

ANEXO A. ARTÍCULO PUBLICABLE

“VISOR DE SEÑALES BIOMÉDICAS PARA EL FISIÓGRAFO MK-III-P DE NARCO-SCIENTIFIC BIOSYSTEMS DIVISION” (VIFIBIO)

Por: Luis Suárez, Sergio Mejía, Diego Cuartas, Mauricio Flórez

Universidad Pontificia Bolivariana
Facultad de ingeniería Electrónica
Medellín, Colombia. 2004

ABSTRACT:

The purpose of this work is to avoid the use of the ink-jet stylus as a visualization method of an ECG signal, because they are unstable and generates disturbances on the trace. The development of a new display system permits a faithful and smoother visualization of the signal than the one that the physiograph returns and therefore the operation of the equipment is more comfortable and efficient.

Besides, this work pretends to bring portability to the equipment, avoiding a RS-232 connection to a personal computer, as it was done on the first stage of the macro project “Digitalization of the Electrocardiography module of a Narco Bio-systems MK-III-P Analogous Physiograph” increasing its use on Research and coursework.

As an important tool, signal processing techniques were implemented in order to get the spectrum of an ECG signal, very useful for diagnosis of several illnesses.

Graphing and processing an ECG signal on an embedded system is a hard task due to the few tools that the programmer has to accomplish the work, but is a necessary step to get smaller and higher tech devices on bioinstrumentation.

Keywords: ADC, CRT, DFT, LCD, EEPROM, Pixel, continuous signal, physiograph, digitalization, grafication.

RESUMEN:

El trabajo realizado busca evitar el uso de los estiletes como método de impresión de la señal ECG ya que éstos son inestables y generan distorsión en la gráfica, al desarrollar un nuevo sistema que permite visualizar fielmente la señal entregada por el equipo, a la vez que la operación del equipo resulta más cómoda y eficiente para el usuario.

De igual modo, el trabajo busca brindar portabilidad al equipo liberándolo de la necesidad de conectarlo a un computador, como se realizó en la primera fase del proyecto macro “DIGITALIZACIÓN DE UN FISIÓGRAFO TIPO MK-III-P NARCO SCIENTIFIC BIO-SYSTEM DIVISIONS”, para fomentar aún más su uso en investigación y docencia.

Además, se ha implementado una herramienta para el procesamiento de la señal, permitiendo la visualización del espectro de la señal ECG, muy útil para el diagnóstico de diversas enfermedades. Brindar graficación y procesamiento de una señal ECG en un ambiente embebido es una tarea difícil por las pocas herramientas que dispone el programador para realizar los procedimientos, pero es necesaria como un primer paso hacia sistemas más pequeños y sofisticados en la línea de bioinstrumentación.

Palabras clave: ADC, CRT, DFT, LCD, EEPROM, Pixel, señal continua, fisiógrafo, digitalización, graficación.

1. INTRODUCCIÓN:

Este proyecto nace ante la necesidad de digitalizar el fisiógrafo análogo que pertenece a la Facultad de Medicina de la Universidad

Pontificia Bolivariana. Este equipo permite la captura y visualización de señales biomédicas, pero no permite evaluar parámetros importantes como son la amplitud

o frecuencia de la señal y mucho menos su posterior procesamiento o almacenamiento.

En esta segunda fase del proyecto macro "DIGITALIZACIÓN DE UN FISIÓGRAFO TIPO MK-III-P NARCO SCIENTIFIC BIO-SYSTEM DIVISIONS", se desarrolló un dispositivo que permite visualizar y procesar la señal ECG en una pantalla de cristal líquido sin necesidad de conectar el fisiógrafo a un computador, esto se implementó para proporcionarle portabilidad al equipo y simplificar su operación por parte del usuario.

La señal ECG se captura a través de una tarjeta diseñada e implementada basándose en la construida durante la fase uno del proyecto macro. Durante la adquisición, la señal es graficada en la pantalla de cristal líquido y el usuario a través de una interfaz creada puede detener o continuar el proceso de graficación al igual que incrementar o disminuir la amplitud y frecuencia de la señal, con el fin de que el usuario escoja las opciones de visualización según su criterio.

Con el sistema implementado, en estado de espera el usuario podrá optar por realizar la visualización del espectro de la señal ECG, de gran utilidad para llevar a cabo una evaluación en frecuencia de la señal ECG y detectar anomalías o realizar un estudio exhaustivo de la misma.

Todas estas utilidades se implementaron utilizando amplificadores operacionales, una pantalla de cristal líquido Hyundai, referencia HG25504 y dos microcontroladores MC68HC908GP32 de MOTOROLA®. Para la programación se empleó lenguaje assembler y C/C++ orientado a este tipo de plataforma embebida.

OUTLINE: En el punto 2 se explica el funcionamiento y la utilidad del electrocardiógrafo. En el punto 3 se expone la forma como se abordó el problema. En el punto 4 se muestra la configuración del sistema de adquisición de datos usado. En el punto 5 se explica cómo se usa VIFIBIO. En el punto 6 se muestran los resultados obtenidos. En el punto 7 se explican las conclusiones del presente trabajo. Al final, se muestra la bibliografía usada.

2. El Electrocardiógrafo: Es un instrumento sensible a las pequeñas diferencias de

potencial que genera el corazón y las grafica en papel electrocardiográfico. El electrocardiógrafo dispone de transductores, acopladores, filtros, estiletes y amplificadores que permiten dibujar el registro ECG en acetato o papel.

El fisiógrafo usado para la realización de este trabajo posee una salida de monitoreo de señal ECG (llamada MON-OUT) por la cual sale una señal de AC que varía entre -3 voltios y +6 voltios (dependiendo de la derivación) que refleja la actividad eléctrica del corazón. La figura 1 muestra una foto del fisiógrafo usado en este trabajo.



Figura 1. Foto del fisiógrafo empleado para obtener la señal ECG

3. Cómo se aborda el problema: El fisiógrafo entrega una señal analógica de rangos de voltaje variables. Primero hubo necesidad de acondicionar esta señal de entrada a unos niveles que el microcontrolador pudiese tolerar. Después de tener una señal apta para su uso, se definió la tasa de muestreo óptima para que la señal pudiese ser adquirida, la cual fue de 204 Hz. Ya con estos datos, se procedió a realizar el proceso de graficación en la pantalla LCD y de escritura de datos en la memoria compartida para realizar su procesamiento posterior.

4. Descripción y configuración del sistema de adquisición de datos:

En un nivel muy general, se muestra en la figura 2 un diagrama que ilustra la interacción entre los elementos principales que conforman a VIFIBIO:

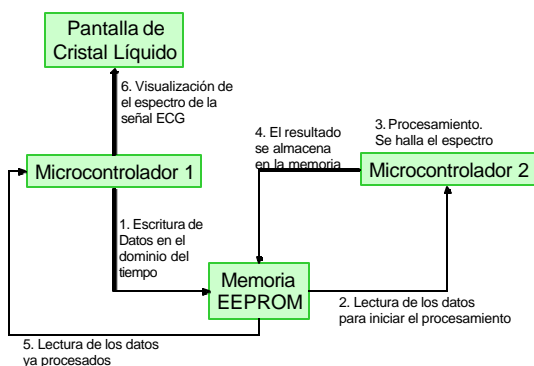


Figura 2. Interacción entre los elementos principales que conforman a VIFIBIO

A continuación se explicará en mayor detalle el origen de esta interacción y porqué se diseñó de esa manera.

4.1. Elementos de Hardware: Son los componentes que apoyan la labor de adquisición, procesamiento y graficación:

4.1.1. Microcontroladores MOTOROLA HC08GP32CP: Se usaron 2 microcontroladores de la mencionada referencia. Esta elección se realizó porque programar un solo microcontrolador que realizara todo el trabajo torna lenta la ejecución de todas las tareas que hay que desarrollar. Este criterio permite también usar dos lenguajes de programación diferentes según la necesidad. El primer micro se programó en lenguaje assembler y tiene por función la adquisición de datos y la graficación de datos en la pantalla. El segundo micro se usó exclusivamente para realizar procesamiento y se programó en lenguaje C. Otra ventaja de modularizar las funciones es que permite que cada microcontrolador pueda destinar todo su potencial de cómputo en la tarea requerida y no diezmar su desempeño. Se usaron estos microcontroladores por su rápida velocidad de reloj de 8 MHz y su capacidad de almacenamiento de variables y código. Otras características de este microcontrolador se pueden encontrar en la página web de MOTOROLA (www.freescale.com).

4.1.2. Memoria MICROCHIP 24LC256: los microcontroladores descritos en la sección anterior se comunican con una memoria EEPROM de la referencia citada. En ella se guardan los datos adquiridos en el dominio del tiempo, los resultados intermedios de la

labor de procesamiento y el resultado final del espectro de potencia. Tener un sistema de memoria compartida es conveniente en este caso porque los dos microcontroladores necesitan tener acceso a los datos.

Esta memoria usa el protocolo de comunicaciones I2C, por esto a los mencionados microcontroladores se les debió programar rutinas de lectura y escritura en este protocolo.

Cada microcontrolador es maestro para la memoria, por lo tanto, entre ellos se turnan el control de la ésta. Durante el desarrollo del programa cada microcontrolador sabe cuando le corresponde usar la memoria, y el otro microcontrolador se configura en modo esclavo hasta que le llega el turno de realizar su función.

Se estudió la posibilidad de grabar los datos en la memoria FLASH de uno de los microcontroladores, pero se decidió no implementar esta solución porque implicaba un mayor tiempo de máquina a tener que escribir y transmitir los datos y esto no es deseable sabiendo el volumen de información que se debe manejar.

En la figura 3 se muestra el modo de conexión entre la memoria y los microcontroladores que fueron mencionados anteriormente.

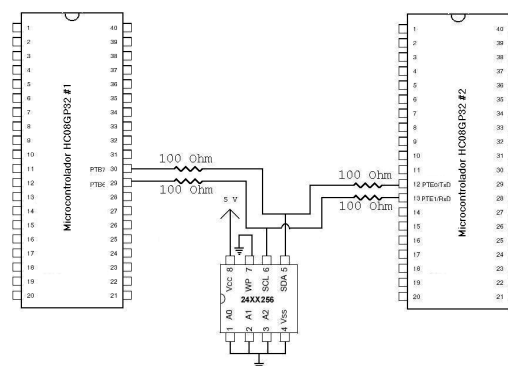


Figura 3. Conexión entre los microcontroladores MOTOROLA HC08 y la memoria EEPROM 24LC256

4.1.3. Pantalla de cristal líquido: para la visualización de la gráfica de la señal ECG y su espectro se usó una pantalla de cristal líquido marca Hyundai referencia HG25504. La pantalla se eligió por su bajo costo, y aceptable resolución. Esta pantalla cuenta con el controlador SED1330F. Gracias a este controlador se dispone de una gama de

instrucciones que permiten mostrar texto y gráficos simultáneamente. La pantalla tiene alimentación dual, de 5 voltios para la lógica y -9 voltios para el contraste. El voltaje negativo se sacó de uno de los pines del integrado MAX 232 usado en comunicaciones seriales. La figura 4 muestra la pantalla de cristal líquido empleada en VIFIBIO.



Figura 4. Pantalla de Cristal Líquido Usada en el proyecto

4.1.4. Acondicionamiento de la señal: La señal entregada por la salida de monitoreo del fisiógrafo (MON-OUT) es una señal de rangos de voltaje muy variados. Se requiere de un circuito intermedio que sitúe la señal entre 0 voltios y 5 voltios, de tal forma que el microcontrolador que realiza el proceso de adquisición no sufra daño. El circuito diseñado eleva el nivel de DC de la señal original, eliminando las partes negativas de la señal. Aparte de este circuito, también se incluyen filtros de 60Hz, con el objetivo que la señal lo más limpia posible.

4.2. Elementos de software: Cada uno de los microcontroladores tienen un programa que les permite desempeñar su función específica durante las diferentes etapas del proceso.

4.2.1. Software del microcontrolador 1: El microcontrolador 1 está programado en assembler. Él se encarga de inicializar variables, configurar los módulos de ADC para la adquisición de datos y el TBM para realizar la validación del dato capturado y el reloj de la comunicación por I2C. En el diagrama de la figura 5 se presenta el diagrama de flujo que sigue el microcontrolador:

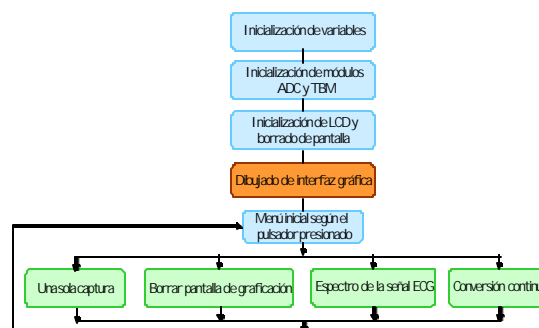


Figura 5. Diagrama e flujo general del microcontrolador 1

El microcontrolador 1 muestra en la pantalla de cristal líquido un menú con diferentes opciones de graficación, las cuales serán explicadas más adelante. Además, también controla una serie de leds que le sirven al usuario para saber en qué etapa de la labor de procesamiento se encuentra.

4.2.2. Software del microcontrolador 2: Está programado en lenguaje C y sólo entra en ejecución bajo orden del microcontrolador 1. Su función es realizar el algoritmo de procesamiento que permite hallar el espectro de la señal ECG almacenada en la memoria. El diagrama de flujo que debe realizar el microcontrolador 2 se muestra en la figura 6:

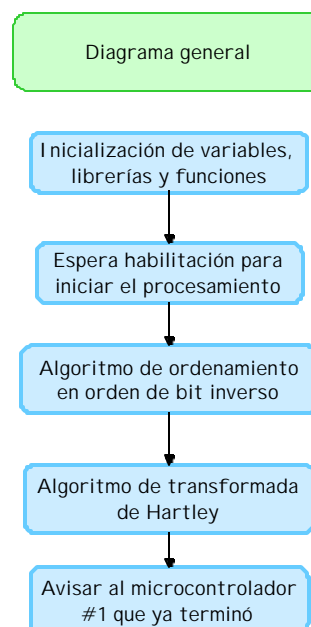


Figura 6. Diagrama de flujo del microcontrolador 2

El algoritmo permite hallar la transformada de Hartley de 256 datos como un resultado

intermedio para hallar el espectro de la señal. Cuando el resultado final del espectro de la señal ECG se completa, el microcontrolador 2 le indica al microcontrolador 1 que puede proseguir con la graficación del espectro en la pantalla.

4.2.3. Pantalla de Cristal Líquido: en el microcontrolador 1 se encuentran todas las rutinas referentes a la escritura de datos en la pantalla. Se crearon rutinas de borrado de pantalla, un algoritmo de dibujado en pantalla de la señal al igual que un algoritmo para dibujar el espectro. El tiempo de inicialización de la pantalla es corto, más o menos unos 2 segundos, al igual que el proceso para dibujar un píxel en la pantalla permiten realizar el proceso de graficación rápidamente.

4.2.4. Memoria MICROCHIP 24LC256: En lo referente al software, se implementó (tanto en el microcontrolador 1 como en el microcontrolador 2) el protocolo de comunicaciones I2C para poder escribir y leer datos de la memoria. La memoria juega un papel importante en VIFIBIO, porque es en donde se realizan las operaciones y donde se guarda el resultado final de la etapa de procesamiento.

El microcontrolador 1 guarda en ella los datos adquiridos desde el módulo ADC. Cuando el microcontrolador 2 es autorizado, éste lee los datos escritos anteriormente y empieza a realizar una serie de iteraciones con el fin de obtener una componente en frecuencia de los datos adquiridos en el dominio del tiempo. Luego, se realiza un algoritmo que permite hallar el espectro de los datos y se escriben en una dirección de memoria específica. Luego, el microcontrolador 1 es autorizado para graficar los resultados finales en la pantalla. Así finaliza el procedimiento.

5. Operación de VIFIBIO:

En este apartado se describirán las funciones que puede desarrollar el dispositivo. Ante todo, VIFIBIO cuenta con diferentes formas de informar al usuario en qué estado de operación se encuentra. Puede ser a través de la pantalla de cristal líquido o a través de leds indicadores. Además, VIFIBIO provee al usuario botones que permiten seleccionar diferentes opciones de operación.

5.1. Funciones de operación:

5.1.1. *Modo Captura Simple*: Permite graficar sólo una pantalla de la señal adquirida

5.1.2. *Borrar pantalla*: Permite borrar la gráfica que se encuentre visualizándose en ese momento en la pantalla.

5.1.3. *Modo Captura Continua*: Permite graficar la señal adquirida indefinidamente, hasta que el usuario decida parar el proceso.

5.1.4. *Pausa*: Sirve para congelar la gráfica sólo en modo de Captura continua. Presionándolo de nuevo prosigue con la graficación

5.1.5. *Espectro*: Sólo se puede acceder cuando el dispositivo está en modo de espera. Sirve para realizar una gráfica del espectro de la señal de entrada.

5.2. Perillas de acceso:

Hay dos perillas que permiten seleccionar la amplitud y la frecuencia de graficación en la pantalla. Estas perillas podrán ser usadas durante el proceso de graficación para mejorar la visualización.

6. Resultados Obtenidos:

En lo que se refiere al hardware, se creó un dispositivo llamado VIFIBIO, el cual se muestra en la figura 8. Ya hablando de software, se creó un algoritmo que calcula el espectro de una señal ECG a partir de una transformada discreta de Hartley de 256 puntos.



Figura 8. VIFIBIO

Las señales que se visualizan son de buena resolución y son fieles a la imagen que se captura del fisiógrafo. Por ejemplo, la figura 9

muestra a la derivación DII capturada por el fisiógrafo y la figura 10 muestra la misma derivación dibujada por VIFIBIO.

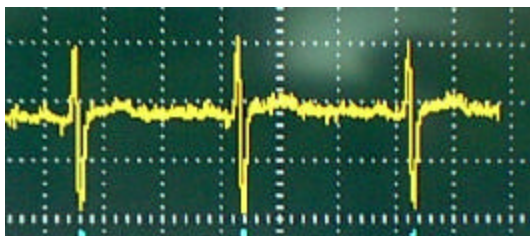


Figura 9. Derivación V2 dibujada por el fisiógrafo a través de un osciloscopio.



Figura 10. Derivación V2 dibujada por VIFIBIO

Se observa en esta figura que las bajas variaciones en voltaje presenta una densidad alta de puntos, y es una línea gruesa. Esto se debe a que la señal enviada por el fisiógrafo tiene un alto componente de ruido y es inevitable para el sistema no capturar esas señales también. En el caso que el margen de ruido fuese menor, la línea mostrada sería más delgada.

Otro detalle importante en esta imagen es que la onda QRS tiene pocos puntos. Esto se debe a que en esa sección de la onda ECG el voltaje varía muy rápido y con una misma tasa de muestreo, es imposible tomar más puntos para rellenar estos vacíos. Si se desea obtener una señal mejor definida, es posible con el selector de frecuencia producir una tasa de muestreo más alta, pero el inconveniente es que la señal no cabe en la pantalla porque en el dominio del tiempo la señal se expande.

En la figura 11 se muestra la derivación V3 obtenida por el fisiógrafo y la figura 12 muestra la misma derivación pero graficada por VIFIBIO:

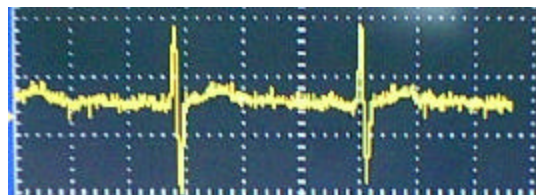


Figura 11. Derivación V3 dibujada por el fisiógrafo a través de un osciloscopio



Figura 12. Derivación V3 dibujada por VIFIBIO

La gráfica presentada muestra también que el sistema de adquisición, compuesto por los filtros, los inversores y el sumador de voltaje, están bien configurados, ya que la señal no está recortada y presenta un aspecto simétrico respecto a las señales tomadas anteriormente.

Respecto al espectro de la señal ECG no se obtuvo un resultado satisfactorio, esto debido a que el espectro de la señal ECG se caracteriza por ser una señal con cambios de concavidad y transiciones muy bruscas, y la resolución de la pantalla no permite obtener una buena resolución. La figura 13 muestra el espectro de la derivación V5 obtenida por medio de un osciloscopio digital que tiene la función de Transformada Rápida de Fourier implementada. La figura 14 muestra el espectro de la derivación V5 tomada con VIFIBIO.

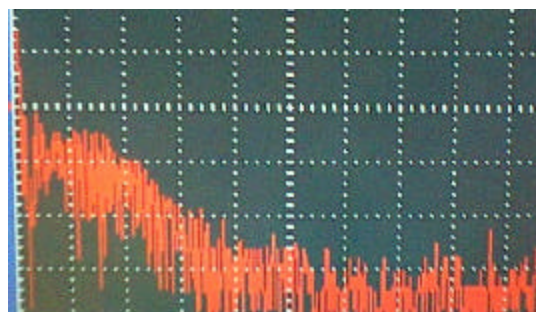


Figura 13. Derivación V5 dibujada por un osciloscopio digital que posee FFT.



Figura 14. Derivación V5 dibujada por VIFIBIO

Se puede concluir de la observación de las dos gráficas, que la pantalla no es apta para graficar espectro, debido a su tosca definición.

6. CONCLUSIONES

Este proyecto deja conclusiones interesantes al igual que recomendaciones para futuros desarrollos en el campo de equipos de monitoreo en el área de la bioingeniería.

- La tasa de muestreo de 204 Hz es suficiente para obtener una señal ECG de buena calidad; sin embargo, a la hora de graficar se requiere una herramienta que permita unir los puntos dibujados. De lo contrario, se requiere muestrear a una frecuencia mayor ya que el espaciamiento entre dichos puntos no permiten visualizar la señal claramente. Al aumentar la frecuencia de muestreo se genera una mayor cantidad de puntos por unidad de tiempo, lo cual incide en que la señal en el tiempo se expanda y por ende se visualicen menos periodos en pantalla.

Como referencia, se tiene que el equipo DINAMAP tiene una frecuencia de muestreo de 200 Hz., por lo tanto el sistema implementado tiene una frecuencia que usa un equipo comercial.

- El microcontrolador MOTOROLA HC08GP32 usado es el adecuado para las funciones con las cuales fue programado. La tasa de adquisición de datos es la acertada, al igual que el algoritmo de graficación, el cual no sufre retrasos por otras tareas que el microcontrolador debe realizar, como

atención a interrupciones y otros procesos claves que van a la par con la graficación. La velocidad del bus de datos de 8 MHz es satisfactoria.

- La resolución del LCD es adecuada para visualizar un periodo de la señal ECG pero no es suficiente si se desea observar varios periodos a la vez. Es importante para futuros desarrollos en este campo obtener un LCD del tipo TFT de mínimo 1024 pixeles de ancho, con el fin de que se alcancen a ver tantos periodos de la señal ECG como el usuario desee sin sacrificar la resolución de la gráfica.
- Las pantallas gráficas de cristal líquido son un excelente medio para efectuar visualización de información y de señales. Tienen la ventaja que ocupan poco espacio y consumen poca potencia, lo cual las hace ideales para aplicaciones portátiles.
- Si se escoge una pantalla LCD de mayor resolución, es recomendable usar un DSP que incorpore la transformada de Fourier Discreta como parte del set de instrucciones. Permite mayor confiabilidad en los resultados y en la manipulación de grandes volúmenes de datos. Su velocidad de Bus es más alta, y permitiría realizar muchas más funciones, lo cual se retribuye en mayor manejabilidad del sistema por parte del usuario.
- El protocolo I2C es muy útil para comunicar dispositivos de diferente clase y función. En este caso, la memoria EEPROM MICROCHIP 24LC256 usa este protocolo y es una forma excelente de realizar un sistema de compartición de datos. La implementación de este protocolo por software presentó serias dificultades y una recomendación importante es usar un microcontrolador que tenga un módulo interno de transmisión y recepción por I2C. El protocolo I2C implementado por hardware presenta menos fallas y se manifiesta en

menor tiempo de desarrollo de la aplicación.

- La implementación del protocolo I2C por software presentó serias dificultades en su desarrollo. Hubo agentes externos tales como osciloscopio y protoboard quienes generaron condiciones adversas circuitalmente para su correcto funcionamiento.
- Dada la alta cantidad de datos (1024 datos) que se deben manipular durante la ejecución del algoritmo que permite hallar el espectro de la señal ECG, la escritura y lectura de estos datos en la memoria por medio del protocolo I2C resulta muy lenta. Para el sistema creado, se obtuvo una velocidad máxima de transmisión de datos de 512 Hz. La memoria usada soporta una velocidad de hasta 400 KHz.
- La graficación del espectro de la señal ECG adquirida revela aspectos importantes para un especialista a quien le puede interesar analizar detalles pertinentes al modo de funcionamiento del ciclo cardíaco.
- La programación en Codewarrior orientado a una plataforma embebida muestra una manera fácil para elaborar programas en los cuales exista un alto nivel de cálculos y procesamiento.
- Lenguaje C/C++ es una vía adecuada para realizar el algoritmo de DFT y el cálculo del espectro de la señal ECG. Se presentó dificultad en orientar la programación a una plataforma embebida, debido a los recursos limitados que presenta un microcontrolador respecto a un computador.
- Las herramientas para variar amplitud y frecuencia de la señal ECG graficada son muy útiles ya que permiten verla con más detalle de acuerdo con las necesidades del usuario.

- La etapa de acondicionamiento de la señal a graficar es muy importante, ya que de ésta depende la nitidez de la señal visualizada. Como se mencionó en el desarrollo del trabajo, la señal de salida del fisiógrafo tiene muchas componentes de ruido y valores negativos. Estas condiciones pueden dañar el puerto ADC del microcontrolador y arrojar adquisiciones incorrectas. La etapa de acondicionamiento implementada mostró un buen comportamiento y sus componentes fueron escogidos correctamente para mejorar las condiciones de la señal original.
- La página web diseñada en www.geocities.com/vifibio al igual que el paper elaborado son mecanismos efectivos para difundir el trabajo realizado. El paper en formato IEEE será enviado a diferentes revistas de carácter investigativo, al igual que se expondrá este trabajo en seminarios o congresos de bioingeniería.

8. BIBLIOGRAFIA

- BENJAMIN - CUMMINGS. A.D.A.M. Cardiovascular system. Anatomy Review: The Heart [CD-ROM] Estados Unidos. Última Actualización: 2004. 1 CD-ROM
- DUBIN, Dale. Electrocardiografía Práctica: lesión, trazado e interpretación. Tercera Edición. México: Interamericana. 1976. 294 p.
- LARA, A. y MARTINEZ, J. Analizador de espectro basado en un procesador de señal. En: Mundo Electrónico. No. 177, 1987. España p. 176-184
- OPPENHEIM, Alan. Digital Signal Processing. Estados Unidos: Prentice-Hall 1975. 585p.
- TAMAYO, Alejandra, ZULUAGA, Luisa. Digitalización del módulo de Electrocardiografía de un Fisiógrafo

- Tipo MK-III-P Narco Scientific BioSystems Divisions. Tesis de Grado modalidad Asistencia a la Investigación. 260p
- WEBSTER, John. Medical Instrumentation, application and Design. Ed. John Wiley & Sons. 1978. 69p.
 - EDISON INSTITUTE. Circulation Lectures. [En Línea] Reino Unido, [2003].
<<http://www.edison.edu/faculty/klaser/bsc1005/23-CirculationPPT/Modules23-04to23-12.ppt>> [Consulta: 7 de julio de 2004]
 - GROSSMONT COLLEGE. En: Specialized Lectures. [En Línea] Estados Unidos, [2004]
<<http://www.grossmont.edu/shina.algia/lectures/145/HeartAandP.ppt>> [Consulta: 4 de julio de 2004]
 - IDFN UNIVERSITY. Lectures on cardiovascular problems. [En Línea] Estados Unidos, [2003]
<<http://users.ipfw.edu/paladino/Cardiovascular.ppt>> [Consulta: julio 7 de 2004]
 - RICHMOND UNIVERSITY. En: Medical Assisting Technology. [En Línea] Estados Unidos. [2003]
<[http://www.richmond.cc.nc.us/MedicalAssistingTechnology/Powerpoint/cardiovascular\[2\].ppt](http://www.richmond.cc.nc.us/MedicalAssistingTechnology/Powerpoint/cardiovascular[2].ppt)> [Consulta: 4 de julio de 2004]
 - ROCHESTER UNIVERSITY. Lectures on EKG. [En Línea] Estados Unidos, [2004].
<<http://tedlab.urmc.rochester.edu/PHP-03/PHP403-03-EKG.ppt>> [Consulta: julio 7 de 2004]
 - USA ARMY. Understanding ECG. [En Línea] Estados Unidos [2004]
<http://usasam.amedd.army.mil/_fm_course/Study/UnderstandingECG.pdf> [Consulta: julio 9 de 2004]
 - WWU UNIVERSITY. Analog to digital conversion presentation. [En Línea] Estados Unidos [2003]
<http://faculty.cs.wvu.edu/johnson/CS%20347/analog.digital.conversion.ppt> > [Consulta: julio 11 de 2004]
 - UNIVERSIDAD DE VALENCIA. Amplificadores Operacionales [En Línea] España [2003]<
<http://www.uv.es/~marinj/electro/ao.htm>> [Consulta: 12 de Enero de 2004]
 - FRUTOS, Efrain. El Mundo de los sensores. [En Línea] España. [2003]
<http://www.pdipas.us.es/f/frutos/diapositivas_03_04/sensores1.ppt> [consulta: julio 11 de 2004]
 - PELAZ, Lourdes. Filtros analógicos. [En Línea] España. [2004]
<<http://bellota.ele.uva.es/~lourdes/docencia/Sensores/Trabajos0304/FiltrosAnalogicos.pdf>> [Consulta: 18 de Enero de 2004]
 - SCOTT, Robert. En: Embedded Systems Programming Magazine [En Línea] Estados Unidos, [2003]
<<http://www.embedded.com/2000/0009/0009feat3.htm>> [Consulta: abril 20 de 2004]
 - HOW STUFF WORKS. How LCD Works. [En Línea] Estados Unidos, [2003] <www.howstuffworks.com> [Consulta: julio 9 de 2004]
 - MICROCHIP. En: 24LC256 EEPROM Datasheet. [En Línea] Estados Unidos [2002].
<www.microchip.com> [Consulta: 10 de agosto de 2004]
 - PHILIPS. En: The I2C-Bus Specification versión 2.1. [En línea] Estados Unidos, [2000].<
www.philips.com/i2c> [Consulta: agosto 10 de 2004]