

Compresión de fonocardiogramas basada en eventos

J. Martínez Alajarín, R. Ruiz Merino

Departamento de Electrónica, Tecnología de Computadoras y Proyectos, Universidad Politécnica de Cartagena
Cartagena, España, {juanc.martinez, ramon.ruiz}@upct.es

Resumen

La señal fonocardiográfica refleja los eventos causados en el corazón por la dinámica de las válvulas y del flujo sanguíneo. Esta señal se puede comprimir de forma directa, sin tener en cuenta estos eventos, mediante un método de compresión de datos o señales, específico o no, obteniendo una determinada tasa de compresión. En este trabajo se presenta un método selectivo de compresión del fonocardiograma, basado en eventos. En primer lugar, se detectan los eventos básicos del ciclo cardíaco. Posteriormente se comprimen éstos con una determinada calidad, y el resto de la señal (donde no existen eventos cardíacos, y, por tanto, información relevante) se comprime con una calidad menor. De esta forma se obtiene una tasa de compresión mayor, sin perder calidad respecto a la compresión directa en los tramos de señal donde existen eventos cardíacos.

1. Introducción

La auscultación cardíaca es, junto con el electrocardiograma (ECG), el método primario utilizado para evaluar el estado cardiovascular del paciente. La aparición de las técnicas de imagen relegó a un segundo plano a la auscultación, conduciendo a su vez a un retroceso en su enseñanza, y, como consecuencia, a una notable pérdida de las habilidades auscultatorias en el personal médico [1]. Sin embargo, el bajo coste y la constatación del potencial diagnóstico de los sonidos cardíacos, unido a la subreutilización de las técnicas de alta tecnología y a su alto coste (lo que restringe su disponibilidad a unos pocos centros y provoca demoras y saturaciones de las listas de espera), han hecho aparecer en los últimos años un interés renovado por la auscultación, dado que es un método sencillo, rápido, barato y no invasivo, aunque carece de objetividad.

La tecnología existente en los campos de la Electrónica, el Procesamiento de Señales y las Telecomunicaciones han propiciado que exista en la actualidad un gran interés en desarrollar sistemas automáticos capaces de asistir al clínico en el diagnóstico del estado valvular del corazón mediante el análisis de sonidos y soplos cardíacos. Un sistema de este tipo debe ser capaz de adquirir los sonidos cardíacos del paciente y proporcionar un diagnóstico objetivo, mediante algoritmos adecuados que analicen e interpreten de forma automática los sonidos registrados. Además, en muchos casos puede ser necesaria la transmisión de los datos registrados a un especialista en

Cardiología para que, de forma remota, proporcione un diagnóstico más preciso. Por este motivo se hace también muy conveniente disponer de un método eficiente de compresión del fonocardiograma (FCG), con el fin de ocupar los mínimos recursos durante el almacenamiento y la transmisión.

En este trabajo se presenta un método selectivo de compresión del fonocardiograma basado en eventos. En primer lugar, se delimitan los eventos del ciclo cardíaco mediante un método capaz de detectar los eventos cardíacos y descomponerlos en eventos básicos (sonidos, soplos y clicks) [2]. A partir de aquí se obtienen dos señales, una formada por todos los eventos detectados, y otra formada por los tramos sin eventos (*ruido*), que no contiene información relevante. Finalmente se comprime la señal de eventos con una determinada calidad, y la señal de ruido con una calidad menor (error mayor), empleando para ello un método específico de compresión con pérdidas del fonocardiograma [3]. De esta forma se obtiene para la señal total una tasa de compresión mayor que en la compresión directa, manteniendo la misma calidad en los tramos donde existen eventos cardíacos.

2. Descripción del sistema

El método de compresión desarrollado se aplicará al almacenamiento y transmisión eficientes del FCG en un sistema destinado a ayudar al médico en la evaluación del estado valvular del corazón en centros de Atención Primaria (Figura 1).

Este sistema consta de un estetoscopio electrónico Androscope i-stethos de Andromed, con el que se adquieren los sonidos cardíacos, almacenándolos en un PDA modelo iPAQ 5550 de Hewlett-Packard. Los datos son entonces transmitidos a través de conexión de red inalámbrica a un PC portátil, donde un software de análisis y procesamiento del FCG detecta los principales eventos cardíacos y proporciona un diagnóstico del estado valvular. Tanto el registro original como los datos obtenidos del análisis son entonces enviados a través de Internet a un servidor que los almacena en una base de datos multimedia, a la que se puede acceder a través de cualquier ordenador conectado a Internet, cumpliendo todas las normas necesarias relativas a seguridad y confidencialidad. En un futuro se prevé sustituir las etapas actuales de adquisición y procesamiento (estetoscopio, PDA y PC portátil) por un estetoscopio electrónico con

capacidad de diagnóstico, que utilizaría los métodos de compresión desarrollados para almacenar y transmitir las señales.

La señal FCG es adquirida a una frecuencia de muestreo de 8000 Hz, monocal, y con precisión de 16 bits. Esto supone un ancho de banda de 128 kbps para la señal sin comprimir. Para reducir los recursos necesarios para el almacenamiento en el PDA y la transmisión al PC portátil, el FCG se comprime con un método específico desarrollado para esta señal [3]. Este método se denomina *Compresión Directa del Fonocardiograma (CDF)*, debido a que la compresión de la señal se hace en su forma original, sin distinguir ningún tipo de zonas en el FCG. Una vez que en el PC se ha analizado la señal y se han delimitado los eventos cardiacos, se utiliza esta información para transmitir estos eventos con una determinada calidad seleccionable, y la parte de señal que no contiene eventos, con una calidad menor, ya que no contiene información relevante para la interpretación del FCG. Este método ha sido denominado *Compresión basada en Eventos del Fonocardiograma (CEF)*. Una vez recibida en el destino la señal completa comprimida, las señales de eventos y de ruido se descomprimen y sus tramos se intercalan correctamente, reconstruyendo la señal FCG original. Los métodos CDF y CEF se representan esquemáticamente en la Figura 2.

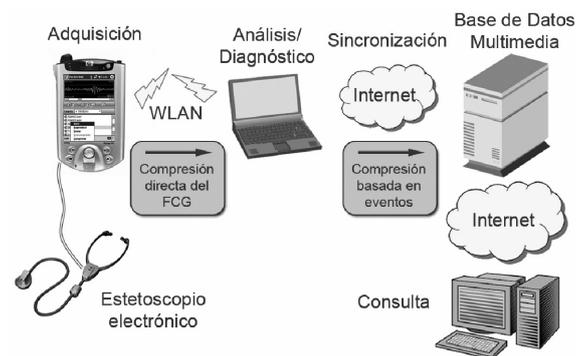


Figura 1. Sistema de telediagnóstico de enfermedades cardiovasculares a partir del fonocardiograma

3. Detección de eventos

Tradicionalmente, para detectar eventos en la señal de FCG se ha empleado el método del umbral, considerando eventos a aquellos picos que superaran un determinado valor [4]. Este método funciona razonablemente bien en los casos de señales que contienen sólo los dos sonidos principales (S1 y S2), pero en registros con soplos pueden aparecer más eventos que superen el umbral además de los sonidos principales, por lo que su utilidad ya no es tan clara. En estos casos, la amplitud de un soplo puede ser superior a la de uno de los sonidos principales, o incluso pueden aparecer unidos un sonido y un soplo.

En [2] se describe un método basado en un modelo jerárquico de abstracciones de señal [5] capaz de detectar los eventos básicos del ciclo cardiaco, incluso en los casos en los que el método del umbral no funcionaría (eventos

adicionales con mayor amplitud que los sonidos principales y eventos unidos). Este método utiliza la detección de máximos relativos en la envolvente de amplitud del FCG. Para cada máximo relativo se calcula un conjunto de parámetros asociados que determinan si el máximo relativo corresponde a un evento o no. A partir de características extraídas de los eventos, éstos son clasificados como sonidos o soplos, y en este último caso se determina su morfología temporal (romboidal, constante,...).

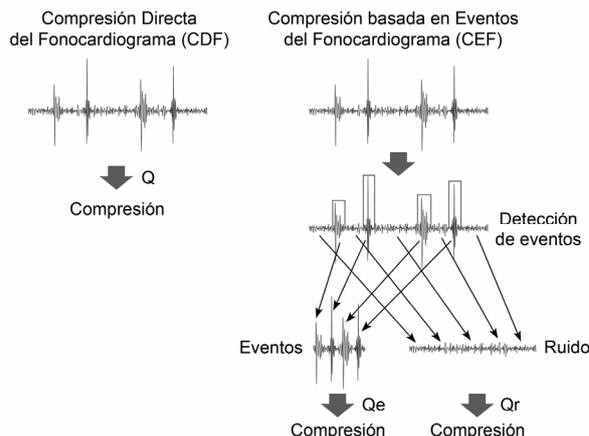


Figura 2. Representación de los dos sistemas de compresión: CDF (Compresión Directa del Fonocardiograma), que comprime el FCG con calidad Q , y CEF (Compresión basada en Eventos del Fonocardiograma), que comprime las señales de eventos y ruido con calidades Q_e y Q_r , respectivamente (con $Q_e > Q_r$)

Tras analizar la señal FCG con este método, se obtiene la delimitación de los eventos detectados, junto con otra información adicional (si es sonido o soplo, morfología, etc.). Entonces se forman dos señales derivadas: una señal de eventos, uniendo uno tras otro los tramos de señal detectados como eventos, y una señal de ruido, uniendo uno tras otro los tramos de señal en los que no se han detectado eventos. Estos últimos tramos contienen únicamente el ruido interno del cuerpo del paciente y el ruido ambiente captado por el estetoscopio durante la auscultación, que no son relevantes para el diagnóstico, aunque no pueden eliminarse para que el FCG mantenga su estructura.

4. Compresión del FCG

En [3] se describe un método específico para la compresión con pérdidas del FCG. Este método está basado en la transformada wavelet, utilizando posteriormente métodos de compresión adicionales para aumentar la tasa de compresión.

Inicialmente se realiza la descomposición wavelet del FCG, obteniendo un vector de coeficientes (**WC**) y eliminando aquellos que apenas aportan información (inferiores a un cierto umbral). Se obtienen así dos vectores, uno con los coeficientes superiores al umbral (**ThC**) y un vector binario (**SM**) que indica las posiciones

del vector original en las que existían valores superiores al umbral (1) o inferiores (0). El vector **ThC** es posteriormente comprimido con pérdidas, cuantizando sus valores con un número de bits inferior al original (16). Por otra parte, el vector **SM** es comprimido sin pérdidas, primero mediante codificación Run-Length-Encoding (RLE), y después mediante codificación Huffman.

Los resultados del método CDF indican tasas de compresión mayores que las obtenidas con los métodos de compresión de audio actuales más eficaces, como el OGG Vorbis. Además, el algoritmo descrito en [6] se ha adaptado para obtener calidades (errores) seleccionables y garantizadas en la compresión del FCG.

Este método de compresión se ha aplicado de forma independiente a las dos señales generadas tras la detección de eventos: la señal de eventos y la señal de ruido.

La compresión obtenida respecto a una señal **X** se cuantifica normalmente mediante la tasa de compresión y el error producido al comprimir la señal. La tasa de compresión (*Compression Rate, CR*) se define como:

$$CR = \frac{L_x}{L_c}$$

donde L_x es el tamaño de la señal original y L_c es el tamaño de la señal comprimida **C**. Por otra parte, el error resultante del proceso compresión/descompresión (o error de reconstrucción), se define como la raíz cuadrada de la diferencia cuadrática media (*Percent Root-mean-square Difference, PRD*), modificada para ser independiente del valor medio de **X**:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x}_i)^2}{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)^2}} \times 100$$

donde x_i es la señal original, \hat{x}_i es la señal reconstruida, y μ_x es la media de **X**. La calidad Q se puede definir en función del error PRD , como $Q_{(t)} = 100 - PRD_{(t)}$.

5. Resultados

Para ilustrar los resultados obtenidos con la compresión basada en eventos del fonocardiograma se utilizarán dos registros, uno correspondiente a un corazón sano, que sólo contiene los dos sonidos principales (S1 y S2), y otro que contiene un soplo sistólico debido a estenosis aórtica (estrechamiento de la válvula aórtica).

Ambos registros han sido comprimidos con el método CDF para varios errores PRD (1, 2, 4, 6 y 10%) con los siguientes parámetros: nivel 4 de descomposición wavelet, función madre wavelet Daubechies 9, longitud de ventana de 4096 muestras, y $NBits = 12$ bits para la cuantización de los coeficientes wavelet.

Estos dos registros también se han comprimido con el método CEF, empleando los mismos parámetros que para el caso CDF. Además, para la cuantización de la señal de eventos y ruido se utilizaron, respectivamente, $NBits_e = 12$ bits y $NBits_r = 10$ y 8 bits. Por último, la relación entre el error de la señal de ruido y de eventos, $f = PRD_r / PRD_e$, tomó los valores $f = 2, 3, 4$, fijando por tanto los siguientes errores (en porcentaje) para la compresión de las señales de eventos y de ruido: $PRD_e = 1, 2, 4, 6, 10$, $PRD_{r,f=2} = 2, 4, 8, 12, 20$, $PRD_{r,f=3} = 3, 6, 12, 18, 30$, y $PRD_{r,f=4} = 4, 8, 16, 24, 40$.

Las Figuras 3 y 4 presentan los resultados de CR frente al error de la compresión para la señal de eventos (PRD_e) para los métodos CDF y CEF para los registros normal y con soplo. Las figuras 5 y 6 muestran los resultados del error total de compresión (PRD) frente a PRD_e para los métodos CDF y CEF para los dos mismos registros. En estas figuras se muestran los resultados para diferentes valores de $NBits_r$ y f para el método CEF.

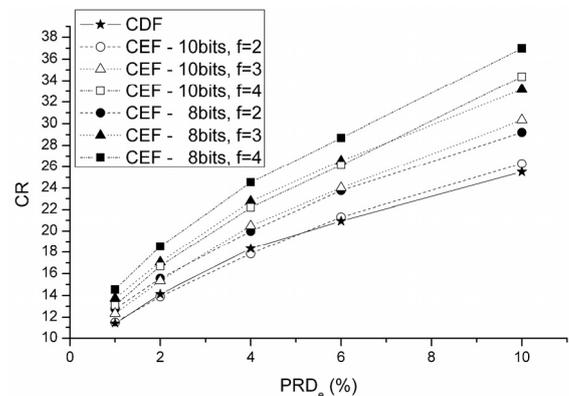


Figura 3. Compresión del FCG de un corazón sano con los métodos CDF y CEF. Representación de CR frente a PRD_e . Para el método CEF se muestran los resultados para diferentes valores de $NBits_r$ y f

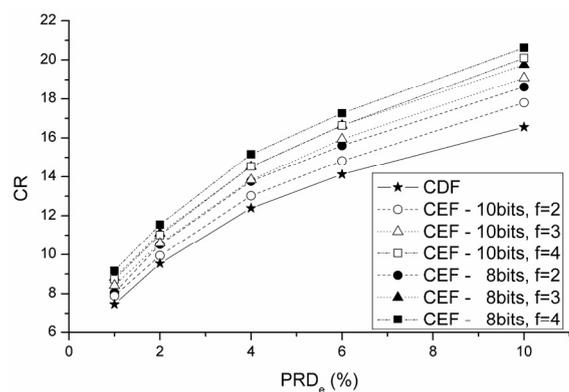


Figura 4. Compresión del FCG correspondiente a un soplo sistólico de estenosis aórtica con los métodos CDF y CEF. Representación de CR frente a PRD_e . Para el método CEF se muestran los resultados para diferentes valores de $NBits_r$ y f

En la Figura 3 (registro normal) se observa cómo CR se incrementa a medida que aumentan PRD_e y f , o disminuye $NBits_r$ (disminuyendo de esta forma la calidad de

compresión de la señal de ruido). Estos resultados son similares a los obtenidos en la Figura 4 (registro con soplo), con la diferencia de que en este último caso las tasas de compresión obtenidas son inferiores a las del registro normal, debido a la presencia del soplo, que penaliza la compresión.

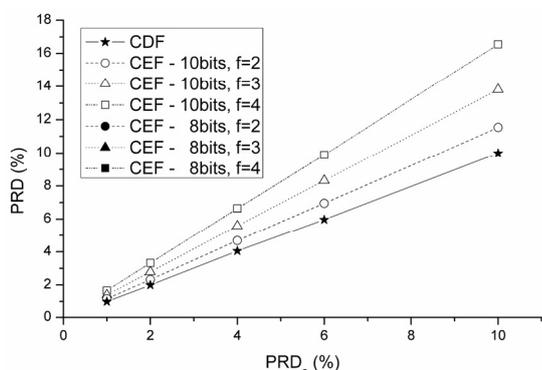


Figura 5. Compresión del FCG de un corazón sano con los métodos CDF y CEF. Representación de PRD frente a PRD_e. Para el método CEF se muestran los resultados para diferentes valores de NBits_r y f

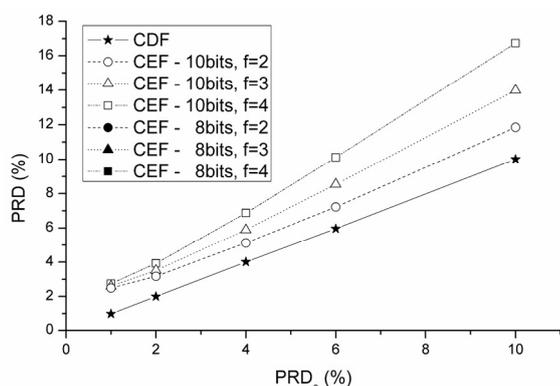


Figura 6. Compresión del FCG correspondiente a un soplo sistólico de estenosis aórtica con los métodos CDF y CEF. Representación de PRD frente a PRD_e. Para el método CEF se muestran los resultados para diferentes valores de NBits_r y f

En las Figuras 3 y 4 se muestra cómo las tasas de compresión obtenidas con el método CEF superan a las del método CDF para un mismo error en la señal de eventos, a costa de comprimir la señal de ruido con un error mayor ($Q_r < Q$). Sin embargo, en ambos métodos los eventos son percibidos con la misma calidad ($Q_e = Q$), por lo que la capacidad para proporcionar telediagnóstico con el método CEF se mantiene igual que con el método CDF, pero con una mayor tasa de compresión y, por tanto, menor uso de recursos durante la transmisión y almacenamiento del FCG.

Las figuras 5 y 6 muestran cómo el error PRD es mayor en el método CEF que en el CDF, ya que aunque el error PRD_e se mantiene igual, el del ruido ha aumentado, por lo que el error total aumenta. Este error total aumenta al aumentar PRD_e o f, mientras que permanece invariable

frente a diferentes valores de NBits_r, ya que se superponen los resultados obtenidos para 10 y 8 bits.

6. Conclusiones

Se ha presentado un método de compresión del FCG basado en eventos (CEF), que mejora la tasa de compresión respecto a la compresión directa del FCG (CDF), aunque manteniendo la calidad en los tramos de señal que contienen eventos cardiacos.

La tasa de compresión aumenta a medida que disminuye el número de bits utilizado para cuantizar los coeficientes wavelet de la señal de ruido, lo que aumenta la relación entre el error de compresión del ruido y los eventos (f). El error total de la compresión aumenta al aumentar f pero es independiente del número de bits empleados para cuantizar la señal de ruido.

Por último, este método de compresión selectiva permite comprimir cada tipo de evento con los valores óptimos en cada caso, seleccionando por ejemplo un número diferente de niveles de descomposición wavelet en función de que el evento detectado sea S1 o S2, o que sea un sonido (frecuencias bajas) o un soplo (frecuencias altas).

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia y Tecnología, mediante la concesión del proyecto TIC2003-09400-C04-02.

Referencias

- [1] Mangione S, Nieman LZ. Cardiac auscultatory skills of internal medicine and family practice trainees. A comparison of diagnostic proficiency. *Journal of American Medical Association (JAMA)*, vol 278 no 9, pp 717-22, 1997 (ISSN: 0098-7484).
- [2] Martínez-Alajarín J, Ruiz-Merino R. Efficient method for events detection in phonocardiographic signals. *Proceedings of SPIE*, vol 5839, pp 398-409, Junio 2005.
- [3] Martínez-Alajarín J, Ruiz-Merino R. Compresión de fonocardiogramas mediante las transformadas wavelet y wavelet packet. *Actas del XXII Congreso de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2004)*, pp 181-4, Santiago de Compostela, España, 10-13 de Noviembre, 2004 (ISBN: 84-688-9318-8).
- [4] Liang H, Lukkarinen S, Hartimo I. Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopegram. *Computers in Cardiology*, pp 105-8, 1997.
- [5] Milios EE, Nawab SH. Signal abstractions in signal processing software. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, vol 37, no 6, pp 913-28, Junio 1989.
- [6] Blanco-Velasco M, Cruz-Roldán F, Rodino-Llorente JI, Barner KE. ECG compression with retrieved quality guaranteed. *Electronics Letters*, vol 40, no 23, pp 1466-7, 2004 (ISSN: 0013-5194).