

Implementación de un Generador Sintético de Señales ECG Mediante el Modelo de McSharry

Carol Fernández Rodríguez

Facultad de Ingeniería

Universidad Distrital FJC

Bogotá D.C., Colombia

czfernandezr@correo.udistrital.edu.co

Pillt Yojan Hernández

Facultad de Ingeniería

Universidad Distrital FJC

Bogotá D.C., Colombia

pyhernandezr@correo.udistrital.edu.co

Katherin Castelblanco Romero

Facultad de Ingeniería

Universidad Distrital FJC

Bogotá D.C., Colombia

lkcastelblancor@correo.udistrital.edu.co

Abstract- In this article, the implementation of an Electrocardiographic (ECG) signal generator is presented, using the mathematical model proposed by McSharry et al. in 2003, inspired by a dynamic system represented with first-order differential equations that allows the morphological approximation of the P, Q, R, S and T waves, which make up the signal as well as the frequency variation. The implementation was developed on the Arduino board with serial port communication and the frequency and amplitude variation is given from the ADC ports, which allowed us to finally observe the benefits of the model and obtain satisfactory results.

Resumen- En este artículo, se presenta la implementación un generador de señales Electrocardiográficas (ECG), utilizando el modelo matemático propuesto por McSharry et al. en 2003, inspirado en un sistema dinámico representado con ecuaciones diferenciales de primer orden que permite realizar la aproximación morfológica de las ondas P,Q,R,S y T, que conforman la señal así como la variación de frecuencia. La implementación fue desarrollada en la placa Arduino con comunicación por puerto serial y la variación de frecuencia y amplitudes se da a partir de los puertos ADC que permitió observar al final las bondades del modelo y obtener resultados satisfactorios.

Index Terms—Bioingeniería, Generador sintético de ECG, Modelo McSharry.

I. INTRODUCCIÓN

Los métodos de análisis de las señales bioeléctricas forman un conjunto de procedimientos de adquisición que involucran diversas áreas del conocimiento como el muestreo, el procesamiento de señales, aplicación de modelos matemáticos, correlación, estadística, entre otros.

Las señales pueden ser clasificadas según el sistema del que se extraen, es decir, si son del sistema cardíaco, muscular, respiratorio o nervioso. A su vez pueden ser subdivididas en dos grandes grupos, señales determinísticas y señales probabilísticas. Las señales determinísticas son aquellas que pueden ser definidas por una función del tiempo y por tanto puede conocerse o aproximarse a un valor en un instante presente o pasado. A su vez estas pueden clasificarse entre periódicas y aperiódicas [1].

La gran mayoría de las señales bioeléctricas son de tipo probabilístico y en muchos casos no estacionarias, sin embargo, es posible considerarlas como señales determinísticas o por lo menos estacionarias, perdiendo con esto algo de generalidad en los resultados del análisis

pero mejorando la posibilidad de tratamiento de los datos. De esta manera pueden resaltarse características de cualquier señal determinística como su función, valor pico, amplitud, valor eficaz, factor de forma, desviación y frecuencia [1].

El considerar señales bioeléctricas como determinísticas trae otra ventaja importante y es la posibilidad de realizar modelos matemáticos de ellas, así como algoritmos que permitan reproducirlas o recrearlas. Uno de estos modelos es el desarrollado por McSharry et al [2], que corresponde a un "modelo dinámico para generar señales de electrocardiograma sintéticas".

La señal Electrocardiográfica (ECG) corresponde registro de la actividad eléctrica cardíaca, un periodo de esta señal tiene tres componentes principales que son la onda P, el complejo QRS y la onda T; las cuales son cruciales para diagnosticar alguna enfermedad, trastorno, complicación cardíaca o monitorear el ritmo cardíaco a partir de la frecuencia de esta señal [3].

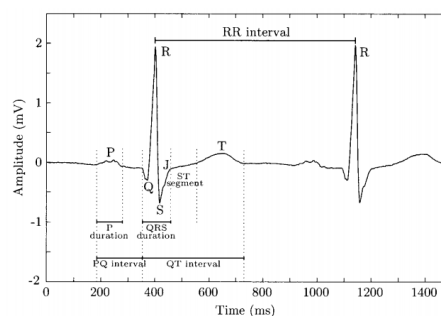


Figura 1: Esquema de las Ondas del electrocardiograma ECG, tomado de [4]

Esta señal es un estímulo eléctrico que viaja a través de las vías de conducción generando un potencial de acción y hace que las cavidades del corazón se contraigan y bombeen la sangre hacia fuera. Las aurículas derecha e izquierda (las dos cavidades superiores del corazón) son estimuladas en primer lugar y se contraen durante un breve periodo de tiempo antes de que lo hagan los ventrículos derecho e izquierdo (las dos cavidades inferiores del corazón), a éstos procesos se les llama

sístole auricular y sístole ventricular respectivamente [5]. En la figura 1 se presentan las características de la señal ECG.

II. METODOLOGÍA

En aras de obtener un generador de señales ECG adecuado, es necesario realizar un análisis de los componentes de la señal. Si se analiza un solo ciclo de la señal pueden caracterizarse cada uno de los componentes P,Q,R,S y T más detalladamente:

- **Onda P:**Representa la despolarización o contracción de las aurículas impulsando la sangre hacia los ventrículos. Su duración es inferior a 120 ms.
- **Complejo QRS:**Representa la despolarización de los ventrículos. Está formado por las ondas Q, R y S. Dura aproximadamente 70-110 ms.
- **Intervalo ST:**Representa el tiempo que los ventrículos permanecen en estado activado y en el que puede iniciarse la repolarización ventricular.
- **Onda T:**Representa la repolarización de los ventrículos. La onda T normal es asimétrica en sus ramas y está redondeada en su vértice. Se extiende unos 300 ms después del complejo QRS.
- **Intervalo RR:** Corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R de un complejo QRS y la onda R del siguiente complejo QRS, representando la frecuencia cardíaca por minuto con un ritmo ventricular regular.
- **Intervalo QT:**Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo del complejo QRS y el final de la onda T, representando la duración de la sístole eléctrica, lo que representa el ritmo cardíaco.

El análisis de las variaciones en las series temporales de frecuencia cardíaca instantánea utilizando los intervalos RR se conoce como análisis de la VFC [6], [7], este será el insumo principal del modelo puesto que este representa un intervalo RR.

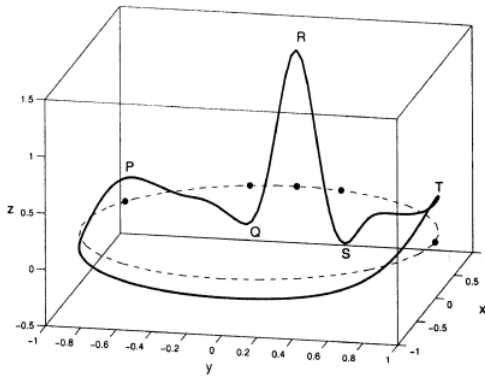


Figura 2: Representación 3D del modelo de McSharry.
Tomado de [2]

El modelo dinámico de Mc Sharry, genera una trayectoria en un espacio de estado tridimensional, en el que un periodo de la señal es representado por el ciclo de una trayectoria circular. Los complejos P, Q, R, S y T se describen por eventos que responden a atractores / repelentes negativos y positivos en la dirección. Estos eventos se colocan en ángulos fijos a lo

largo del círculo unitario dado por $\theta_P, \theta_Q, \theta_R, \theta_S$, y θ_T y son los encargados de permitir la variación en amplitud de cada complejo. En la figura 2 se observa el resultado gráfico del modelo.

Lo anterior es implementado mediante las ecuaciones diferenciales de primer orden que se muestran a continuación.

$$\dot{x} = \alpha x - \omega y$$

$$\dot{y} = \alpha y + \omega x$$

$$\dot{z} = - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \theta_i e^{\left(-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}\right)} - (z - z_0)$$

$$\dot{\theta} = \frac{d\theta}{dt} = \omega$$

Donde $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$, $\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod 2\pi$, $\theta = \text{atan2}(x, y)$ (el arco de cuatro cuadrantes de las partes reales de los elementos de x y y , con $-\pi \leq \text{atan2}(x, y) \leq \pi$) y ω es la velocidad angular de la trayectoria de un ciclo.

De esta manera, con la ecuaciones en las dimensiones x, y, z se produce una señal ECG sintético con morfología PQRST realista como se observa en la figura 3.

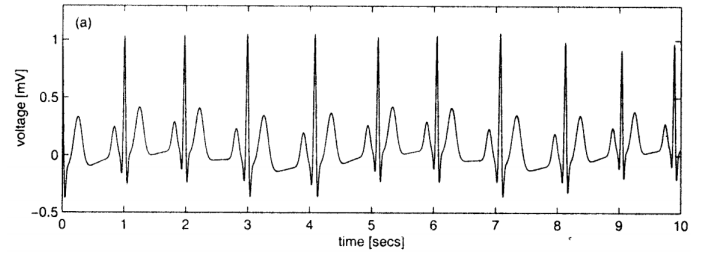


Figura 3: Señal ECG obtenida del modelo McSharry.

Tomado de [2]

Como se ha mencionado el modelo es desarrollado en tiempo continuo, así que es necesario plantear el equivalente en tiempo discreto, para ello las ecuaciones corresponde a:

$$\begin{aligned} \theta[n] &= \theta[n-1] + \frac{\omega}{f_s} \\ z[n] &= z[n-1] - \frac{1}{f_s} \cdot \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} \frac{a_i (\theta[n-1] - \theta_i) \omega}{b_i^2} e^{\left(-\frac{(\theta[n-1] - \theta_i)^2}{2b_i^2}\right)} \end{aligned} \quad (1)$$

De esta manera los puntos se van construyendo a partir de la ecuación y un valor inicial, lo que es una gran ventaja para la implementación puesto que evita la necesidad de almacenar otros valores en la memoria de microcontrolador.

Los parámetros de la señal fueron determinados a través de una aproximación por señales gaussianas. La importancia de esta distribución radica en que permite modelar numerosos fenómenos, ya que bajo ciertas condiciones, la suma de un gran número de variables aleatorias se distribuye aproximadamente como una normal [3]. De esta manera, a partir de una

combinación lineal de funciones gaussianas se desarrolló una aproximación mostrada en la figura 4.

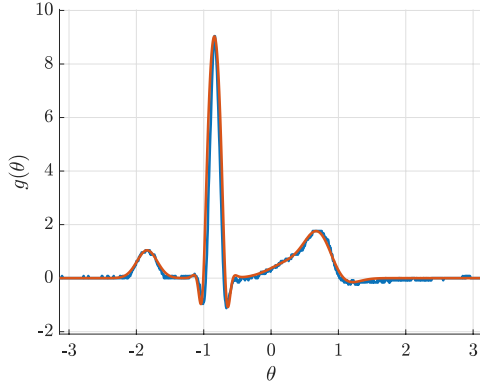


Figura 4: Señal ECG muestreada vs Señal ECG aproximada por gaussianas

Este modelo es compatible con el de McSharpy ya que ubica la posición (θ_i), altura (a_i) y grosor (b_i) de cada una de las ondas que conforman la señal, según la función:

$$z(\theta) = \sum_{i=\{P,Q,R,S,T\}} a_i \exp\left(-\frac{(\theta - \theta_i)^2}{2b_i^2}\right), \quad -\pi < \theta \leq \pi \quad (2)$$

Estos parámetros clave se ubicaron en una matriz para simplificar el proceso matemático y por último, realizar la comparación con una señal real para evidenciar la efectividad de la aproximación.

$$A = \begin{pmatrix} a_i & b_i & \theta_i \\ 1,04 & 0,15 & -1,8409 \\ -3,1 & 0,048 & -1,0178 \\ 9,04 & 0,1106 & -0,8419 \\ -3,2 & 0,05 & -0,666 \\ 0,6 & 0,3 & 0,2953 \\ 1,56 & 0,2 & 0,71 \\ -0,3 & 0,2 & 1,0555 \end{pmatrix} \begin{matrix} P \\ Q \\ R \\ S \\ T_1 \\ T_2 \\ T_3 \end{matrix}$$

La implementación del modelo se hizo sobre un sistema embebido Arduino UNO, conectado a un PC mediante puerto serial para transmitir los datos y se graficaron con la herramienta *Serial Plotter*. La amplitud de los picos P, Q, R, S y T, así como la frecuencia fue modificada utilizando potenciómetros conectados a los 5 puertos ADC de la placa, de esta manera, el valor de voltaje adquirido por los puertos fue convertido en un factor de 1 a 10 (donde 1 representa el valor original del componente de la señal modelada en la figura (4)) que multiplicó a los coeficientes respectivos.

Escala de amplitudes	Rangos de frecuencia
1-10	40 Hz - 150 Hz

Cuadro I: Rangos de variación de la señal

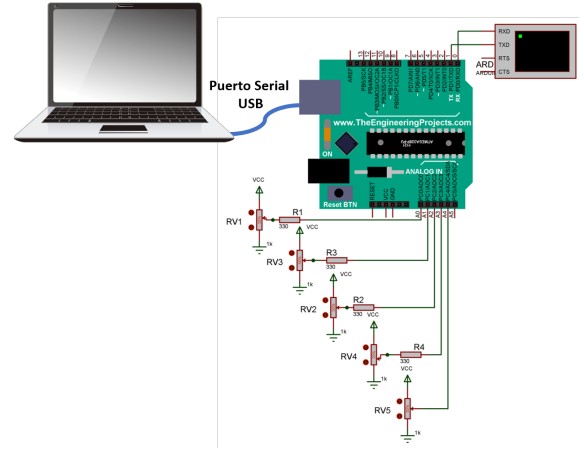


Figura 5: Esquema del circuito implementado

III. ANÁLISIS DE RESULTADOS

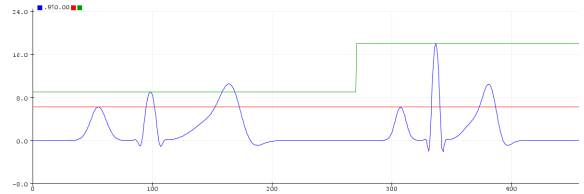


Figura 6: Señal ECG adquirida por puerto serial

En la figura 6 se aprecia la variación de amplitud del complejo QRS, dada por las líneas roja y verde que reflejan el valor establecido por los potenciómetros de las entradas ADC. Así mismo, la variación en frecuencia se evidencia en el ancho de los complejos.

El rango de variación en amplitud de los complejos está en una escala de 10 veces el valor original en magnitud de la señal. Por parte de la escala de variación de frecuencia fue de entre 0,6 y 2,5 veces el valor original de la señal, como se observa en la tabla I.

Cabe mencionar que buscando hacer más notoria la variación en frecuencia de la señal, en la figura 6 no se aprecia la variación en amplitud de los complejos P y T, sin embargo en las experimentaciones del modelo implementado se comprobó que igualmente es posible realizar la variación de amplitud de estos.

IV. DISCUSIÓN

Es de destacar que el algoritmo de McSharpy es una herramienta muy poderosa para generar señales periódicas, lo que es de mucha utilidad en el campo de la bioingeniería para la generación de señales biopotenciales sintéticas de manera fácil práctica y con bajo consumo de recursos y almacenamiento ya que no fue necesario el almacenamiento de toda la información de la señal, solo bastó con la implementación del algoritmo y el almacenamiento de la matriz A.

Cabe mencionar que el modelo se utilizó para generar señales totalmente limpias, pero podría también incluirse un

modelo de ruido, lo cual permitiría aproximarla más a una señal real. Además aunque el modelo fue diseñado por McSharry para señales ECG, podría extenderse a cualquier señal periódica.

Un aspecto importante que se puede mejorar para futuras implementaciones, es el de determinar los parámetros a_i, b_i y θ_i mediante algún algoritmo, ya que por el momento se establecen de forma manual, a partir de la toma de mediciones de la gráfica de la señal original, lo cual para señales más complejas no es práctico y de paso, crece significativamente el tiempo requerido para la implementación.

REFERENCIAS

- [1] Y. Semenov G. Castellanos. *Análisis de Aleatoriedad en Señales y Sistemas*. Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales, 2007.
- [2] P. E. McSharry, G. D. Clifford, L. Tarassenko, and L. A. Smith. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(3):289–294, 2003.
- [3] G. Garza. El electrocardiograma y su tecnología. *Revista de Divulgación Médica Científica AVANCES*, 8(24), 27-31, 2011.
- [4] P. Laguna L. Sornmo. Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. (Vol. 8). *Academic Press*, 2005.
- [5] J. Guerrero Martínez. Tema 2 - bioseñales. *Ingeniería Biomédica Curso 2010, 2011 1-29*, 2011.
- [6] M. Malik and A. J. Camm. Heart rate variability. *Armonk, NY: Futura*, 1995.
- [7] Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *European Heart Journal* (1996) 17, 354–381, 1996.