

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

LUIS CARLOS SUÁREZ TRUJILLO

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA ELECTRÓNICA
MEDELLÍN**

2005

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

LUIS CARLOS SUÁREZ TRUJILLO

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Electrónico

Director

SERGIO MEJÍA MUÑETÓN

Médico, BME

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA ELECTRÓNICA
MEDELLÍN**

2005

Nota de aceptación

Presidente del jurado

Jurado

Jurado

Medellín, 26 de Abril de 2005

A Dios porque me ilumina en mi camino.

A mis padres por su buen ejemplo y nutridas enseñanzas.

A mi familia en general por su apoyo incondicional.

A mi novia por su ayuda desinteresada, sus valiosas sugerencias,
paciencia ante mis problemas y aportes en mi vida.

LuisKr

AGRADECIMIENTOS

Al Médico BME Sergio Mejía M. por su colaboración, sugerencias y tiempo dedicado durante la realización de este trabajo.

Al los Ingenieros Electrónicos Diego Cuartas, Mauricio Flórez y Valentin Restrepo, al Doctor John Bustamante y al Especialista Alejandro Peláez por su pronta y desinteresada colaboración durante la realización del trabajo.

A la IEO. Luisa Fernanda Zuluaga Gómez por su tiempo y paciencia, al igual que por sus valiosos aportes durante todas las etapas del trabajo.

Al Estudiante de Ingeniería Electrónica Diego Andrés Suárez Trujillo, por el tiempo dedicado a conectarse al fisiógrafo.

A la Familia Echeverry Trujillo por la ayuda prestada.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	18
1. LA SEÑAL ECG	20
1.1. El corazón y sus partes	20
1.2. El ciclo cardiaco	22
1.3. Sistema de conducción intrínseca	23
1.3.1. Partes del sistema de conducción intrínseca	23
1.3.2. Potencial de acción cardiaca	25
1.4. Generación de la señal ECG	27
1.5. Las derivaciones	30
1.5.1. Derivaciones bipolares	30
1.5.2. Derivaciones unipolares	31
1.5.3. Derivaciones precordiales	31
1.6. Preparación del paciente para tomar un buen registro electrocardiográfico	32
1.7. Impresión de la señal ECG	33
1.7.1. El papel ECG	33
1.7.2. Medición de la frecuencia cardiaca con papel ECG	34
2. EL ELECTROCARDIÓGRAFO	35
3. DESCRIPCIÓN FÍSICA Y TÉCNICA DEL FISIÓGRAFO TIPO MK-III-P DE NARCO SCIENTIFIC BIO-SYSTEMS DIVISION	39
3.1. Componentes básicos de un sistema de registro	40
3.1.1. Transductores.	40
3.1.2. Procesador	40
3.1.3. Inscriptor	41
3.1.4. Electrodo	41
3.2. Preparación del fisiógrafo para el registro de las señales ECG	42

3.2.1. Unidad de Control para el avance del papel y Unidad de tiempo. El	43
3.2.2. Operación del canal de registro electrocardiográfico.	44
4. PRINCIPIOS EN LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES	46
4.1. Tipos de señales	46
4.2. Reseña sobre amplificadores operacionales	47
4.2. Teorema del muestreo	50
4.3. Conversor análogo a digital	51
4.3.1. Cuantificación	52
4.3.2. Codificación	52
4.4. Módulo ADC del microcontrolador HC08GP32 de MOTOROLA	52
5. PRINCIPIOS EN PROCESAMIENTO DE SEÑALES	55
5.1. ¿Por qué procesar?	55
5.2. Los filtros y su importancia para un procesamiento correcto	55
5.3. La transformada discreta de Fourier	61
5.3.1. Decimación en el tiempo	61
5.3.2. Transformada de Hartley	66
5.4. Análisis espectral de la señal ECG	75
6. PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DE LAS PANTALLAS DE CRISTAL LÍQUIDO (LCD)	77
6.1. Introducción	77
6.2. Historia	77
6.3. Los cristales líquidos	77
6.3.1. Tipos de cristales líquidos	77
6.3.2. Fases de los cristales líquidos termotrópicos	78
6.4. LCD <i>Twisted Nematics</i>	78
6.4.1. Conformación:	78
6.4.2. Funcionamiento	79
6.5. Reflectivos y <i>Backlit</i>	81
6.5.1. Reflectivos	81
6.5.2. Backlit	81
6.6. Matriz pasiva y matriz activa	82

6.6.1. Matriz pasiva	82
6.6.2. Matriz activa	83
6.7. Ventajas sobre pantallas de rayos catódicos	84
7. DESCRIPCIÓN Y CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS	85
7.1. HARDWARE	85
7.1.1. Microcontroladores MOTOROLA HC08GP32CP	85
7.1.2. Pantalla de Cristal Líquido (LCD)	86
7.1.3. Memoria EEPROM serial	89
7.1.4. Acondicionamiento de señal	90
7.2. SOFTWARE	92
7.2.1. Microcontroladores MOTOROLA HC08GP32CP	92
7.2.2. Pantalla de Cristal Líquido (LCD):	100
7.2.3. Memoria EEPROM serial:	103
8. MANUAL DE USUARIO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS	110
8.1. Introducción	110
8.2. Presentación física	110
8.2.1. Pantalla de Cristal Líquido	111
8.2.2. Botones de acceso a funciones	111
8.2.3. Bahía de entrada de señal proveniente del fisiógrafo	112
8.2.4. Bahía de Alimentación a 6 voltios	112
8.2.5. Selectores de control de amplitud y frecuencia	113
8.2.6. Leds indicadores	116
8.3. Preparación del instrumento	114
8.4. Operaciones con VIFIBIO	114
8.4.1. Modo de Captura Simple	114
8.4.2. Borrar pantalla	114
8.4.3. Modo de Captura Continua	114
8.4.4. Espectro	115
8.4.5. Controles de Amplitud y frecuencia	115
8.5. Problemas y soluciones durante la operación del VIFIBIO	115

9. RESULTADOS	117
9.1. Resultados en hardware	117
9.2. Resultados en software	117
9.3. Resultados obtenidos en pruebas con un generador de funciones	120
9.4. Resultados obtenidos en pruebas de ECG en personas	127
9.5. Análisis comparativo entre las señales obtenidas por VIFIBIO y la señal teórica	131
 10. PROBLEMAS Y SOLUCIONES DURANTE EL DESARROLLO DEL TRABAJO	 134
10.1. Problemas en hardware	134
10.2. Problemas en software	135
10.3 Problemas varios	136
 11. CONCLUSIONES	 137
 BIBLIOGRAFÍA	 140
 ANEXOS	 142

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Posición del corazón dentro del tórax	20
Figura 2. Localización de las cámaras en el corazón	21
Figura 3. Localización de las válvulas del corazón en corte transversal.	22
Figura 4. El ciclo cardíaco.	22
Figura 5. Localización de las células autorítmicas del sistema de conducción intrínseco del corazón	24
Figura 6. Célula autorítmica (en amarillo) y célula contráctil (rosado)	25
Figura 7. Proceso de despolarización de las células.	26
Figura 8. Proceso de repolarización de las células.	26
Figura 9. Potenciales de acción en el corazón.	28
Figura 10. Generación de gráfica ECG según el ciclo cardíaco.	28
Figura 11. El trazado ECG y sus formas de onda más representativas.	29
Figura 12. Ubicación de los electrodos para medir derivaciones bipolares.	30
Figura 13. Derivaciones unipolares en plano frontal.	31
Figura 14. Ubicación en el pecho de las derivaciones precordiales.	32
Figura 15. Muestra de la cuadrícula que está impresa en el papel para registros ECG.	33
Figura 16. Galvanómetro de cuerda.	36
Figura 17. Galvanómetro.	37
Figura 18. Modelo del primer Electrocardiógrafo	38
Figura 19. Fisiógrafo Tipo MK-III-P de Narco Scientific BIO-Systems Divisions	39
Figura 20. Unidad de Inscripción del fisiógrafo	41
Figura 21. Electrodos para el módulo ECG	42
Figura 22. Canal de registro electrocardiográfico	44
Figura 23. Tipos de señales.	46
Figura 24. Disposición de corrientes en el amplificador operacional	47
Figura 25. Configuración inversora	48
Figura 26. Configuración no inversora	48
Figura 27. Configuración en modo seguidor	49
Figura 28. Modo sumador	49
Figura 29. Sumador no inversor	49
Figura 30. Modo integrador	50
Figura 31. Modo diferenciador	50
Figura 32. Espectro de una señal análoga	51
Figura 33. Cuantificación de una señal senoidal en 3 bits.	52
Figura 34. Funcionamiento del método ADC de aproximación lineal en 5 bits	53
Figura 35. Función de ganancia de un filtro Pasabajos	57
Figura 36. Función de ganancia de un filtro Pasaaltos	57
Figura 37. Función de ganancia de un filtro Pasabanda	58
Figura 38. Función de ganancia de un filtro Eliminabanda	58

Figura 39. Parámetros importantes de un filtro en el dominio de la frecuencia.	59
Figura 40. Parámetros importantes de un filtro en el dominio del tiempo	59
Figura 41. Diagrama de flujo que muestra el algoritmo de decimación en el tiempo para obtener la DFT de N puntos partiendo de su división en dos DFT de N/2 puntos.	63
Figura 42. a) Se muestra la decimación en el tiempo para una DTF de N/2 puntos en dos DFT de N/4 puntos. b) La gráfica mostrada en el apartado A se adjunta a la vista anteriormente en la figura 41.	64
Figura 43. Gráfico completo de la decimación en el tiempo de una DFT de 8 puntos.	64
Figura 44. Cómputo tipo mariposa.	66
Figura 45. Una mariposa simple de la transformada de Hartley.	67
Figura 46. Una mariposa simple de la transformada de Hartley	68
Figura 47. Capas de un LCD <i>Twisted Nematics</i>	79
Figura 48. Comportamiento de los cristales líquidos ante la presencia de un campo eléctrico.	80
Figura 49. Comportamiento de un LCD reflectivo	81
Figura 50. Sección transversal de un LCD <i>backlit</i>	82
Figura 51. Modo de encendido de píxeles	83
Figura 52. Estructura interna de un píxel en un LCD de matriz activa	84
Figura 53. Conexión entre los microcontroladores y la memoria EEPROM	85
Figura 54. Circuito externo para usar el PLL del microcontrolador MOTOROLA HC08	86
Figura 55. Pantalla de Cristal Líquido Usada en el proyecto	87
Figura 56. Conexión de la pantalla al microcontrolador	88
Figura 57. Diagrama de los pines de la memoria 24LC256	89
Figura 58. Conexión de la memoria EEPROM 24LC256	90
Figura 59. Configuración sumadora no inversora usando un amplificador operacional	91
Figura 60. Filtro eliminabanda de 60 Hz.	92
Figura 61. Filtro de 150 Hz usado para limitar el ancho de banda de la señal adquirida.	92
Figura 62. Diagrama de flujo general del microcontrolador #1	93
Figura 63. Modo de graficación en una sola captura.	94
Figura 64. Modo de graficación continua.	94
Figura 65: Procedimiento de autenticación de dato adquirido por el módulo ADC por parte del TBM	95
Figura 66. Diagrama de flujo para dibujar la interfaz gráfica en el LCD	95
Figura 67. Procedimiento de graficación de un punto en la pantalla	96
Figura 68. Secuencia de borrado de la zona de graficación	97
Figura 69: Funcionamiento global del microcontrolador #2	98
Figura 70. Algoritmo de ordenamiento en bit inverso	99
Figura 71. Diagrama de flujo de la transformada de Hartley	100
Figura 72. Diagrama de flujo de la inicialización del LCD	102
Figura 73. Transferencia de bit en el bus I2C	104
Figura 74. Condiciones de START y de STOP	105
Figura 75. Condiciones de START y de STOP	105
Figura 76. Procedimiento para escribir un byte de información	106
Figura 77. Procedimiento para escribir un byte de información	107
Figura 78. Procedimiento para escribir un byte de información	107
Figura 79. Procedimiento para escribir un byte de información	108

Figura 80. Apariencia física de VIFIBIO	110
Figura 81. Pantalla inicial de VIFIBIO	111
Figura 82. Botones de acceso a funciones	112
Figura 83. Bahía de entrada de la señal que entrega el fisiógrafo	112
Figura 84. Bahía de alimentación a 7.5voltios	113
Figura 85. Selectores de amplitud y frecuencia	113
Figura 86. Espectro de una señal de prueba	115
Figura 87. Apariencia física de VIFIBIO	117
Figura 88. Señal visualizada en VIFIBIO	118
Figura 89. Señal cuadrada de 1.3 Hz con su correspondiente espectro	118
Figura 90. Espectro de una señal cuadrada de 1.3 Hz, realizado por VIFIBIO	119
Figura 91 Señal senoidal de 1 Hz con velocidad de bus de 1.23 MHz	120
Figura 92. Señal senoidal de 1 Hz con una velocidad de bus interno de 8 Mhz	120
Figura 93. Señal senoidal de 5 Hz	121
Figura 94. Señal triangular de 5 Hz	122
Figura 95. Señal Diente de sierra de 5 Hz	122
Figura 96. Señal senoidal de 5 Hz y 340 mV	123
Figura 97. Señal senoidal de 5 Hz, 340 mV pero con el selector de Amplitud igual a 2.	124
Figura 98. Señal senoidal de 2 Hz, con el selector amplitud en 1 y el selector de frecuencia en 256.	124
Figura 99. Señal senoidal de 2 Hz, con el selector amplitud en 1 y el selector de frecuencia en 170.	125
Figura 100. Señal senoidal de 2 Hz, con el selector amplitud en 1 y el selector de frecuencia en 12 Hz.	125
Figura 101. Señal senoidal de 2 Hz, con el selector amplitud en 3 y el selector de frecuencia en 256 Hz.	126
Figura 102. Señal senoidal de 2 Hz, con el selector amplitud en 6 y el selector de frecuencia en 256 Hz.	126
Figura 103. DII en un apersona sana.	127
Figura 104. Derivación aVF en una persona sana	127
Figura 105. Derivación V1 en un apersona sana.	128
Figura 106. Derivación V2 en una persona sana	128
Figura 107. Derivación V3 en una persona sana	129
Figura 108. Derivación V4 en una persona sana	129
Figura 109. Derivación V5 en una persona sana	130
Figura 110. Derivación V6 en una persona sana	130
Figura 111. Procesamiento de la gráfica correspondiente a la derivación V1 adquirida por VIFIBIO, a través de Corel Photo-Paint.	131
Figura 112. Procesamiento de la gráfica correspondiente a la derivación V1 graficada por un osciloscopio, a través de Colre Photo – Paint.	132
Figura 113. Resultado de efectuar la operación lógica (V1 OR TV1)	132

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Ordenamiento de los datos en orden de bit inverso	65
Tabla 2. Tabla con los valores de seno y coseno para ángulos entre 0 grados y 90 grados	75
Tabla 3. Descripción de los pines del LCD	88
Tabla 4. Estados de Funcionamiento de VIFIBIO	114
Tabla 5. Tabla de verdad de la función OR	132

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO A. ARTÍCULO PUBLICABLE	142
ANEXO B. PAGINA WEB DEL PROYECTO	152
ANEXO C. RESUMEN DARIO DE CAMPO	156
ANEXO D. DATOS DEL TRABAJO DE GRADO	160
ANEXO E. PLANOS CIRCUITALES	177
ANEXO F. CÓDIGO EN ASSEMBLER DEL PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR MC68HC908GP32 DE MOTOROLA®	179
ANEXO G. CODIGOS EN LENGUAJE C DEL MICROCONTROLADOR MC68HC908GP32 DE MOTOROLA®	204
ANEXO H: CÓDIGO EN MATLAB QUE CALCULA EL INDICE DE CORRELACIÓN 2D ENTRE DOS IMÁGENES.	217
ANEXO I. HOJAS DE DATOS	219

GLOSARIO

Acknowledge: Reconocimiento que hace un dispositivo esclavo a un dispositivo maestro que da a entender que la información enviada se recibió correctamente.

ADC: sigla que corresponde en inglés a *Analog to Digital Converter*, En español, conversor análogo a Digital

Aliasing: Solapamiento o superposición del espectro de una señal.

CRT (*Catodic Ray Tube*): Tubo de rayos catódicos. Es el sistema de visualización empleado por los televisores.

DFT: Sigla que corresponde en inglés a *Discrete Fourier Transform*, en español, Transformada Discreta de Fourier.

Diástole: Hace referencia a la relajación del tejido muscular cardíaco.

Derivación: Son las diferentes maneras como se pueden situar los electrodos para realizar la medición de las señales eléctricas cardíacas.

ECG: sigla que corresponde a Electrocardiografía. En la literatura técnica se puede encontrar también como EKG.

EEPROM: Sigla que corresponde en inglés a *Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*; en español, Memoria de sólo lectura programable y borrrable eléctricamente.

Filtro: Proceso que busca liberar a una señal de componentes indeseadas. Por lo regular, se busca quitar ruido.

Isoeléctrico: Se refiere a que la línea de voltaje de referencia en una señal ECG

LCD: sigla que corresponde en inglés a *Liquid Cristal Display*, en español, pantalla de cristal líquido.

Layer: capa de graficación de la pantalla de cristal líquido.

Microcontrolador: Circuito integrado programable por un usuario que permite realizar funciones de control o de adquisición de datos

Nibble: Subdivisión de un byte. Los 4 bits más significativos constituyen el nibble más significativo, los 4 bits menos significativos del byte forman el nibble menos significativo.

Open drain: es una técnica circuital que permite conectar múltiples dispositivos para que se comuniquen a través de un cable.

Píxel: Es la parte más pequeña de la pantalla del monitor. La palabra píxel surge de la combinación de dos palabras inglesas, *picture* (imagen) y *element* (elemento).

Pre-computed lookup table: Una tabla de búsqueda precalculada, usada para aumentar la eficiencia en desempeño del proceso de cómputo.

Señal: es una función de una o más variables físicas que contiene información acerca del comportamiento o la naturaleza de algún fenómeno.

Señal continua: Es una señal que está definida para todo el tiempo t

Señal discreta: Es la señal que se puede obtener al muestrear una señal continua.

Sístole: Contracción del tejido muscular cardíaco.

Twisted Nematics: Tipo de cristal líquido que se caracteriza porque cuando se le aplica una corriente eléctrica las moléculas se alinean o desalinean varios grados, dependiendo del voltaje aplicado.

RESUMEN

El fisiógrafo análogo tipo MK-III-P de Narco Scientific Bio-systems Divisions que se utilizó para la realización de este trabajo pertenece a la Facultad de Medicina de la Universidad Pontificia Bolivariana. Este equipo entrega señales de electrocardiografía, electromiografía, fuerza muscular, presión arterial y electroencefalografía, las cuales son dibujadas por medio de estiletes con inyección de tinta sobre papel o acetato.

El trabajo realizado busca evitar el uso de los estiletes como método de impresión de la señal 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.

Graficar y procesar 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.

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 la primera fase del proyecto macro “DIGITALIZACIÓN DE UN FISIÓGRAFO TIPO MK-III-P NARCO SCIENTIFIC BIO-SYSTEM DIVISIONS”, se desarrolló un dispositivo que captura la señal emitida por el fisiógrafo y la grafica en la pantalla de un computador a través de un software elaborado en LabVIEW. El software permite además configurar filtros y manejar archivos con las señales capturadas.

En esta segunda fase del proyecto, 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 dibujado de la señal 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.