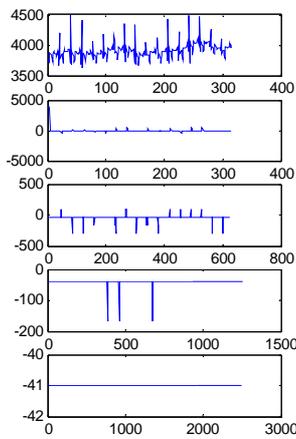


Figura 5. Coeficientes wavelet cuantizados.

Los coeficientes más afectados son los correspondientes a los detalles más finos de la señal (d1).

**4.3. Código Huffman**

Se aplica el método de generación del código Huffman a los rangos generados a partir del Histograma, obteniendo los resultados de la Tabla 2.

**4.4. Relación de compresión y Porcentaje de distorsión**

La relación de compresión se calcula como la relación entre el total de bits transmitidos de la señal ECG original utilizando cuantización lineal respecto al total de bits transmitidos utilizando la codificación, a partir de la ecuación:

$$CR = \frac{No \text{ coeficientes} * No. \text{ bits}}{total \text{ trama Huffman}} \tag{5}$$

Rango	Valor de ocurrencia	Código Huffman
-419 a -293	3	0 1 1 1 1 1 1 1 1 (9 bits)
-293 a -167	10	0 1 1 1 1 1 0 (7 bits)
-167 a -41	16	0 1 1 1 0 1 (6 bits)
-41 a 85	4651	1 (1 bit)
85 a 211	18	0 1 1 1 1 0 (6 bits)
211 a 337	6	0 1 1 1 0 0 0 (7 bits)
337 a 463	1	0 1 1 1 0 0 1 0 0 1 (10 bits)
463 a 589	3	0 1 1 1 1 1 1 1 0 (9 bits)
589 a 3613	0	0 1 1 1 0 0 1 0 0 1 (10 bits)
3613 a 3735	1	0 1 1 1 0 0 1 0 0 1 (10 bits)
3735 a 3865	25	0 1 1 0 0 (5 bits)
3865 a 3991	102	0 1 0 (3 bits)
3991 a 4117	147	0 0 (2 bits)
4117 a 4243	31	0 1 1 0 1 (5 bits)
4243 a 4369	5	0 1 1 1 1 1 1 0 (8 bits)
4369 a 4495	3	0 1 1 1 0 0 1 0 1 (9 bits)
Mayores a 4495	5	0 1 1 1 0 0 1 1 (8 bits)

Tabla 2. Código Huffman generado para cada rango y su longitud de bits.

Para calcular el numerador de la ecuación (5), se multiplica el total de muestras de la señal por el total de bits del convertor A/D.

Para el denominador, se establece la ecuación (6)

$$longitud = \sum_{i=1}^{10} ocurrencia * (i \text{ bits}) \tag{6}$$

De tal forma que la relación de compresión para este caso se estima como:

$$CR = \frac{5027 * 5}{6347} = \frac{25135}{6347} = 3.96 \tag{7}$$

A medida que se aumenta el número de bits de la conversión A/D de los coeficientes wavelet, aumenta la relación de compresión al utilizar el código Huffman, pero disminuye la calidad de la señal comprimida comparada con la señal reconstruida después de la conversión A/D. La Tabla 3 presenta las relaciones de compresión para diferentes números de bits.

No. de bits	CR
5	3.96
6	4.75
7	5.54
8	6.33
9	7.13
10	7.92
11	8.71
12	9.50
16	12.67

Tabla 3. Relaciones de compresión entre codificación Huffman y codificación uniforme.

La distorsión de la señal se calcula como:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \tilde{x}_i)^2}{\sum_{i=1}^N x_i^2}} \quad (8)$$

Donde  $x_i$  corresponde a la señal reconstruida a partir de la codificación uniforme y  $\tilde{x}_i$  corresponde a la señal reconstruida a partir de la codificación Huffman.

El valor de distorsión real encontrado utilizando las 40 regiones es de 3.3%.

#### 4.5. Reconstrucción de la señal

Al aplicar la transformada wavelet inversa a los coeficientes umbralizados y decodificados, se obtiene la señal comprimida de la Figura 6.

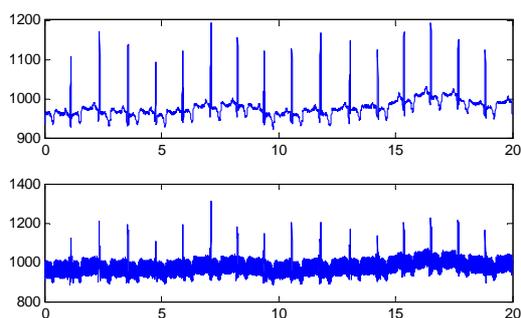


Figura 6. Señal comprimida en el receptor. Reconstrucción wavelet de los coeficientes umbralizados y codificados.

El ruido que se adiciona en las ondas P y T es el resultado de cuantizar la señal con 40 valores diferentes. A medida que se aumenta el número de niveles de cuantización, la calidad de la señal debería mejorar.

## 5. DISCUSIÓN

En (1) se presenta un método basado en la transformada wavelet con codificación Huffman, con valores de compresión 9.81 veces para distorsiones menores al 1%. Algunas diferencias entre este trabajo y el propuesto son: la base wavelet utilizada, el ancho de la ventana de tiempo de la señal inicial y el número de bits de la cuantización. En nuestro trabajo se obtuvo un valor de compresión mayor (12.67) debido a que no se incluye un encabezado en la trama para identificar la posición del coeficiente codificado, sino que se codifican todos los coeficientes después del proceso de umbralización.

En (2) se realiza la compresión de la señal ECG utilizando la transformada wavelet y codificación de las posiciones de los coeficientes con Huffman y de las amplitudes de los coeficientes con PCM. En ese trabajo se obtuvieron valores de compresión comprendidos entre 38 y 46 veces, para valores de PRD alrededor del 6%. Aunque estos valores de compresión superan los obtenidos en nuestro trabajo, los valores de distorsión en nuestro caso son menores, es decir que se preservan en mayor medida las características clínicas de la señal.

En (3) y (4) se presenta la compresión de datos en señales ECG utilizando transformada wavelet, en el primer caso en combinación con el método árbol cero (CR=3) y en el segundo caso con codificación Huffman (CR=6.8). Los valores de compresión obtenidos en este trabajo son mayores, lo que significa que el método de codificación juega un papel importante a la hora de mejorar la relación de compresión de la señal.

## 6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En los últimos años se han desarrollado proyectos de compresión de señales ECG utilizando la transformada wavelet con relaciones de compresión superiores a 3 veces y porcentajes de distorsión inferiores al 7%. Las diferencias existentes, radican principalmente en el método de codificación de los datos, los cuales van desde el método de árbol cero, cuantización no lineal, codificación run length, codificación Huffman y codificación SPIHT; convirtiéndose la codificación en una variable significativa para el aumento de la relación de compresión de la señal.

En este trabajo se exploró el método Huffman como el modo de codificación de los coeficientes wavelet, encontrando valores de compresión mayores a los encontrados en trabajos previos (3)-(4), pero se desmejoró la calidad de la señal comprimida, ya que se aumentó el valor de distorsión de la señal (PRD).

## 7. TRABAJO FUTURO

Se propone realizar la cuantización multi-nivel, es decir a cada uno de los coeficientes de detalle de todos los niveles y a los coeficientes de aproximación del último nivel, se aplica una cuantización lineal, generando en cada caso un árbol Huffman. Como el rango de amplitud de los coeficientes varían en cada nivel, la cuantización por niveles permitirá una mejor representación de la señal y es equivalente a generar un árbol Huffman N+1 veces más grande y es equivalente a digitalizar la señal con un mayor número de bits.

Adicionalmente, se propone realizar un análisis comparativo de la compresión de señales ECG variando únicamente el método de codificación y trabajando con condiciones fijas de descomposición y umbralización, y así determinar el desempeño del método de codificación en la aplicación de compresión de señales biomédicas.

## 8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Tatt W, Jeoti V. "A Wavelet Footprints based compression scheme for ECG signals", en *Proc. TENCON 2004*, pp. 283-286.
- [2] Alesanco A et al. "A novel real time multilead ECG compression and de-noising method based on the wavelet transform", *Computers in cardiology*, vol. 30, pp. 593-596, 2003.
- [3] Ballesteros, DM. "Compresión de señales electrocardiográficas para transmisión de datos utilizando la transformada wavelet discreta", en *Proc. II Congreso Colombiano de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica 2005*.
- [4] Ballesteros DM. "Compresión de señales ECG utilizando la codificación run length y análisis multi-resolución", en *Proc. XI Simposio de tratamiento de señales, imágenes y visión artificial, STSIVA 2006*.
- [5] Mohhammad P et al. "Wavelet compression of ECG signals using SPIHT algorithm", *International Journal of signal processing*, vol.1, No.3, pp, 2004.
- [6] Alshamali A, Al-Samadi A. "Combined coding wavelet transform for ECG compression". *Journal Med. Eng. Technol*, Sep 2001, pp. 212-216.
- [7] Elena MM et al. "ECG estimation using a saw tooth pattern in remote environments". *Computers in cardiology*, vol. 33, pg. 541-544, 2006.
- [8] Brito M et al. "A predictive adaptive approach to generic ECG data compression", en *Proc. IEEE International Workshop on Intelligent Signal Processing, 2005*, pp. 32-37.
- [9] Agulhari, CM et al. "Lossless compression applied to wavelets coefficients", 2007. Disponible en: [http://www.dt.fee.unicamp.br/~ivanil/lossless\\_significant\\_coefficients\\_agulhari\\_2007.pdf](http://www.dt.fee.unicamp.br/~ivanil/lossless_significant_coefficients_agulhari_2007.pdf) . Página visitada: 19 de Enero de 2009.
- [10] Manikandan A et al. "Wavelet threshold based ECG compression using USZZQ and Huffman coding of DSM", *Biomedical Signal Processing and Control*, Oct. 2006, pp. 261-270.
- [11] Donoho, DL. "De-noising by soft-thresholding". *IEEE Trans. On theory*, 1995, vol.40, No. 3, pp. 613-627
- [12] Mallat, S. *A wavelet tour of signal processing*. Second Edition. Ed. Academic Press. 1999. pp.532-535.
- [13] Smith, S. *Digital Signal Processing. A practical guide for engineers and scientists*. Ed. Elsevier Science, 2003. pp. 484-486.
- [14] J Wakerly. *Diseño Digital: Principios y prácticas*. Tercera Edición. Ed. Pearson. 2001.
- [15] Zywiets, C et al. "Compression and encoding of ECG data within the European standard communications protocol", *Proc. Computers in Cardiology*, 1991, pp. 105-10