

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información



TRABAJO DE DIPLOMA

Análisis de desempeño de algoritmo de compresión ante señales biomédicas

Autor: Ariel A. Chaviano Quintana

Tutor: Dr.C. Julián L. Cárdenas Barrera

Santa Clara

2012

“Año 54 del Triunfo de la Revolución ”



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería en Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Autor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

Hay una fuente motriz más poderosa que el vapor,

la electricidad y la energía atómica:

La voluntad.

Albert Einstein

DEDICATORIA

A mi mamá, mi abuela y mi novia quienes están más orgullosos de mis pequeños logros que yo mismo.

A mi familia toda, los que aún están conmigo y los que siempre estarán en mí.

AGRADECIMIENTOS

A mi mamá y mi abuela porque todo el tiempo han sido mi apoyo y sostén.

A mi novia Dania por estar siempre a mi lado.

A mi tutor por su ayuda y comprensión.

A mi piquete (McQueen, El Billy, Epitafia, Toyota, Sandito, El Friki, El Bala, Arianna) por estar siempre conmigo en las buenas y las malas.

A Mayumi y Lumey por su aire acondicionado y su amistad incondicional.

A Marta, Juanita y María por tomarme bajo su tutela estos 6 años y tratarme como un hijo.

A todos aquellos que han colaborado con este trabajo y a los que sin saberlo han formado parte de él.

TAREA TÉCNICA

1. Revisión bibliográfica para conocer los principales métodos de compresión de señales ECG.
2. Realizar un análisis comparativo de los métodos de compresión reportados en la literatura de compresión de señales ECG.
3. Identificar las bases de datos de señales ECG a emplear para realizar el análisis del desempeño del algoritmo de compresión a estudiar.
4. Modificar adecuadamente un método de compresión exitoso para señales EEG desarrollado en el CEETI, a señales ECG e identificar la efectividad de su empleo
5. Diseñar y conducir experimentos que permitan conocer la aplicabilidad del método a señales ECG.
6. Comparar el método propuesto con los métodos de compresión de señales utilizados para ECG.
7. Elaboración del informe final de tesis.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

El presente trabajo aborda el tema de la compresión de señales ECG, este trabajo se dividió en tres fases. En la primera fase se conoció el estado del arte de los métodos de compresión más actuales destacando los autores que logran buenos resultados para una base de datos internacional y de dominio público. En la segunda fase se eligió la base de datos a emplear en los experimentos, además de describir el método de compresión propuesto. En la tercera fase se desarrollan experimentos que demuestran el desempeño alcanzado por el método descrito para la base de datos escogida y se realizó un análisis comparativo con los autores destacados en la literatura científica revisada.

ÍNDICE GENERAL

INTRODUCCIÓN	1
Organización del informe.....	2
CAPÍTULO 1. La compresión de señales biomédicas	3
1.1 La compresión de señales biomédicas	3
1.1.1 Necesidad	3
1.1.2 Tipos de métodos de compresión	4
1.2 Compresión de señales ECG.....	5
1.2.1 Electrocardiograma.....	5
1.2.2 Historia	6
1.3 Algoritmos sin pérdidas	7
1.4 Algoritmos con pérdidas	9
1.4.1 Parámetros de evaluación	9
1.4.2 Algoritmos de compresión basados en manipulación directa de las muestras de señal (métodos directos)	11
1.4.3 Métodos basados en transformaciones	12
1.4.4 Métodos basados en cuantificación vectorial.....	13
CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS	17
2.1 Codificación por subbandas	17
2.2 Base de datos.....	17
2.3 Esquema de compresión	19
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	26
3.1 Descripción de los experimentos a realizar.....	26

3.2	Selección de las señales.....	26
3.3	Desempeño del método ante ECG	27
3.4	Comparación con otros autores	32
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		39
	Conclusiones	39
	Recomendaciones.....	40
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		41
ANEXOS		43
	Anexo # 1	43
	Anexo # 2	43
	Anexo # 3	47
	Anexo # 4	51

INTRODUCCIÓN

Con el creciente desarrollo tecnológico y el creciente flujo de información a través de las redes de comunicación, se hace indispensable disponer de algoritmos de comprensión eficientes para las comunicaciones diarias realizadas por el hombre, ya que estos ocupan un apreciable ancho de banda para transmisión y también un gran volumen de almacenamiento en computadoras.

La telemedicina es un área de aplicación donde resulta trascendental el empleo de eficientes algoritmos de compresión. Gracias a estos sistemas se puede crear y administrar grandes bases de datos que incluyan historias médicas, registros de señales e imágenes y otros datos que puedan ser procesados para generar estadísticas, reportes de diagnósticos y tratamientos. En tal sentido, la medicina rural, la medicina deportiva, la medicina de emergencia (catástrofes, terremotos, inundaciones, etc.) o simplemente la medicina habitual que requiere de expertos en casos concretos, están encontrando a través de este sistema, una excelente vía de comunicación y trabajo en equipo. Evidentemente la compresión de datos permite reducir el volumen de información a transmitir y almacenar y constituyen un elemento insoslayable de los sistemas. La electrocardiografía es una de las técnicas más usadas en la medicina moderna y esto ha conducido a una significativa actividad científica relativa a cómo reducir el volumen de datos que genera. No obstante, no existe en la actualidad un método que se haya elegido como el más adecuado para la compresión de señales ECG y por tanto tampoco se han establecido estándares de compresión. El tema continúa abierto a la investigación.

OBJETIVO GENERAL

El objetivo general de nuestro trabajo es

- Analizar el desempeño de un nuevo método de compresión de señales EEG al aplicarse a señales ECG.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Revisar el estado de la técnica de los métodos de compresión de señales para ECG actuales.
- Realizar un análisis comparativo de los métodos de compresión y bases de datos conocidas internacionalmente.
- Aplicar adecuadamente un método de compresión de señales EEG a señales ECG y comparar sus prestaciones con otros métodos existentes.

Organización del informe

Este informe está confeccionado Introducción, capitulo, Conclusiones, Recomendaciones Bibliografía y Anexos:

Introducción

Se realiza una breve introducción al trabajo realizado destacando el impacto del trabajo propuesto.

Capítulo 1

Se realiza la búsqueda bibliográfica para conocer el estado de la técnica de los métodos de compresión de señales para ECG actuales para posteriormente realizar un análisis comparativo entre el método descrito y los métodos más destacados de la literatura revisada.

Capítulo 2

Se describen los materiales y métodos usados en el trabajo en este caso la base de datos utilizada y el esquema de compresión.

Capítulo 3

Se presentan los resultados alcanzados para el método de compresión ante las señales ECG, además de realizar un análisis comparativo con los métodos más destacados de la literatura revisada.

Conclusiones

Enumera las conclusiones emanadas del análisis realizado en el desarrollo del trabajo.

CAPÍTULO 1. La compresión de señales biomédicas

1.1 La compresión de señales biomédicas

En un sistema típico de procesado de señales biomédicas es común la adquisición de una gran cantidad de datos destinados a su procesamiento, almacenamiento o transmisión. El proceso de adquisición puede generar información redundante o irrelevante al análisis por lo que, en muchos casos es recomendable y, posiblemente obligatorio, aplicar algún método que reduzca el número de datos originalmente obtenidos. Este proceso de reducción de datos debe, no obstante, realizarse de tal manera que garantice preservar el contenido clínico de la información y en ocasiones, este proceso tendrá que realizarse en tiempo real.

Existen varios factores que permiten caracterizar el desempeño de los algoritmos de reducción de datos. El primero es, sin dudas la tasa de compresión que se logra al intentar minimizar el número de bits mediante el intento de reducir redundancias y/o entropía de la señal original. El segundo es la fidelidad de reconstrucción que en el campo de la Ingeniería Biomédica, es frecuente validar la aceptabilidad clínica de la señal reconstruida mediante inspección visual, aunque se emplean además otros criterios, objetivos y subjetivos, para obtener medidas de la calidad (o ausencia de ésta) en la señal reconstruida. Por último, la complejidad computacional del método puede incidir significativamente en el sistema de procesamiento que incluya el método de compresión; básicamente en el requerimiento de recursos de memoria y procesamiento necesarios para poder realizar el sistema; por tanto tiene especial significación en el caso de implementaciones en tiempo real y en sistemas con pocos recursos computacionales(JAYANT et al., 1993).

1.1.1 Necesidad

A pesar de que los dispositivos de almacenamiento han mejorado sus prestaciones (discos duros de más de 1 TB, memorias *flash* de 32 GB, DVD de 4.7 GB, DVD-DL de 9.4GB y la generación de dispositivos *blueray*), y los mecanismos

de transmisión sus velocidades de transmisión (tecnologías ATM (Asynchronous Transfer Mode), redes ópticas, etc.), la compresión permite que un mayor grupo de usuarios se beneficie de estos. Por ejemplo, en el caso del electrocardiograma (ECG), con un grabador Holter se necesitan más de 180 Mb de memoria para almacenar una diagnóstico de 48 horas, muestreado a 250 Hz, con resolución de 12 bits y con 3 derivaciones. La telemedicina es otra área de aplicación donde resulta trascendental el empleo de eficientes algoritmos de compresión. Gracias a estos sistemas se puede crear y administrar grandes bases de datos que incluyan historias médicas, registros de señales e imágenes y otros datos que puedan ser procesados para generar estadísticas, reportes de diagnósticos y tratamientos. En tal sentido, la medicina rural, la medicina deportiva, la medicina de emergencia (catástrofes, terremotos, inundaciones, etc.) o simplemente la medicina habitual que requiere de expertos en casos concretos, están encontrando a través de este sistema, una excelente vía de comunicación y trabajo en equipo. Evidentemente la compresión de datos permite reducir el volumen de información a transmitir y almacenar y constituyen un elemento insoslayable de los sistemas.

1.1.2 Tipos de métodos de compresión

Los métodos de compresión, de manera general se pueden clasificar en dos grandes tipos en función de la exactitud/inexactitud de los datos recuperados luego del proceso de compresión:

1. **Algoritmos sin pérdidas (lossless):** La señal reconstruida es idéntica a la original, por lo que se dice que poseen residuo cero. Se suelen basar en algún mecanismo de reducción de la redundancia presente en los datos originales.
2. **Algoritmos con pérdidas (lossy):** en este caso, la reducción de datos implica que la señal reconstruida no es exactamente igual a la original. Idealmente, las pérdidas (los residuos) deben corresponder a características no fundamentales de la señal y, de tal manera, obtener una

calidad aceptable clínicamente. Por ejemplo, un algoritmo de compresión de ECG puede eliminar oscilaciones basales de pequeña amplitud. En este caso, el residuo contiene información no interesante desde el punto de vista clínico. La señal reconstruida puede ser bastante aceptable clínicamente a pesar de tener un residuo alto.

Otras clasificaciones más específicas dividen, por ejemplo, los métodos en 3 grandes clases:

- **Algoritmos de compresión basados en manipulación directa de las muestras de señal (métodos directos):** Se basan en la extracción de muestras significativas, guardando aquellas muestras que contienen información importante sobre la señal y descartando el resto.
- **Algoritmos de compresión por transformación:** Se basan en la estimación de la información relevante de la señal en algún dominio transformado.
- **Algoritmos de compresión por extracción de características:** Se basan en obtener una representación de la señal según un conjunto de parámetros (características) que definen la información relevante. Suelen utilizarse en sistemas de clasificación automática, ya que esta representación más compacta simplifica la tarea del clasificador al comparar con los patrones de cada clase. La reconstrucción de la señal debe hacerse, por ejemplo, mediante técnicas de interpolación.(MARTÍNEZ, 2010)

1.2 Compresión de señales ECG

1.2.1 Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG/EKG, del alemán Elektrokardiogramm) es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, que se obtiene con un electrocardiógrafo. Es el instrumento principal de la electrofisiología cardíaca y tiene una función relevante en el cribado y diagnóstico de las enfermedades

cardiovasculares, alteraciones metabólicas y la predisposición a una muerte súbita cardíaca. También es útil para saber la duración del ciclo cardíaco.

El electrocardiograma tiene la ventaja de ser un procedimiento médico con resultados disponibles inmediatamente, no es invasiva y es económica. El nombre electrocardiograma está compuesto por $\eta\lambda\epsilon\kappa\tau\rho$ electro que implica la actividad eléctrica, $\kappa\alpha\rho\delta\iota\omicron\kappa\alpha\rho\delta\iota\omicron$ del griego corazón y $\gamma\rho\alpha\mu\alpha$ grama, también del griego, que significa escritura

1.2.2 Historia

En el siglo XIX se hizo evidente que el corazón generaba electricidad. La actividad bioeléctrica correspondiente al latido cardíaco fue descubierta por Kolliker y Mueller en 1856. El primero en aproximarse sistemáticamente a este órgano bajo el punto de vista eléctrico fue Augustus Waller, que trabajaba en el hospital St. Mary, en Paddington (Londres). Aunque en 1911 aún veía pocas aplicaciones clínicas a su trabajo, el logro llegó cuando Willem Einthoven, que trabajaba en Leiden (Países Bajos), descubrió el galvanómetro de cuerda, mucho más exacto que el galvanómetro capilar que usaba Waller. Einthoven asignó las letras P, Q, R, S y T a las diferentes deflexiones y describió las características electrocardiográficas de gran número de enfermedades cardiovasculares. Le fue otorgado el Premio Nobel de Fisiología o Medicina en 1924 por su descubrimiento. Por otro lado la compañía Cambridge Scientific Instruments, ubicada en Londres fabricó por primera vez la máquina de Einthoven en 1911, y en 1922 se unió con una compañía en Nueva York para formar Cambridge Instruments Company, Inc. Desde entonces, ambas compañías se han beneficiado con el intercambio mutuo de tecnología. Poco tiempo después el electrocardiógrafo demostró su valor en el diagnóstico médico y hoy se mantiene como uno de los instrumentos electrónicos más empleados en la medicina moderna.

Un médico llamado Norman Holter desarrolla, en 1949, una especie de mochila, de unos 37 Kg., con la que se puede registrar el electrocardiograma de quien la porta y transmitir una señal. Es conocido posteriormente como monitor Holter, se

ha ido reduciendo en tamaño a la vez que se lo ha combinado con la grabación digital en cinta. Es utilizado para el registro ambulatorio de electrocardiogramas.

Existen mecanismos de compresión específicos para la señal ECG, los cuales entran en las categorías descritas anteriormente:

1.3 Algoritmos sin pérdidas

La principal ventaja de los algoritmos sin pérdidas es que la señal puede reconstruirse sin error. En ocasiones, se aplican a la señal ya comprimida por un algoritmo con pérdidas (que permite mayor tasa de compresión CR), para obtener un incremento de compresión adicional.

Entre los algoritmos sin pérdidas más exitosos desde el punto de vista de su tasa de compresión se encuentra el método propuesto por Suárez-Yáñez y Gómez-Limón basado en ordenamiento reversible de Burrows-Wheeler, que obtiene una tasa de compresión (CR) promedio de 6,0 (Suárez and Gómez, 2001).

En 2004, Boskovic et al presentaron resultados de compresión a través de técnicas predictivas con el uso de modelos lineales e invariantes en el tiempo. Obteniendo una tasa de 2,75 como mejor resultado promedio en la base de datos de arritmia(MIT-BIH), utilizando modelos autoregresivos y de promediado móvil (ARMA), seguido de un codificador aritmético estándar de 32 bits de orden cero no adaptativo (A. Boskovic et al., 2004).

En 2005, Miaou y Chao presentaron un algoritmo basado en wavelet y SPIHT(Set Partitioning In Hierarchical Trees), con el cual obtuvieron una tasa de 3,031 y 3,105 comprimiendo los canales 1 y 2 de la base de datos MIT-BIH de arritmia respectivamente (Miaou and Chao, 2005).

En 2007, Arnavut presentó un algoritmo basado en predicción lineal y transformada de Burrows-Wheeler. Los resultados en la tasa de compresión obtenidos superan a los de los métodos previamente descritos, alcanzándose 3,1828 y 3,262 comprimiendo los canales 1 y 2 de la base de datos MIT-BIH de arritmia respectivamente.(Arnavut, 2007)

Tabla # 1 Métodos de compresión sin pérdidas para señales ECG

Año	Título	Autores	CR	DATABASE
2001	Compresión de señales electrocardiográficas para transmisión de datos utilizando la transformada wavelet discreta	(Suárez and Gómez, 2001)	6.0	MIT-BIH Arrhythmia Database
2004	Predictive ECG coding using linear time-invariant models	(A. Boskovic et al., 2004)	2.75	MIT-BIH Arrhythmia Database
2005	Wavelet-based lossy-to-lossless ECG compression in a unified vector quantization framework	(Miaou and Chao, 2005)	3.031 ch1 3.105 ch2	MIT-BIH Arrhythmia Database
2007	ECG signal compression based on Burrows-Wheeler transformation and inversion ranks of linear prediction	(Arnavut, 2007)	3.18 ch1 3.26 ch2	MIT-BIH Arrhythmia Database
2009	Compresión de señales ECG utilizando la Transformada de Burrows-Wheeler	(DÍAZ, 2009)	3.45	MIT-BIH Arrhythmia Database

En 2009, Pardiñas Díaz presento algoritmo utilizando DPCM, transformada S+P y un codificador basado en BWT. Los resultados obtenidos en este trabajo superan

los publicados anteriormente en cuanto a tasa de compresión (3,45) en la base de datos MIT-BIH de arritmia y velocidad (DÍAZ, 2009).

La Tabla 1 enumera los trabajos, y técnicas asociadas, que más impacto han tenido en la investigación científica relativa a la compresión ECG.

Como puede observarse, las tasas promedios no superan la relación 4:1. No obstante, el principal atractivo de estas técnicas es la ausencia de error residual; elemento históricamente sobrevalorado por los especialistas médicos.

1.4 Algoritmos con pérdidas

1.4.1 Parámetros de evaluación

Para medir al grado de reducción de datos que logra un algoritmo de compresión típicamente se emplea la tasa de compresión (*compression rate*), definida como:

$$CR = \frac{b_x}{b_c} \quad (1)$$

donde b_x y b_c representan el número de bits totales de las señales original y comprimida respectivamente.

Para medir la similitud de los datos reconstruidos a los datos originales se emplean, generalmente medidas numéricas de distorsión o calidad, entre ellas, el PRD (*Percentage Root mean square Diference*) y el RMSE (Root Mean Square Error) han sido entre los más empleados:

El PRD se emplea como medida objetiva de la calidad de la señal reconstruida:

$$PRD = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^N (X_i - \hat{X}_i)^2}}{\sqrt{\sum_{i=1}^N X_i^2}} \times 100\% \quad (2)$$

En esta ecuación X_i representa las muestras originales, y \hat{X}_i las muestras recuperadas después de la compresión. Este parámetro indica la calidad global obtenida y permite establecer en qué grado se ha conservado la forma de onda de la señal.

El RMSE o Error Medio Cuadrático describe el error en términos absolutos, permitiendo establecer un criterio de comparación para señales de diferentes amplitudes. Este se expresa en μV .

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (x_n - \hat{x}[n])^2} \quad (3)$$

La complejidad computacional de los algoritmos empleados es un elemento importante en su comparación ya que la eficiencia de los algoritmos se basa en la premisa de que el éxito de un algoritmo no debe depender de la velocidad ni del potencial del sistema en que se ejecute. Los dos criterios más frecuentes son el análisis de coste computacional, que mide la eficiencia de coste temporal de los algoritmos y, el análisis de consumo de memoria, que mide la cantidad de memoria consumida por un algoritmo.

El tiempo de ejecución de un algoritmo depende de tres factores:

1. El tamaño que tenga el conjunto de los datos de entrada del algoritmo, representado en éste por el parámetro "n".
2. El contenido de los datos de entrada, que hace que el tiempo de ejecución oscile entre el mejor caso y el peor caso.
3. El código generado por un compilador y computador en concreto.

Si se le otorga un tiempo de ejecución a cada operación elemental y contamos el número de operaciones elementales que se dan en un algoritmo en concreto, podremos conocer a priori el coste temporal de ejecución. Como gran parte de estos algoritmos son usados en tiempo real el tamaño del conjunto de datos de entradas es muy importante debido a que pueden generar demoras poco efectivas en el funcionamiento en tiempo real de algoritmo.

El retardo es otro de los elementos importantes a tener en cuenta ya que muchos de estos algoritmos son usados en tiempo real y se necesita una respuesta rápida y fiable. Debido a este problema se toman en cuenta el tiempo total de análisis de cada una de las muestras para dicho algoritmo y se compara con el tiempo óptimo para la realización de dicha tarea si es mayor el tiempo de análisis del algoritmo una de las variante a tomar es dividir las muestras en partes más pequeñas para que se demoren menos en el análisis total de las muestras.

1.4.2 Algoritmos de compresión basados en manipulación directa de las muestras de señal (métodos directos)

Los métodos de compresión directos detectan redundancia mediante el análisis directo de las muestras de la señal. Los esquemas de compresión más antiguos fueron esencialmente métodos directos y el costo computacional de los mismos es por lo general bajo. Algunos de los más utilizados son: el algoritmo AZTEC (Amplitude Zone Time Epoch Coding) que puede generar grandes tasas de compresión (10:1 por ejemplo) pero, desafortunadamente, la fidelidad de la señal reconstruida se ve muy afectada por las discontinuidades que ocurren en la señal reconstruida. El algoritmo Turning-Point (TP) es otro de los empleados, su finalidad original es reducir la frecuencia de muestreo de los ECG tomados a 200Hz a la mitad. Este esquema produce una tasa de compresión fija 2:1 mientras que la señal reconstruida tiene distorsión. El algoritmo CORTES (Coordinate Reduction Time Encoding System) utiliza los algoritmos T.P. (Turning Point) y

AZTEC para realizar la compresión de la señal de ECG. Estos dos algoritmos funcionan en paralelo, y CORTES determina cuando se guardan los datos comprimidos por uno u otro. Los algoritmos SAPA (Scan – Along Polygonal Approximation) comparado con los algoritmos T.P. y AZTEC, produce una reconstrucción más fiel de la señal de ECG para las mismas o mayores razones de compresión. (MARÍ, 1997, Duda et al., 2001, R.Nygaard et al., 2001, SHORTEN and BURKE, 2011, MARTÍNEZ, 2010)

1.4.3 Métodos basados en transformaciones

Las técnicas basadas en transformaciones en general segmentan la señal original, utilizan alguna transformación ortogonal lineal a la señal, intentando minimizar la correlación presente en la señal en el dominio del tiempo. Las muestras transformadas se codifican de forma que se reduzca la cantidad de datos necesaria para representarla.

Dentro de este grupo se encuentran la transformada discreta de Fourier (DFT), la de Karhunen-Loeve (KLT), la transformada discreta del coseno (DCT), y la transformada Wavelet discreta (DWT).

De todas las transformaciones, la de mayor éxito para la reducción de datos ha sido la transformada Wavelet, por la capacidad de la misma de representar señales no estacionarias. Varios esquemas de codificación basados en DWT se han hecho populares por la amplia gama de aplicaciones (incluyendo compresión de señales ECG, imágenes, etc.). Entre estos esquemas de codificación el SPITH (Set Partitioning In Hierarchical Trees) ha logrado reducciones significativas controlando la calidad de la señal reconstruida lo más cercana posible a un valor predeterminado.(OLMOS and LAGUNA, 1999, OLMOS et al., 1996, Duda et al., 2001, Miaou and Chao, 2005)

1.4.4 Métodos basados en cuantificación vectorial

Los métodos de cuantificación vectorial (VQ) han sido empleados extensamente en la compresión de datos. Pueden ser aplicados a señales ECG de muchas formas. Por ejemplo:

Cárdenas-Barrera y Lorenzo-Ginori propusieron un esquema que aplica VQ con descomposición promedio-forma directamente a la señal ECG segmentada en vectores de longitud fija.(BARRERA and GINORI, 1999)

Wang Xingyuan y Meng Juan plantean una técnica de compresión híbrida (Set Partitioning In Hierarchical Trees (SPIHT) y VQ) basada en wavelets para aprovechar al máximo las dos correlaciones de las señales de pulso.(XINGYUAN and JUAN, 2009)

Mohammed Abo-Zahhad, Sabah Mohamed Ahmed y Ahmed Zakariala señal se comprime sobre la base de la transformada discreta wavelet (DWT) y la estimación de QRS. La señal del ECG es pre-procesada por la normalización y la eliminación de media. Formando una señal de error como la diferencia entre el pre-procesado de la señal ECG y la forma de onda del complejo QRS. (ABO-ZAHHAD et al., 2010)

La tabla # 2 muestra los métodos revisados en la literatura científica que presentan una compresión con pérdidas.

Tabla # 2 Métodos de compresión con pérdidas para señales ECG

Año	Título	Autores	Rec.	CR	PRD (%)	DATABASE
2000	Wavelet compression of ECG signal by the set partitioning in hierarchical trees algorithm	(Lu et al., 2000)	117	8	1,18	MIT-BIH Arrhythmia Database
2003	Fixed percentage of wavelet coefficients to be zeroed for ECG compression	(Benzid et al., 2003)	117	16,24	2,55	MIT-BIH Arrhythmia Database
			119	17,43	5,13	
			232	9,04	0,29	
2004	ECG compression with retrieved quality guaranteed	(Blanco-Velasco et al., 2004)	117	17,04	2,53	MIT-BIH Arrhythmia Database
			119	18,02	5,04	
			232	9,70	6,28	
2007	Embedded filter bank-based algorithm for ECG compression	(Manuel Blanco-Velasco et al., 2007a)	117	7,0	0,944	MIT-BIH Arrhythmia Database
			232	8,55	0,241	

Año	Título	Autores	Rec.	CR	PRD (%)	DATABASE
2007	Wavelet Packets Feasibility Study for the Design of an ECG Compressor	(Manuel Blanco-Velasco et al., 2007b)	117	8,36	1,34	MIT-BIH Arrhythmia Database
			232	7,35	5,00	
2010	ECG Signal Compression Technique Based on Discrete Wavelet Transform and QRS-Complex Estimation	(ABO-ZAHHAD et al., 2010)	119	23,1	1,95	MIT-BIH Arrhythmia Database
			232	4,3	0,25	
2011	Compressed sensing based method for ECG compression	(Luisa F. Polania et al., 2011)	107	8,05	5,92	MIT-BIH Arrhythmia Database
			115	9,17	5,27	
			119	7,23	2,57	

Con el desarrollo de la Ingeniería Biomédica los investigadores continuaran en la perfección de los métodos de compresión logrando CR cada vez más grandes y un PRD ajustados a las exigencias de la calidad de la señal reconstruida. Debido a las facilidades de la señal ECG mucho de los métodos de compresión usados en los electrocardiogramas estaban destinados a otras señales entre los que se

encuentra el método de compresión descrito en este trabajo que originalmente era para la compresión de EEG y se logran resultados que pueden ser comparados internacionalmente.

CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 Codificación por subbandas

Del análisis realizado en el capítulo 1, se puede observar que muchos de los algoritmos de mejor desempeño emplea alguna transformación de la señal a un nuevo dominio. Este tipo de algoritmos permite decorrelacionar las muestras en el dominio del tiempo y hacer uso de las características espectrales de la señal. Es por ello que se ha decidido analizar el desempeño de un algoritmo de codificación por subbandas que ha sido exitoso en la reducción de datos de señales EEG. La aplicabilidad del método a la señal ECG debe aportar buenos resultados dado que las características espectrales de señales ECG también poseen un comportamiento no uniforme. Una asignación de bits adecuada permitirá lograr las altas tasas de compresión que se pretenden alcanzar. En este capítulo se describirá un método de codificación empleado en señales EEG que será aplicado a la codificación de señales ECG y se identificarán aquellos parámetros del mismo que deberán ajustarse para que su aplicación en el nuevo contexto, conduzca a resultados comparables o mejores que otros algoritmos de compresión actuales.

El proceso de codificación por subbandas consiste en filtrar la señal mediante un banco de filtros que divide el ancho de banda de la señal en una serie de subbandas donde se concentra la actividad ECG. Esta descomposición permite disponer de un subconjunto de bandas donde se concentre el mayor porcentaje de energía de señal. Una adecuada estrategia de codificación permitirá reducir significativamente el volumen de bits necesario para representarla.

2.2 Base de datos

La disponibilidad de bases de datos es de vital importancia tanto para el desarrollo y la evaluación de algoritmos de procesamiento de señales. La inmensa diversidad de los patrones de forma de onda que existe entre los sujetos requiere evaluación del algoritmo empleando una base de datos de tamaño considerable; de tal

manera que su efectividad pueda ser juzgada como satisfactoria en aplicaciones clínicas.

Un número considerable de bases de datos se han recopilado a lo largo de los años con el fin de abordar diversos temas clínicos. La MIT-BIH ARRHYTHMIA DATA BASE es la base de datos más utilizada para la evaluación de los métodos de diseño para detectar anomalías en el ritmo cardíaco y es casi seguro que también la base de datos generales más popular en el procesamiento de señales biomédicas (SORNMO and LAGUNA, 2005)

En el presente trabajo se utiliza la base de datos MIT-BIH Arritmia DATA BASE. Esta base de datos consta de 48 registros anotados, obtenidos de 47 estudios de los sujetos por el Laboratorio de Arritmias del Hospital Beth Israel de Boston entre 1975 y 1979. La base de datos contiene 23 registros elegidos al azar de un conjunto de más de 4000 grabaciones Holter de 24 horas, y 25 registros seleccionados de las mismas para incluir una variedad de fenómenos clínicamente importantes, que no estarían bien representados si se realizase muestreo al azar. En esta base de datos, los registros fueron elegidos tomando en consideración las características del ritmo, la morfología del QRS, o calidad de la señal que presente mayor dificultad a los detectores de arritmia. Cada registro es un poco más de 30 minutos de duración, y contiene dos señales muestreadas a 360 Hz (MIT-BIH, 1992)

A los efectos de determinar la efectividad del método propuesto, se elegirá un subconjunto de la base de datos que permita realizar comparaciones justas con otros algoritmos de compresión descritos en la literatura científica.

2.3 Esquema de compresión

En el presente trabajo se utilizará un método de compresión basado en la descomposición por subbandas y Codificación de Golomb, desarrollado para la codificación de señales EEG que puede ser extensible a otras señales biomédicas dado que no hace uso de conocimientos particulares de la morfología de las formas de onda temporales de la señal, sino de su representación en el dominio de la frecuencia. Utilizaremos la plataforma Matlab para la programación, ejecución y análisis del resultado de los algoritmos.

Para evaluar el desempeño del algoritmo de compresión utilizaremos los parámetros de calidad descritos en el capítulo 1, como el PRD (Percentage Root mean square Diference), RMSE (Root Mean Square Error) y CR (compression rate).

En general los métodos que emplean compresión sin pérdidas logran una baja tasa de compresión. Como alternativa se utilizan métodos de compresión con pérdidas para aumentar la tasa de compresión y disminuir el volumen de información a procesar, conservando la mínima distorsión posible en la señal para un diagnóstico adecuado. La descomposición de la señal con banco de filtros, brinda la posibilidad de realizar múltiples tareas de procesamiento de una señal, que son realizadas por un único grupo de filtros y como ventaja adicional, cada una de estas tareas simultáneas puede ejecutarse a velocidades de muestreo menores que las originales de la señal bajo estudio.

La codificación de Golomb genera un código de longitud variable, donde el valor a codificar es dividido en dos partes por un divisor: q , resultado de la división y r , resto. El código resultante está formado por el valor q en codificación unaria, seguido de un bit separador y finalmente r , en codificación binaria truncada según el divisor. El valor del divisor, se obtiene de la relación entre la amplitud del valor a codificar y su probabilidad de ocurrencia. La codificación de Golomb-Rice es una variante donde el divisor es potencia de 2, facilitando la implementación del algoritmo. Golomb-Exp es otra variante para código regular.

La señal ECG se divide en segmentos de N muestras no solapadas. Cada segmento es procesado con igual algoritmo, por lo que se obtendrán resultados para cada segmento y finalmente para toda la señal.

A continuación se describe el esquema empleado:

a) La señal en el dominio del tiempo se divide en segmentos consecutivos de N muestras cada segmento se procesa independientemente de los demás.

b) Cada segmento se descompone en 32 bandas de frecuencia mediante un banco de filtros coseno modulado de reconstrucción casi perfecta, N-PR CMFB (Nearly-Perfect Reconstruction Cosine Modulated Filter Bank

c) La sola descomposición en subbandas no produce reducción de datos, sino que conduce a un nuevo conjunto de muestras más factible a codificar eficientemente. El algoritmo emplea un primer método de traducción de datos basado en umbral en el cual las muestras con amplitud menor al valor umbral, son eliminadas. El valor umbral se obtiene a partir de dos alternativas en el empleo del parámetro de calidad seleccionado a priori.

El valor del umbral se obtiene con la condición de que la energía retenida, capturado por las muestras significativas, es suficiente para garantizar un objetivo seleccionado anteriormente, por parámetros de calidad de la señal reconstruida. Para que esta idea se lleve a cabo se puede interpretar la ecuación. (2 y 3) en términos de energía,

$$\text{PRD}^2 = \frac{E_L}{E_T} 100^2 \quad \text{ó} \quad \text{RMSE}^2 = \frac{1}{N} E_L \quad (4)$$

dónde E_L es la energía del error, es decir, la energía perdida durante el proceso umbral, y E_T es la energía total de la señal. La energía retenida después de la compresión, E_R , se expresa como la diferencia entre la energía total y la energía pérdida:

$$E_R = E_T - E_L \quad (5)$$

combinando (4) y (5), se obtiene:

$$E_R = E_T \left(1 - \frac{PRD}{100} \right)^2 \quad \text{ó}$$

$$E_R = E_T - N * RMSE^2 \quad (6)$$

Que representan la relación entre los parámetros de calidad y la energía retenida. Aquellas expresiones usadas para obtener la energía retenida de cualquier señal por un parámetro de calidad determinado. Como la transformación lineal empleada no afecta el cálculo de la energía, se utilizará la siguiente fórmula para calcular el valor del umbral de la siguiente manera. Sea $\mathbf{y} =$

y_0, y_1, \dots, y_{N-1} ^T el vector de N dimensiones obtenidas como resultado de la concatenación de las M subbandas. La energía total se obtiene de la siguiente manera:

$$E_T = \sum_{i=0}^{N-1} y_i^2 \quad (7)$$

La energía retenida por algún parámetro objetivo de calidad determinado se obtiene a partir de (6) como el requisito de ser alcanzado en el dominio de la descomposición. Para ello, vamos a definir $\mathbf{y}_S = y_0, y_1, \dots, y_N$ ^T como el vector que contiene las muestras de \mathbf{y} ordenados en orden decreciente, de modo que $y_{(1)} \geq y_{(2)} \geq \dots \geq y_N$. Podemos utilizar este vector para la rápida identificación de las muestras más significativas y fácilmente calcular la energía retenida como una sumatoria acumulativa,

$$E_R = \sum_{i=1}^u y_{(i)}^2 \quad (8)$$

donde, $1 \leq u \leq N$. El límite superior u define el número de muestras en el vector ordenado y_s que contribuye a la energía retenida, por lo que el valor del umbral, es elegido como el valor de la muestra $y_{(u)}$ donde y_s el índice u satisface (8). De esta manera, se obtiene $u \times 1$ el vector $y_s^{(u)} = y_{(1)}, y_{(2)}, \dots, y_{(u)}$ de muestras de un umbral. Este vector contiene las muestras significativas, que son posteriormente cuantificados.

d) El resto de las muestras distintas de cero son cuantificadas utilizando USDZQ (Uniform Scalar Dead Zone Quantiser), eliminando la zona muerta creada por las muestras eliminadas, como se muestra a continuación:

$$y_i = \begin{cases} -1, & -3\delta < x_i < -T \\ 0, & -T < x_i < T \\ 1, & T < x_i < 3\delta \\ h, & 2h - 1 \delta < x_i < 2h + 1 \delta, \\ & h = \pm 2, \pm 3, \dots \end{cases} \quad (9)$$

$$y_i = \begin{cases} 0, & y_i = 0 \\ 2y_i\delta, & y_i \neq 0 \end{cases} \quad (10)$$

donde x_i son las muestras distintas de cero, y_i las muestras cuantificadas y y_i las muestras reconstruidas. T es el valor umbral, calculado a priori a partir del PRD esperado. La mitad del paso de cuantificación es δ , que se obtiene a partir de T , guardando la relación $\delta < T < 2\delta$.

e) La codificación de Golomb solo permite codificar valores positivos, por lo que se requiere convertir las muestras cuantificadas y_i en un código sin signo y_{ci} . Para esto se emplea la ecuación (11)

$$y_{ci} = \begin{cases} 2y_i - 1, & y_i < 0 \\ 2y_i + 1, & y_i > 0 \end{cases} \quad (11)$$

f) Los coeficientes y_{ci} , sin signo, se codifican con codificación de Golomb-Rice. El código primeramente calcula los valores:

- ▶ $m = 2^k$, divisor de la operación.
- ▶ $r = y_{ci} \bmod m$, resto de la división.
- ▶ $q = \frac{y_{ci}}{m}$, parte truncada de la división.

La palabra codificada será de, $k + 1 + q$ bits de tamaño y se compone de

$$q \text{ (codificación unaria), } 0 \text{ (separador), } r \text{ (} k \text{ bits)} \quad (12)$$

g) El método Golomb-Rice depende de la selección del parámetro k , para obtener el valor de k , se puede seguir el siguiente algoritmo [referencia]:

- ▶ Contador de valores y_{ci} distintos de cero (N_{NZ}).

$$N_{NZ} = N_{NZ} + 1 \quad (13)$$

- ▶ Suma acumulada de y_{ci} (S_C)

$$S_C = S_C + (y_{ci} - 0.5) \quad (14)$$

$$k = \begin{cases} \log_2 \frac{S_c}{N_{NZ}} , & \text{si } k < 8 \\ \log_2 \frac{S_c}{N_{NZ}^2} , & \text{si } k \geq 8 \end{cases} \quad (15)$$

h) Producto del proceso de umbralización y codificación, pueden aparecer secuencias de muestras consecutivas iguales a cero. Estas corridas de ceros se codifican eficientemente utilizando Codificación de Golomb-Exponencial. Partiendo de la cantidad de ceros consecutivos (Runlength), se calcula el valor M como:

$$M = \log_2 \text{Runlength} + 1 \quad (16)$$

La palabra de código se forma de la siguiente forma:

$$M \text{ ceros}, 1(\text{separador}), x_{M-1} \dots x_0 \quad (17)$$

donde $x_{M-1} \dots x_0 = \text{Runlength} + 1 - 2^M$, representado en M bits. Por lo que cada palabra de código tiene una longitud de $2M + 1$.

Cuando aparecen dos valores distintos de cero, en el proceso de codificación se intercala el código de una corrida de ceros de longitud cero, entre los dos valores codificados.

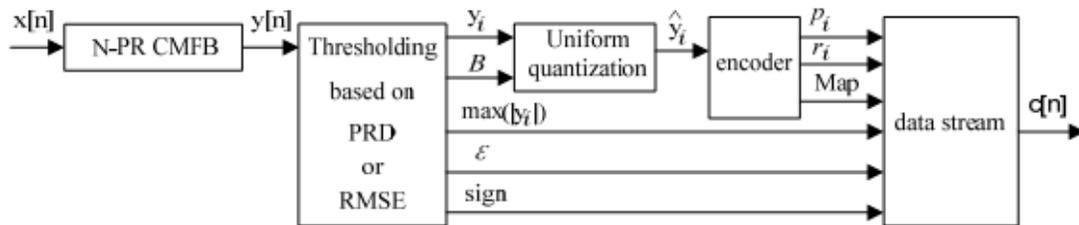


Fig. # 1. Esquema de compresión

En este capítulo se describió el método de compresión utilizado en el presente trabajo el cual estaba destinado hacia las señales EEG. Este método de compresión permite controlar la calidad final de la señal reconstruida y se espera que estableciendo límites a este parámetro, se logren tasas de compresión comparables o superiores a otros algoritmos propuestos en la literatura revisada.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Descripción de los experimentos a realizar

Para evaluar el desempeño del algoritmo descrito en el presente trabajo se analizarán los valores de CR y PRD alcanzados por el algoritmo propuesto, al aplicarse a una base de datos internacional de dominio público. En la literatura revisada se establece que el rango de valores de PRD que oscilan entre 0 % y 10 % se puede considerar como buenos y muy buenos para la mayoría de las aplicaciones que hacen procesamiento o análisis posterior de las señales ECG sujetas a compresión. Para realizar el análisis del desempeño del algoritmo ante diferentes morfologías de la señal ECG y considerando criterios de calidad diferentes, se propone identificar las tasas de compresión que logra alcanzar el método para valores de PRD bajo (2 %), PRD medio (5 %) y PRD alto (9 %) que se encuentran dentro de rango establecido. Como se describió en el capítulo 2, el método de compresión bajo estudio permite controlar la calidad final de la señal reconstruida y se espera que estableciendo límites a este parámetro, se logren tasas de compresión comparables o superiores a otros algoritmos propuestos en la literatura. Si el algoritmo logra alcanzar altas tasas de compresión, se puede concluir entonces que constituirá una alternativa viable para compresión ECG, amén de que haya sido un método propuesto para otro tipo de señal biomédica.

3.2 Selección de las señales

La base de datos (MIT-BIH DATA BASE) usada contiene 23 registros elegidos al azar de un conjunto de más de 4000 grabaciones Holter de 24 horas, y 25 registros seleccionados de las mismas para incluir una variedad de fenómenos clínicamente importantes, que no estarían bien representados si se realizase muestreo al azar.

Para la evaluación del desempeño de un algoritmo de compresión no es usual utilizar todas las muestras de la base de datos escogidas, sino que se toman al azar un conjunto de muestras y se presentan los resultados alcanzados para ellas.

La Tabla # 1, del Anexo I lista el conjunto de señales empleadas en los experimentos realizados. En cada caso, se ha elegido la primera derivación de las dos que ofrece cada registro ECG de la base de datos. Las formas de ondas en tales derivaciones permiten barrer un gran número de latidos normales y patológicos que pueden aparecer en registros ECG.

La literatura científica que describe el desempeño de algoritmos de compresión, generalmente no hace uso del conjunto total de muestras de las diferentes señales de la base de datos, sino que es común usar segmentos de duración de tiempo diferentes. Entre los segmentos de tiempo más usados se encuentran los del primer minuto de señal, segmentos de los 2 primeros minutos de la señal y los 10 primeros minutos de la señal. La comparación del desempeño del algoritmo con otros descritos en la literatura se realiza tomando aquellas señales que los autores de los métodos con los que se compara, emplean. Para tal fin entonces se escogieron las señales 107, 115, 117, 119 y 232 porque son las señales elegidas por los autores más destacados en el estado del arte.

3.3 Desempeño del método ante ECG

Para mostrar el desempeño del algoritmo descrito ante señales ECG se creó una tabla donde muestre para cada uno de los segmentos de tiempo revisados los valores promedios de CR (CR*) y PRD (PRD*) así como sus mínimos (Min CR, Min PRD) y sus máximos (Max CR, Max PRD) valores alcanzados

En la tabla # 1 se muestran los valores promedios de tasas de compresión alcanzadas para el segmento de duración del primer minuto de señal para PRD (bajo, medio y altos). Para PRD bajo (2 %) CR* = 5,89 y PRD* = 2,34, para PRD medio (5 %) CR* = 9,84 y PRD* = 5,08 y para PRD alto (9 %) CR* = 13,40 y PRD* = 9,02 como se muestra en la tabla # 1. En el anexo # 2 se encuentran los valores para cada una de las señales de la base de datos con un segmento de duración del primer minuto.

Tabla # 1: Desempeño del método descrito ante la señal ECG para PRD (bajo, medio y alto) con un segmento de duración del primer minuto.

	CR*	Min CR	Max CR	PRD* (%)	Min PRD (%)	Max PRD (%)
PRD 2%	5,89	3,71	12,96	2,34	1,97	4,17
PRD 5 %	9,84	5,31	22,43	5,08	4,75	5,78
PRD 9 %	13,41	6,96	27,36	9,03	8,58	9,62

En la tabla # 2 se muestran los valores promedio de PRD (bajo, medio y alto) y CR alcanzados por el método descrito para segmentos de duración de los 2 primeros minutos, además de mostrar los valores mínimo y máximo de PRD (bajo, medio y alto) y CR. Por ejemplo para un PRD bajo (2 %) la CR* =5,92, la Min CR = 3,66, la Max CR = 12,97, el PRD* = 2,32, el Min PRD = 1,98 y el Max PRD = 4,11 (ver tabla # 2). En el anexo # 3 se encuentran los valores para cada una de las señales de la base de datos con un segmento de duración de los 2 primeros minutos

Tabla # 2: Desempeño del método descrito ante la señal ECG para PRD (bajo, medio y alto) con un segmento de duración de los 2 primeros minutos.

	CR*	Min CR	Max CR	PRD* (%)	Min PRD (%)	Max PRD (%)
PRD 2%	5,92	3,66	12,97	2,32	1,98	4,11
PRD 5 %	9,87	5,14	22,48	5,08	4,73	5,80
PRD 9 %	13,47	6,55	27,39	9,02	8,51	10,16

En la tabla # 3 se muestran los resultados para el segmento de duración de los 10 primeros minutos, por ejemplo para un PRD medio (5 %) la CR* = 9,92 y PRD* =

5,07. En el anexo # 4 se encuentran los valores para cada una de las señales de la base de datos con un segmento de duración de los 10 primeros minutos

Tabla # 3: Desempeño del método descrito ante la señal ECG para PRD (bajo, medio y alto) con un segmento de duración de los 10 primeros minutos.

	CR*	Min CR	Max CR	PRD* (%)	Min PRD (%)	Max PRD (%)
PRD 2%	5,94	2,92	13,83	2,29	1,93	4,46
PRD 5 %	9,92	3,76	22,43	5,07	4,73	6,88
PRD 9 %	13,55	4,63	29,49	9,02	8,22	12,50

Como puede observarse en las tablas 1, 2 y 3, se destaca que independientemente de la variabilidad de morfologías diferentes que pueden existir en los segmentos de 1, 2 y 10 minutos, el método propuesto es consistente con los valores de PRD obtenidos y las tasas de compresión a que conduce, concluyendo que el método se desempeña de manera similar ante señales que pueden tener diferentes morfologías. No obstante, si realizamos un análisis más detallado de los resultados obtenidos para la primera derivación (MLII en la mayoría de los casos) presentada en la base de datos encontramos señales que se destacan por presentar una elevada contaminación con ruido provocado en el proceso de grabación, de ahí los bajos resultados de tasa de compresión obtenidos. Las señales de mayor dificultad para lograr su compresión son las que aparecen en los registros 203 y 232. Las figuras 1, 2 y 3 muestran el primer minuto de la primera derivación de los registros 117, 203 y 232 respectivamente. El registro 117 presenta un ritmo sinusal normal cuya densidad espectral de potencia esta presentada en la figura 4, muestra que la mayor potencia de señal se encuentra localizada en las bandas de frecuencia bajas con un valor alrededor de 50 Hz por lo que el algoritmo puede lograr un elevado valor de PRD. Esta señal (la extraída del registro 117) permite observar el comportamiento típico del método de compresión ante la mayoría de las señales, dado que este ritmo, y otros

asociados a las arritmias clásicas tienen un comportamiento espectral similar. Este tipo de situación conduce entonces a muy buenas tasas de compresión.

Los segmentos de señal extraídos de los registros 203 y 232 presentan una elevada contaminación en su ritmo sinusal, como se muestra en las figuras 3 y 4, en el registro 203 la densidad espectral de potencia alcanza valores que prácticamente duplican a los logrados en el registro 117 como se muestra en la figura # 5 por lo que el algoritmo alcanza un valor bajo de PRD. Para el registro 232 los valores alcanzados para la densidad espectral de potencia están alrededor de los 70 Hz mostrado en la figura # 5. Por lo antes descrito los valores de PRD para los registros que presenten una densidad espectral de potencias mayores a 50 Hz los valores de PRD logrados no serán los óptimos.

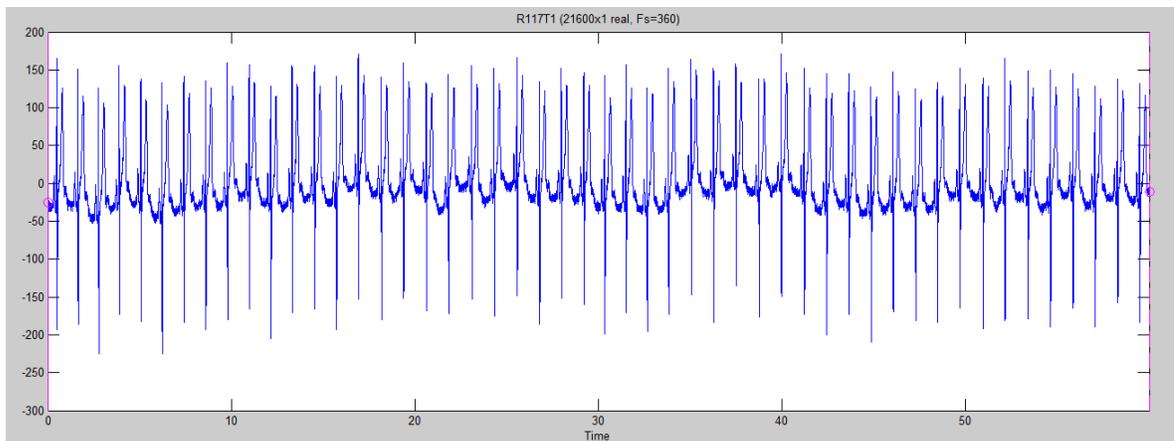


Figura # 1: Señal 117

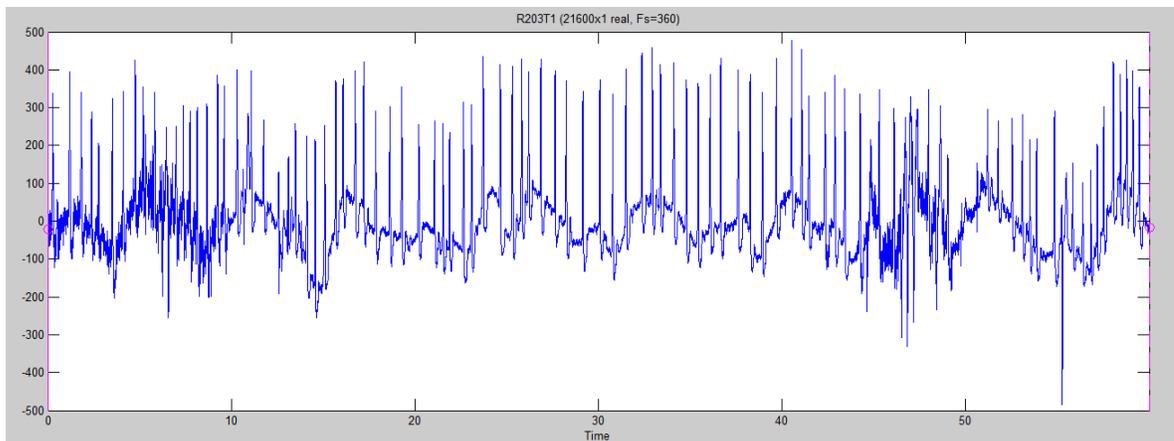


Figura # 2: Señal 203

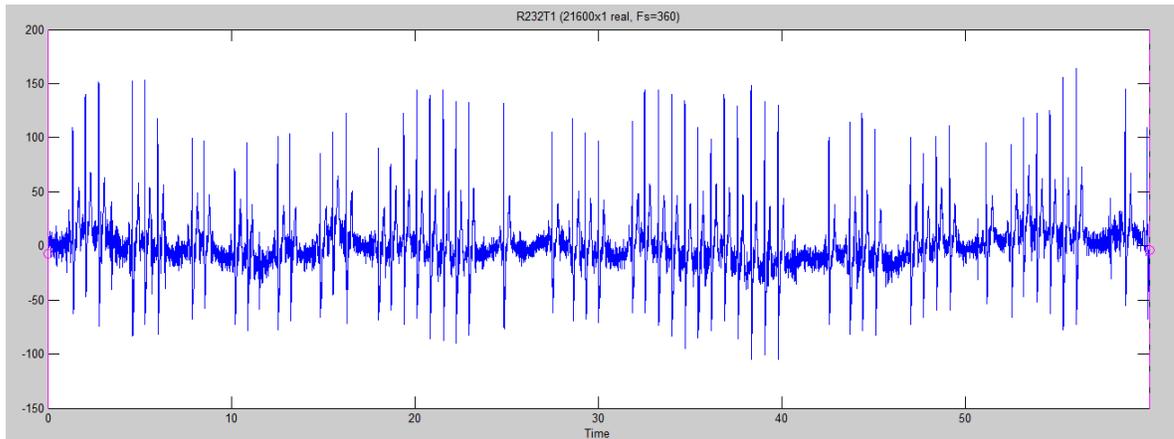


Figura # 3: Señal 232

Si detallamos la evolución del espectro de las señales cuyas formas de ondas se mostraron en las figuras 1,2 y 3, observamos que sus densidades espectrales de potencia son marcadamente diferentes en cuanto al rango de frecuencias en las que se concentra la energía de la señal. Aquellas señales que tengan una densidad espectral de potencia en las que la energía se concentre en un menor número de componentes de frecuencia, conducirán a mayores tasas de compresión y viceversa. Por esta razón, la señal extraída del registro 117 logra muy buenas tasas de compresión y la extraída del registro 203 logra los peores resultados, pues conducirá a muchas más muestras significativas que el algoritmo de compresión debe cuantificar y codificar.

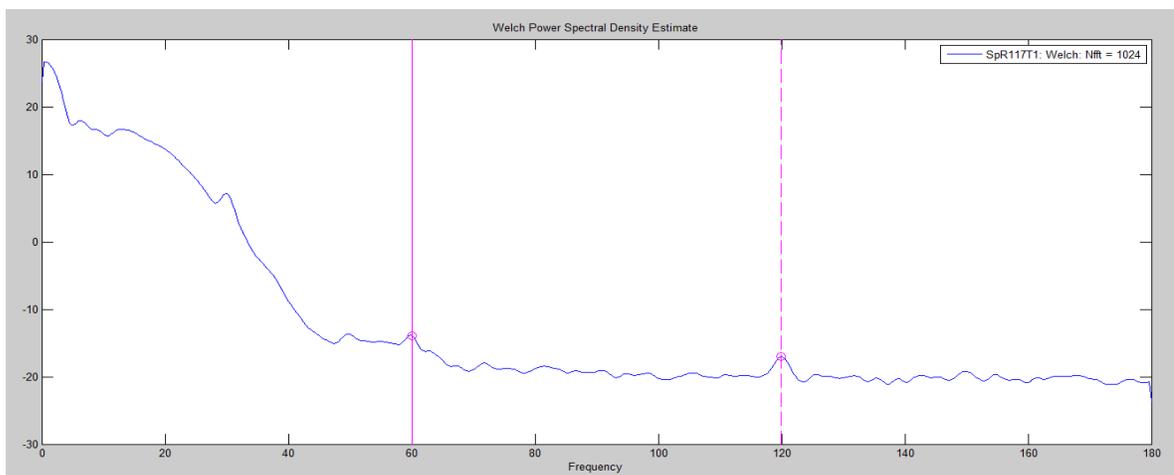


Fig. # 4: Densidad espectral de potencia de la señal 117

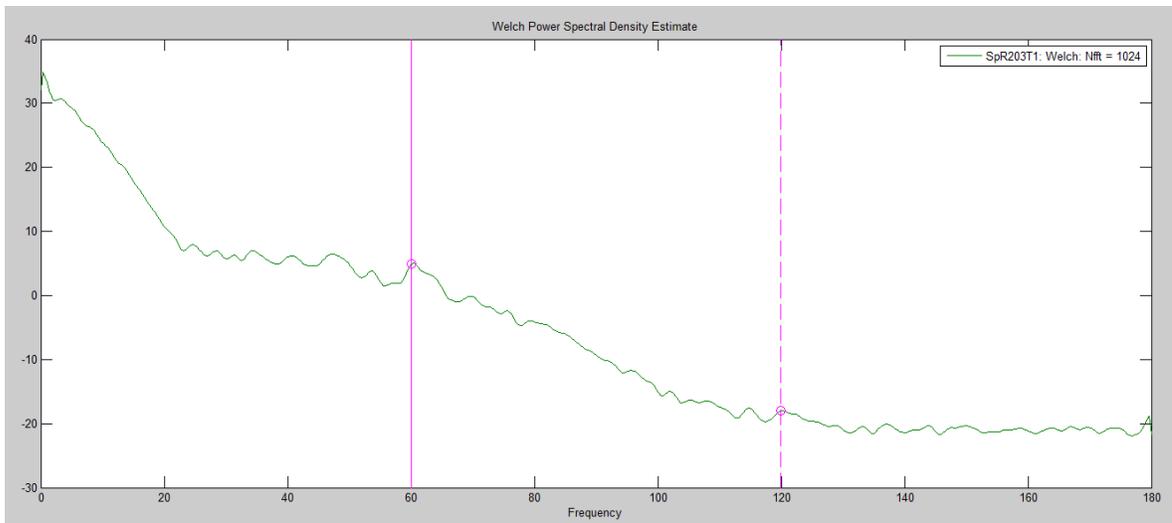


Fig. # 5: Densidad espectral de potencia de la señal 203

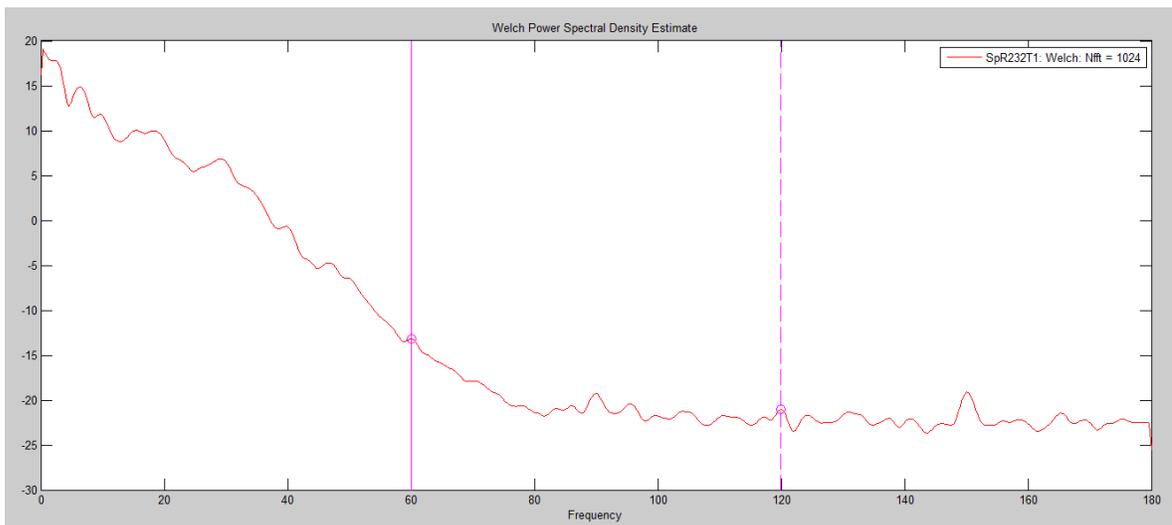


Fig. # 6: Densidad espectral de potencia de la señal 203

Independientemente de lo anterior mostrado el método de compresión logra buenos resultados para las señales contaminadas como se detalla en los anexos 2, 3 y 4.

3.4 Comparación con otros autores

Realizar la comparación con otros autores resulta difícil si no se emplean condiciones experimentales similares. El primer elemento importante para la comparación con otros trabajos es disponer de los resultados de los algoritmos al

aplicarse al mismo conjunto de señales. La tabla 2 del capítulo 1 presenta los resultados más relevantes de la literatura ordenados cronológicamente. Una inspección de tales resultados nos permite concluir que el algoritmo propuesto en este trabajo supera mucho de los resultados del estado de la técnica de compresión ECG.

Para la comparación con los autores revisados en la literatura se escogieron los algoritmos más relevantes, o sea aquellos que logran las mayores tasas de compresión para los segmentos de tiempo definidos. Para el segmento de tiempo del primer minuto los artículos más destacados fueron (Manuel Blanco-Velasco et al., 2007b) y (ABO-ZAHHAD et al., 2010) . Para el segmento de tiempo de los 2 primeros minutos se destacaron 2 autores, Benzid R. (Benzid et al., 2003) y Manuel Blanco (Blanco-Velasco et al., 2004) en los años 2003 y 2004 respectivamente, mientras que en el segmento de tiempo de los 10 primeros minutos el artículo más relevante fue (Luisa F. Polania et al., 2011)

En el artículo (Manuel Blanco-Velasco et al., 2007b) se escogieron las señales 117 y 232 para demostrar el desempeño del algoritmo. Presentando para la señal 117 valores de CR = 8,36 y un PRD = 1,34 % y para la señal 232 valores CR = 7,35 y un PRD = 5,0 %. El algoritmo descrito en el presente trabajo para la señal 117 con un PRD = 2,18 % alcanzó una CR = 4,20 en este caso la comparación no es fiable debido a que el valor del PRD no es igual al alcanzado en (Manuel Blanco-Velasco et al., 2007b) pero el resultado se mantiene por debajo del desempeño alcanzado en (Manuel Blanco-Velasco et al., 2007b). Para la señal 232 se alcanzó un valor de CR = 12,68 con un PRD = 5,09 lo cual demuestra que los valores alcanzados por el algoritmo descrito en este trabajo para la señal 232 son superiores a los alcanzados en (Manuel Blanco-Velasco et al., 2007b). En el artículo (ABO-ZAHHAD et al., 2010) lograron CR = 23:1 con un PRD = 1,95 para el registro 119 el cual presenta mayor tasa de compresión que los obtenidos por el algoritmo descrito con una CR = 8,43 y un PRD = 2,05, en el caso del registro 232 en (ABO-ZAHHAD et al., 2010) se logra con un PRD = 0,25 valores de CR = 4.3:1 los cuales son mejores que los obtenidos en el trabajo descrito con valores de CR = 3,15 y un PRD = 1,99 %. Como tenemos 2 valores de PRD diferentes para la

señal 232 en la tabla # 6 tenemos 2 señales 232 la primera para compararla con el valor de PRD de (Manuel Blanco-Velasco et al., 2007b) y la segunda para mostrada en (ABO-ZAHHAD et al., 2010) . Los resultados de tasa de compresión alcanzados en (ABO-ZAHHAD et al., 2010) se deben a que el algoritmo se basa en un conocimiento previo de la morfología de la señal. Este resultado refleja que el método propuesto en este trabajo es capaz de lograr mayores tasas de compresión ante señales que tienen una marcada influencia de ruido como es el caso de la señal 232 para valores de PRD mayores al 5 %, pero su desempeño para un PRD menor que 1,5 % no son mejores por la gran presencia de ruidos en la grabación de la señal como se muestra en la tabla # 6.

Tabla # 6: Comparación otros autores con un segmento de tiempo del primer minuto.

Titulo	Autores	RECORD	CR	PRD (%)
Wavelet Packets Feasibility Study for the Design of an ECG Compressor	(Manuel Blanco-Velasco et al., 2007b)	117	8,36	1,34
		232	7,35	5,0
ECG Signal Compression Technique Based on Discrete Wavelet Transform and QRS-Complex Estimation	(ABO-ZAHHAD et al., 2010)	119	23	1,95
		232	4,3	0,25
Algoritmo descrito		117	4,20	1,99
		119	8,43	2,05
		232	12,68	5,09
		232	3,15	1,99

Para el segmento de tiempo de los 2 primeros minutos los artículos más destacados son (Benzid et al., 2003) y (Blanco-Velasco et al., 2004) con resultados de CR y PRD muy semejantes para las muestras 117 y 119. Los resultados del algoritmo descrito en este trabajo para la muestra 117 (CR = 5,83 PRD = 2,79) se encuentran por debajo de los resultados alcanzados en (Benzid et al., 2003) con valores de CR = 16,24 y un PRD = 2,55 % y para (Blanco-Velasco et al., 2004) con valores de CR = 17,04 y un PRD = 2,53 % como se muestra en la tabla # 7. Para la muestra 119 con un PRD = 5,02 % se alcanzó una CR = 11,49 lo que los ubica por debajo de los resultados alcanzados en (Benzid et al., 2003) con valores de CR = 16,24 y un PRD = 2,55 % y los valores en (Blanco-Velasco et al., 2004) para un PRD = 2,53 % se logró una CR = 17,04. Para la señal 232 en (Benzid et al., 2003) se logró una CR = 9,04 con un PRD = 0,29 % y en (Blanco-Velasco et al., 2004) una CR = 9,70 con un PRD = 6,28 %, como tenemos 2 valores de PRD diferentes para la señal 232 en la tabla # 7 tenemos 2 señales 232 la primera para compararla con el valor de CR de (Benzid et al., 2003) y la segunda para compararla con (Blanco-Velasco et al., 2004) mostrado en la tabla # 7. En la comparación de la señal 232 para (Benzid et al., 2003) no se logró alcanzar valores semejantes de PRD porque el algoritmo descrito no puede controlar todos los resultados de PRD ya que este se controla por cuantificación y esto infiere en un error mayor que el PRD deseado por lo tanto los resultados del algoritmo a prueba son inferiores a los logrados en (Benzid et al., 2003). El algoritmo descrito alcanzo valores semejantes de PRD descritos en (Blanco-Velasco et al., 2004) pero la valores de tasa de compresión se mantuvieron por debajo de lo alcanzado en (Blanco-Velasco et al., 2004) mostrado en la tabla # 7

Tabla # 7: Comparación otros autores con un segmento de tiempo de los 2 primeros minutos.

Titulo	Autores	RECORD	CR	PRD (%)
Fixed percentage of wavelet coefficients to be zeroed for ECG compression	(Benzid et al., 2003)	117	16,24	2,55
		119	17,43	5,13
		232	9,04	0,29
ECG compression with retrieved quality guaranteed	(Blanco-Velasco et al., 2004)	117	17,04	2,53
		119	18,02	5,04
		232	9,70	6,28
Algoritmo descrito		117	5,83	2,79
		119	11,49	5,02
		232	3,15	1,99
		232	8,37	6,49

Para el segmento de tiempo de los 2 primeros minutos de la señal el algoritmo descrito en este trabajo es inferior al desempeño alcanzado en (Benzid et al., 2003) y (Blanco-Velasco et al., 2004).

Para el segmento de tiempo de los 10 primeros minutos el artículo que más se destacó fue (Luisa F. Polania et al., 2011) donde se escogieron las señales 107, 115 y 119 para demostrar el desempeño del método de compresión descrito en él. Para la señal 107 en (Luisa F. Polania et al., 2011) se obtuvo valores de CR = 8,05 y un PRD = 5,92 %, el método descrito en el presente trabajo para la señal 107 con un PRD = 5,83 % se obtuvo una CR = 10,99 logrando un mejor

desempeño para esta señal. Para la señal 115 en (Luisa F. Polania et al., 2011) se obtuvo valores de CR = 9,17 con un PRD = 5,27 % y con el método descrito en este trabajo con un PRD = 5,15 % se logró una CR = 10,46 manteniendo su mejor desempeño sobre el método descrito por Luisa. Por otra parte con la señal 119 en (Luisa F. Polania et al., 2011) se logra valores de CR = 7,23 con un PRD = 2,57 % mientras que con el método descrito en el presente trabajo se logró una CR = 8,39 y un PRD = 2,49 % siendo superior el desempeño de método descrito para la señal 119 (ver tabla # 8).

Tabla # 8: Comparación otros autores con un segmento de tiempo de los 10 primeros minutos.

Titulo	Autores	RECORD	CR	PRD (%)
Compressed sensing based method for ECG compression	(Luisa F. Polania et al., 2011)	107	8,05	5,92
		115	9,17	5,27
		119	7,23	2,57
Algoritmo descrito		107	10,99	5,83
		115	10,46	5,15
		119	8,39	2,49

Podemos decir que el algoritmo descrito en este trabajo para el segmento de tiempo de los primeros 10 min es superior al desempeño alcanzado del método descrito por Luisa en (Luisa F. Polania et al., 2011) como se muestra en la tabla # 8.

El algoritmo descrito en el presente trabajo logra un buen desempeño para las señales ECG independientemente de la morfología que presenta la señal

comprimida. El desempeño alcanzado no depende del segmento de tiempo escogido sino de las especificaciones del método de compresión.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Al concluir el análisis arribamos a las siguientes conclusiones:

Conclusiones

1. El método propuesto no hace uso del conocimiento previo de las señales ECG, lo que lo hace adecuado para codificar señales ECG independientemente de que su concepción original haya sido para señales EEG.
2. El método no logra alcanzar valores de PRD inferiores al 1.5 % ante señales muy contaminadas con ruido y cuya densidad de potencia refleja actividad significativa en la gran mayoría de los canales del banco de filtro. La principal causa de este resultado es que el algoritmo de compresión realiza el control del PRD solamente en la etapa de cuantificación mediante umbral, dejando fuera del control los errores provocados por el banco de filtros de reconstrucción casi perfecta y la cuantificación escalar de las muestras significativas luego del proceso de umbralización.
3. Los resultados del método cuando se toman segmentos de diferente duración (1, 2 y 10 minutos) muestran un comportamiento similar por lo que es posible compararlo con una gran cantidad de métodos existentes en la literatura que hacen uso de la base de datos empleada aunque contengan segmentos de duración diferentes. La razón que sustenta este resultado está relacionada con el hecho de que las señales analizadas presentan un comportamiento cuasi-estacionario en los segmentos elegidos.
4. Las tasas de compresión alcanzadas son comparables o mejores a las obtenidas por otros métodos de compresión reportados en la literatura científica más reciente.
5. Varios métodos de la literatura alcanzan desempeños superiores (Benzid et al., 2003), (Blanco-Velasco et al., 2004) y (ABO-ZAHHAD et al., 2010).
6. El algoritmo logro ejecutarse en tiempo real.

Recomendaciones

Luego de realizar el análisis del comportamiento del algoritmo propuesto ante señales de la base de datos MIT-BIH y compararlo con otros métodos de la literatura sobre compresión EEG se pueden sugerir las siguientes recomendaciones:

1. Diseña un experimento que permita emplear diferente banco de filtros que resulten más adecuados al espectro de potencia de la señal ECG.
2. Realizar experimentos que permitan identificar los valores óptimos de los parámetros configurables del algoritmo (longitud del segmento de datos, configuración del cuantificador escalar uniforme y codificador de Golomb).
3. Modificar el método para lograr que el control del PRD contemple los errores emanados de el banco de filtros y la cuantificación escalar uniforme de las muestras significativas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- A. BOSKOVIC, M. DESPOTOVIC & BAJIC, D. 2004. Predictive ECG coding using linear time-invariant models. *Arch Oncol*, 12, 152-160.
- ABO-ZAHHAD, M., AHMED, S. M. & ZAKARIA, A. 2010. ECG Signal Compression Technique Based on Discrete Wavelet Transform and QRS-Complex Estimation. *International Journal Signal Processing*, 4.
- ARNAVUT, Z. 2007. ECG signal compression based on Burrows-Wheeler transformation and inversion ranks of linear prediction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54, 410-418.
- BARRERA, J. L. C. & GINORI, J. L. 1999. Mean-shape vector quantizer for ECG signal compression. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46, 62-70.
- BENZID, R., MARIR, F., BOUSSAAD, A., BENYOUCEF, M. & ARAR, D. 2003. Fixed percentage of wavelet coefficients to be zeroed for ECG compression. *ELECTRONICS LETTERS*, 39, 830-831.
- BLANCO-VELASCO, M., F. CRUZ-ROLDÁN, GODINO-LLORENTE, J. I. & BARNER, K. E. 2004. ECG compression with retrieved quality guaranteed. *ELECTRONICS LETTERS*, 40.
- DÍAZ, D. P. 2009. *Compresión de señales ECG utilizando la Transformada de Burrows-Wheeler* Maestria, Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas.
- DUDA, K., TURCZA, P. & ZIELINSKI, T. P. 2001. Lossless ECG Compression with Lifting Wavelet Transform. *IEEE Instrumentation and Measurement*.
- JAYANT, N., JOHNSTON, J. & AFRANEK, R. S. 1993. Signal Compression Based on Models of Human Perception. *PROCEEDINGS OF THE IEEE*, 81.
- LU, Z., KIM, D. Y. & PEARLMAN, W. A. 2000. Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47, 849-856.
- LUISA F. POLANIA, RAFAEL E. CARRILLO, BLANCO-VELASCO, M. & BARNER, K. E. 2011. COMPRESSED SENSING BASED METHOD FOR ECG COMPRESSION.
- MANUEL BLANCO-VELASCO, FERNANDO CRUZ-ROLDAN, EDUARDO MORENO-MARTINEZ, GODINO-LLORENTE, J.-I. & E.BARNER, K. 2007a. Embedded filter bank-based algorithm for ECG compression. *IEEE Signal Processing*.

- MANUEL BLANCO-VELASCO, FERNANDO CRUZ-ROLDÁN, JUAN IGNACIO GODINO-LLORENTE & BARNER, K. E. 2007b. Wavelet Packets Feasibility Study for the Design of an ECG Compressor. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 54.
- MARÍ, J. M. 1997. *COMPRESIÓN DE ECG EN TIEMPO REAL CON EL DSP TMS320C25*. UNIVERSITAT DE VALÈNCIA.
- MARTÍNEZ, J. F. G. 2010. Compresión de bioseñales.
- MIAOU, S. & CHAO, S. 2005. Wavelet-based lossy-to-lossless ECG compression in a unified vector quantization framework. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52, 539-543.
- OLMOS, S. & LAGUNA, P. 1999. Multi-lead ECG data compression with orthogonal expansions: KLT and wavelet packets. *Proceedings Computers in Cardiology*, 539-542.
- OLMOS, S., MILLAN, M., GARCÍA, J. & LAGUNA, P. 1996. ECG data compression with Karhunen-Loeve transform. *Proceedings Computers in Cardiology*, 253-256.
- R.NYGAARD, G.MELNIKOV & A.K.KATSAGGELOS 2001. A rate distortion optimal ECG Coding algorithm. *IEEE Transactionson Biomedical Engineering*, 48.
- SHORTEN, G. P. & BURKE, M. J. 2011. A Novel Approach in Testing the Accuracy of ECG Compression using Partial Percentage RMS Difference and Dynamic Time Warping.
- SORNMO, L. & LAGUNA, P. 2005. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*.
- SUÁREZ, O. Y. & GÓMEZ, Z. G. L. 2001. Compresión de ECG sin pérdidas mediante ordenamiento reversible.
- XINGYUAN, W. & JUAN, M. 2009. Wavelet-based hybrid ECG compression technique. *Analog Integr Circ Sig Process*, 59, 301–308.

ANEXOS

Anexo # 1

Tabla # 1 Señales empleadas en los experimentos realizados

Record	Derivación	Resolución ADC	Fs (Hz)
107	MLII	11 bits	360
115	MLII	11 bits	360
117	MLII	11 bits	360
119	MLII	11 bits	360
232	MLII	11 bits	360

Anexo # 2

Resultados alcanzados de la compresión de señales ECG para un segmento de tiempo del primer minuto.

Frecuencia de muestreo (Fs) 360 Hz

Resolución ADC 11 bits

Derivación 1

Tabla 1: Compresión de señales ECG para un PRD 2 %

No.	Rec.	Deriv.	CR	Min CR	Max CR	PRD	Min PRD	Max PRD
1	100	MLII	4,13	4,07	4,23	2,57	2,39	3,09
2	101	MLII	4,29	4,06	4,44	2,46	2,42	2,50
3	102	V5	4,12	3,96	4,43	2,71	2,45	2,88
4	103	MLII	6,64	6,47	6,78	2,25	2,18	2,33
5	104	V5	4,69	4,49	4,92	2,40	2,14	2,67
6	105	MLII	6,51	6,25	6,92	2,25	2,12	2,39

7	106	MLII	4,59	4,29	4,75	2,15	2,08	2,48
8	107	MLII	6,89	6,43	7,17	2,03	1,99	2,11
9	108	MLII	4,05	3,72	4,31	3,00	2,73	3,22
10	109	MLII	7,45	6,26	8,05	2,08	2,03	2,13
11	111	MLII	4,51	4,29	4,82	2,44	2,21	2,76
12	112	MLII	4,83	4,49	5,17	2,50	2,29	2,88
13	113	MLII	5,63	5,46	5,92	2,10	2,04	2,14
14	114	V5	4,13	3,97	4,27	4,01	3,89	4,18
15	115	MLII	7,19	6,56	8,19	2,18	2,10	2,30
16	116	MLII	5,36	5,14	5,55	2,09	2,04	2,16
17	117	MLII	4,90	4,79	5,06	2,54	2,41	2,64
18	118	MLII	6,54	5,65	7,18	2,10	2,03	2,11
19	119	MLII	8,43	7,69	9,20	2,05	1,97	2,07
20	121	MLII	6,94	5,76	12,98	2,19	1,98	2,54
21	122	MLII	5,82	5,57	6,05	2,10	2,07	2,16
22	123	MLII	5,74	5,12	6,41	2,24	2,09	2,50
23	124	MLII	9,62	9,41	10,18	2,10	2,04	2,17
24	200	MLII	5,97	5,62	6,40	2,16	2,04	2,36
25	201	MLII	5,35	5,28	5,41	2,40	2,32	2,43
26	202	MLII	5,57	5,33	5,88	2,25	2,09	2,56
27	203	MLII	5,17	4,03	7,30	2,09	2,04	2,28
28	205	MLII	5,66	5,11	6,20	2,79	2,35	3,04
29	207	MLII	7,58	6,78	8,41	2,12	2,06	2,23
30	208	MLII	5,92	5,15	7,94	2,10	2,03	2,26
31	209	MLII	4,10	4,00	4,19	2,32	2,29	2,36
32	210	MLII	5,54	5,23	6,07	2,34	2,25	2,41
33	212	MLII	5,68	5,57	5,79	2,30	2,23	2,32
34	213	MLII	6,63	6,57	6,72	2,04	2,00	2,09
35	214	MLII	7,49	7,21	8,11	2,11	2,04	2,20
36	215	MLII	4,69	4,11	5,15	2,35	2,30	2,34
37	217	MLII	6,79	6,48	7,47	2,03	1,99	2,09
38	219	MLII	7,29	7,13	7,51	2,07	1,99	2,11
39	220	MLII	5,25	4,92	5,84	2,31	2,26	2,35
40	221	MLII	5,32	5,04	5,59	2,19	2,10	2,22
41	222	MLII	4,05	3,85	4,28	3,46	2,72	3,93
42	223	MLII	7,75	7,61	7,93	2,07	2,01	2,12
43	228	MLII	5,11	4,03	7,32	2,15	2,07	2,66
44	230	MLII	7,13	6,84	7,35	2,13	2,02	2,31
45	231	MLII	7,13	6,92	7,48	2,27	2,25	2,32
46	232	MLII	3,95	3,90	4,00	3,84	3,45	4,16
47	233	MLII	7,64	6,50	8,27	2,05	2,02	2,09
48	234	MLII	7,35	6,85	7,75	2,20	2,07	2,27

Tabla 2: Compresión de señales ECG para un PRD 5 %

No.	Rec.	Deriv.	CR	Min TC	Max TC	PRD	Min PRD	Max PRD
1	100	MLII	7,75	7,61	7,87	5,14	5,07	5,36
2	101	MLII	7,39	6,38	8,18	5,11	4,94	5,30
3	102	V5	6,93	6,60	7,44	5,16	4,98	5,46
4	103	MLII	9,85	9,50	10,11	5,07	4,94	5,24
5	104	V5	7,02	6,57	7,41	5,10	4,91	5,19
6	105	MLII	11,93	11,22	12,48	5,06	4,98	5,19
7	106	MLII	8,62	7,71	9,73	5,05	5,02	5,15
8	107	MLII	10,17	9,65	10,59	4,96	4,75	5,22
9	108	MLII	7,26	6,65	8,09	5,26	5,13	5,31
10	109	MLII	13,12	10,71	14,70	5,00	4,91	5,09
11	111	MLII	10,22	9,93	10,60	5,07	4,97	5,18
12	112	MLII	9,95	9,47	10,43	5,12	5,09	5,26
13	113	MLII	9,14	8,83	9,53	5,02	4,87	5,02
14	114	V5	6,90	6,08	7,97	5,60	5,41	5,69
15	115	MLII	10,65	10,09	11,40	5,05	4,91	5,18
16	116	MLII	8,46	8,06	8,87	5,03	4,95	5,18
17	117	MLII	12,68	11,97	13,10	5,09	4,92	5,33
18	118	MLII	9,55	8,65	10,08	5,00	4,83	5,06
19	119	MLII	12,30	11,17	13,42	5,00	4,86	4,95
20	121	MLII	15,58	13,61	22,44	5,04	4,85	5,23
21	122	MLII	9,22	8,58	9,60	5,01	4,95	5,14
22	123	MLII	11,24	10,94	11,67	5,05	4,86	5,41
23	124	MLII	14,26	13,88	14,87	5,01	4,81	5,13
24	200	MLII	9,73	8,35	10,78	5,00	4,86	5,33
25	201	MLII	9,53	9,30	9,69	5,09	4,95	5,19
26	202	MLII	12,63	11,92	13,39	5,04	4,92	5,23
27	203	MLII	8,02	5,32	12,29	5,03	5,02	5,18
28	205	MLII	9,73	9,66	9,79	5,26	5,24	5,45
29	207	MLII	15,61	14,33	16,07	5,05	4,89	5,18
30	208	MLII	8,66	7,42	11,97	5,03	4,90	5,11
31	209	MLII	6,81	6,62	6,91	5,06	4,97	5,11
32	210	MLII	10,65	10,12	11,20	5,08	4,97	5,15
33	212	MLII	8,10	7,83	8,57	5,07	4,96	5,13
34	213	MLII	8,96	8,75	9,17	5,01	5,02	5,10
35	214	MLII	12,03	11,38	13,29	5,03	4,92	5,15
36	215	MLII	7,10	6,60	7,46	5,08	4,94	5,08
37	217	MLII	10,20	9,74	11,19	4,99	4,89	5,08
38	219	MLII	10,22	9,99	10,56	5,03	4,92	5,11

39	220	MLII	8,52	7,81	9,11	5,07	4,96	5,26
40	221	MLII	9,55	9,05	10,32	5,07	4,85	5,14
41	222	MLII	7,32	6,33	8,03	5,41	5,11	5,52
42	223	MLII	10,77	10,41	11,11	5,01	4,92	5,07
43	228	MLII	9,26	7,52	13,72	5,05	5,05	5,35
44	230	MLII	9,85	9,25	10,24	5,05	4,92	5,31
45	231	MLII	10,33	10,08	10,89	5,05	4,97	5,14
46	232	MLII	7,31	7,19	7,51	5,62	5,52	5,78
47	233	MLII	10,69	9,71	11,38	5,01	4,92	5,15
48	234	MLII	10,83	10,42	11,17	5,06	5,09	5,14

Tabla # 3: Compresión de señales ECG para un PRD 9 %

No.	Rec.	Deriv.	CR	Min CR	Max TC	PRD	Min PRD	Max PRD
1	100	MLII	10,49	10,03	11,35	9,10	9,02	9,22
2	101	MLII	9,95	8,46	11,33	9,04	8,77	9,31
3	102	V5	9,01	8,52	9,64	9,05	8,88	9,58
4	103	MLII	12,88	12,59	13,15	9,05	8,81	9,31
5	104	V5	9,28	8,79	9,73	9,04	8,78	9,10
6	105	MLII	16,36	15,36	17,40	9,00	8,88	9,29
7	106	MLII	11,87	10,08	14,45	9,02	9,00	9,20
8	107	MLII	14,17	13,60	14,89	8,96	8,65	9,31
9	108	MLII	10,83	9,74	12,38	9,05	8,91	9,22
10	109	MLII	19,13	17,71	20,30	8,97	8,68	9,25
11	111	MLII	13,69	13,17	14,23	9,00	8,89	9,09
12	112	MLII	14,28	13,82	14,92	9,09	9,05	9,30
13	113	MLII	12,26	11,74	12,76	8,98	8,73	8,97
14	114	V5	11,39	10,47	12,11	9,20	9,05	9,35
15	115	MLII	13,20	12,56	14,28	9,02	8,84	9,14
16	116	MLII	11,41	11,08	11,96	9,01	8,82	9,30
17	117	MLII	16,66	16,26	17,09	9,03	8,83	9,22
18	118	MLII	11,94	11,51	12,29	8,96	8,59	9,18
19	119	MLII	16,20	14,96	17,24	8,98	8,63	8,92
20	121	MLII	22,11	19,99	27,36	8,96	8,67	9,22
21	122	MLII	13,06	12,11	13,79	8,99	8,90	9,25
22	123	MLII	14,27	13,91	14,77	9,03	8,75	9,62
23	124	MLII	18,34	17,72	19,35	8,98	8,79	9,16
24	200	MLII	13,78	11,84	15,26	8,99	8,58	9,52
25	201	MLII	13,52	13,19	13,85	9,04	8,74	9,19
26	202	MLII	18,33	17,39	19,21	8,97	8,83	9,09
27	203	MLII	11,58	6,96	18,04	9,01	8,82	9,30

28	205	MLII	12,19	12,03	12,39	9,13	9,05	9,34
29	207	MLII	23,49	20,97	24,99	9,04	8,74	9,34
30	208	MLII	11,91	10,32	16,20	9,01	8,71	9,10
31	209	MLII	9,36	9,00	9,52	9,02	8,81	9,06
32	210	MLII	16,00	15,28	16,51	9,01	8,78	9,17
33	212	MLII	10,54	10,26	11,15	9,01	8,87	9,01
34	213	MLII	11,61	11,41	12,11	8,99	8,90	9,14
35	214	MLII	15,98	15,53	17,11	9,01	8,73	9,32
36	215	MLII	9,57	8,83	10,28	9,01	8,87	9,01
37	217	MLII	14,56	13,32	15,98	8,96	8,87	9,09
38	219	MLII	13,48	12,98	14,11	9,00	8,78	9,12
39	220	MLII	11,23	10,57	11,55	9,00	8,72	9,33
40	221	MLII	13,26	12,51	14,51	9,09	8,73	9,33
41	222	MLII	11,00	10,51	12,20	9,13	8,92	9,18
42	223	MLII	13,84	13,41	14,60	8,97	8,69	9,06
43	228	MLII	13,59	11,10	19,62	9,02	8,95	9,39
44	230	MLII	12,28	11,59	12,68	9,03	8,85	9,33
45	231	MLII	12,81	12,50	13,80	9,00	8,82	9,15
46	232	MLII	9,71	9,57	9,95	9,26	9,27	9,45
47	233	MLII	13,66	12,86	14,54	9,00	8,84	9,14
48	234	MLII	13,58	13,21	14,03	9,03	9,01	9,13

Anexo # 3

Resultados de la compresión de señales ECG con un segmento de tiempo de los 2 primeros minutos para toda la base de datos.

Frecuencia de muestreo (Fs) 360 Hz

Resolución ADC 11 bits

Derivación 1

Tabla # 1: Compresión de señales ECG para un PRD 2 %

No.	Rec.	Deriv.	CR	Min CR	Max CR	PRD	Min PRD	Max PRD
1	100	MLII	4,14	4,05	4,39	2,59	2,38	3,23
2	101	MLII	4,67	4,06	7,74	2,25	1,99	2,59
3	102	V5	4,39	3,94	5,20	2,69	2,46	2,94
4	103	MLII	6,53	6,20	6,77	2,26	2,17	2,34
5	104	V5	4,51	3,66	4,93	2,35	2,13	2,67
6	105	MLII	6,28	5,73	6,92	2,24	2,07	2,39

7	106	MLII	4,87	4,00	6,29	2,18	2,09	2,49
8	107	MLII	6,98	6,42	7,41	2,03	1,99	2,11
9	108	MLII	4,15	3,72	4,51	2,94	2,51	3,33
10	109	MLII	7,79	6,34	8,35	2,09	2,03	2,13
11	111	MLII	5,22	4,31	9,88	2,28	2,03	2,72
12	112	MLII	5,48	4,72	6,31	2,49	2,20	2,94
13	113	MLII	5,97	5,43	6,77	2,11	2,04	2,15
14	114	V5	4,06	3,91	4,23	3,35	2,60	4,06
15	115	MLII	7,50	6,55	8,65	2,16	2,03	2,28
16	116	MLII	5,46	5,13	5,89	2,08	2,04	2,16
17	117	MLII	4,91	4,72	5,16	2,53	2,35	2,68
18	118	MLII	6,78	5,83	7,27	2,10	2,03	2,16
19	119	MLII	7,64	5,65	9,22	2,06	1,98	2,14
20	121	MLII	6,31	5,41	12,97	2,27	1,98	2,62
21	122	MLII	6,03	5,58	7,75	2,10	2,02	2,18
22	123	MLII	5,97	5,10	8,14	2,14	2,00	2,51
23	124	MLII	9,66	9,31	10,20	2,09	2,03	2,21
24	200	MLII	6,07	5,18	6,70	2,17	2,04	2,44
25	201	MLII	5,25	4,96	5,42	2,39	2,30	2,43
26	202	MLII	5,44	5,11	6,20	2,32	2,09	2,59
27	203	MLII	5,26	4,00	7,37	2,10	2,04	2,30
28	205	MLII	5,56	4,89	6,26	2,84	2,35	3,04
29	207	MLII	7,73	6,52	9,33	2,10	2,04	2,21
30	208	MLII	6,23	5,18	7,93	2,12	2,03	2,28
31	209	MLII	4,05	3,85	4,18	2,32	2,28	2,36
32	210	MLII	5,73	5,24	6,65	2,33	2,12	2,49
33	212	MLII	5,59	5,37	5,81	2,29	2,11	2,49
34	213	MLII	6,68	6,56	6,83	2,05	2,01	2,10
35	214	MLII	6,80	5,62	8,11	2,11	2,00	2,28
36	215	MLII	4,66	4,12	5,80	2,33	2,25	2,35
37	217	MLII	6,71	6,36	7,51	2,05	1,99	2,20
38	219	MLII	7,40	7,15	7,94	2,06	1,99	2,25
39	220	MLII	5,09	4,58	5,92	2,27	2,05	2,43
40	221	MLII	5,47	5,03	6,35	2,18	2,10	2,36
41	222	MLII	3,94	3,67	4,33	3,33	2,57	3,90
42	223	MLII	7,74	7,57	8,04	2,07	2,01	2,12
43	228	MLII	5,38	3,81	7,33	2,16	2,00	2,64
44	230	MLII	7,16	6,85	7,54	2,12	2,02	2,31
45	231	MLII	6,84	5,17	7,48	2,29	2,23	2,48
46	232	MLII	3,97	3,83	4,16	3,55	2,60	4,11
47	233	MLII	6,84	5,07	8,27	2,04	1,98	2,11
48	234	MLII	7,24	6,81	7,73	2,22	2,08	2,31

Tabla # 2: Compresión de señales ECG para un PRD 5 %

No.	Rec.	Deriv.	CR	Min CR	Max CR	PRD	Min PRD	Max PRD
1	100	MLII	7,88	7,59	8,63	5,17	5,07	5,35
2	101	MLII	8,07	6,38	13,30	5,07	4,95	5,73
3	102	V5	7,50	6,63	9,57	5,16	4,99	5,47
4	103	MLII	9,75	9,41	10,07	5,07	4,92	5,24
5	104	V5	6,71	5,14	7,41	5,07	4,92	5,18
6	105	MLII	11,19	9,72	12,46	5,04	4,90	5,32
7	106	MLII	8,55	6,00	10,06	5,05	4,97	5,15
8	107	MLII	10,35	9,70	10,90	4,99	4,73	5,22
9	108	MLII	7,67	6,64	9,16	5,21	4,96	5,30
10	109	MLII	13,74	10,91	14,76	5,01	4,93	5,09
11	111	MLII	11,03	9,86	15,11	5,04	4,84	5,19
12	112	MLII	10,48	9,90	11,06	5,11	5,00	5,30
13	113	MLII	9,32	8,74	10,11	5,03	4,88	5,12
14	114	V5	7,39	6,29	8,45	5,33	5,12	5,66
15	115	MLII	10,85	10,12	11,84	5,06	4,92	5,16
16	116	MLII	8,59	8,08	9,31	5,02	4,95	5,18
17	117	MLII	12,69	12,08	13,36	5,10	4,93	5,34
18	118	MLII	9,66	8,79	10,13	5,01	4,81	5,17
19	119	MLII	11,49	9,57	13,55	5,02	4,86	5,15
20	121	MLII	15,12	13,67	22,48	5,05	4,85	5,28
21	122	MLII	9,54	8,65	12,18	5,01	4,91	5,16
22	123	MLII	11,08	10,16	11,65	5,02	4,85	5,43
23	124	MLII	14,21	13,59	14,82	5,01	4,86	5,32
24	200	MLII	9,72	7,70	11,20	5,02	4,78	5,51
25	201	MLII	9,47	9,26	9,73	5,09	4,95	5,20
26	202	MLII	12,72	11,87	13,54	5,05	4,92	5,24
27	203	MLII	8,23	5,35	12,54	5,02	4,97	5,20
28	205	MLII	9,67	9,48	9,80	5,25	5,22	5,45
29	207	MLII	15,49	13,02	17,87	5,02	4,89	5,17
30	208	MLII	9,19	7,48	12,17	5,04	4,89	5,27
31	209	MLII	6,75	6,53	6,97	5,08	4,96	5,11
32	210	MLII	10,93	10,01	12,50	5,07	4,98	5,27
33	212	MLII	7,97	7,57	8,49	5,08	4,96	5,32
34	213	MLII	8,97	8,73	9,29	5,02	4,94	5,10
35	214	MLII	10,64	8,01	13,23	5,02	4,91	5,25
36	215	MLII	7,00	6,33	8,70	5,07	4,94	5,14
37	217	MLII	10,03	9,38	11,24	5,04	4,89	5,32
38	219	MLII	10,38	9,91	11,52	5,02	4,92	5,50

39	220	MLII	8,17	7,20	9,15	5,08	4,94	5,26
40	221	MLII	9,60	8,96	10,24	5,06	4,88	5,37
41	222	MLII	7,34	6,70	8,41	5,41	4,97	5,63
42	223	MLII	10,66	10,35	11,05	5,02	4,87	5,10
43	228	MLII	9,66	7,19	13,79	5,02	4,83	5,34
44	230	MLII	10,09	9,19	10,67	5,04	4,92	5,30
45	231	MLII	10,35	10,04	10,99	5,07	4,93	5,25
46	232	MLII	7,51	6,81	8,28	5,49	5,15	5,80
47	233	MLII	9,56	7,16	11,37	5,01	4,85	5,14
48	234	MLII	10,70	10,28	11,22	5,07	4,90	5,20

Tabla # 3: Compresión de señales ECG para un PRD 9 %

No.	Rec.	Deriv.	CR	Min CR	Max CR	PRD	Min PRD	Max PRD
1	100	MLII	10,60	10,05	11,35	9,09	9,03	9,28
2	101	MLII	10,86	8,49	16,81	9,04	8,77	10,16
3	102	V5	10,01	8,53	14,66	9,04	8,84	9,60
4	103	MLII	12,75	12,30	13,16	9,04	8,79	9,32
5	104	V5	8,89	6,55	9,73	9,01	8,80	9,21
6	105	MLII	16,02	15,17	17,36	9,03	8,66	9,60
7	106	MLII	11,86	8,23	15,24	9,02	8,84	9,20
8	107	MLII	14,20	13,43	15,16	8,96	8,61	9,30
9	108	MLII	11,83	9,68	16,44	9,04	8,77	9,20
10	109	MLII	19,51	18,29	20,38	9,00	8,63	9,25
11	111	MLII	14,90	13,29	20,40	8,96	8,58	9,13
12	112	MLII	14,29	13,42	14,83	9,04	8,89	9,29
13	113	MLII	12,64	11,79	13,53	8,99	8,70	9,15
14	114	V5	11,54	10,73	12,16	9,10	9,00	9,38
15	115	MLII	13,44	12,46	14,84	9,02	8,67	9,24
16	116	MLII	11,57	11,07	12,23	9,00	8,79	9,30
17	117	MLII	16,72	16,15	17,60	9,02	8,79	9,42
18	118	MLII	12,05	11,72	12,37	8,97	8,55	9,21
19	119	MLII	15,20	12,59	17,42	8,99	8,68	9,19
20	121	MLII	21,76	19,48	27,39	8,97	8,59	9,32
21	122	MLII	13,46	12,07	16,68	9,00	8,79	9,25
22	123	MLII	14,28	13,90	15,02	8,91	8,51	9,61
23	124	MLII	18,24	17,38	19,35	8,97	8,74	9,50
24	200	MLII	13,77	11,29	15,29	8,99	8,58	9,76
25	201	MLII	13,43	12,96	14,05	9,02	8,74	9,22
26	202	MLII	18,35	17,42	19,31	8,99	8,71	9,17
27	203	MLII	11,99	7,02	18,26	8,99	8,79	9,32

28	205	MLII	12,13	11,90	12,37	9,10	9,06	9,38
29	207	MLII	23,00	21,06	24,66	8,96	8,78	9,29
30	208	MLII	12,63	10,44	16,34	9,02	8,74	9,41
31	209	MLII	9,29	8,90	9,57	9,04	8,79	9,16
32	210	MLII	16,41	15,29	17,86	9,01	8,78	9,45
33	212	MLII	10,45	9,98	11,18	9,04	8,80	9,38
34	213	MLII	11,56	11,22	12,26	8,99	8,92	9,18
35	214	MLII	14,61	11,48	17,25	8,98	8,66	9,30
36	215	MLII	9,47	8,36	12,03	9,03	8,87	9,07
37	217	MLII	14,10	12,79	15,89	9,04	8,72	9,45
38	219	MLII	13,86	12,95	16,02	9,00	8,75	9,89
39	220	MLII	11,07	10,11	11,56	9,04	8,70	9,24
40	221	MLII	13,38	12,51	14,51	9,05	8,77	9,41
41	222	MLII	10,63	9,29	12,40	9,17	8,95	9,49
42	223	MLII	13,68	13,31	14,55	9,02	8,70	9,20
43	228	MLII	14,20	10,24	19,95	8,98	8,70	9,44
44	230	MLII	12,72	11,48	13,56	9,01	8,82	9,35
45	231	MLII	13,15	12,51	15,80	9,04	8,89	9,43
46	232	MLII	10,03	8,79	11,53	9,18	9,06	9,42
47	233	MLII	12,53	9,69	14,56	8,99	8,65	9,13
48	234	MLII	13,52	13,12	13,99	9,03	8,91	9,24

Anexo # 4

Resultados de la compresión de señales ECG con un segmento de tiempo de los 10 primeros minutos para toda la base de datos.

Frecuencia de muestreo (Fs) 360 Hz

Resolución ADC 11 bits

Derivación 1

Tabla # 1: Compresión de señales ECG para un PRD 2 %

No.	Rec.	Deriv.	CR	Min CR	Max CR	PRD	Min PRD	Max PRD
1	100	MLII	4,21	3,89	4,70	2,70	2,33	3,31
2	101	MLII	5,29	4,05	8,76	2,26	1,95	2,59
3	102	V5	4,34	3,94	5,19	2,70	2,39	2,98
4	103	MLII	6,48	5,99	6,91	2,26	2,08	2,36
5	104	V5	4,33	2,92	5,55	2,33	2,12	2,86
6	105	MLII	6,33	5,18	7,01	2,24	2,04	2,44

7	106	MLII	5,17	4,00	7,38	2,17	2,02	2,59
8	107	MLII	6,79	5,68	7,70	2,03	1,96	2,12
9	108	MLII	4,60	3,03	6,55	2,64	2,13	4,46
10	109	MLII	7,86	4,37	8,40	2,08	2,01	2,21
11	111	MLII	5,21	3,88	9,88	2,33	2,03	2,72
12	112	MLII	5,26	4,40	8,83	2,38	2,03	3,02
13	113	MLII	5,84	4,99	6,89	2,10	1,99	2,18
14	114	V5	4,16	3,69	5,53	3,09	2,35	4,14
15	115	MLII	6,53	5,40	8,51	2,18	2,02	2,38
16	116	MLII	5,56	5,04	6,07	2,07	1,98	2,16
17	117	MLII	4,96	4,58	7,27	2,40	2,10	2,66
18	118	MLII	6,18	4,82	7,30	2,10	1,98	2,19
19	119	MLII	7,73	5,75	9,16	2,06	1,97	2,41
20	121	MLII	6,74	5,08	12,88	2,23	1,98	2,70
21	122	MLII	6,01	5,56	7,00	2,10	1,95	2,19
22	123	MLII	5,95	5,06	8,12	2,25	2,00	2,53
23	124	MLII	10,40	8,62	13,83	2,04	1,93	2,22
24	200	MLII	5,28	4,15	7,73	2,21	1,98	2,63
25	201	MLII	5,20	4,75	5,98	2,46	2,22	2,92
26	202	MLII	5,42	4,79	6,66	2,37	2,07	2,64
27	203	MLII	6,03	3,62	8,25	2,08	1,96	2,98
28	205	MLII	5,49	4,65	7,78	2,64	2,02	3,11
29	207	MLII	6,57	4,09	9,66	2,10	1,95	2,91
30	208	MLII	6,75	4,51	8,63	2,12	2,03	2,27
31	209	MLII	4,12	3,74	4,96	2,35	2,08	3,01
32	210	MLII	5,31	3,90	6,47	2,35	2,14	2,58
33	212	MLII	4,82	3,72	5,95	2,31	2,07	2,51
34	213	MLII	7,10	6,59	8,34	2,04	1,99	2,19
35	214	MLII	6,98	5,10	8,14	2,09	1,97	2,24
36	215	MLII	4,38	3,71	5,85	2,33	2,19	2,49
37	217	MLII	6,82	6,09	7,89	2,04	1,97	2,20
38	219	MLII	7,42	6,13	8,42	2,07	1,97	2,25
39	220	MLII	5,25	4,50	6,21	2,30	2,03	2,42
40	221	MLII	6,08	5,04	7,00	2,17	2,07	2,52
41	222	MLII	3,98	3,53	4,40	3,14	2,40	4,14
42	223	MLII	7,30	4,89	9,34	2,10	1,98	2,55
43	228	MLII	5,72	3,68	10,97	2,17	1,94	3,46
44	230	MLII	7,26	6,57	8,22	2,12	2,01	2,41
45	231	MLII	6,72	5,13	8,02	2,29	2,07	2,58
46	232	MLII	4,31	3,75	6,02	2,91	2,28	4,17
47	233	MLII	7,72	5,07	9,18	2,06	1,99	2,15
48	234	MLII	7,24	6,61	10,78	2,17	2,05	2,35

Tabla # 2: Compresión de señales ECG para un PRD 5 %

No.	Rec.	Deriv.	CR	Min CR	Max CR	PRD	Min PRD	Max PRD
1	100	MLII	7,88	7,27	8,83	5,19	4,92	5,54
2	101	MLII	8,96	5,93	13,85	5,05	4,79	5,73
3	102	V5	7,42	6,62	10,13	5,18	4,99	5,43
4	103	MLII	9,65	9,19	10,21	5,07	4,94	5,26
5	104	V5	6,33	3,76	9,54	5,09	4,91	5,35
6	105	MLII	11,31	7,86	12,87	5,05	4,88	5,32
7	106	MLII	8,83	6,01	12,83	5,04	4,82	5,29
8	107	MLII	10,14	8,49	11,32	5,00	4,73	5,23
9	108	MLII	8,45	4,39	12,39	5,15	4,96	6,02
10	109	MLII	13,61	6,18	15,25	5,01	4,87	5,16
11	111	MLII	10,53	7,24	15,06	5,07	4,87	5,26
12	112	MLII	10,32	8,22	14,05	5,09	4,94	5,71
13	113	MLII	9,22	8,44	10,27	5,03	4,85	5,14
14	114	V5	8,10	6,25	11,96	5,26	4,92	5,81
15	115	MLII	10,39	9,58	11,70	5,05	4,89	5,33
16	116	MLII	8,75	7,92	9,70	5,02	4,91	5,19
17	117	MLII	12,63	11,68	13,77	5,08	4,88	5,36
18	118	MLII	8,91	6,84	10,91	5,02	4,83	5,24
19	119	MLII	11,33	8,82	13,39	5,02	4,78	5,70
20	121	MLII	15,37	10,83	22,43	5,04	4,83	5,61
21	122	MLII	9,48	8,61	12,30	5,02	4,84	5,23
22	123	MLII	11,06	9,66	11,93	5,05	4,84	5,43
23	124	MLII	15,29	13,35	20,13	5,00	4,77	5,45
24	200	MLII	7,98	5,94	12,97	5,04	4,76	5,52
25	201	MLII	10,17	8,99	13,65	5,10	4,93	5,28
26	202	MLII	12,51	7,88	13,68	5,07	4,88	5,43
27	203	MLII	10,15	4,81	17,15	5,01	4,85	6,88
28	205	MLII	9,41	8,41	10,63	5,18	4,92	5,46
29	207	MLII	12,43	5,85	20,02	5,01	4,79	5,85
30	208	MLII	9,97	6,41	13,07	5,03	4,87	5,33
31	209	MLII	6,51	5,24	7,95	5,09	4,95	5,33
32	210	MLII	9,56	5,11	12,31	5,08	4,94	5,34
33	212	MLII	6,70	5,03	8,64	5,08	4,89	5,34
34	213	MLII	9,73	8,76	11,49	5,01	4,89	5,32
35	214	MLII	11,20	7,62	13,63	5,02	4,85	5,45
36	215	MLII	6,37	5,10	8,73	5,08	4,91	5,39
37	217	MLII	10,24	8,81	12,24	5,01	4,79	5,42
38	219	MLII	10,52	8,55	12,18	5,02	4,88	5,50

39	220	MLII	8,55	7,20	9,49	5,08	4,92	5,29
40	221	MLII	9,95	8,98	11,34	5,04	4,88	5,37
41	222	MLII	7,51	5,46	9,05	5,30	4,96	5,79
42	223	MLII	10,74	9,37	13,51	5,03	4,82	5,26
43	228	MLII	10,03	5,79	19,63	5,03	4,78	6,54
44	230	MLII	10,47	8,80	12,34	5,04	4,85	5,68
45	231	MLII	11,09	9,86	13,40	5,07	4,92	5,25
46	232	MLII	8,91	6,75	13,01	5,24	4,93	5,78
47	233	MLII	10,60	7,15	12,71	5,01	4,85	5,16
48	234	MLII	10,75	10,05	15,16	5,04	4,88	5,57

Tabla # 3: Compresión de señales ECG para un PRD 9 %

No.	Rec.	Deriv.	CR	Min CR	Max CR	PRD	Min PRD	Max PRD
1	100	MLII	10,41	9,56	11,46	9,09	8,78	9,49
2	101	MLII	12,01	7,91	20,25	9,02	8,63	10,16
3	102	V5	9,85	8,48	17,45	9,07	8,79	9,52
4	103	MLII	12,67	11,95	13,54	9,03	8,70	9,34
5	104	V5	8,35	4,63	14,29	9,03	8,76	9,40
6	105	MLII	16,10	12,46	18,18	9,02	8,66	9,61
7	106	MLII	12,24	8,23	19,32	9,02	8,75	9,39
8	107	MLII	13,90	12,01	15,15	8,98	8,60	9,44
9	108	MLII	12,78	5,65	20,80	9,04	8,76	9,86
10	109	MLII	19,26	8,59	20,75	8,98	8,59	9,31
11	111	MLII	14,45	9,69	19,96	9,01	8,51	9,33
12	112	MLII	14,14	10,87	17,90	9,02	8,78	10,20
13	113	MLII	12,47	11,14	13,90	9,00	8,74	9,30
14	114	V5	12,09	8,75	17,20	9,08	8,74	9,67
15	115	MLII	12,97	11,78	14,50	9,02	8,75	9,57
16	116	MLII	11,73	10,93	12,73	9,01	8,73	9,29
17	117	MLII	16,59	15,36	18,49	9,02	8,71	9,50
18	118	MLII	11,38	9,25	15,06	8,99	8,58	9,28
19	119	MLII	14,95	11,65	17,40	8,98	8,53	10,32
20	121	MLII	22,08	16,31	27,73	8,98	8,58	10,21
21	122	MLII	13,52	12,03	16,57	9,00	8,67	9,32
22	123	MLII	14,15	12,53	16,18	9,02	8,50	9,64
23	124	MLII	19,62	17,07	24,18	8,97	8,22	9,72
24	200	MLII	11,22	7,82	17,65	9,01	8,57	9,74
25	201	MLII	14,62	12,60	22,02	9,03	8,73	9,22
26	202	MLII	18,25	11,69	20,05	9,01	8,66	9,44
27	203	MLII	14,85	6,18	23,03	8,95	8,28	12,50

28	205	MLII	12,00	10,76	13,91	9,08	8,64	9,65
29	207	MLII	19,28	7,77	29,49	8,97	8,37	10,42
30	208	MLII	13,53	9,01	17,48	9,00	8,67	9,56
31	209	MLII	8,96	7,10	10,51	9,05	8,74	9,52
32	210	MLII	14,37	6,43	17,19	9,03	8,71	9,50
33	212	MLII	8,79	6,63	11,29	9,03	8,83	9,35
34	213	MLII	12,37	11,26	13,91	8,99	8,66	9,53
35	214	MLII	15,13	11,43	17,68	9,00	8,66	9,79
36	215	MLII	8,50	6,36	12,11	9,03	8,72	9,58
37	217	MLII	14,48	11,69	17,57	8,99	8,57	9,70
38	219	MLII	13,99	11,87	16,32	9,00	8,76	9,90
39	220	MLII	11,29	9,90	12,09	9,05	8,72	9,47
40	221	MLII	13,83	12,47	15,52	9,01	8,72	9,50
41	222	MLII	10,84	8,68	12,94	9,09	8,74	9,59
42	223	MLII	13,95	12,07	17,16	9,00	8,62	9,41
43	228	MLII	14,89	7,93	27,86	8,99	8,54	11,49
44	230	MLII	13,41	11,12	15,48	9,02	8,73	10,02
45	231	MLII	14,39	12,34	17,89	9,02	8,74	9,42
46	232	MLII	12,13	8,57	17,87	9,08	8,84	9,43
47	233	MLII	13,75	9,69	16,01	8,99	8,64	9,28
48	234	MLII	13,68	12,90	18,57	9,00	8,74	9,76