

Título: “Simulador de electrocardiograma para adquisición de bioimágenes sincronizadas”

Martínez, Ariel E. ^a; Rodríguez, Eduardo E. ^b

a Instituto de Industria, Universidad Nacional de General Sarmiento

a Instituto de Industria, Universidad Nacional de General Sarmiento

erodrigu@campus.ungs.edu.ar

Resumen

Para tomografía o resonancia magnética de tórax se requiere la sincronización de las secuencias de adquisición de imágenes con los ciclos naturales del paciente. Para sincronización con el ritmo cardíaco se toma un electrocardiograma. En pruebas de desempeño de equipos se reemplaza el electrocardiograma del paciente por una señal sintética que brinda el sincronismo. En este trabajo mostramos cómo usar una placa Arduino y un conversor digital-analógico para generar una señal similar a un electrocardiograma de una persona sana en reposo. La elección de este tipo de electrónica de código abierto se basó en el reducido costo de los componentes, en su versatilidad para formar parte de un simulador modular, y en la posibilidad de funcionar con una batería de forma autónoma. El simulador representa las derivaciones I, II y III de un electrocardiograma, con una señal de salida que tiene un valor máximo de 3 mV a frecuencias regulables en el rango de 20 a 200 latidos/minuto. El funcionamiento del simulador se analizó en un tomógrafo y un resonador, registrándose correctamente en ambos la señal de salida. Se observó la reproducibilidad de la salida con una alta relación señal/ruido aun conectada a un electrocardiógrafo con cables de hasta 7 metros de longitud. El simulador funciona vía USB o con una batería estándar de 9 V que le da una autonomía de más de dos horas en funcionamiento continuo. El empleo de la batería permite aislar el simulador de la red eléctrica. El simulador se puede usar para control de electrocardiógrafos y como dispositivo de enseñanza.

Palabras clave: simulación, electrocardiograma, Arduino, adquisición de imágenes, pruebas de desempeño.

INTRODUCCIÓN

Para la obtención de imágenes de tórax para diagnóstico médico es necesario sincronizar las secuencias de adquisición con los movimientos naturales del paciente. Este es el caso de, por ejemplo, un estudio de perfusión miocárdica con tomografía computarizada por emisión de fotón único [1] o de una resonancia magnética cardiovascular [2]. En la práctica, se registra en tiempo real un electrocardiograma (ECG) del paciente, y la adquisición de las imágenes se sincroniza con el intervalo RR (IRR) del ECG, siendo R el pico de la señal eléctrica cardíaca previa al inicio de la sístole ventricular. Según la modalidad del registro, la operación de sincronismo se lleva a cabo con un ECG de hasta tres derivaciones. Tanto en las pruebas de desempeño de los equipos como para la calibración o la experimentación *in vitro* [3] se sustituye el ECG del paciente por una señal electrocardiográfica sintética. Este trabajo muestra el desarrollo de un simulador que emula de manera fiel la forma de un ECG, con valores y frecuencias análogos al caso fisiológico. El

dispositivo es de bajo costo y su fabricación no presenta complicaciones técnicas en caso de tener que reproducirlo. El simulador se está usando en proyectos de investigación en física médica y bioingeniería.

OBJETIVO

El objetivo de este trabajo fue diseñar y construir un simulador de ECG para disponer de una señal sustituta de sincronía para la adquisición de imágenes de tomografía y resonancia magnética.

MATERIALES Y MÉTODOS

El dispositivo se diseñó para simular un ECG de un persona sana. La lógica del diseño se basa en la reproducción de las tensiones eléctricas en los vértices del triángulo de Einthoven [3] (Figura 1): LA (por *left arm*), RA (*right arm*) y LL (*left leg*), con un punto de referencia a tierra RL (*right leg*). En la Figura 1 las tres derivaciones son $V_I = V_{LA} - V_{RA}$, $V_{II} = V_{LL} - V_{RA}$ y $V_{III} = V_{LL} - V_{LA}$. Se cumple: $V_I + V_{III} = V_{II}$. El simulador fabricado representa estas condiciones y brinda señales de valores similares a los fisiológicos.

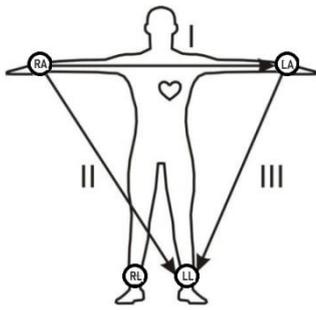


Figura 1: Triángulo de Einthoven y denominación de electrodos y derivaciones.

El esquema del simulador se muestra en la Figura 2. El ECG sintético está generado por una placa Arduino Uno y un convertidor digital-analógico MCP4725 de 12 bits alimentado con 5 V y salida entre 0 V y 5 V. Esta tecnología facilita operaciones de diseño y programación, sumado a su bajo costo, ubicuidad y modularidad, y es más simple que la de otras propuestas [4].

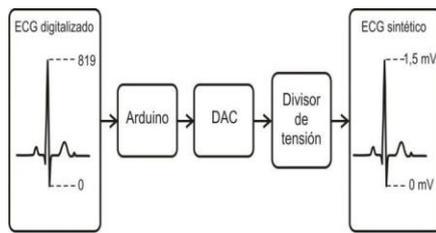


Figura 2: Diseño del simulador con Arduino y DAC.

El punto de partida fue contar con un ECG real, que se digitalizó con el programa *ImageJ*. Se usó la señal V2 del ECG de un paciente anonimizado y se obtuvieron 100 puntos de un ciclo cardíaco sobre una base de tiempo de extensión variable. Estos valores de tensión fueron normalizados y convertidos a valores enteros en el intervalo 0-819.

En el código de control de Arduino, los valores del ECG digitalizado se ubicaron indexados en un vector de $N = 100$ puntos. En cada ciclo del programa estos valores se transfieren secuencialmente al convertidor. El retardo entre la transferencia de los puntos es variable y permite generar intervalos RR en el rango de frecuencia cardíaca entre 20 y 200 latidos por minuto (intervalos RR de 3000 ms y 300 ms, respectivamente).

Con valores de entrada entre 0 y 819, el convertidor brinda tensiones de salida entre 0 V y 1 V. Estos valores tienen que ser reducidos para alcanzar el rango

fisiológico. Para ello se usó un divisor de tensiones resistivo alimentado con la tensión de salida del convertidor. Del divisor de tensiones se puede elegir dos o tres derivaciones, según el requerimiento del registro.

El diagrama eléctrico del simulador se muestra en la Figura 3. La señal procesada final reproduce la forma y la intensidad del pulso electrocardiográfico en un ciclo RR que se repite indefinidamente.

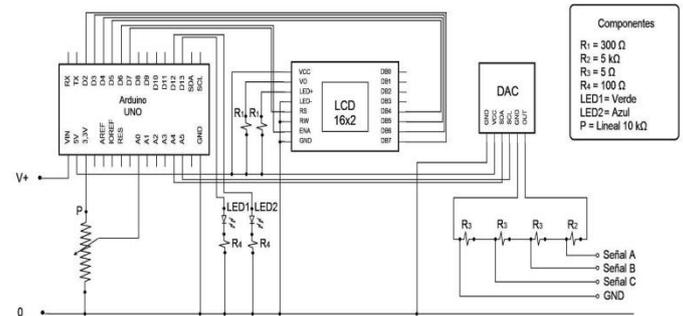


Figura 3: Diagrama eléctrico del simulador.

Durante la operación del simulador, la frecuencia se ajusta manualmente por medio de un potenciómetro lineal de 10 kΩ. Una vez seleccionada la frecuencia (FC) correspondiente a un dado intervalo RR (IRR), el programa establece el retardo t_0 de salida de dos valores de tensión consecutivos, $t_0 = IRR/N$. La frecuencia, expresada en latidos por minuto, y el período IRR , en milisegundos, del ECG se muestran instantáneamente en una pantalla LCD 16x2. Para no interferir con la sincronía del pulso ECG, en la pantalla sólo se actualizan los valores de la frecuencia y del intervalo RR, mientras que los textos “FC =”, “lpm”, “IRR =”, “ms” se imprimen por única vez al inicio del programa.

La amplitud máxima de la señal de salida se regula por software mediante un factor de escala aplicado a los valores digitalizados del ECG. Por seguridad, la amplitud de la tensión luego del divisor no supera el valor de 3 mV. Como indicador visual de la actividad periódica del simulador se usa un LED que destella sincronizado con el pico R del ECG.

La verificación y la calibración en frecuencia del simulador fueron realizadas en el laboratorio mediante la medición del intervalo RR con un osciloscopio digital Tektronix TDS2001C (50 MHz). Los valores de tensión de salida del DAC y del divisor resistivo se midieron con un voltímetro Fluke 8808A de 5½ dígitos.

El simulador funciona conectado a un puerto USB de una computadora o bien de forma autónoma con una batería recargable de Ni-MH (9 V, 250 mAh). La autonomía del simulador con la batería es de 2 horas. La estabilidad en frecuencia del ECG sintético se analizó con el osciloscopio en dos horas de funcionamiento continuo. En la Figura 4 se muestra el simulador en un gabinete hecho con impresión 3D junto a una medición con el osciloscopio.

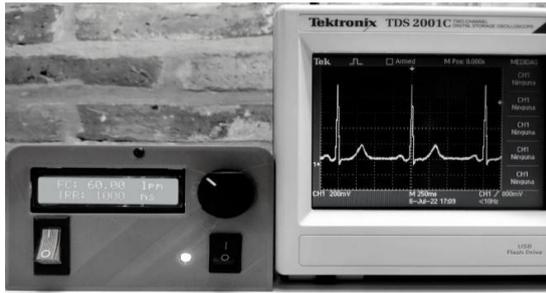


Figura 4: Simulador y tensión de salida del DAC observada con un osciloscopio.

RESULTADOS

Las pruebas definitivas del simulador se realizaron mediante mediciones en dos electrocardiógrafos integrados a dispositivos de diagnóstico por imágenes. Uno de ellos fue el electrocardiógrafo de un CT/SPECT General Electric, que monitorea una sola derivación. El segundo fue el electrocardiógrafo de un resonador de 3 T Siemens Prisma que para el monitoreo requiere la conexión de las tres derivaciones. En ambos casos, se registró la señal sintética y se verificó que pudiera gatillar de forma adecuada las adquisiciones. Se observó un comportamiento óptimo para tal fin. Con el CT/SPECT se realizó un histograma de tiempo entre picos R (intervalo IRR) y se corroboró la estabilidad del sincronismo del simulador. Para un IRR programado de 1000 ms, se observó una dispersión de valores medidos por debajo del 0,5%. En el resonador se midió la señal ECG sintética con un cable mallado de siete metros de longitud, dado que el simulador tiene que permanecer fuera de la jaula de Faraday del resonador. El registro del ECG se hizo con el electrocardiógrafo inalámbrico del resonador. Los resultados fueron óptimos, pudiéndose observar en la

pantalla de monitoreo las derivaciones I, II y III del ECG sintético tal como se registra habitualmente durante la práctica clínica con pacientes. Para el valor programado $IRR = 1000$ ms y durante 20 minutos de operación, se registró $IRR_{exp} = (1000 \pm 3)$ ms. El desempeño del simulador fue evaluado cualitativamente por el personal técnico del resonador y recibió aceptación.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se diseñó, fabricó y calibró un simulador de ECG autónomo basado en la generación de tensiones con un convertor digital-analógico conectado a una placa Arduino Uno. Las pruebas del dispositivo en los electrocardiógrafos fueron óptimas. El equipo está actualmente en uso en experimentos *in vitro* de física médica y bioingeniería que necesitan una señal electrocardiográfica de gatillado. Además, mediante variaciones en su programación y la carga de ECG particulares con o sin patologías, el simulador tiene potencial para la enseñanza de las características de un ECG en casos clínicos particulares.

AGRADECIMIENTOS

Trabajo correspondiente al proyecto UNGS-30/4150, parcialmente financiado por la Línea A-CyTUNGS-2024.

REFERENCIAS

- [1] Asit, K.P.; Hani A.N. (2004). Gated myocardial perfusion SPECT: Basic principles, technical aspects, and clinical applications. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 32(4), 179-187.
- [2] Larson, A.C. *et al.* (2004). Self-gated cardiac cine MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 51(1), 93-102.
- [3] Calla, P.; Vargas, N.; Rodríguez, E.E. *et al.* (2019). Simulador cardíaco dinámico para estudios de medicina nuclear. *Revista Argentina de Ingeniería*, 13(5), 101-108.
- [4] Martínez Chávez, G.A. (2020). Generador portable de señales electrocardiográficas para prueba funcional en monitores de signos vitales. *Research in Computing Science*, 149(2), 28.