

MODELO DE PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES CARDIACAS DESARROLLADO EN MATLAB

(Model Digital Signal Cardiac Processing in Developed MatLab)

Recibido 04-05-2013 Aprobado 09-07-2013

Rojas, Kervin

Universidad de la Costa (CUC), Barranquilla, Colombia
krojas4@cuc.edu.co

Romero, Carmen

Universidad de la Costa (CUC), Barranquilla, Colombia
cromero11@cuc.edu.co

Romero, Pedro

Universidad de la Costa (CUC), Barranquilla, Colombia
promero3@cuc.edu.co

RESUMEN

La presente investigación tuvo como objetivo diseñar un modelo de procesamiento digital de señales cardíacas desarrollado en MatLab. Esto es debido a que se deseó utilizar las potencialidades de la herramienta informática, para emular un ambiente de procesamiento digital. El diseño es no experimental, transaccional ya que este modelo no manipula directamente la información cardíaca de los pacientes, sino que utiliza las características teóricas de la variable en estudio. Además, la investigación tiene carácter documental, conducida por los preceptos de un proyecto factible, cuya metodología consistió en cuatro etapas fundamentales: Caracterización de la señal cardíaca, Establecimiento de los requerimientos de filtrado de la onda cardíaca, Muestreo y Codificación de la señal y, Representación del modelo en MatLab. Como resultado, se logró el modelo de procesamiento digital de señales cardíacas por medio de la herramienta MatLab, corroborando su aplicabilidad.

Palabras clave: Modelo, Procesamiento, Señales Cardiacas, MatLab.

ABSTRACT

The present research aimed to design a model of digital cardiac signal processing developed in MatLab. This is because they wanted to use the potentialities of the computer tool, to emulate a digital processing environment. The design is not experimental, transactional since this model does not directly manipulates the cardiac patient information, but uses the theoretical characteristics of the variable in study. In addition, research is documentary, driven by the precepts of a feasible project, whose methodology consisted of four key stages: characterization of cardiac signal, establishment of the requirements for filtering of cardiac wave, sampling and coding of the signal, and representation of the model in MatLab, as a result, achieved the model of digital processing of cardiac signals using the MatLab tool and corroborating their applicability.

Keywords: Model, Process, Cardiac Signals, MatLab

INTRODUCCIÓN

Con el transcurso de los años, la tecnología ha experimentado un progresivo e indetenible avance. Diariamente se diseñan y desarrollan nuevos productos y servicios orientados al mejoramiento de la calidad de vida del ser humano entre los que se encuentran las soluciones de ingeniería al servicio del cuidado de la salud.

La telemedicina es el ejemplo digno de lo planteado anteriormente, debido a que la misma es simplemente la práctica de la medicina a distancia mediante el empleo de las tecnologías de la información y las comunicaciones. Se ha convertido en una necesidad el mejorar el proceso de monitoreo de signos vitales de forma rápida, efectiva y eficiente, con la finalidad de dar un respuesta confiable a cualquier eventualidad

Bailey (1999) plantea en su trabajo "Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: Bandwidth and digital signal processing". Las señales eléctricas producidas por el corazón, vistas a través del empleo de un electrocardiograma (ECG), permiten conocer el comportamiento de dicho   rgano. Estas señales indican toda la actividad realizada por el músculo cardiaco y a través de ellas es posible identificar alguna anomalía en el corazón.

Para realizar un correcto análisis de las señales cardiacas es necesario proponer un modelo procesamiento digital de señales cardiacas que permita obtener una representación confiable de la señal eléctrica del corazón con el mínimo de ruido posible, para ello nos valdremos de la herramienta informática MatLab. Este modelo permitiría a posteriori, el estudio, procesamiento y almacenamiento de la información.

Y a largo plazo dará paso, a un posible sistema de transmisión de las señales biomédicas donde no solo se procesen ondas cardiacas, sino que también se puedan analizar en tiempo real y en conjunto otras señales representativas de los signos vitales, mediante la utilización de tecnologías de multiplexión y transmisión inalámbricas.

SEÑALES VITALES

De acuerdo a Fisiol (2000), en su Diccionario de Medicina de la Facultad de Medicina de la Universidad de Navarra. Los signos vitales son mediciones de las funciones más básicas del cuerpo, son señales de vida, es decir, signos físicos u ondas analógicas representativas del estado físico del paciente. Los cuatros signos vitales principales que los médicos y los profesionales de salud examinan de forma rutinaria son los signos físicos.

Los cuatros signos vitales principales que los médicos y los profesionales de salud examinan de forma rutinaria son los siguientes: la temperatura, el pulso, la respiración (la frecuencia respiratoria), la presión sanguínea (la cual no se considera un signo vital, pero se suele medir juntos con ellos).

Se puede observar, medir y monitorear para evaluar el nivel de funcionamiento físico de un individuo. Los signos vitales se pueden medir en un establecimiento médico, en casa, en el lugar en el que se produzca una emergencia médica o en cualquier sitio. Los

rangos normales de medidas de los signos vitales cambian según la edad, el sexo, el peso, la tolerancia al ejercicio y la enfermedad.

SEÑAL CARDIACA

De la misma forma el mismo Fisiol (2000), define: La actividad de bombeo del corazón proviene de un sistema intrínseco de conducción eléctrica que consiste en la conjunción de varias ondas representadas en un único esfuerzo muscular. El impulso eléctrico (señal cardiaca) que se genera viaja a través de una pequeña masa de tejido especializado localizada en el atrio derecho del corazón. A continuación, el impulso eléctrico viajará hasta el nódulo atrioventricular, donde se retrasan los impulsos durante un breve instante.

La capacidad que posee el corazón para generar un impulso eléctrico reside en las células que lo forman, llamadas miocardiocitos son autoexcitables, lo que significa que no requieren la presencia de un estímulo eléctrico externo para generar respuestas contráctiles y rítmicas lo cual les permite mantener una frecuencia de contracción baja pero suficiente para mantener la actividad de bombeo sin detenerse.

ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)

Tal como se muestra en la figura 5, extraída de www.electrcardigrafia.es El electrocardiograma (ECG) es por excelencia la forma, no invasiva y sencilla, de obtener información del comportamiento y excitación del musculo cardiaco. Aunque el corazón se encuentra inervado por el Sistema Nervioso Autónomo, este late sin estímulo alguno porque está conformado por una red de fibras miocárdicas especializadas y auto excitables.

Esta actividad eléctrica es medida por el electrocardiógrafo y plasmada en un electrocardiograma (ECG), que normalmente registra una onda serie de ondas según los distintos potenciales eléctricos que se forman en el corazón durante un latido. El ECG consiste en la grabación de la actividad eléctrica generada por el corazón en la superficie del cuerpo.

TEOREMA DE MUESTREO

Es una herramienta que se utiliza para poder discretizar una onda $X(t)$ de voltaje continua en el tiempo, con la finalidad de establecer valores de voltaje de Corriente Directa DC los cuales son conocidos como Modulación de Amplitud de Pulso (PAM). Según Couch (2008), el procedimiento consiste en tomar muestras instantáneas de una onda continua en el tiempo por medio de un circuito o conmutador cuyo valor de frecuencia de muestreo f_s , dicho valor de frecuencia debe cumplir con lo establecido por la teoría de Nyquist.

$$f_s \geq 2 * w \quad (1)$$

Dónde:

f_s : Frecuencia de muestreo.

w: Ancho de banda de señal analógica.

Para la representación gráfica del proceso de muestreo se requiere de una sumatoria de pulsos de anchura T que varían su desplazamiento en un tiempo ts , con una magnitud A con la finalidad de representar los distintos niveles DC de la onda discreta. Lo cual está definido por la expresión:

$$y(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} A P_T(t - kts) \quad (2)$$

Dónde:

A: Amplitud de la onda.

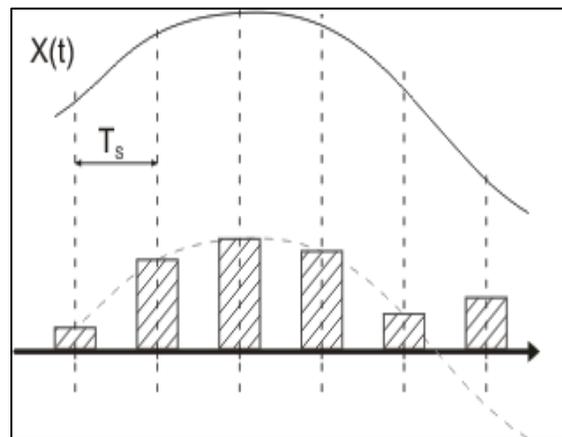
P: Forma de la onda (pulso).

T: Duración de los pulsos.

k: El número de veces que se tomaran las muestras.

ts: Tiempo de muestreo.

Figura 1. Muestreo de una onda analógica



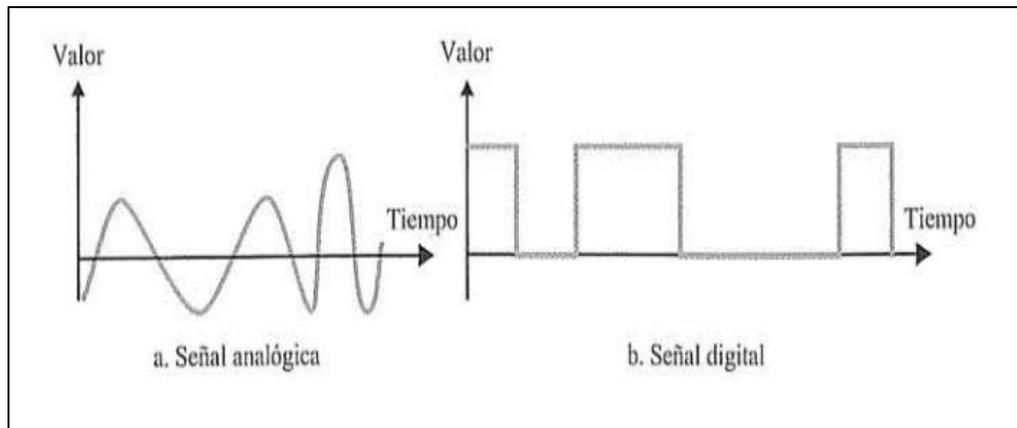
Fuente: Couch, (2008)

SEÑAL ANALÓGICA Y DIGITAL

Una señal analógica es una forma de onda continua que cambia suavemente en el tiempo. A medida que las ondas se mueven desde el origen hasta el destino, la onda va adquiriendo un número infinito de valores en su camino.

Por el contrario una señal digital es discreta. Solamente puede tener un número de valores definidos, a menudo tan simples como son los estados binarios cero y uno, la transición en una señal digital es instantánea, como una luz que se enciende y se apaga.

Figura 2. Comparación entre señal Analógica y señal Digital



Fuente: Tomasi, (2003)

CONVERTIDOR DE APROXIMACIONES SUCESIVAS

Según lo Tocci (2003), el convertidor de aproximaciones sucesivas o de escalera consta de contador. La entrada de cuantificación (RST), le da inicio al proceso de conversión. El amplificador es un circuito comparador. Su funcionamiento no es la de amplificar la onda, sino que está fabricado para comparar $V+$ con $V-$ como lo hace un amplificador operacional, llevando al amplificador a saturación positiva o negativa. Es decir su forma de trabajo es:

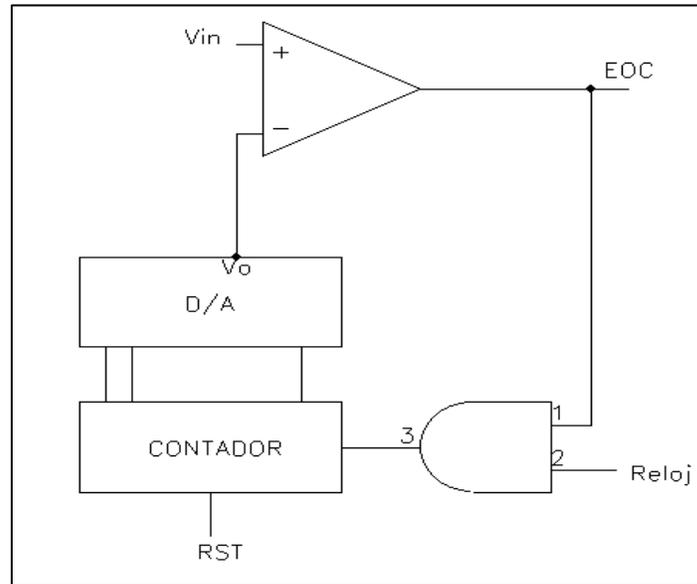
Si $V+ > V-$ entonces la salida $V_o = 5V$ (1 lógico)

Si $V+ < V-$ entonces la salida $V_o = 0V$ (0 lógico)

En primer lugar el A/D, tiene una entrada analógica, la cual es cuantificada para originar una salida binaria. La señal de control es RST la que inicia el conteo poniendo el cero el contador y la señal EOC es la que da un flanco descendente cuando termina la conversión.

El funcionamiento del A/D es el siguiente: Con la señal RST, se pone a 0 la salida tendrá ese mismo valor. Por tanto $V- = 0$. Pero $V+ = V_{IN}$ debe ser mayor que cero, por lo que $V_{IN} > V-$ y el amplificador se satura positivamente por lo que la salida $V_o = 5V = EOC$. En esta situación se habilita la puerta AND permitiendo el paso de un pulso de reloj que obliga al contador a contar. Como se muestra en el diagrama extraído de www.goecities.ws del convertidor de la figura 3.

Figura 3. Convertidor de aproximaciones sucesivas



Fuente: elaboración propia

MODULACIÓN POR PULSO CODIFICADO (PCM)

Un convertido A/D toma un voltaje de entrada analógico y después de cierto tiempo produce un código de salida digital (binario) que representa la entrada analógica. El proceso de conversión A/D es generalmente complejo.

La codificación digital consiste en la traducción de los valores de tensión eléctrica analógicos que ya han sido cuantificados (ponderados) al sistema binario, mediante códigos preestablecidos. La señal analógica va a quedar transformada en un tren de impulsos de digital (PCM).

La raíz de la modulación PCM es la codificación M-aria de acuerdo a lo planteado por Carlson (2007), que consiste en la representación digital de un valor de voltaje o corriente medido a partir de una onda analógica previamente muestreada, es decir debe existir un tratamiento o discretización de la onda antes de proceso de asignación de símbolos. El proceso de asignación de símbolos se lleva a cabo partiendo de la siguiente expresión:

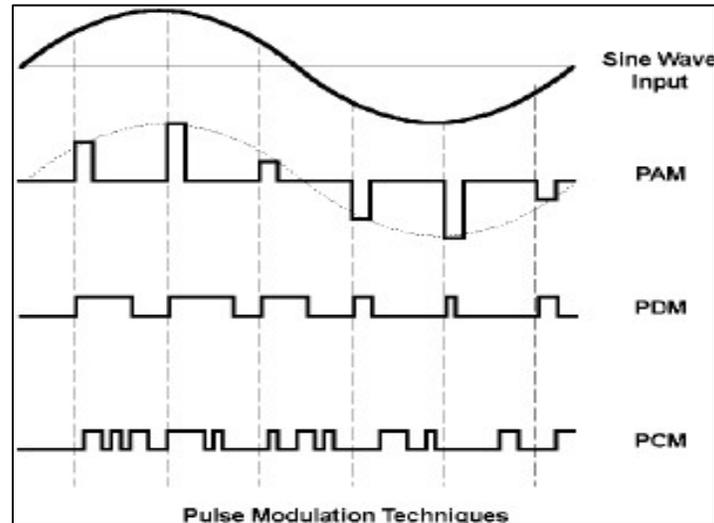
$$M = 2^n \quad (3)$$

Dónde:

M: Numero de símbolos.

n: Numero de bits por símbolo.

Figura 4. Comparación entre varios esquemas de codificación



Fuente: Couch, (2008)

METODOLOGÍA

CARACTERIZACIÓN DE LAS SEÑALES CARDIACAS

Se determinó que las señales cardiacas poseen unos rangos de operación relativamente constantes, aunque el comportamiento de la onda va a depender de diferentes factores como son la edad del paciente, el peso, la estatura e incluso las condiciones ambientales en donde se desenvuelve el individuo, sin embargo para el presente estudio se tomaron en cuenta los valores promedios para un paciente en condiciones normales de salud.

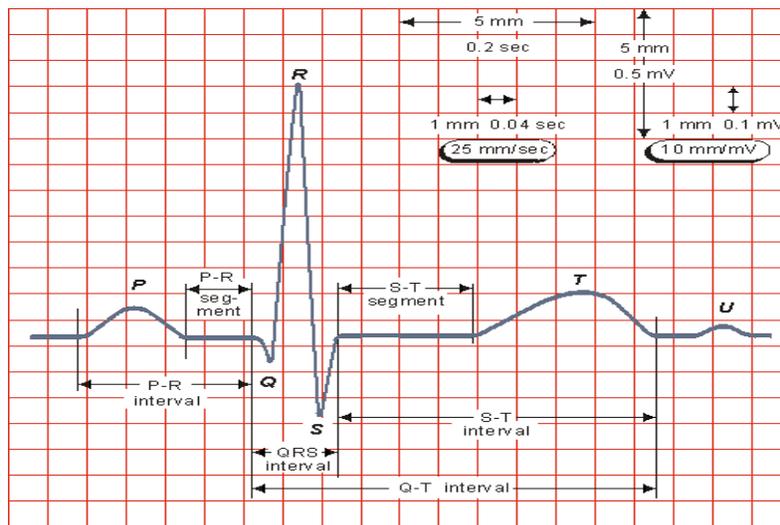
En este sentido Bailey (1999) plantea en su trabajo teóricamente, que los valores de corriente y voltaje de los signos vitales se expresan en rangos de los microamperios (μA) y los milivoltios (mV), la amplitud pico de una señal está en el rango de 1mV . Con respecto al rango de frecuencia ECG, este autor indica que dicho rango está comprendido entre $0.05\text{-}100\text{ Hz}$, dividiéndose a su vez este ancho de banda en tres rangos, de acuerdo a las diferentes aplicaciones. Para aplicaciones de monitoreo de pacientes, el ancho de banda es limitado a $0.5 - 50\text{ Hz}$, en este entorno las arritmias son de bastante interés, principalmente por los cambios sutiles en la forma de onda. Dicha señal está formada por varias ondas que se registran en un latido cardiaco normal que consiste en una onda P, un complejo QRS, una onda T y una onda U, que normalmente es invisible.

La onda P está producida por los potenciales eléctricos que se generan cuando se despolarizan las aurículas, antes del comienzo de la contracción auricular. El complejo QRS corresponde a la corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo y su duración normalmente es de $60\text{ a }100\text{ milisegundos}$, está formado por la onda Q que representa la pequeña corriente horizontal del potencial de

acción viajando a través del septum interventricular, y las ondas R y S que indican contracción del miocardio.

La onda T representa la re polarización de los ventrículos, cabe destacar que las mayorías de las derivaciones de la onda T son positivas, las ondas T que son negativas se toman como anomalías en el paciente. La onda U es una pequeña onda positiva que se marca a veces a continuación de la onda T, especialmente en los adolescentes y adultos jóvenes, pero si significado no está aún bien aclarado.

Figura 5. Electrocardiograma, amplitudes y tiempo de duración de las ondas



Fuente: www.electrocardiografia.es

De acuerdo con lo anteriormente planteado se puede decir que estas señales son de baja amplitud para ser transmitidas a través de una red local, para ello sería necesario hacer un tratamiento de dicha señal, de forma tal, que la misma sea amplificada sin perder su patrón original. Sin embargo, gracias a los avances recientes de la tecnología, los monitores o equipos de medición de signos vitales presentes en la mayoría de centros asistenciales, tienen la ventaja de poder hacer ese ajuste a la señal, amplificando, filtrando y realizando la conversión de la señales biomédicas analógicas en datos binarios que son fácilmente manejados y comprendidos por los protocolos de comunicación de las redes actuales.

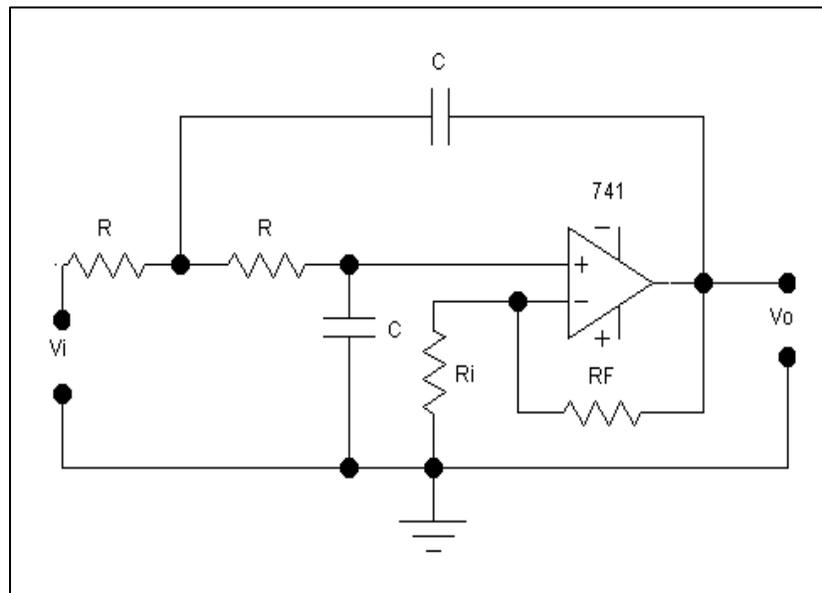
ESTABLECIMIENTO DE LOS REQUERIMIENTOS DE FILTRADO DE LA SEÑAL CARDIACA

En primera instancia, el proceso de tratamiento de la onda se iniciara con la selección de los filtros, basado en lo propuesto por Alonso (1999), y la ecuación (4), donde se sugiere que el análisis de este tipo de ondas, de estar precedido por una purificación y amplificación de la onda. Para el caso que estamos tratando solo se llevará a cabo el

proceso de purificación ya que la amplificación no es necesaria por la utilización del MatLab, el cual simula las ondas de bajo nivel de amplitud sin problemas.

La señal será filtrada por un filtro pasabajo Butterworth de segundo orden, la cual solo pasaran las frecuencias que estén en un rango 0.0 -1KHz con la finalidad que las ondas vitales se encuentren dentro del rango de operación del filtro.

Figura 6. Filtro pasabajo Butterworth segundo orden



Fuente: elaboración propia. Procesado en MatLab.

Para lograr medir la eficiencia del filtro se modela en el MatLab, bajo los criterios de la función de transferencia del filtro, la cual permite evaluar los distintos comportamientos de la frecuencia cardiaca.

$$|H(\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2N}} \quad (4)$$

Dónde:

ω : Frecuencia angular (rad/seg).

ω_c : Frecuencia de corte del sistema.

N: N-ésimo orden.

Para el caso en cuestión se calcula el máximo por medio de la ecuación (5), el valor de magnitud producto del filtrado es decir, cuando $\omega = \omega_c$. Es decir cuando $f = 1$ KHz



$$|H(\omega)| = \frac{1}{\left(\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega c}\right)^2}\right)} \quad (5)$$

$$|H(2000\pi)| = \frac{1}{\left(\sqrt{1 + \left(\frac{2000\pi}{\omega c}\right)^2}\right)} \approx 0.707 V$$

MUESTREO Y CODIFICACIÓN DE LA SEÑAL

Seguidamente, para llevar a cabo el proceso de digitalización, se seleccionó un muestreador amplitud de pulsos (PAM), de amplitud pico-pico unitaria (1 V) y para el cual se tomaron valores de tiempo de muestreo experimentales equivalentes a 0.0006 segundos, con una duración de pulsos de 0.0003 segundos, basado en el teorema de Nyquist. Valores definidos en las ecuaciones 1 y 2, respectivamente.

El ancho de banda de la onda muestrea en función del valor experimental escogido es de alrededor de 800 Hz, la cual abarca los anchos de banda de distintas señales con características biomédicas. Dando como resultado la siguiente expresión de muestreo y codificación, la cual es luego representada por medio del MatLab.

$$f_s \geq 1,6 \text{ KHz}$$

$$y(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} 1/2 P_{0.003}(t - 0.0006k)$$

Continuando con la conversión analógica-digital A/D de aproximaciones sucesivas planteada por Tocci, (2003), se aplicará una codificación M-aria, (3). Esto permite aproximar la muestra a uno de los niveles de una escala designada. El intervalo de cuantificación será 1/256, ya que este formato originaria caracteres tipo ASCII, lo cual facilitará el proceso de interpretación de los datos generados por el modelo.

Se seleccionó un codificador uniforme de 8 bits y un valor pico de 0.5 V, cuya misión es presentar en la salida el código binario correspondiente a la entrada activada. Se aplicará también un convertidor de enteros a bit de 8 bits por entero, cuya salida será el bit más significativo, este convertidor transforma una entrada analógica de voltaje en un valor binario. A continuación se presenta de forma ilustrativa de la tabla de generación de códigos o secuencia de codificación basada en el algoritmo de conversión A/D del modelo propuesto:

Tabla 1. Secuencia de codificación

| NIVEL | VOLTAJE (mV) | SÍMBOLO (ASCII) |
|-------|--------------|-----------------|
| 0 | 0 | XXXXXXXX |
| 1 | 4 | XXXXXXXX |
| 2 | 8 | XXXXXXXX |
| 3 | 12 | XXXXXXXX |
| 4 | 16 | XXXXXXXX |
| 5 | 20 | XXXXXXXX |

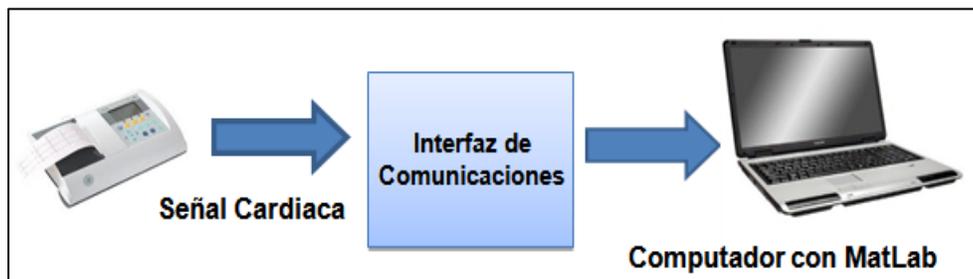
Fuente: elaboración propia

REPRESENTACIÓN DEL MODELO EN MATLAB

Inicialmente, se tendrá un sensor de medición de señales (ECG), el cual capturara las señales cardiacas que se recolectan de los pacientes. Dentro del sensor también se maneja filtrado de ondas con el propósito de filtrar la interferencia que produzcan otras señales del mismo paciente, como por ejemplo impulsos cerebrales, saturación, entre otras. Es importante resaltar que este filtrado es propio del electrocardiógrafo y no guarda relación con el filtrado electrónico propuesto por el modelo en estudio.

Seguidamente, la salida del sensor pasara, a la etapa de procesamiento por medio de un interfaz que transmitirá la onda analógica al modelo desarrollado sobre el MatLab, esta interfaz puede ser una tarjeta de adquisición de datos que permita, según lo planteado por Tomasi (2003), en conectar el ECG con algún puerto de la computadora tal como se muestra en la figura 7. Para la presente investigación se generó la señal analógica de forma experimenta cargando datos de tiempo y voltaje de pacientes en buen estado de salud.

Figura 7. Modelo para la adquisición de datos

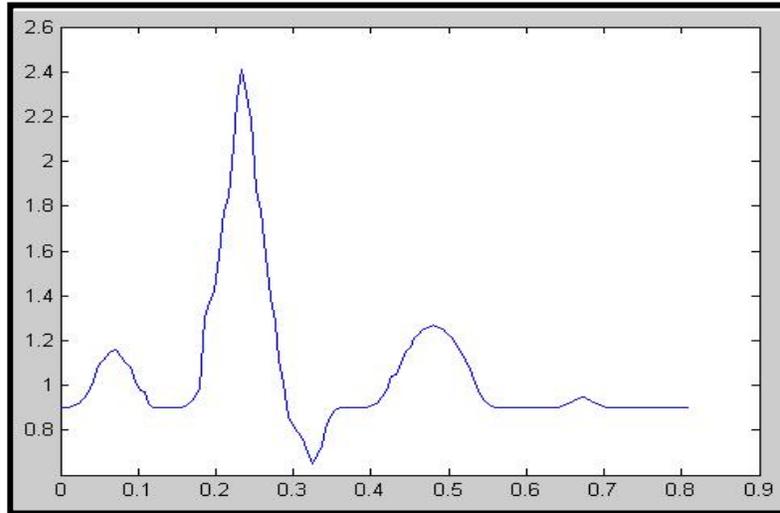


Fuente: elaboración propia

En la figura 8, se presenta la reconstrucción de la señal analógica dentro del MatLab. En primera instancia, se procedió a simular una señal cardíaca, con ayuda de un electrocardiograma se logró representar la señal de la frecuencia cardíaca.

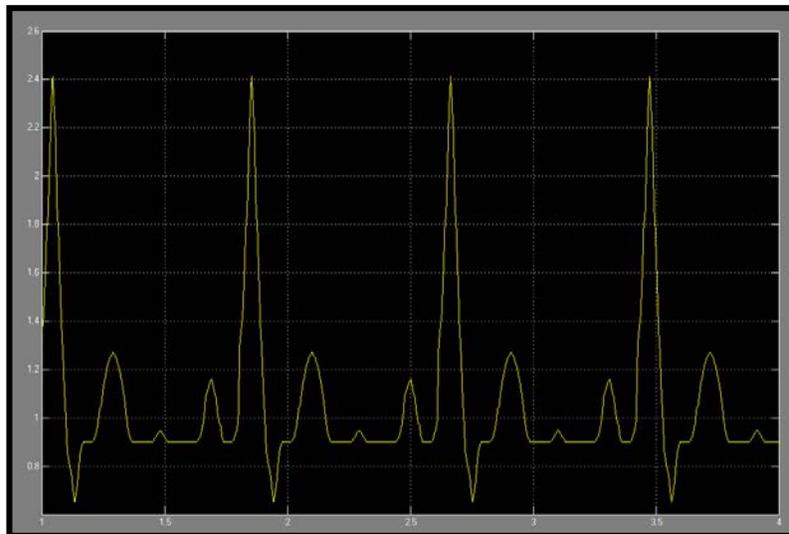
Esta señal fue creada tomando 136 muestras con un tiempo de 0.006 de forma manual.

Figura 8. Señal analógica de la frecuencia cardiaca



Fuente: elaboración propia. Procesado en MatLab.

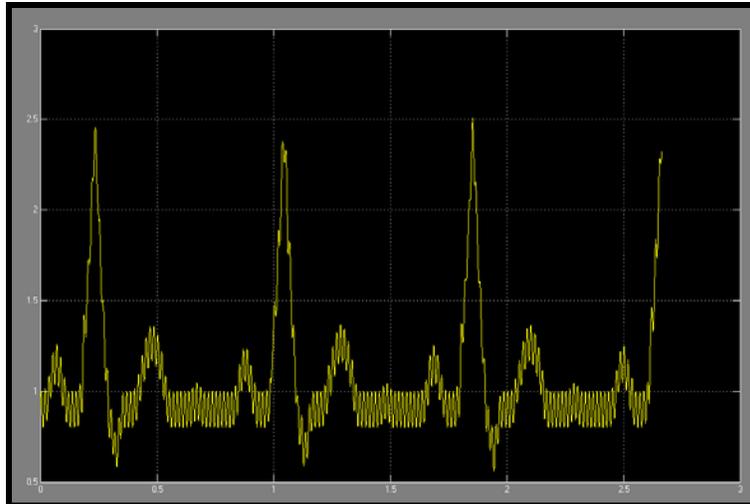
Figura 9. Señal de la frecuencia cardiaca



Fuente: elaboración propia. Procesado en MatLab.

Seguidamente, fue sumada una señal para generar la interferencia causada por otras señales del cuerpo las cuales fueron emuladas con el generador de señales del Simulink de MatLab.

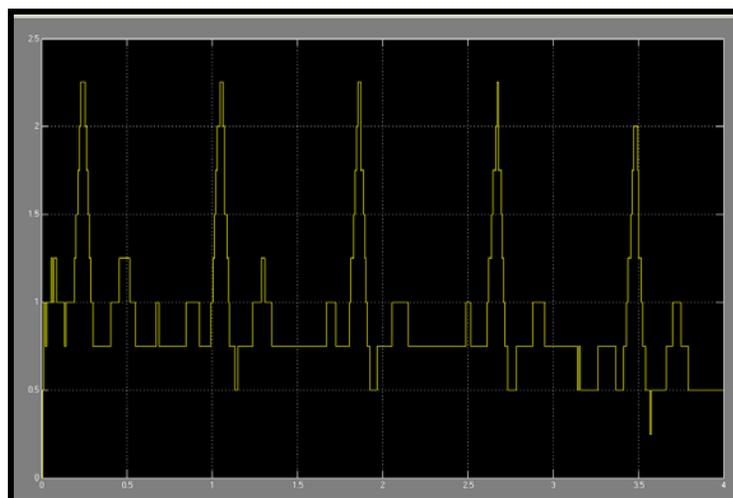
Figura 10. Señal de la frecuencia cardiaca con Interferencia



Fuente: elaboración propia. Procesado en MatLab

El proceso de filtrado, muestreo y posterior cuantificación se ejecuta dentro del software, de esta forma la señal de la entrada analógica se convertirá en una señal discreta, este paso lo ejecuta un circuito multiplicador y se logra a través de una modulación de amplitud de pulsos (PAM). Inmediatamente, se procedió a eliminar esta interferencia de la señal de la frecuencia cardiaca, para poder obtener el muestreo en su representación original. La interferencia fue eliminada por medio dos filtros, un filtro pasa bajo Butterworth de segundo orden con un rango de frecuencia de 0.0 a 150 Hz y otro de grado ocho de tipo rechazabanda que opera en el intervalo de frecuencia comprendido entre los 55 a los 65 Hz. Como se muestra en la figura 11.

Figura 11. Señal filtrada y muestreada (PAM)



Fuente: elaboración propia. Procesado en MatLab

Seguidamente, la señal se muestreo, obteniendo una forma de onda PAM, parecida a la onda original de la señal de la frecuencia cardiaca, pero de forma cuadrática, para luego ser codificada y obtener la salida binaria para su modulación.

La forma de onda PAM tiene la característica de representar la amplitud de una señal analógica de voltaje, en valor DC, fácil de codificar. Luego, la señal ya muestreada y cuantificada entrara a un convertidor analógico-digital de aproximaciones sucesivas A/D, que codificara la señal discreta a su equivalente binario y por ultimo pasara convertida de enteros a bits, tal como se mostró en la tabla de codificación 1.

Tabla 2. Secuencia de símbolos

| NIVEL | VOLTAJE (mV) | SIMBOLO (ASCII) |
|-------|--------------|-----------------|
| 0 | 0 | 00000000 |
| 1 | 4 | 00000001 |
| 2 | 8 | 00000010 |
| 3 | 12 | 00000011 |
| 4 | 16 | 00000100 |
| 5 | 20 | 00000101 |

Fuente: elaboración propia

CONCLUSIONES

Los planteamientos descritos en esta investigación permitieron demostrar, que teóricamente es posible generar un modelo de procesamiento de señales cardiacas escalable a cualquier señal de tipo biomédica, es decir que es posible analizar bajo estos criterios de modelado la temperatura corporal, el nivel de oxígeno en la sangre entre otras ondas biomédicas, lo cual permitirá generar una poderosa herramienta de simulación que estará al servicio de la salud y la formación de personal médico asistencial.

La señal en estudio se caracterizó por trabajar en rangos de frecuencia y amplitud bajos. Lo que represento una ventaja notable a la hora de establecer el modelo, por la razón que estos rangos de operación facilitaron el muestreo, retención y posterior codificación de las ondas cardiaca por medio del MatLab.

De igual modo se logró comprobar la viabilidad del modelo mediante la simulación a través del MatLab, donde de manera virtual se estableció el rendimiento del sistema, por medio de parámetros calculados en función de datos tomados de manera teórica y práctica de pacientes reales.

Como aspecto final es importante destacar la posibilidad que tiene el modelo de evolucionar de manera más compleja para operar con el procesamiento de múltiples señales biomédicas con el propósito final de crear un ambiente multivariable que permita a los médicos monitorear en tiempo real el comportamiento de los signos vitales de algún paciente que se encuentre hospitalizado, potenciando así las capacidades del sistema medico asistencial de la nación.

RECOMENDACIONES

Los aportes que de este documento se desprenden se basan en el estudio teórico-práctico del comportamiento de las señales cardiacas de pacientes sanos, por medio de la herramienta MatLab pero se sugiere ser comprobados mediante el uso de data cardiaca de pacientes con alguna patología cardiaca con la finalidad corroborar la viabilidad del modelo.

Las pruebas en condiciones ideales deben ser contrastadas con los casos de interferencias habituales producidas por las otras señales biomédicas presentes en el momento de la medición. Esto permitirá potenciar aún más el esquema de filtrado propuesto para el modelo, con el fin de obtener estimaciones de su desempeño óptimo ante el ruido y la interferencia.

De igual modo, se recomienda la revisión del modelo de procesamiento de señales digitales propuesto con la intención de corroborar su aplicabilidad, adaptabilidad y funcionalidad para el análisis de otras ondas biomédicas como son la temperatura corporal, el nivel de oxígeno en la sangre y la presión arterial, entre otras.

Por último, se recomienda hacer una propuesta de transmisión inalámbrica de este tipo de ondas, que permita visualizar la arquitectura de manera efectiva la tecnología de transmisión de datos más acorde con el ambiente hospitalario y que a su vez brinde una herramienta telemática a los servicios más críticos, como son las emergencias y servicios de cuidados intensivos.

REFERENCIAS

- Bailey, J. (1999) Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: Bandwidth and digital signal processing. American Heart Association (USA). Vol. 81. Pp. 730-739.
- Carlson, B. (2007) Communication Systems. Editorial Mc Graw Hill. USA
- Couch, W. (2008) Sistemas de comunicaciones digitales y analógicas. Editorial Prentice Hall. México.
- Electrocardiografía española (2013) Sitio dedicado al estudio de las ondas cardiacas. Documento en línea. Disponible en: <http://www.electrocardiografia.es> Consulta: 12/04/2013.
- Fisiol, (2000) Diccionario de Medicina: Facultad de Medicina de la Universidad de Navarra. Madrid. Editorial ESPASA.
- Tocci, R. (2003) Sistemas Digitales: Principios y Aplicaciones. México. Editorial Prentice Hall.
- Tomasi, W. (2003) Sistemas de Comunicación Electrónica. México. Editorial Prentice Hall.



Valtino, A; Tompkins, W; Nguyen, T; Luo, Sh. (1999) ECG beat detection using filter banks. IEEE Trans. Biomed. Vol. 39. Pp. 317-329.