

HOLTER CARDIACO DIGITAL¹

David Ezequiel González²; Elías José Statkiewicz³; Javier Ernesto Kolodziej⁴; Héctor Rolando Anocibar⁵

¹ Trabajo final de carrera

² Integrante de Proyecto, Estudiante, davidgonzalez@fio.unam.edu.ar

³ Integrante de Proyecto, Estudiante, eliasjostat@gmail.com

⁴ Director de Proyecto, Dr. Ingeniero Electrónico, koloj@fio.unam.edu.ar

⁵ Codirector de Proyecto, Dr. Ingeniero Electrónico, anocibar@fio.unam.edu.ar

Resumen

En este trabajo se presenta los resultados obtenidos a partir del estudio de un prototipo de holter cardiaco digital previamente diseñado y construido. Entre los objetivos, se puede nombrar el diseño y realización de diferentes ensayos para constatar que el prototipo funciona adecuadamente y, además, proponer mejoras que optimicen tanto el hardware como el software del mismo.

La metodología de trabajo consiste en un estudio previo del funcionamiento del holter cardiaco digital. El paso siguiente es la propuesta y realización de los ensayos correspondientes y, en base a los resultados obtenidos, se decidirá si es necesario implementar algunas mejoras en el hardware propuesto. Finalmente se elaborará el software encargado de acondicionar y almacenar las señales.

Palabras Clave: *Holter – Electrocardiograma – Derivaciones cardiacas.*

Introducción

Un holter cardiaco digital es un dispositivo electrónico que se emplea para registrar y almacenar la actividad eléctrica del corazón de un paciente, durante un tiempo determinado, mientras éste realiza sus actividades cotidianas. La *Figura 1* muestra el diagrama de bloques de un holter básico.



Figura 1: Diagrama de bloques del holter cardiaco.

La etapa de adquisición está compuesta por un grupo de electrodos superficiales y sus cables de conexión. Dichos electrodos se adhieren en zonas estratégicas del cuerpo del paciente para efectuar las mediciones. Las señales registradas con un holter cardiaco, sea digital o no, reciben el nombre de derivaciones cardiacas. Las de uso común son

monopolares, bipolares y precordiales, sumando un total de 12 derivaciones. Algunas de ellas se miden entre dos electrodos y otras utilizan un electrodo y un terminal de referencia. En la *Figura 2* se aprecian las derivaciones monopolares y la forma en que se realiza la medición.

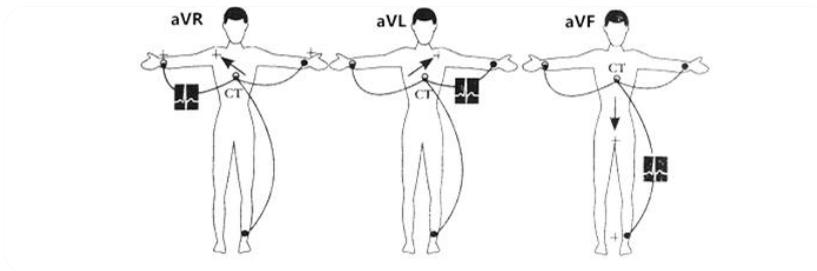


Figura 2: Derivaciones Monopolares o Unipolares (aVR, aVL y aVF)

La *Figura 3* representa las derivaciones bipolares y la manera en que se realizan las mediciones correspondientes.

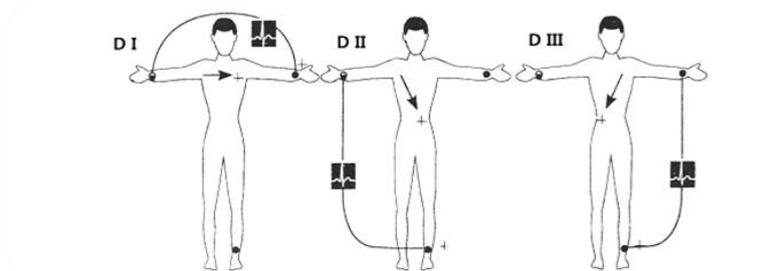


Figura 3: Derivaciones Bipolares (I, II y III)

Finalmente, la *Figura 4* muestra las derivaciones precordiales.

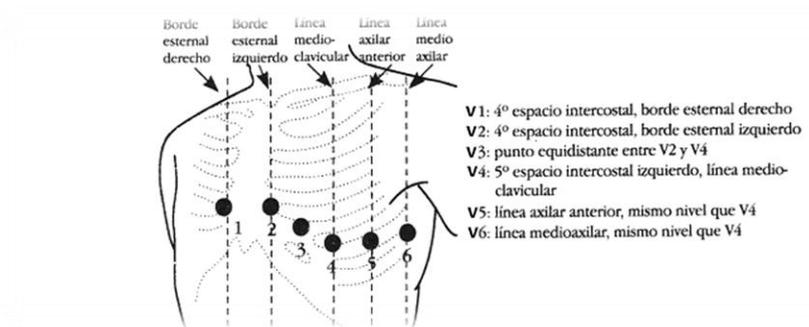


Figura 4: Derivaciones Precordiales (V1, V2, V3, V4, V5 y V6)

La etapa de acondicionamiento y amplificación es la más compleja y delicada del circuito pues se encarga de la recepción de las señales captadas por los electrodos. Estas señales son de muy bajo voltaje, menores a 5 mV, por lo cual hay que tener especial cuidado con el ruido que pueda captarse a través de los electrodos, pues esto provocaría errores en las mediciones.

La etapa de conversión analógica/digital (AD) y la de acondicionamiento digital se encuentran integradas dentro del microcontrolador utilizado. Es este último el encargado de gestionar el funcionamiento de todo el circuito a través de un software. Las tareas más importantes que deberá incluir este software es la conversión AD de las señales medidas, previamente acondicionadas y amplificadas, y la escritura en el dispositivo de almacenamiento.

La etapa de almacenamiento consta de una memoria del tipo SD, pues posee alta capacidad de almacenamiento, reducido tamaño y, tras un período de grabación, puede ser removida del holter y remplazada por otra en pocos segundos para volver a utilizar el holter.

Finalmente la alimentación está formada por dos pilas AA conectadas en serie proporcionando 3V. Esta tensión es elevada a 5V mediante un circuito elevador de tensión (step-up) para alimentar a los integrados. Además, se tiene una tensión de referencia de 2,5V proveniente de un circuito integrado. Dicha referencia se utiliza para fijar un cero relativo en dicha tensión, pues las entradas del microcontrolador operan entre 0V y 5V.

El objetivo es diseñar y construir un Holter digital basándose en uno elemental diseñado en la institución, cuyo prototipo se encuentra a disposición, sobre el cual se puede realizar los ensayos de funcionamiento.

Se desea desarrollar un sistema de procesamiento de señales cardíacas compuesto por:

Un sistema de adquisición y almacenamiento de señales cardíacas portátil.

Un software de procesamiento que permita determinar las anomalías cardíacas más frecuentes.

El sistema de adquisición deberá cumplir con las siguientes características:

5 entradas

Autonomía de 30 hs.

Portátil y liviano.

Espacio de memoria comparable a los equipos disponibles en el mercado.

Interfaz de datos

El Software de procesamiento de señales de electrocardiograma (ECG), debe permitir identificar los principales parámetros característicos del mismo, a saber:

Período PR

Período QRS

Período QT

Caracterización de La onda P

Caracterización del complejo QRS

Caracterización del segmento ST

Caracterización de la Onda T

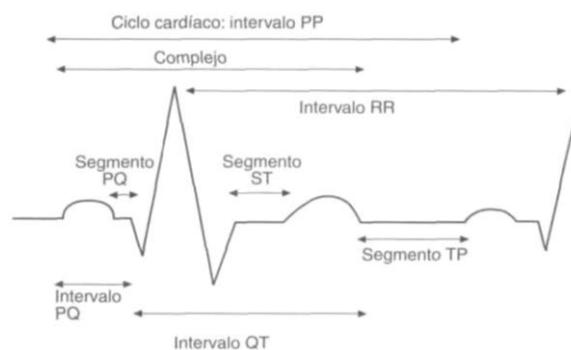


Figura 5: Parámetros característicos de la señal de electrocardiograma

Metodología

Realizar los ensayos sobre el prototipo, *Figura 6*, requiere tener conocimientos previos de cómo está constituido el circuito, las etapas que lo componen, las características de los componentes utilizados y los parámetros que se desean sensar. De esta manera se debe, como primer paso, buscar información sobre el circuito propuesto y analizarlo, y al mismo tiempo obtener los datos de los componentes empleados. Lo siguiente es identificar las etapas del circuito indicadas en la *Figura 1*. Luego se debe estimar la señal de salida de las mismas cuando en la entrada se aplica una señal determinada. Como se cuenta con tres

canales, es decir que se pueden registrar de manera simultánea tres derivaciones, es menester seleccionar adecuadamente cada canal para obtener mediciones correctas, las cuales puedan compararse con una señal de electrocardiograma de la derivación correspondiente. Por ejemplo, si se está registrando la derivación D1 habrá que compararla con una señal de electrocardiograma correspondiente a la misma derivación para poder, de esta manera, observar si presentan características similares.

Finalmente se procede a energizar el prototipo para llevar a cabo las mediciones de los niveles de tensión de alimentación de los diferentes componentes, las señales de salida de las etapas de acondicionamiento y amplificación y las señales de control que genera el microcontrolador para los diferentes dispositivos.



Figura 6: Prototipo de prueba

Resultados y Discusión

Se realizaron ensayos del prototipo, el cual está compuesto en mayor medida por componentes de montaje superficial (SMD), la clara elección de este tipo de componentes se debe a que este dispositivo debe ser fácilmente transportable por el paciente por lo tanto debe ser pequeño y liviano.

Al energizar por primera vez el circuito con una fuente regulada a 3V, la cual simulaba el funcionamiento real que le proporcionaría las pilas, se notó que a la salida del circuito elevador de tensión (step-up) no se obtenía los 5V requeridos. Por lo tanto, se supuso una falla en esta etapa y se optó por aislarla y rediseñarla. La *Figura 7* muestra dicha etapa construida aisladamente del resto del circuito.

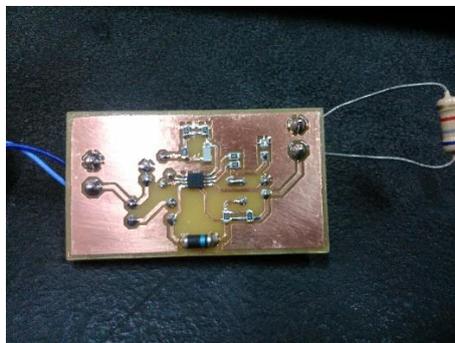


Figura 7: Etapa step-up ensayada por separado

Se alimentó al circuito directamente con 5V para verificar el funcionamiento del circuito restante. Los resultados no fueron favorables. Se observó que la disminución de la tensión se debía un exceso de consumo de corriente que podría ser por un cortocircuito interno de

algún integrado, un mal diseño o alguna conexión faltante. Consultando la hoja de datos de cada integrado se constató que faltaba una conexión en el amplificador de instrumentación. Se corrigió este error pero el problema persistió lo que indicaba que además existía algún cortocircuito franco.

Se cortó la alimentación de cada integrado y se lo alimentó de a uno a la vez para descubrir cuál era el causante del problema. De esta manera se halló el componente defectuoso y se lo reemplazó. Ya solucionado el problema de consumo excesivo de corriente, se inyectaron señales alternas en cada uno de los tres canales del holter para corroborar si las etapas de adquisición y acondicionamiento se encontraban operando. El exceso de ruido captado por los osciloscopios impidió verificar el funcionamiento.

Paralelamente a los ensayos se realizaba el rediseño del Holter consultando en lo que se refiere a normativas aplicables a dispositivos bioelectrónicos llevados en el cuerpo y además sobre una correcta realización del plano de masa para disminuir las interferencias.

Conclusiones

Debido al pequeño tamaño de la placa y el empleo de componentes SMD en el prototipo dificultó enormemente trabajar sobre el mismo. Para continuar con el proyecto se decidió emplear en primera instancia, componentes de montaje convencional y una vez verificada la funcionalidad y correcto desempeño emplear componentes SMD para su diseño final.

En esta instancia se optó por utilizar componentes con menor sensibilidad al ruido, ya que los resultados obtenidos en los ensayos así lo sugieren.

El rediseño analizado prevé elementos para la interacción con el usuario, como ser botones para su encendido, leds indicadores de estado y necesariamente un reloj de tiempo real para que se pueda registrar el horario de cada muestra.

Referencias

John R. Hampton. (2009). *ECG en la práctica*. España: Elsevier

Laura Moreno Ochoa. (2000). *Como entender un electrocardiograma* España: Díaz de Santos

Mariana S. Pintos y A. Paolo Quintana y Tutores: Javier E. Kolodziej y Sergio Antunez, Adquisición, almacenamiento y análisis de señales de ECG, XV Reunión de Trabajo en Procesamiento de la Información y Control, Bariloche, Septiembre 2013.