"DISEÑO DE UN SISTEMA DE COMPRESIÓN DE SEÑALES ECG UTILIZANDO LA TARJETA TIGER SHARK ADZS – TS201S"

Paspuel Ch. Jorge E.
Ramos B. Daniel V.

Ing. Derlin Morocho
Ing. Flavio Pineda MsC

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

Resumen

Este trabajo muestra cómo lograr la compresión de señales ECG por medio de la utilización de sistemas de procesamiento DSP'S de última generación (Tiger Sharc ADZS-TS201S) con banco de filtros coseno modulado de reconstrucción casi perfecta (*NPR-CMFB*) y valores umbralizados a través del valor del épsilon. Mediante este diseño eficiente, tanto en procesamiento, como en reconstrucción de la señal, se obtienen buenas tasas de compresión y se mantiene la calidad de la señal reconstruida en comparación a la señal original dentro de los márgenes adecuados.

Los resultados obtenidos en las interfaces de programación, se van a comparar con los métodos de compresión más utilizados.

Abstract

This research shows how to get the ECG signal compression through a next generation DSP System as well as Tiger Sharc ADZS – TS201S with *NPR-CMFB Nearly Perfect Reconstruction Cosine Modulated Filter Bank* and thresholding values due the epsilon value. This efficient design focuses in processing and signal recovery, it can get better compression rates and conserves the recovered signal quality regarding the original signal achieving great results within the normal parameters.

The comparisons are going to be done with the compression traditional methods.

I. INTRODUCCIÓN

En el cuerpo del ser humano abundan señales bioeléctricas, que llevan información de los sistemas biológicos, con las que se puede determinar el estado de salud de una persona o la existencia de una patología; una de estas señales es la de electrocardiograma, conocidas también como señales ECG, que muestran la actividad eléctrica del corazón y la medida de biopotenciales, producida por la contracción periódica del músculo cardíaco. La necesidad almacenar estas señales en un período de tiempo y/o transmitirlas según las circunstancias o las diferentes

enfermedades, obliga a que cada vez se requiera mayor cantidad de espacio para guardar información y ancho de banda respectivamente.

La práctica de señales ECG de larga duración se ha desarrollado para la investigación y el diagnostico de determinados comportamientos del corazón humano, destacando que los registros digitalizados de ECG suelen utilizarse usualmente en aplicaciones tales como monitorización o en bases de datos de pacientes; pero este volumen de información requiere una cantidad considerable para el almacenamiento, es por ello que la necesidad de un procedimiento que comprima la señal para ser guardada o transmitida es totalmente necesario.

Los circuitos analógicos presentan muchos inconvenientes en el tratamiento de estas señales, como distorsión, alto consumo de energía y pérdida de la información; en cambio el procesador digital de señales ofrece ventajas de reducción de la distorsión, bajo consumo de energía, una señal robusta y comprimida, que no se puede perder fácilmente; además del procesamiento en tiempo real, control sobre el comportamiento del hardware a través de programación.

II. SISTEMAS FISIOLÓGICOS

El cuerpo humano se organiza por niveles de estructuras y funciones, cuya complejidad se incrementa en orden creciente, los niveles inferiores son incluidos en el nivel superior para constituir un sistema.

El sistema cardiovascular conforma parte de estas funciones y su estudio ha contribuido bastante en los avances efectuados en diagnósticos médicos a través del análisis de las señales eléctricas del corazón, ya que es considerada una excelente técnica al no ser invasiva, es decir se hacen medidas sin tener que cortar partes del cuerpo o introducir equipo médico; estas señales se obtienen por medio de electrodos colocados en partes estratégicas del cuerpo y cada uno de ellos consigue un tipo de señal.

III. BANCO DE FILTROS

El filtro empleado en el trabajo es NPR-CMFB Nearly Perfect Reconstruction Cosine Modulated Filter Bank, que es un Banco de Filtro Coseno Modulado de Reconstrucción Casi Perfecta, el cual nos garantiza una reconstrucción de la señal original de muy buena calidad en comparación con los bancos de filtro tradicionales, incluso, este banco genera menor uso de procesamiento y de memoria en relación a los de Reconstrucción Perfecta (PR).

En la señal de salida del proceso de análisis, la cantidad de subbandas es directamente proporcional a los filtros que contenga el banco tal como se muestra en la figura 1.

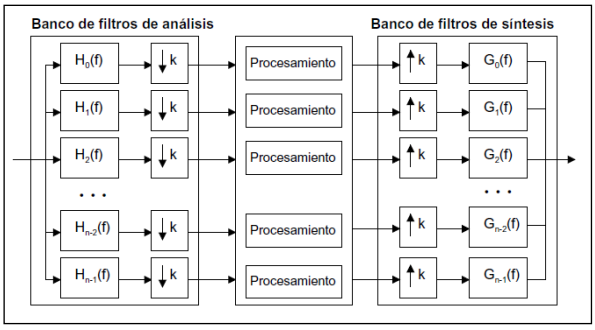


Figura 1 Filtrado de análisis y síntesis

Los bancos de filtros de M canales de diezmado máximo con estructura en paralelo son sistemas que principalmente se destinan a aplicaciones de descomposición subbanda para codificación, almacenamiento y/o transmisión de señales, así como para multiplexación en los dominios de la frecuencia y del tiempo. Estos bancos de filtros también constan de una etapa de análisis y otra de síntesis. El banco de análisis separa la señal de entrada en subbandas empleando un conjunto de filtros. La información más importante se extrae de dichas señales subbanda en un bloque intermedio de procesamiento, cuya forma depende de la aplicación. Del mismo modo, el banco de síntesis reconstruye la señal de salida a partir de las señales subbanda procesadas mediante un conjunto de filtros conectados en paralelo.

Los banco de filtros coseno modulados son un caso particular de banco de filtros de descomposición y reconstrucción de la una señal. La idea general es descomponer una señal en varias señales, cada una de ellas conteniendo solo una subbanda de frecuencia de la señal original de modo que luego sea posible volver a componer la señal a partir de un procesamiento y suma de cada una de las bandas. Al separar una señal de esa manera se persigue el objetivo de hacer un procesamiento diferente sobre cada banda antes de volver a reconstruir la señal. Un ejemplo es el caso de la norma MPEG-1 para audio

IV. DIAGRMA DE BLOQUES DEL SISTEMA.

En la figura 2, se observa de manera resumida los procesos de análisis y síntesis donde la entrada inicial a todo el sistema es el programa de enlace cuya función es llamar a todas las librerías y variables necesarias para empezar a receptar la señal del ECG así como la de las funciones de análisis y síntesis.

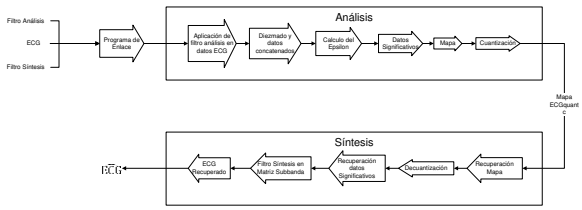


Figura 2 Diagrama de bloques del sistema

Tanto el filtro de análisis como el de síntesis funcionan de igual manera, pero obtienen diferentes resultados, en todo el proceso de análisis se comienza por la aplicación del filtro análisis, que consiste en armar un banco de filtros coseno modulado,

cuyos coeficientes se encuentran almacenados en una matriz de 16 filas por 192 columnas, estos coeficientes manejan características de ventana de Blackman y método clásico de modulación; las 16 filas corresponden a 16 canales pertenecientes al banco de filtros. Una vez que pasan los datos por los 16 canales, se obtienen 1024 datos por cada canal, dividiendo las características de frecuencia de cada una de las muestras. Una vez desarrollado este proceso, se va a tomar 1 de cada 16 datos haciendo el diezmado, para luego concatenar los datos en un solo vector.

En este punto se obtienen 1024 datos, los mismos que vuelven a ser reducidos a través de la umbralización del épsilon, que me indican los valores de los datos que almacenan la mayor cantidad de energía para efectuar la recuperación. Al momento de tener la reducción de los datos, que varía dependiendo del PRD que se haya seleccionado, se va a tomar otro vector, en el que se va a determinar donde hay un dato significativo y un dato eliminado, este es el vector de mapa; el mismo tiene 1024 datos de 1 byte cada uno, los cuales van a ser reducidos a 128 datos de 1 byte cada uno.

Por último se almacenan en otra variable los datos significativos, para que estos sean cuantizados y con eso sean transmitidos o almacenados, junto con el mapa de datos significativos.

El proceso de síntesis toma los datos transmitidos del mapa de significativos y los datos significativos cuantizados y hace el proceso contrario.

Primero se transforma el mapa, regresando a su estado original, luego se toman los valores cuantizados y se los recupera a su estado original. Una vez realizada esta operación, se recuperan las posiciones de los datos significativos comparando con el mapa recuperado y asignando ceros a las posiciones donde no se encuentran los datos significativos.

Una vez terminado, el proceso, se recupera la matriz del diezmado con los datos significativos ordenados llenando con ceros los espacios no representativos; los cuales van a ser filtrados por medio de los coeficientes del filtro de síntesis que alberga semejantes características a las del filtro de análisis. Una vez hecho el proceso de filtrado, se van a tener 16 bandas de 1024 datos cada una, se van a sumar los coeficientes de las bandas para obtener el dato recuperado.

En la recuperación se van a perder 192 datos, los cuales corresponden a la longitud del filtro, esto se da porque el filtro necesita estos datos para generar las condiciones iniciales y finales, para que se puedan predecir los datos.

También se hace el cálculo del épsilon para comparar si es aproximado al que se calculó en el análisis.

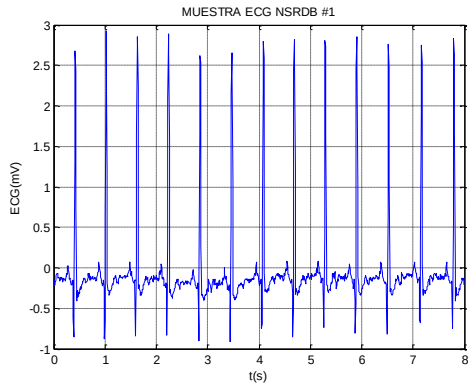
V. PRUEBAS DE DESEMPEÑO

Para hacer la adquisición de los datos de señales ECG, se recurrió a la base de datos de physionet, de esta se pueden adquirir recursos de investigación para señales fisiológicas complejas. De todas las bases de datos se van a incluir algunos parámetros como el archivo de grabación, las señales pertinentes, las anotaciones, el intervalo de tiempo, el formato del tiempo y el formato de dato, como se puede observar en la figura 3.

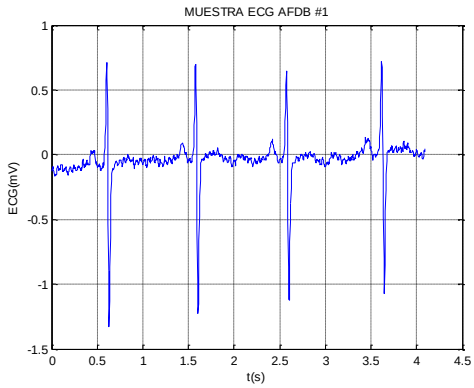
Figura 3 Muestra de señales Fisiológicas

Las señales utilizadas se muestran en la figura 4 y corresponden a las bases de datos de physionet NSRDB (1), AFDB (2) y CUDB (3), las mismas que se muestran en la figura 4, para estas muestras se tomaron 1024 datos, los mismos que van a ser procesados por el método empleado en el diagrama de bloques.

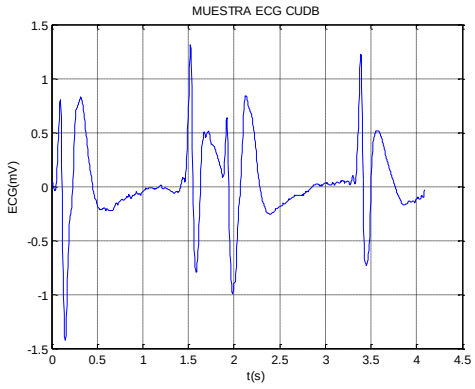
De las señales analizadas se obtienen los datos mostrados en las tablas 1, 2 y 3.



(1)



(2)



(3)

Figura 4 Muestras de Physionet

Muestra	NSRDB– 16265		
PRD	5%	10%	15%
Energía Retenida	18,1476	18,0112	17,7837
Energía Total	18,1931		
Épsilon	0,0212	0,0420	0,0713
# de datos significativos	430	285	212
PRD calculado	0,1091	0,2183	0,2078
CR	2,7527	3,7191	4,5176

Tabla 1 Datos para NSRDB

Muestra	AFDB - 5091		
PRD	5%	10%	15%
Energía Retenida	1,9843	1,9694	1,9445
Energía Total	1,9893		
Épsilon	0,0059	0,0203	0,0389
# de datos significativos	216	103	72
PRD calculado	0,1143	0,2358	0,2956
CR	4,4651	6,6494	7,68

Tabla 2 Datos para AFDB

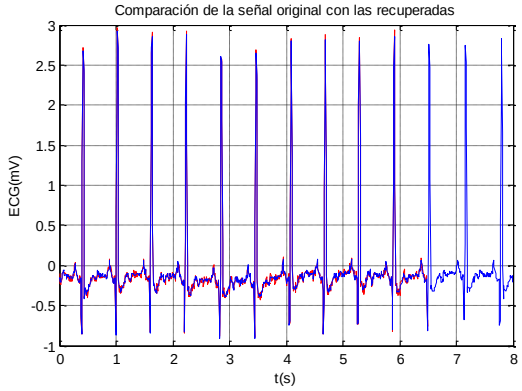
Muestra	CUDB – cu04		
PRD	5%	10%	15%
Energía Retenida	8,8471	8,7805	8,6697
Energía Total	8,8692		
Épsilon	0,0363	0,0737	0,1167
# de datos significativos	82	56	43
PRD calculado	0,1257	0,0825	0,1474
CR	7,3143	8,3478	8,9825

Tabla 3 Datos para CUDB

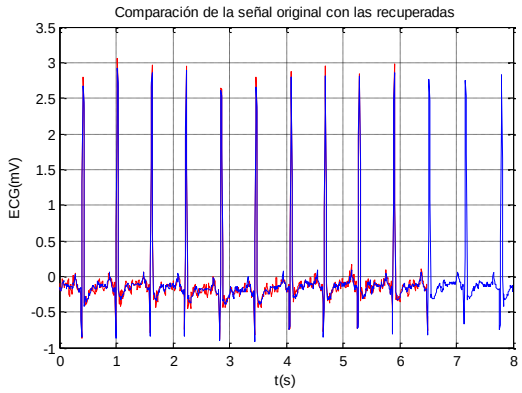
De los resultados obtenidos en estas tablas se determina que:

- La energía total no varía.
- Cuando el PRD aumenta, la energía retenida disminuye y los datos significativos.
- Cuando el PRD aumenta, aumenta el épsilon, la tasa de compresión y el PRD calculado que se obtiene cuando se hace la recuperación de datos.

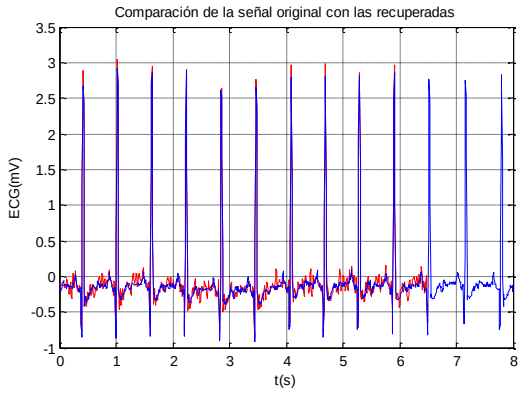
Los resultados de las señales recuperadas comparadas con las originales, se las va a observar para una muestra como la NSRDB, en la figura 5; en donde se observa los resultados obtenidos cuando se tiene un PRD de 5% (1), 10% (2) y 15% (3) respectivamente. Se puede en la figura 5, que mientras el PRD es más pequeño, la recuperación de los datos es mejor como se puede observar en la parte (1) de la figura 5; la parte (2) y (3) de la figura 5 muestran más distorsión en la recuperación y no se puede observar que sigue la tendencia de la señal original.



(1)



(2)



(3)

Figura 5 Señales originales y recuperadas NSRDB

A través de los PRD calculados se va a obtener un análisis del comportamiento del algoritmo, en el cuál se determina que para un PRD del 5% los resultados del PRD calculado,

son semejantes en todas las bases de datos analizadas, en cambio para los otros PRD analizados, los resultados varían significativamente, con lo cual no se puede determinar un patrón aproximadamente exacto a seguir como se puede observar en la figura 6.

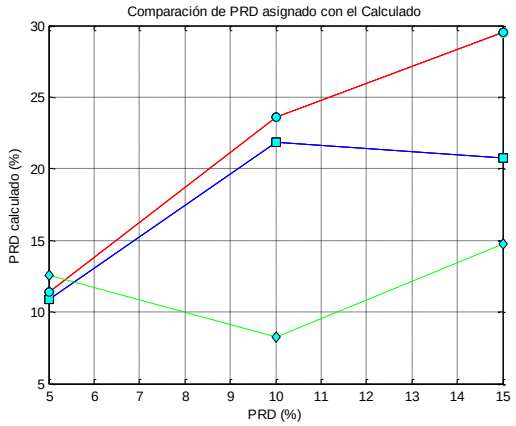


Figura 6 Relación entre PRD calculado y PRD asignado

Por esta razón, es que se determina que el algoritmo maneja un patrón relativamente exacto con todas las señales, cuando se asume un PRD del 5%, en cambio cuando se asume PRD de 10% o 15% la exactitud se pierde; en vista de que se está trabajando con distintas enfermedades del corazón, que producen distintas señales, cada una con características de frecuencia y formas de onda distintas.

VI. CONCLUSIONES

- En este esquema de filtrado, siempre se van a perder los últimos datos y siempre esta cantidad de datos va a corresponder a la longitud del filtro predictor, en el caso del análisis y la síntesis efectuada en este trabajo, se pierden 192 datos, que corresponden a la longitud del filtro.
- En el cálculo del épsilon cuando aumenta el PRD la energía retenida disminuye, ya que es inversamente proporcional al PRD, al igual que la cantidad de datos significativos.
- En el cálculo del épsilon cuando aumenta el PRD, el propio épsilon y la tasa de compresión aumentan.
- Al aumentar la tasa de compresión, se produce una disminución de la resolución en la recuperación de datos.
- Las señales de personas con una enfermedad en el corazón cambian en tanto en amplitud como en frecuencia y forma de onda; el programa está listo para funcionar ante esas dificultades y se pudo constatar en las señales CUDB y AFDB
- Los tiempos de procesamiento del DSP son mucho más rápidos que los empleados por matlab, ya que la arquitectura del DSP es distinta a la de una computadora y además la tarjeta está dedicada a operaciones con datos, en cambio la computadora ejerce muchas más operaciones que el DSP.

VII. REFERENCIAS

1. CROMWELL, Leslie. WEIBELL, Fred J. PFEIFFER, Erich A. BIOMEDICAL INSTRUMENTATION AND MEASUREMENTS. Ed Prentice Hall. Nueva Delhi-India. ISBN: 0-13-076448-5. Segunda edición. pp 16-20, pp 49-57, pp 84-126.
2. MUÑOZ, Jorge. Tesis de Licenciatura sobre: "COMPRESIÓN DE ECG EN TIEMPO REAL CON EL DSP TMS320C25". Universidad de Valencia. Febrero 1997. Valencia – España.
3. BLANCO, Manuel. Tesis para Doctorado sobre: "COMPRESIÓN DE ELECTROCARDIOGRAMAS MEDIANTE BANCOS DE FILTROS COSENO MODULADO Y ANÁLISIS MULTIRRESOLUCIÓN". Universidad de Alcalá. Diciembre 2004. Alcalá - España.
4. Barlas, G. D. y E. S. Skordalakis: 1996, "A NOVEL FAMILY OF COMPRESSION ALGORITHMS FOR ECG AN OTHER SEMIPERIODICAL, ONE DIMENSIONAL, BIOMEDICAL SIGNALS". IEEE Transactions on Biomedical Engineering.
5. Manual de la tarjeta: Analog Devices, 2006 TigerSHARC® Embedded Processor ADSP-TS201S, pp 1-3.

BIOGRAFÍA

Daniel Vinicio Ramos Boone. Nació en Quito-Ecuador el 03 de marzo de 1984. Sus estudios secundarios los realizó en el Colegio experimental Sebastián de Benalcazar, alcanzando el título de Bachiller en Físico Matemático. Obtuvo su título de Ingeniera en Electrónica en Telecomunicaciones en la Escuela Politécnica del Ejército, ESPE. El paper presentado es parte proyecto de grado para complementar los proyectos de investigación dentro de la Universidad.

Jorge Eduardo Paspuel Chiriboga. Nació en Quito-Ecuador el 14 de febrero de 1986. Sus estudios secundarios los realizó en el Colegio San Gabriel, alcanzando el título de Bachiller en Físico Matemáticas. Obtuvo su título de Ingeniera en Electrónica en Telecomunicaciones en la Escuela Politécnica del Ejército, ESPE. El paper presentado es parte proyecto de grado para complementar los proyectos de investigación dentro de la Universidad.