

DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE HOLTER DIGITAL

RESUMEN

En este artículo se presenta el diseño y la implementación de un prototipo de Holter que permite almacenar señales electrocardiográficas de larga duración utilizando dispositivos de almacenamiento digital de última generación como es el caso de las memorias de tipo FLASH *MultimediaCard*.

PALABRAS CLAVES: Señal electrocardiográfica, ECG, Acondicionamiento, Conversión y almacenamiento digital, protocolo de comunicación RS-232, HyperTerminal.

ABSTRACT

This paper shows the design and implementation of Holter prototype it allows to keep electrocardiographic signals long play using digital storage devices of last generation as MultimediaCard FLASH memories.

KEYWORDS: Electrocardiographic signal, Preparation, analogous, Conversión to digital, Digital storage, communication protocol RS-232, HyperTerminal.

HECTOR FABIO RESTREPO

Estudiante X semestre de Ingeniería Eléctrica
Universidad Tecnológica de Pereira
hfr@ohm.utp.edu.co

EDISON DUQUE CARDONA

Profesor Asistente
Universidad Tecnológica de Pereira
eduke@utp.edu.co

LUIS ENRIQUE LLAMOSA

Profesor Titular
Universidad Tecnológica de Pereira
lellamo@utp.edu.co

1. INTRODUCCIÓN

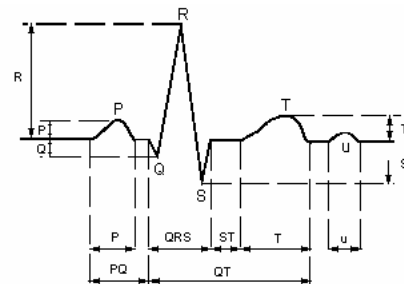
Una versión portátil de electrocardiógrafo esta en uso desde 1961, el registro Holter, mediante el cual se puede registrar el electrocardiograma de una persona durante las 24 horas del día. Este dispositivo registra las señales electrocardiográficas de larga duración utilizando medios magnéticos. Al cabo de uno o dos días, el médico estudia el registro para determinar que sucede en el corazón del paciente. Desafortunadamente, en muchos casos no ocurre nada mientras se lleva el Holter conectado, en estos casos, se emplea un monitor transtelefónico, mediante el cual se puede enviar un Electrocardiograma por teléfono cuando determinados síntomas (palpitaciones, etc.) estén ocurriendo. Esto aumenta las oportunidades de hacer un diagnóstico correcto de las distintas patologías. Debido a la forma como se almacena y se transmite la señal ECG estos dispositivos son susceptibles a pérdida de información y a sufrir problemas por el ruido de sistemas telefónicos.

Un ejemplo de la capacidad de memoria requerida para almacenar el registro Holter utilizando dos canales supone un total de 43.200.000 muestras. Utilizando un conversor de 12 bits resulta en un total de 61.8 Mb necesarios para poder almacenar este registro.

En la actualidad se han hecho grandes desarrollos en los dispositivos de procesamiento de información como son: los microprocesadores, microcomputadores, FPGA's, PLD's, DSP's, etc. Algunos de estos dispositivos permiten implantar algoritmos de compresión de datos en tiempo real haciendo que el requerimiento de capacidad de memoria sea más pequeño, teniendo como principal inconveniente su valor comercial.

2. ELECTROCARDIOGRAMA

El electrocardiograma (ECG) es una representación gráfica de las fuerzas eléctricas que trabajan sobre el corazón (Figura 1). Durante el ciclo cardíaco de bombeo y llenado un patrón conocido de pulsos eléctricos cambiantes refleja exactamente la acción del corazón, estos pulsos eléctricos pueden ser recogidos a través de electrodos pegados a la superficie del cuerpo [1].



	Amplitud
Onda P:	0.25 mV
Onda R:	1.60 mV
Onda Q:	25 % R
Onda T:	0.1 - 0.5 mV

	Duración
P-R:	0.12 - 0.20 s
Q-T:	0.35 - 0.44 s
S-T:	0.05 - 0.15 s
P:	0.11 s
QRS:	0.09 s

Figura 1. Forma característica de la señal Electrocardiográfica.

3. DISEÑO Y DESARROLLO DEL PROTOTIPO DE HOLTER

El prototipo de Holter esta compuesto por las siguientes etapas: Detección de la señal ECG dando aislamiento eléctrico al paciente, acondicionamiento (amplificación y filtrado) de la señal electrocardiográfica captada utilizando como dispositivo de control un microcontrolador y como etapa final comunicar el prototipo de Holter con el computador.

3.1 Detección de la señal electrocardiográfica

En la etapa de detección de la señal electrocardiográfica se utilizó un electrocardiógrafo típico de un solo canal utilizando la localización estándar de electrodo de referencia o masa en la pierna derecha cerca del tobillo como se muestra en la figura 2.

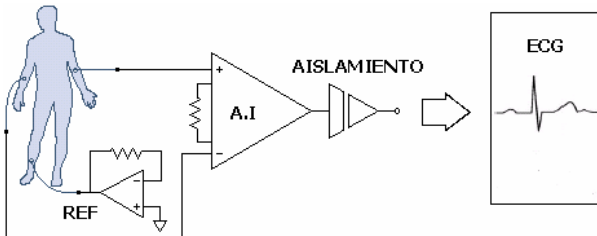


Figura 2. Electrocardiógrafo típico de un solo canal.

3.2 Acondicionamiento

Debido a que las aplicaciones estándar clínicas del ECG tienen un rango de frecuencia 0.05 – 100 Hz y un rango de tensión 0.5 – 5 mV [2], sumado a que existen interferencias que pueden producir distorsión de la señal electrocardiográfica, se debe construir una etapa de acondicionamiento antes de almacenar y procesar el registro Holter. Para diseñar esta etapa del prototipo se utiliza la densidad Espectral de la señal ECG como se muestra en la figura 3.

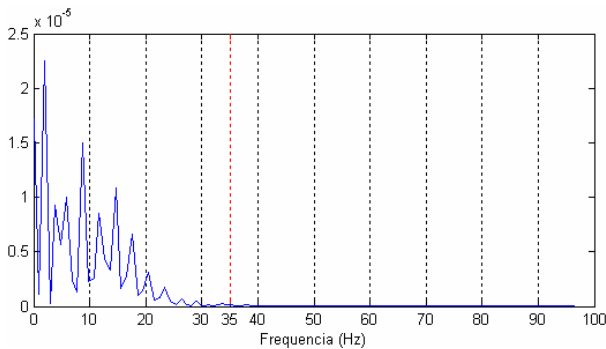


Figura 3. Densidad espectral de la señal ECG.

El ancho de banda del ECG es aproximadamente 125 Hz, con la distribución mostrada en la Figura 3 se puede observar cómo las componentes por encima de los 35 Hz no son muy significativas. En la etapa de amplificación se utilizó el amplificador de instrumentación INA121P que tiene alto rechazo en modo común > 100 dB, alta impedancia de entrada, protección contra sobre-tensión en la entrada, baja corriente de Bias (alrededor de 4 pico-Amperios), bajo error de no-linealidad (0.001% máximo) y programación de ganancia por medio de una resistencia externa. Para reducir el efecto de las perturbaciones se implementaron tres filtros análogos: un filtro pasa bajo con frecuencia pasante de 50 Hz, frecuencia bloqueada

de 100 Hz, atenuación de la banda pasante de 0.1 dB, atenuación de la banda bloqueada como mínimo de 20 dB. Un Filtro notch que elimina frecuencias entre 59.5 y 60.5 Hz, con un rizo en la banda pasante de 0.1 dB. Un filtro pasa alto de primer orden que deja pasar todas las frecuencias por encima de 0.05 Hz.

3.3 Aislamiento eléctrico del paciente

Para dar aislamiento eléctrico al paciente se ha dispuesto de un amplificador de aislamiento AD210. Este amplificador de aislamiento tiene como función principal proporcionar aislamiento óhmico (mantener el aislamiento óhmico de la señal eléctrica) entre el paciente y los elementos electrónicos que permiten el procesamiento y el almacenamiento de la señal electrocardiográfica. La estructura del AD210 está compuesta de tres puertos completamente aislados (entrada, salida y alimentación) proporcionando gran exactitud y un completo aislamiento galvánico. El AD210 interrumpe los circuitos de tierra, rechaza los voltajes en modo común y los ruidos que puedan degradar la exactitud de la señal electrocardiográfica.

3.4 Conversión y almacenamiento digital de la señal ECG

Para hacer el proceso de conversión y almacenamiento digital de la señal electrocardiográfica se deben tener en cuenta los siguientes aspectos: frecuencia a la que se va a muestrear la señal electrocardiográfica, el tiempo de conversión mínimo del convertidor A/D, el tiempo que tarda el dispositivo de almacenamiento en registrar una muestra de señal. Debido a estos aspectos es necesario un dispositivo electrónico que permita integrar diferentes tipos de tecnologías y realizar tareas como controlar los tiempos de conversión y almacenamiento de la señal ECG y comunicar el prototipo de Holter con el computador.

3.5 Microcontrolador

El microcontrolador utilizado en el prototipo de Holter es un microcontrolador PIC16F873A que tiene las siguientes características principales:

- Memoria de programa: FLASH, 4K de instrucciones de 14 bits c/u.
- Memoria de datos: 192 bytes RAM, 128 bytes EEPROM.
- Pila (Stack): 8 niveles (hardware).
- Fuentes de interrupción: 13.
- Instrucciones: 35.
- Encapsulado: DIP de 28 pines.
- Frecuencia oscilador: 20 MHz (máxima), Tinstrucción = 0.2 μ segundos.
- Temporizadores/Contadores: 3.

- Líneas de E/S digitales: 6 del puerto A, 8 del puerto B y 8 del puerto C.
- Corriente máxima absorbida/suministrada (*sink/source*) por línea (pin): 25 mA.
- Tecnología de Fabricación: CMOS.
- Voltaje de alimentación: 3.0 a 5.5 VDC.

3.6 Convertidor análogo a digital

Debido a los niveles de tensión negativos generados por la señal ECG se utilizó el convertidor externo ADS7812, configurado para recibir una señal de entrada en el rango $\pm 10V$. Este convertidor es un dispositivo que maneja resolución de 12 bits, múltiples rangos de operación, error máximo integral de linealidad (LSB) de $\pm 1\%$, interfaz serial de datos y una alta impedancia de entrada. Como el convertidor es un dispositivo de 12 bits, la salida varía en 4096 (2^{12}) pasos discretos cuando el valor de la entrada análoga es cambiado desde el máximo hasta el mínimo de plena escala como se muestra en la tabla 1. Con entrada de $\pm 10V$ y 12 bits la resolución es de 4.88 mV.

Entrada Analógica [V]	Salida digital [HEX]
9.99512V	7FFh
⋮	⋮
0	000h
-4.88 mV	FFFh
⋮	⋮
-10V	800h

Tabla 1. Salidas digitales del convertidor A/D.

El convertidor ADS7812 puede ser configurado para generar o recibir la señal de reloj de datos. Debido a que el microcontrolador es el dispositivo encargado de controlar los tiempos de conversión y almacenamiento de la señal ECG el convertidor se configura para recibir la señal de reloj externa como se muestra en la figura 4.

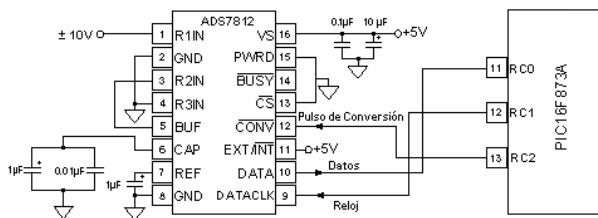


Figura 4. Configuración del convertidor ADS7812.

Para discretizar una muestra de la señal ECG se utiliza el diagrama en el tiempo de intercambio de datos seriales mostrado en la figura 5.

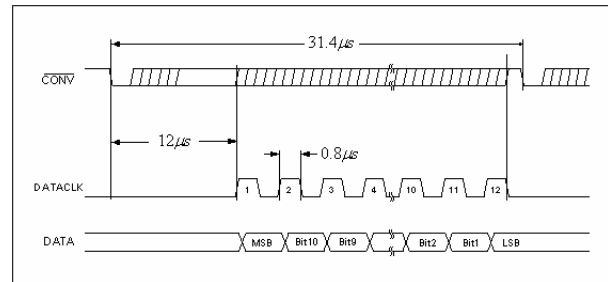


Figura 5. Diagrama de tiempo para manejar datos seriales en el convertidor.

3.7 Almacenamiento Digital

Para esta etapa del prototipo de Holter se utilizó una tarjeta de memoria MultimediaCard la cual viene en tamaños desde 16 Mbytes hasta 8 Gbytes. Esta tarjeta de memoria es de tipo FLASH y viene dividida en sectores de 512 bytes que se pueden escribir. El tiempo mínimo de lectura-escritura para cada sector es 1.5 ms utilizando el modo de comunicación SPI (Interfaz de periféricos seriales). En la figura 6 se muestra la configuración de pines de la tarjeta y en la tabla 2 se hace una descripción de la asignación de pines de la tarjeta.

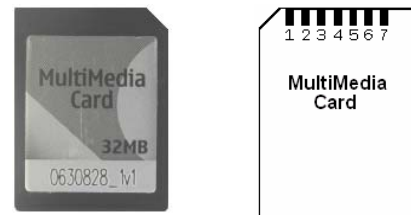


Figura 6. Configuración de pines de la tarjeta MMC.

Este tipo de memorias tienen por especificación de durabilidad máximo 1.000.000 de escrituras en cada sector (los sectores se pueden leer sin limitaciones).

Pin No.	Nombre	Descripción
1	CS	Selección de Chip
2	DI	Entrada de Datos
3	Vss	Tierra
4	Vcc	Fuente de Alimentación
5	SCLK	Reloj
6	Vss2	Tierra
7	DO	Salida de Datos

Tabla 2. Asignación de pines de la tarjeta en modo SPI.

Para el intercambio de información entre la tarjeta y otros dispositivos se han implementado dos modos de comunicación:

- Modo MultimediaCard.
- Modo SPI.

El modo MultimediaCard permite conectar y direccionar alrededor de 30 tarjetas en un simple bus físico, tiene

protección de errores en la transferencia de datos además posee comandos de lectura-escritura para uno ó múltiples sectores. Este modo de comunicación es utilizado en aplicaciones que utilizan alta velocidad en la transferencia de datos y direccionar varias tarjetas en un mismo bus de datos.

El modo SPI consiste de un protocolo secundario de comunicación que posee tres líneas en el bus serial de datos: reloj, entrada de datos, salida de datos y un *Chip Select* para seleccionar la tarjeta. Este modo de comunicación fue implementado para comunicar la tarjeta con diferentes familias de microcontroladores, y es utilizado en aplicaciones que requieren pocas tarjetas (típicamente una) con velocidades pequeñas en la transferencia de datos. Únicamente las operaciones de lectura-escritura en modo SPI soportan un solo sector, cada comando o direccionamiento de datos es construido de 8 bytes y cada byte es alineado por el *Chip Select*. Los mensajes SPI consisten de comando, respuesta y llamados de bloques de datos. En adición de la respuesta del comando, cada bloque de datos enviado a la tarjeta durante la operación de escritura puede estar respondiendo con un especial llamado de respuesta de datos ó *token*.

Para establecer comunicación por el bus serial entre la tarjeta y el microcontrolador se debe reducir el nivel de tensión entregado por el microcontrolador a 3 Voltios. Esto se logra implementando divisores de tensión.

La secuencia de comandos para la tarjeta en modo SPI consiste de 6 Bytes:

1. El primer byte es el comando.
2. Del segundo byte al quinto son datos adicionales, por ejemplo dirección.
3. El sexto byte es un byte de verificación.

Luego la tarjeta necesita normalmente un ciclo completo (8 pulsos de reloj) para procesar el comando, la respuesta se entrega en el próximo ciclo de reloj. Para que los datos sean aceptados por la tarjeta y el microcontrolador se deben transmitir con el borde creciente del pulso de reloj como se muestra en la figura 7.

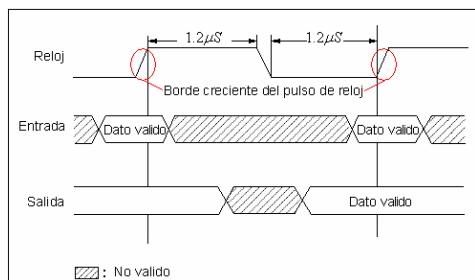


Figura 7. Diagrama de tiempo para manejar datos seriales en la tarjeta.

Los comandos básicos utilizados en el modo SPI son:

- Comando de reset.
- Comando de inicio.
- Comando de lectura.
- Comando de escritura.

Comando de reset: Para utilizar el comando de reset simplemente el microcontrolador envía **0x40h** y como argumento 4 bytes de **0x00h**, finalmente el microcontrolador envía **0x95h** como byte de verificación. La respuesta responde acertadamente con 0x01h como se muestra en la figura 8.

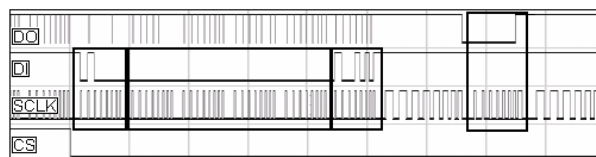


Figura 8. Comando de reset.

Comando de inicio: Para iniciar la tarjeta se utiliza el comando inicio y es un paso obligatorio para las operaciones de lectura-escritura en todos los sectores de la tarjeta. Para utilizar el comando de inicio el microcontrolador envía **0x41h** seguidos por cuatro bytes de **0x00h**, el byte de verificación es ahora **0xffh**. La tarjeta responde acertadamente con **0x00h** como se muestra en la figura 9.

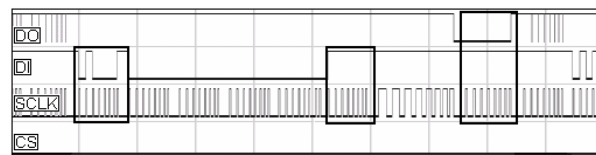


Figura 9: Comando de inicio.

Comando de lectura: Para leer un sector de la tarjeta el microcontrolador envía **0x51h** seguido por la dirección del sector que se va a leer, esta dirección debe ser múltiplo de 512, si la negociación es correcta la tarjeta responde positivamente con **0x00h** como se muestra en la figura 10.

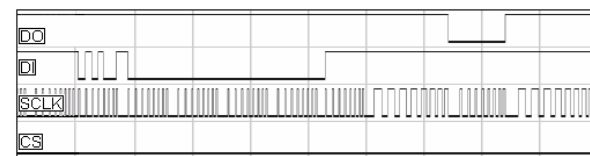


Figura 10. Comando de lectura.

Después el microcontrolador debe esperar para poder recibir la información de cada sector. Para este propósito el microcontrolador debe enviar pulsos de reloj hasta que

reciba el byte de arranque **0xfeh** y los 512 datos de cada sector diseccionado como se muestra en la figura 11.

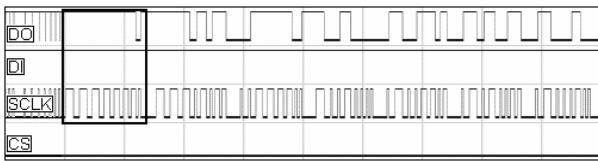


Figura 11. Datos entregados por la tarjeta.

Comando de escritura: Para escribir sectores en la tarjeta el microcontrolador envía **0x58h** seguido por cuatro bytes con la dirección del sector que se va a escribir, la tarjeta responde positivamente con **0x00h** como se muestra en la figura 12.

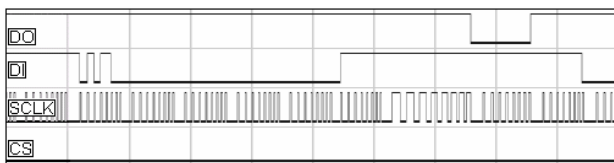


Figura 12. Comando de escritura.

El microcontrolador arranca la secuencia de escritura enviando **0xfeh**, después envía 512 datos por el bus serial para ocupar el sector diseccionado como se muestra en la figura 13 [3].



Figura 13. Datos recibidos por la tarjeta.

3.8 Interfaz con el computador

En esta etapa del prototipo de Holter se utilizó comunicación serial asíncrona RS-232 que maneja los siguientes niveles de tensión:

1. Un uno lógico es un voltaje comprendido entre -9V y -15V en el transmisor y entre -3V y -25V en el receptor.
2. Un cero lógico es un voltaje comprendido entre 5V y 15V en el transmisor y entre 3V y 25V en el receptor.

Para convertir los niveles TTL que maneja el microcontrolador PIC16F873A en niveles RS-232 se utilizó el integrado MAX232A.

Antes de enviar la señal ECG almacenada en el prototipo de Holter hacia el computador se debe crear un archivo de texto que capture el registro de la señal en formato ASCII. Para esto se utiliza el HyperTerminal Windows.

3.9 HyperTerminal de Windows.

El HyperTerminal es un programa que hace parte del grupo de accesorios el sistema operativo Windows y tiene como principal función comunicar el computador con otros equipos, sitios telnet, sistemas de boletines electrónicos, servicios en línea y equipos host, mediante un módem o un cable de módem nulo. Una ventaja muy especial del HyperTerminal es que permite capturar la señal almacenada en el prototipo Holter y enviar la información directamente a un archivo de texto. Para comunicar el prototipo de Holter con el computador se debe configurar el HyperTerminal a una velocidad de 19200 bps, datos de 8 bits, sin paridad y con un stop bit.

4. DISEÑO FINAL DEL PROTOTIPO DE HOLTER

En el prototipo de Holter se ha dispuesto un pulsador denominado CAPTURAR que permite capturar la señal ECG acondicionada y almacenarla en la tarjeta de memoria. En el momento que se acciona el pulsador el microcontrolador envía los comandos de reset, inicio, y el comando de escritura, si las respuestas de la tarjeta son validas el microcontrolador envía el llamado especial o *token* de escritura a la tarjeta, y cada 4 ms envía el pulso de conversión al convertidor ADS7812 para obtener la muestra digitalizada de la señal ECG, una vez obtenida esta muestra el microcontrolador la envía a la tarjeta. Este proceso se repite hasta completar 256 muestras (un sector de la tarjeta). Al registrarse 92.928 muestras (aproximadamente 6 minutos) el prototipo de Holter habilita la función de lectura de datos de la tarjeta y su transmisión al PC. Para enviar los datos almacenados en la tarjeta en el prototipo de Holter se ha dispuesto un pulsador denominado ENVIAR. Cuando este pulsador es accionado habilita al microcontrolador para enviar los comandos de reset, inicio y el comando de lectura, si las respuestas de la tarjeta son correctas el microcontrolador hace el especial llamado o *token* de lectura de la tarjeta y recibe los 256 bytes almacenados en cada sector, este proceso se realiza hasta leer las 92.928 muestras de señal.

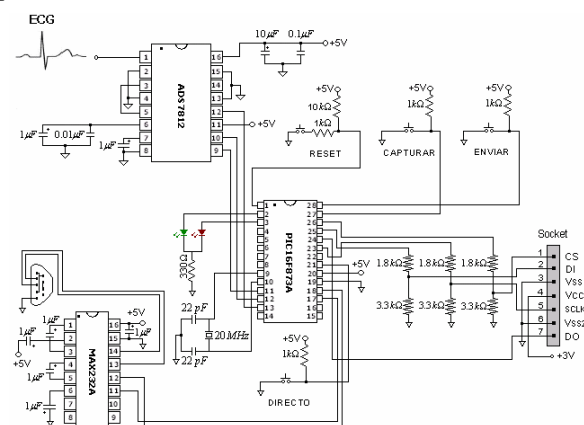


Figura 14. Esquema final del prototipo de Holter.

5. RESULTADOS

Utilizando la función de captura del programa HyperTerminal de Windows se descargó el registro de 6 minutos de señal ECG almacenada en el prototipo de Holter. Este archivo de texto contiene el registro de la señal ECG en formato ASCII como se muestra en la figura 15, para tener acceso a la información contenida se utiliza software en *MATLAB™*.

FBC	FAA	FAE	FB8	FBB	FA2	FB2	FBA	FAF	FA7	FB0	FB8	FB6	FBE
FBC	FBB	FC4	FB3	FB9	FC7	FAC	F99	FA6	FA4	FA7	FA0	FAE	FA9
FA4	FAA	F9E	FA2	F9F	FA9	FA4	FA2	F8B	F9B	F8D	F96	F9E	F92
F80	F6C	F7E	FB7	015	076	0BD	0AA	082	019	FB8	F56	F2B	F3D
F4E	F5E	F7E	F8F	F7D	F9A	F97	F86	F97	FA5	F95	F8E	F9E	FA8

Figura 15. Datos entregados por el prototipo de Holter.

En la figura 16 se visualiza los primeros 30 segundos de la señal ECG almacenada por el prototipo de Holter. Donde se pueden observar los diferentes ruidos y artefactos que distorsionan la señal registrada.

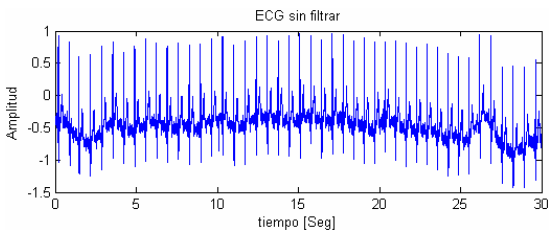


Figura 16. Señal ECG almacenada por el prototipo.

En la figura 17 se muestra con más detalle las interferencias de alta frecuencia presentes en el registro.

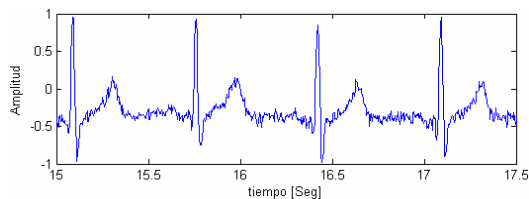


Figura 17. Interferencias de alta frecuencia en el registro.

Para reducir el efecto de las perturbaciones se utiliza la transformada Wavelet como técnica de filtrado digital. Para las variaciones en la línea base se utiliza el nivel 8 de descomposición y se reconstruye la señal sin incluir los coeficientes de detalle. Para reducir el efecto de las perturbaciones de alta frecuencia se utiliza el nivel 4 de descomposición, al reconstruir la señal no se consideran los coeficientes de detalle. En la figura 18 y 19 se muestra la reducción de las perturbaciones utilizando la transformada Wavelet como técnica de filtrado digital.

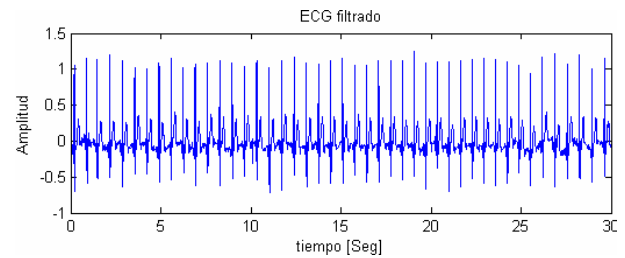


Figura 18. Señal ECG filtrada.

En la figura 19 se muestra el efecto del suavizado de la señal ECG almacenada.

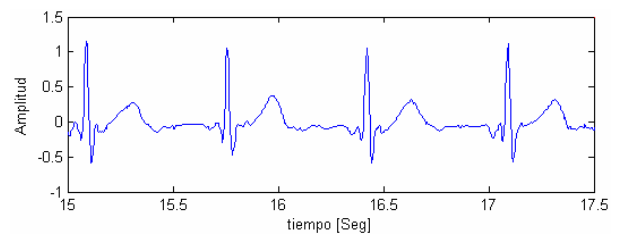


Figura 19. Suavizado de la señal ECG almacenada.

6. CONCLUSIÓN

- Se comprobó la efectividad de las memorias digitales de última generación, como las MultimediaCard o MMC, ya que permiten almacenar la señal electrocardiográfica por largos intervalos de tiempo, sin sufrir alteraciones en la información guardada como si puede suceder con los registros de tipo magnético.
- Se comprobó que la transformada Wavelet es una valiosa herramienta para analizar la señal electrocardiográfica, en especial para la extracción de características.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Jorge Muñoz Marí. Compresión de ECG en tiempo real con el DSP TMS320C25. Tesis de licenciatura, Universidad de Valencia, 1997.
- [2] Enrique Company-Bosch. ECG front-end design simplified with microconverter. <http://www.analog.com/library/analogDialogue/archives/37-11/ecg.html>.
- [3] Particle MMC Card Reader. <http://www.hcilab.org/projects/particles/particles-mmc.html>.
- [4] Luís Enrique Llamasa Rincón. Diseño de canales para la detección de biopotenciales. Universidad Tecnológica de Pereira, 2005.