



Modelación del funcionamiento de un marcapasos y su implementación electrónica

Modeling of the pacemaker operation and its electronic implementation

Recibido: 28 de febrero de 2014; aceptado: 24 de octubre de 2014

Iván de Jesús May Cen¹, Erick del Jesús Tamayo Loeza²

Instituto Tecnológico Superior Progreso

Resumen

La implementación de software para el control de los marcapasos artificiales es un reto altamente demandante dado los riesgos que implica. El objetivo de este trabajo consiste en el desarrollo de un prototipo de marcapasos que pueda producir un potencial de acción de acuerdo a la necesidad de las células cardíacas. El desarrollo de este prototipo, desde la modelación, apoyado en la simulación y mediante la construcción de circuitos electrónicos constituye una primera etapa para continuar evolucionando tecnológicamente hacia marcapasos con cada vez menores fallas de software y un consumo más eficiente de energía.

Palabras clave: modelo matemático, ecuación diferencial logística, marcapasos, dispositivo electrónico.

Abstract

The implementation of software for controlling artificial pacemakers is a highly demanding challenge due to the risk that it implies. The goal of this project is to develop a pacemaker prototype able to provide an action potential according to the needs of heart cells.

The development of this prototype, - from the modeling, supported by the simulation and by building electronic circuits-, is a first step to continue to evolve technologically towards a better pacemaker with decreasing software failures and more energy efficient

Keywords: mathematical model, logistic equation differential, pacemaker, electronic device.

INTRODUCCIÓN

Desde hace muchos años, los seres humanos han entendido el vínculo entre los latidos del corazón y la vida, sin comprender plenamente los mecanismos involucrados. Hoy en día se conoce mucho del comportamiento cardíaco, sin embargo, dada la complejidad del tejido de este sistema, todavía hay mucho por estudiar; en este sentido, la utilización de modelos matemáticos puede ser una herramienta útil.

El objetivo de este trabajo es que a partir de la ecuación diferencial logística (Fernández, Vázquez y Vegas, 2003) como modelo matemático para el impulso que emite un marcapasos, se establezca un vínculo con la simulación a nivel de software, para el desarrollo de un prototipo de un marcapasos artificial.

Primeramente se expone el funcionamiento de las células del corazón partiendo de la anatomía y hacia

¹ Maestro en Ciencias Matemáticas. Profesor de tiempo completo. Línea de investigación: Modelación matemática aplicada a la ingeniería. Correo electrónico: imay@itsprogreso.edu.mx

² Maestro en Tecnologías de la Información. Profesor de tiempo completo. Línea de investigación: Desarrollo y optimización de sistemas electromecánicos. Correo electrónico: etamayo@itsprogreso.edu.mx.

las propiedades eléctricas del tejido cardíaco. Luego, desde una ecuación diferencial logística como modelo matemático, se lleva a cabo la construcción del circuito electrónico para la realización de simulaciones que reproduzcan la señal objetivo; posteriormente se desarrolla el prototipo real basándose en la configuración del circuito construido a través del modelo y las simulaciones. Finalmente se exponen nuestras conclusiones al respecto.

ANATOMÍA DEL CORAZÓN

El corazón humano es un órgano muscular contráctil y hueco; generalmente su peso varía entre 250 y 300 gramos. Se encuentra dividido internamente en cuatro cavidades: dos superiores denominadas aurículas (izquierda y derecha) y dos inferiores llamadas ventrículos. En la aurícula derecha desembocan las venas cavas, mientras que a la izquierda, las venas pulmonares. Por otro lado, del ventrículo derecho parten las arterias pulmonares, mientras que el ventrículo izquierdo se conecta a la aorta.

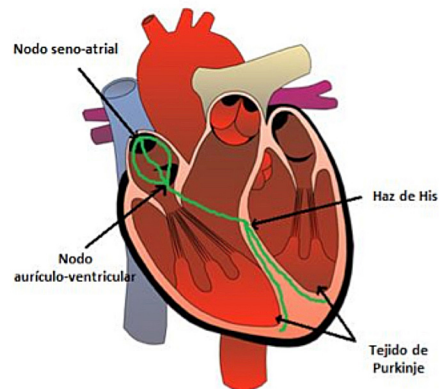
Los tejidos del corazón están formados por fibras que tienen la capacidad de intercambiar iones de diversos elementos en el órgano cardíaco, en consecuencia, les es posible la conducción y producción de corriente eléctrica. Existen además otros tejidos: el miocardio, que tiene la propiedad de iniciar señales eléctricas. El miocardio se encuentra conformado por el nodo seno-atrial, el nodo aurículo-ventricular, el haz de His y el tejido de Purkinje.

Para que la sangre viaje por todo el aparato circulatorio es necesario que exista una diferencia de presión, la cual es generada por las contracciones del corazón. Primero se contraen ambas aurículas simultáneamente e instantes después se contraen los ventrículos. La sangre venosa, con bajo contenido de oxígeno y niveles altos de dióxido de carbono pasa a través de las venas cava y se introduce a la aurícula derecha. Cuando las aurículas se contraen la sangre pasa al ventrículo derecho. Luego al contraerse los ventrículos la sangre va a la arteria pulmonar para llegar a los pulmones. En los pulmones la sangre se oxigena, libera dióxido de carbono y sale por la vena pulmonar. La vena pulmonar lleva la sangre a la aurícula izquierda y a la siguiente contracción pasa al ventrículo izquierdo. Finalmente al contraerse los ven-

trículos la sangre llega oxigenada al resto del cuerpo a través de la arteria aorta.

El ritmo del músculo cardíaco es responsabilidad del miocardio. Este puede generar descargas eléctricas, aunque normalmente el ritmo es impuesto por el nodo seno-atrial que tiene una frecuencia de activación más alta que el resto del órgano. En el nodo seno-atrial se origina una descarga eléctrica que viaja por las aurículas contrayéndolas. Al llegar el pulso eléctrico al nodo aurículo-ventricular es rápidamente retransmitido a los ventrículos por el haz de His. El estímulo eléctrico termina en el tejido de Purkinje, que introduce la corriente profundamente en el miocardio. A este sistema eléctrico (figura 1) se le conoce como “marcapasos natural del corazón” (Texas Heart Institute, 2014), y a las células que conforman el nodo seno-atrial, se le llaman “células marcapasos”.

Figura 1. Anatomía del marcapasos natural del corazón



Fuente: elaboración propia.

Umbral de estimulación

En la naturaleza existe una familia de sistemas denominado “tejidos excitables”, un ejemplo de este tipo son las células cardíacas.

Todos los tejidos excitables presentan la característica de que cuando son sometidos a una pequeña estimulación, registran una reacción que es aproximadamente proporcional a la intensidad de la estimulación recibida, pero si la intensidad rebasa cierto valor, el registro difiere notablemente de este comportamiento. El valor mínimo adecuado para registrar una respuesta desproporcionada se le llama umbral.

Cuando una corriente eléctrica es aplicada a un conjunto de células cardiacas, es posible producir su despolarización, que al transmitirse al resto del corazón provoca su contracción. La cantidad mínima de energía de un impulso eléctrico que se requiere para provocar esta respuesta constituye el denominado “umbral de estimulación”, que desde el punto de vista técnico (Fischer y Ritter, 1998) se mide en densidad de corriente o flujo de electrones, y en la práctica, suele medirse en voltios (V), aunque también puede expresarse como intensidad de corriente (miliamperios mA) y energía (microjulios μJ).

Un ejemplo del comportamiento es el registrado para el axón gigante de la motoneurona del calamar (Barriga y Ongay, 2003). Este experimento se describe a continuación: si se colocan un par de electrodos, uno dentro y otro fuera del axón, se registra un voltaje aproximado de $-70 mV$, a este valor se le conoce “potencial de reposo”. Al aplicar una breve corriente eléctrica transmembranal se registra un incremento en el voltaje, que disminuye hasta alcanzar el voltaje original. Si la intensidad eléctrica consigue que el voltaje transmembranal aumente hasta $-55 mV$, valor del umbral, se registrará un aumento súbito de voltaje hasta alcanzar un valor cercano a los $+30 mV$, posteriormente decrece hasta aproximarse a $-80 mV$, menor incluso al potencial de reposo, y lentamente aumenta su voltaje hasta su estado original. Este fenómeno es llamado potencial de acción y tiene una duración aproximada de entre uno y dos milisegundos.

Cuando un tejido excitable es estimulado con intensidad superior al umbral, su respuesta es siempre la misma, sin importar qué tan grande sea la estimulación, es decir, se registrarán potenciales de acción casi idénticos, sin embargo, si el voltaje no alcanza el valor umbral no se registrará potencial alguno.

El objetivo de la estimulación eléctrica es de generar un potencial de acción. Una vez generado, este potencial de acción se propaga por todo el músculo cardiaco sin necesidad de otro estímulo eléctrico.

Si se ha registrado un potencial de acción y se aplica una estimulación supraumbral, es posible generar un segundo potencial con idénticas características, salvo en el caso en que el tiempo entre el primer potencial y la estimulación sea muy corto. El intervalo de tiempo en el que, si se aplica un estímulo, no se registra potencial alguno, se llama periodo refractario.

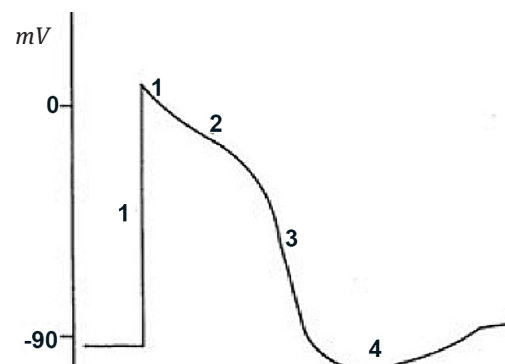
Existen algunos tejidos excitables capaces de generar potenciales de acción espontáneamente, esta propiedad se encuentra presente en el miocardio del corazón de los mamíferos.

Propiedades eléctricas de las células cardiacas

Las células cardiacas, vistas en su conjunto, son tejidos excitables y son funcionalmente semejantes a las neuronas (Sundnes *et al.*, 2007). En estado de reposo, la diferencia de potencial transmembranal es de $-70 mV$ y $-90 mV$ para células auriculares y ventriculares, respectivamente. El potencial de acción dura de 100 a 300 milisegundos, dependiendo de la especie animal y zona del tejido bajo estudio.

Un potencial de acción típico en células cardiacas es el que se muestra en la figura 2; generalmente existen variaciones en la curva que dependen de la especie y de la zona del corazón que se encuentre estudiando. Su interpretación se menciona enseguida: la rápida despolarización inicial es causada por una corriente de entrada de iones de sodio (Na^+) (fase cero de la curva). El descenso de la curva en la fase 1 es causada por la temporal salida de iones de potasio (K^+); luego se presenta una entrada de iones de calcio (Ca^{2+}), mientras continúa saliendo K^+ , lo que origina una disminución en la tasa total de iones salientes, que mantiene la meseta del potencial de acción (fase 2). En la tercera, fase una corriente importante de K^+ sale de la célula, lo que origina la repolarización. Finalmente, durante la fase 4, se restablecen las condiciones iónicas iniciales.

Figura 2. Fases en el potencial de acción de una célula en el miocardio



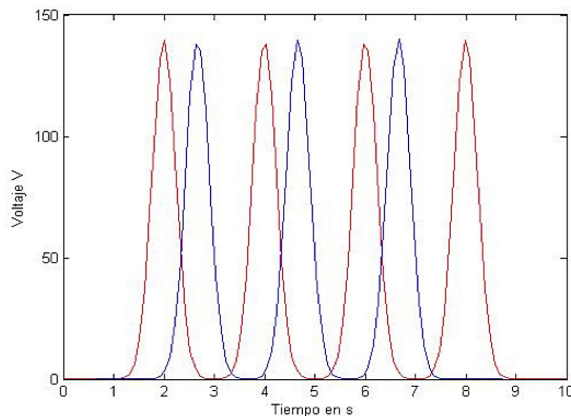
Fuente: elaboración propia.

Funcionamiento de un marcapasos

Los trastornos del corazón pueden surgir como consecuencia de males congénitos, infecciones, estrechamiento de arterias coronarias, tensión arterial o trastornos del ritmo cardiaco. En este trabajo, asumiremos este último padecimiento como modelo para tratar con un marcapasos.

En situaciones normales el nodo seno-atrial produce una señal eléctrica que viaja a través de las aurículas y estimula el nodo aurículo-ventricular, pero es clínicamente verificable que esto no siempre ocurre (Josephson, 2008). Las anomalías en la generación de la señal eléctrica y su propagación pueden causar diferentes tipos de arritmias, tales como: taquicardia (latidos rápidos del corazón) y bradicardia (latidos lentos), que podrían requerir la intervención médica a través de medicamentos, cirugía o marcapasos artificiales, véase figura 3.

Figura 3. Ejemplo del efecto de la función del marcapasos



En la gráfica se observa los potenciales, apreciados en su conjunto como latidos, que detecta el marcapasos del nodo seno-atrial con bradicardia (curva azul); los potenciales en color rojo son los generados por el marcapasos para contrarrestar los efectos de latidos lentos.

Fuente: elaboración propia.

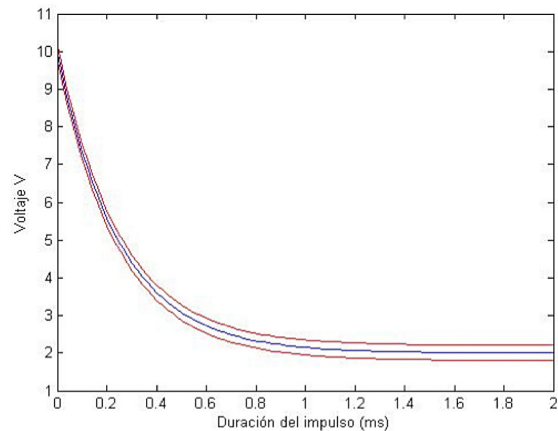
Un marcapasos artificial, o, simplemente, marcapasos, es un pequeño dispositivo electrónico que ayuda a uniformar los latidos del corazón. Si sucede algún inconveniente que impida que las células marcapasos naturales ejecuten su labor, el corazón no latirá de manera uniforme, por lo cual se requerirá de un marcapasos que auxilie al corazón en sus funciones.

Generalmente los marcapasos consisten en electrodos y un generador de impulsos. Los electrodos son los conductores a través de los cuales viaja el estímulo eléctrico, mientras que el generador de impulsos contiene una pila, circuitos electrónicos, y es aquí donde se programan los parámetros para una correcta emisión del estímulo de impulso eléctrico para la generación de los potenciales de acción.

De esta manera, la principal función del marcapasos es entregar la suficiente energía, vía un impulso eléctrico, para despolarizar constantemente el miocardio. Asimismo, se ha señalado que la cantidad mínima de energía necesaria para producir despolarizaciones consiste en el umbral de estimulación. El umbral de estimulación de cada marcapasos, queda determinado mediante la gráfica de la curva de voltaje/duración que se muestra en la figura 4 (Durand, 2000).

La curva umbral genera dos regiones: la región por encima de la curva garantiza la despolarización y se le llama “región supraumbral”, mientras que impulsos por debajo de la curva no producen despolarización. Es por ello la relevancia de que puedan construirse marcapasos que posibiliten la programación correcta de la emisión de impulsos, ya que si el dispositivo no emite un impulso que alcance el umbral, no habrá despolarización (Durand, 2000).

Figura 4. Curva umbral voltaje/duración típica



Esta curva se obtiene de un generador de impulsos de un marcapasos. A la curva umbral suele determinarse un margen de seguridad.

Fuente: elaboración propia a partir de Rodríguez *et al.* (2007).

Importancia del software

La función del marcapasos radica en detectar y compensar las insuficiencias en los potenciales de acción que podría producir el nodo seno-atrial, por medio de la emisión de impulsos eléctricos. Hoy en día estos dispositivos vienen incorporados con software que posibilita un monitoreo remoto de la actividad cardiaca y un óptimo control del marcapasos (Scientific, 2007).

De acuerdo con lo reportado por Maisel *et al.* (2001), tan sólo en las década de los noventa se reportaron fallas en 600 mil dispositivos médicos implantables, entre ellos el marcapasos. Alrededor de 40% de estas fallas se atribuyeron al software, es decir en las instrucciones programadas para el control de los circuitos electrónicos.

En 2006, de los dispositivos retirados del mercado, cerca de 20% tuvo fallas en el software. Durante 2014, al mes de junio, la Food and Drug Administration de Estados Unidos (FDA) había retirado cinco dispositivos con fallas de software (Food and Drug Administration, 2014). Para el caso de América Latina, hasta el momento no se tienen datos concretos, dado que estos productos suelen importarse de países como Alemania y Estados Unidos.

Así pues, el diseño de software para que el control de los dispositivos electrónicos médicos se lleve a cabo de manera exitosa es un reto altamente demandante. Parte de la función de este software radica en la emisión del impulso eléctrico (véase figura 4) que emite el marcapasos en auxilio al nodo seno-atrial cuando el nodo presenta alguna dificultad.

Esta señal de impulso eléctrico consiste en el génesis para el potencial de acción. El marcapasos, a través de un sensor, detecta los pulsos eléctricos de algunas células cardiacas (Chen *et al.*, 2013); cuando estos pulsos son insuficientes para mantener un ritmo cardiaco homogéneo, el dispositivo emite un impulso eléctrico que normaliza el ritmo cardíaco.

Además del impulso eléctrico, otra función del software consiste en garantizar el equilibrio entre la duración de la batería y el resultado obtenido para el impulso; la búsqueda de este equilibrio es un tema de constante estudio en ingeniería, debido a que se persigue un desarrollo óptimo, tomando en cuenta que con la energía de la batería se generan los impulsos eléctricos y sirve como batería para los circuitos que controlan el dispositivo.

Actualmente se considera como desarrollo óptimo a

los dispositivos que incorporen electrodos de poca superficie, estímulos cortos y corriente baja.

EL MODELO MATEMÁTICO

La modelación matemática es una herramienta aplicable a todas las ramas de la ciencia. Particularmente en la biotecnología se pueden apreciar la utilidad de los modelos matemáticos en el funcionamiento del marcapasos (Maltsev *et al.*, 2014). Este trabajo parte de la idea de una ecuación diferencial logística como modelo matemático.³

Actualmente la utilización de ecuaciones diferenciales en los modelos matemáticos tienen un papel sumamente relevante en el desarrollo de nuevas tecnologías, tanto para el diseño como para la construcción de los marcapasos (Djabella y Sorine, 2006). Por ejemplo, es gracias a los modelos en ecuaciones diferenciales que podemos comprender el comportamiento de las células cardiacas (Keener y Sneyd, 1998), lo cual resulta sumamente útil para definir la magnitud del impulso eléctrico que debe emitir el marcapasos.

Los modelos en ecuaciones diferenciales están sumando valor al campo de la ingeniería cuando se presentan ligadas a la realización de simulaciones del modelo. Esto es debido a la propiedad inherente que tienen las ecuaciones diferenciales cuando son resueltas: sus soluciones son análogas a las bolas de cristal que nos permiten vislumbrar lo que puede suceder en algún futuro, lo cual en sí mismo puede entenderse como una simulación del modelo. Particularmente bajo el tema de estudio, hoy en día existen simuladores (Jiang y Mangharam, 2011; Chen *et al.*, 2014) que favorecen la prueba de dispositivos marcapasos antes de ser implementados, lo que incrementa la seguridad para el usuario.

Además el desarrollo de herramientas computacionales ha abonado tanto a la comprensión como a la simulación de los modelos matemáticos (Jiang, Pajic y Mangharam, 2012). Actualmente la vinculación entre los modelos matemáticos y la simulación para la generación del conocimiento se ha visto favorecida por los diversos software computacionales, por ejemplo, GNU Octave (Eaton, Bateman y Hauberg, 2006) y MatLab (Lofberg, 2004), para la graficación y el procesamiento de diversas ecuaciones. Estos factores permiten conjugar

³ Según Zill (2009), un modelo matemático es una descripción matemática de un sistema de fenómenos; estos modelos se construyen para explicar fenómenos específicos.

la aplicación de la modelación matemática y el uso de la tecnología.

Presentación del modelo

El objetivo de esta sección es utilizar algún modelo matemático que permita construir el perfil de curva que mejor describa el impulso eléctrico para el umbral de estimulación (figura 4) que el marcapasos debe suministrar al corazón.

El comportamiento de un marcapasos se puede modelar matemáticamente. Asumimos para la modelación un marcapasos como un dispositivo formado por una batería, un capacitor y el corazón que funciona como resistencia. La batería tendrá la función de alimentar con energía los circuitos electrónicos del dispositivo y la emisión del impulso; el capacitor dentro del circuito adquiere la capacidad de almacenar energía eléctrica, que recibirá durante el periodo de carga y misma que liberará durante el periodo de descarga; y dado que en el corazón se tendrá aprovechamiento de la energía, este actuará como resistencia.

Durante un intervalo de tiempo $[0, t_1)$, el interruptor S está en la posición P y el capacitor se carga en el tiempo t_1 , el interruptor S pasa a la posición Q en tanto que el capacitor se descarga y manda un impulso eléctrico al corazón, durante un intervalo de tiempo $[t_1, t_1 + t_2)$.

Modelo exponencial

Lozano, Rodríguez y Ovalle (2010) proponen que el voltaje aplicado por el marcapasos al corazón está dado por un modelo exponencial, en el cual el potencial cambia de forma proporcional:

$$\frac{dE}{dt} = \begin{cases} 0, & 0 \leq t < t_1 \\ \alpha E, & t_1 \leq t < t_1 + t_2 \end{cases} \quad (1)$$

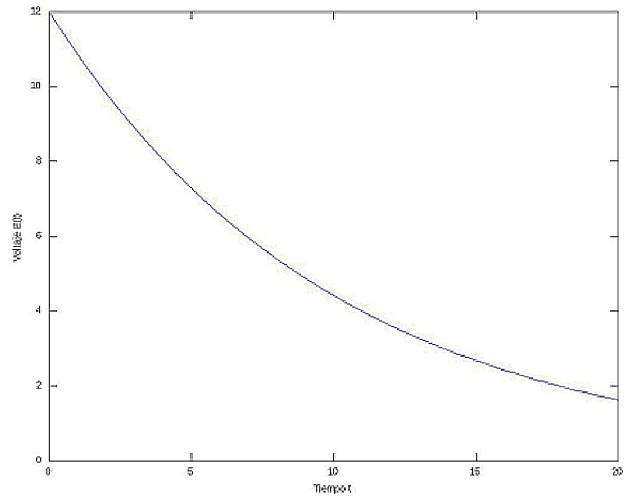
donde $E(t)$ representa el voltaje aplicado al tiempo t , R y C representan los valores fijados de la resistencia y el capacitor, respectivamente.

El modelo propuesto en la ecuación (1) sugiere $\alpha < 0$, lo cual representa un decaimiento en el voltaje aplicado (Lozano, Rodríguez y Ovalle, 2010).

Las soluciones de este modelo tienen la forma mostrada en la figura 5. La ecuación $dEdt=0$ describe la po-

sición PS , la carga del capacitor, mientras que $dEdt=\alpha E$ describe la posición QS , la descarga del capacitor.

Figura 5. Solución al modelo (1)



Se observa la decaída en el voltaje aplicado al corazón. Esta curva voltaje/duración proviene del impulso de un marcapasos de acuerdo al modelo (1).

Fuente: elaboración propia.

Modelo logístico

El modelo logístico surge como un refinamiento del modelo exponencial. Nuestra propuesta se basa en modelar el voltaje aplicado al corazón en el intervalo $t_1, t_1 + t_2$ mediante una ecuación diferencial logística:

$$\frac{dE}{dt} = \alpha E - \beta E^2 \quad (2)$$

donde las constantes α y β dependen de la naturaleza del fenómeno que se pretende modelar, es decir, las asumimos como funciones de los parámetros:

$$\alpha = \alpha(C, R, E_0), \beta = \beta(C, R, E_0) \quad (3)$$

donde $E_0 = E_0$ representa el voltaje inicial, asumido como el máximo voltaje que se puede aplicar.

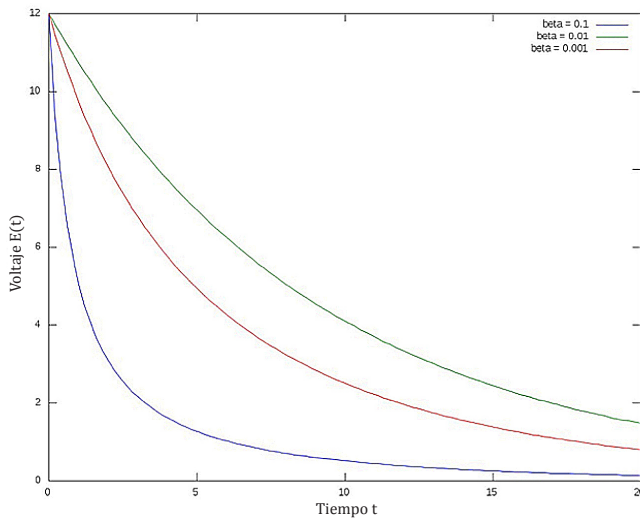
Resolución del modelo

Para nuestro caso de estudio, valores de $\alpha < 0$ y $\beta > 0$ son los que generan soluciones del tipo ilustrado en la figura 5.

Fijando α y haciendo variar distintos valores de β , obtenemos las gráficas que se ilustran en figura 6. Estas soluciones fueron obtenidas mediante la función “Isode” (Allan, Lefantzi y Ray, 2004) subrutina del software “Octave” (Eaton, Bateman y Hauberg, 2006).

De la figura 6 se observa que valores más pequeños para β se ajustan mejor al tipo de solución que se espera.

Figura 6. Solución al modelo (2)



Resultados para distintos valores de $\beta=0.1, 0.01, 0.001$. Las curvas voltaje/duración provienen de un marcapasos con generador de impulsos gobernado por el modelo (2).

Fuente: elaboración propia.

Desarrollo experimental

En esta sección se explica el desarrollo experimental llevado a cabo para la construcción del prototipo de marcapasos. Para una mejor comprensión, este apartado se divide en dos subsecciones: una dedicada a la simulación, y otra parte en que se aborda la construcción real del dispositivo.

La simulación

Para la prueba experimental de la gráfica obtenida teóricamente de la descarga exponencial del capacitor, se realizó el circuito mostrado en la figura 7, éste es el generador de impulsos solución del modelo (2).

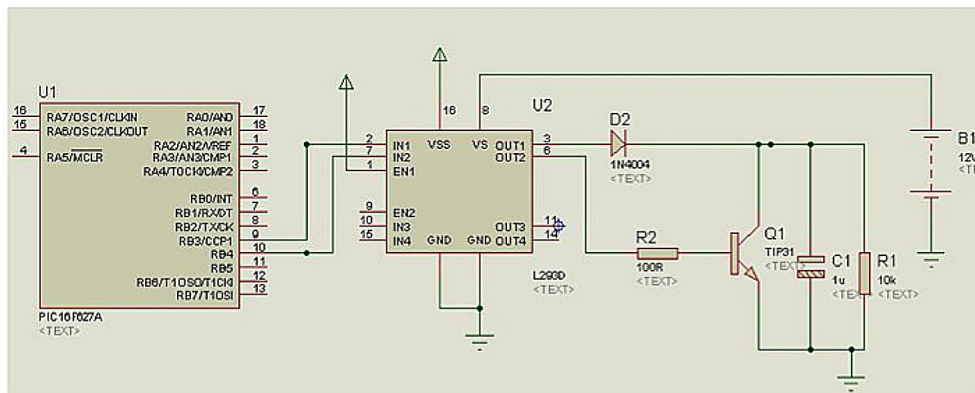
En los experimentos realizados se utilizaron los parámetros de resistencia $R1=10\text{ k}\Omega$ y capacitancia $C1=1\mu\text{F}$, para obtener el voltaje aplicado en un tiempo escalado en el que 0.1 ms (milisegundos) equivale a 1 s .

Para controlar el tiempo de carga y descarga de $C1$ fue necesario utilizar un microcontrolador Pic de la familia 16f628, con la intención de tener el dominio de incremento de potencial en $C1$ de manera instantánea y el decremento del mismo en forma más relajada durante un intervalo de 25 ms .

Pasado este tiempo, el potencial de $C1$ es aterrizado de manera abrupta hasta la masa del sistema. El circuito electrónico es simulado con el software Proteus (Calaza, 2009) obteniendo la gráfica en el osciloscopio mostrado en la figura 8.

En la figura 8 se observan tres tipos de señales, la señalizada con color amarillo representa el funcionamiento

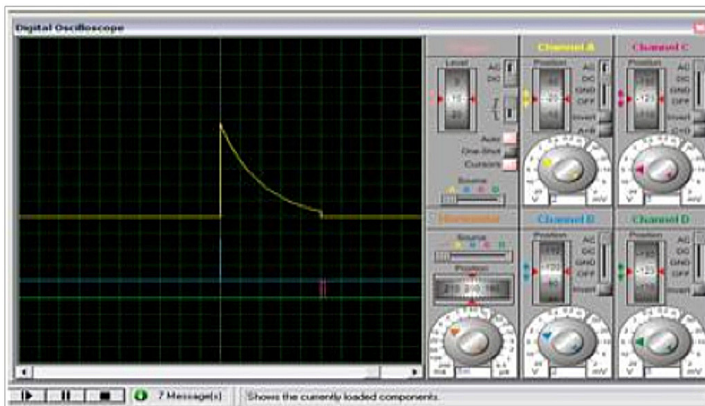
Figura 7. Diseño del circuito electrónico



Circuito electrónico para la comprobación de la descarga del capacitor con los valores estimados de α y β .

Fuente: elaboración propia.

Figura 8. Gráfica de la señal de salida del circuito electrónico con el simulador Proteus



Fuente: elaboración propia.

de la descarga del capacitor C_1 , la señal mostrada de color azul es un pulso con una duración de $150 \mu s$ entregada por el microcontrolador para cargar el capacitor a un potencial de $11.4 V$.

El pulso mostrado de color rosa realiza la conmutación del transistor para cortar la descarga del capacitor y llevar su potencial hasta $0 V$. La duración de tiempo entre la señal de carga (azul) y de corte (rosa) es de $25 ms$.

Implementación del dispositivo electrónico

Entre los dispositivos (Boylestad, 2009) utilizados para el desarrollo experimental se encuentran los siguientes:

- a) C_1 capacitor de $10 \mu F$: este dispositivo junto con R_1 es el que entrega la curva característica de descarga exponencial de la grafica teórica.
- b) Microcontrolador Pic 16f628: se encarga de controlar el tiempo de carga, descarga y corte del potencial del capacitor C_1 , proporcionando niveles lógicos en sus puertos de salida RB_3 y RB_4 .
- c) CI L293B: la función de este elemento es elevar los niveles de voltaje lógicos provenientes del microcontrolador a niveles analógicos de $12V$ para la alimentación de C_1 y proporcionar la corriente de base el transistor TIP31. Cuando el microcontrolador proporciona la señal lógica alta por el puerto RB_3 , este dispositivo entrega en su salida OUT_1 un nivel de voltaje de $12V$ y por OUT_2 un voltaje de $0V$ y redirige este nivel de voltaje en las terminales del capacitor C , haciendo que se cargue a su máximo potencial.

Cuando el puerto RB_4 del microcontrolador está en un nivel alto, las salidas del CI L293B se invierten entregándole a la base del transistor Q_1 la corriente de base necesaria para conmutar.

- d) Transistor NPN: Cuando el microcontrolador proporciona la señal de carga por su puerto y la señal OUT_2 de L293 está con un nivel de $12V$, este dispositivo se satura haciendo que la corriente almacenada en el capacitor se desvíe hacia tierra.
- e) Diodo de silicio de propósito general: es necesario para evitar corriente de retorno hacia el CI L293B. Debido a este dispositivo el potencial máximo con que se carga C_1 es de $11.4V$ teniendo una pérdida $0.6V$ que corresponden al voltaje de umbral de diodo.

Para la programación del microcontrolador se utilizó el lenguaje Microcode Pic Basic Pro (Aranguren, 2006; Reyes, 2008) con compilador de Microchip.

Descripción de funcionamiento del circuito real

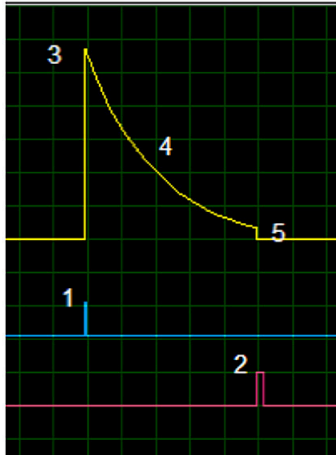
El ciclo del circuito electrónico comienza, como se puede observar en 1 de la figura 9, con la inyección de un pulso de un potencial de $5 V$, y una duración de $150 \mu s$ en el puerto $b.3$ del microcontrolador hacia el In_1 del CI L293; esto es para que dicho circuito de potencia entregue un voltaje de $12 V$ en Out_1 con la misma duración de tiempo para cargar el capacitor de $1 \mu F$ en su totalidad (véase 3 en la figura 9).

Cuando el capacitor llega a dicho potencial, el programa del microcontrolador desactiva su salida $Portb.3$ dejando que el capacitor se descargue hacia la resistencia de $10 k\Omega$ durante un tiempo de $45 ms$ (véase 4 en la figura 9).

Transcurrido ese tiempo, el microcontrolador activa su salida $Portb.4$, como se muestra en 2 de la figura 9, proporcionando la señal de activación en In_2 del l293, y proporcionando un voltaje de $12 V$ en la salida Out_2 de dicho integrado; esta acción se realiza para proporcionar la corriente de base al transistor Tip 31. Este transistor se satura ocasionando un desvío de corriente, es decir, que la corriente del capacitor que se descargaba por medio de la resistencia de $10 k\Omega$ pasa directamente a la tierra por

medio del transistor forzando así la descarga inmediata del capacitor y así dejarlo descargado totalmente (véase 5 en la figura 9).

Figura 9. Señales de control y potencial de carga y descarga del capacitor



Fuente: elaboración propia.

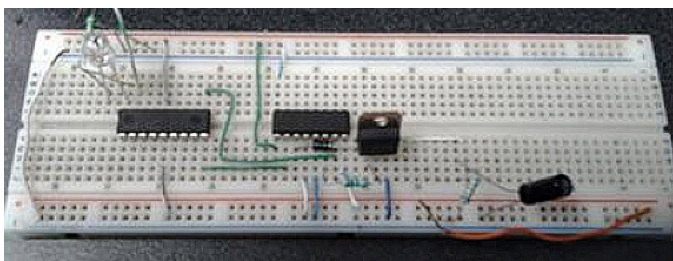
Experimentos y resultados obtenidos

Una vez concluida la simulación se procedió a la implementación electrónica real para su posterior experimentación.

Para los experimentos, se introducen los parámetros (3) en función de C , R , E_0 y un intervalo de tiempo en el modelo (2). Estos valores también son introducidos al circuito real a fin de observar el impulso que genera.

Para la medición real de los niveles de voltaje con respecto al tiempo, se armó en el laboratorio de Electromecánica un prototipo utilizando los mismos elementos que en la simulación y una Protoboard (figura 10).

Figura 10. Circuito real armado en Protoboard

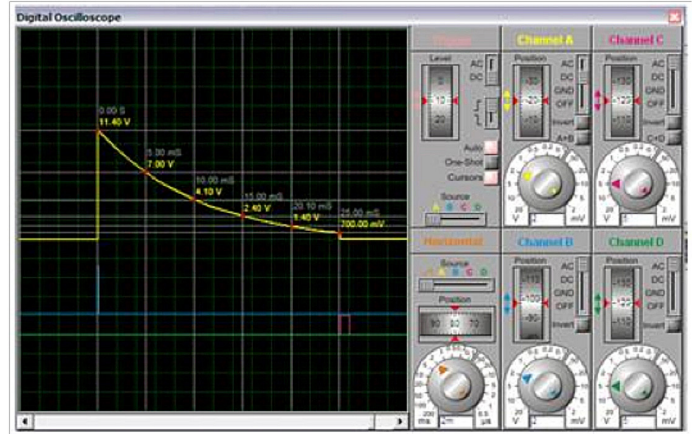


Fuente: elaboración propia.

De la simulación del circuito electrónico se pudo deter-

minar los niveles de voltaje con respecto al tiempo de la señal. Estos datos se presentan en la figura 11.

Figura 11. Simulación

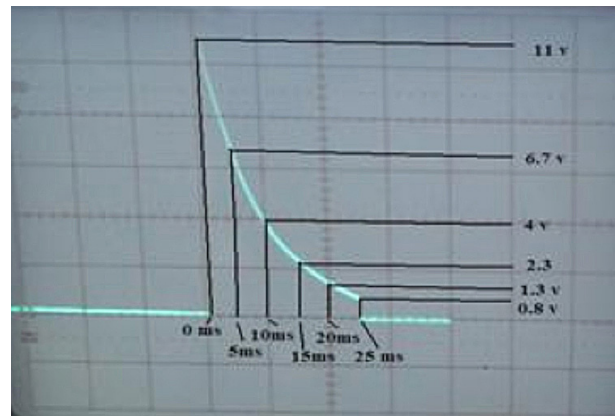


Niveles de voltaje con respecto al tiempo de la señal obtenida con estimulador utilizando el osciloscopio a una escala de $2ms/div$ y $2v/div$.

Fuente: elaboración propia.

En la figura 12 se observa los niveles de voltaje con respecto al tiempo del circuito real.

Figura 12. Curva voltaje/duración del circuito real



Niveles de voltaje con respecto al tiempo de la señal obtenida del circuito real utilizando el osciloscopio a una escala de $10ms/div$ y $2v/div$.

Fuente: elaboración propia.

Los resultados numéricos observados en la tabla 1 permiten tener una idea de qué tan cercanos a los valores verdaderos se encuentran el modelo y su simulación.

Tabla 1. Resultados numéricos del modelo (2)

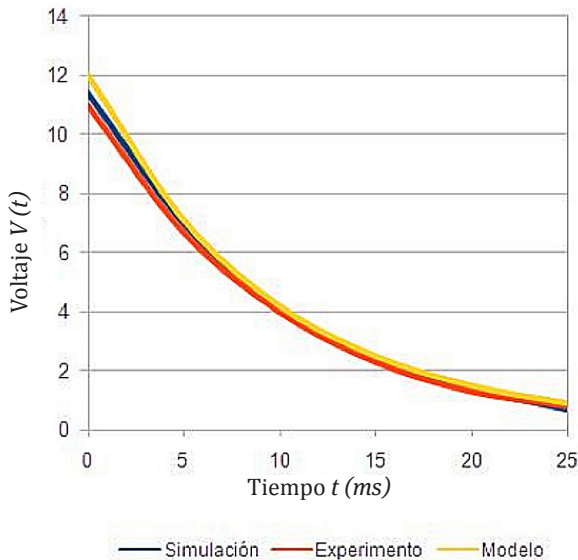
Tiempo t (ms)	Voltaje V		
	Modelo	Simulación	Experimento
0	12.0	11.4	11.0
5	7.1	7.0	6.7
10	4.2	4.1	4.0
15	2.5	2.4	2.3
20	1.5	1.4	1.3
25	0.9	0.7	0.8

Resultados obtenidos mediante el modelo de la ecuación diferencial (2), la simulación y el experimento.

Fuente: elaboración propia.

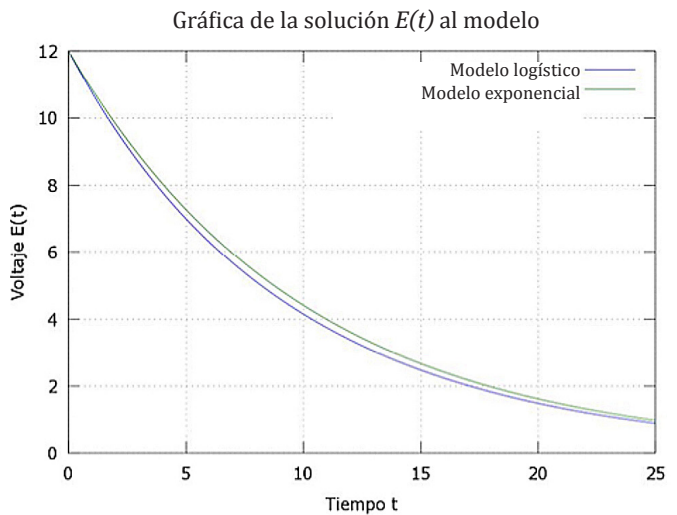
Las gráficas de la figura 13 ilustran los tres resultados observados de la simulación y del experimento, que en comparación con los resultados del modelo indican la necesidad de incorporar los parámetros de incertidumbre de los dispositivos utilizados al modelo. Esto vendría a ser el refinamiento del modelo actual.

Figura 13. Comparación gráfica de los resultados registrados



por tanto, de energía, para despolarizar el miocardio. Esto significa que con una menor inversión de energía, comparándola con el modelo (1), es posible alcanzar un umbral de estimulación.

Figura 14. Comparativo entre curvas de ambos modelos



La curva azul corresponde al voltaje/duración del modelo (2), mientras que la curva verde es la generada mediante el modelo (1).

Fuente: elaboración propia.

CONCLUSIONES

Se propuso un modelo alternativo a través de la ecuación diferencial logística (2) para modelar el voltaje que el marcapasos aplica al corazón en un intervalo de tiempo $t_1, t_1 + t_2$. Para ilustrar las soluciones obtenidas al modelo matemático se utilizó el software de distribución libre GNU Octave.

Paralelamente se experimentó el funcionamiento del modelo propuesto, mediante la simulación y la construcción de un marcapasos real con las características descritas en este trabajo. El funcionamiento de este dispositivo fue verificado experimentalmente obteniéndose las curvas umbral de voltaje/ duración (figura 13) del modelo (2), la simulación y del experimento.

El comparativo entre los modelos (1) y (2) (figura 14) establece que el modelo (2) emplea menor energía que el modelo (1). Es decir, que (2) realiza un consumo más óptimo de energía que (1), lo cual a grandes rasgos constituye la característica mejorada más relevante del modelo (1).

Por otro lado, el hecho de que se requiera una menor

En la figura 14 puede observarse gráficamente a las curvas voltaje/duración que se obtienen de los modelos (1) y (2) para la generación del impulso eléctrico del marcapasos. De la misma gráfica es posible establecer que el modelo (2) requiere una menor emisión de voltaje, y

energía para alcanzar un umbral de estimulación, sugiere una minimización en el desgaste de la batería, lo cual implicaría alargar la vida útil del mismo. Esto último no ha sido comprobado plenamente en este trabajo y constituye un área de oportunidad para futuros proyectos relacionados a la misma temática.

A futuro se pretende incrementar la resolución del modelo (2) lo cual hará viable, a través de vinculación de la tecnología, construir marcapasos más eficientes, económicos y duraderos, contribuyendo al bienestar de quienes requieren del implante de uno de estos dispositivos.

De forma paralela también se pretende incorporar los parámetros de incertidumbre al modelo, lo cual permitirá resultados más realistas a cambio de un modelo de mayor complejidad. El resultado del cálculo de la incertidumbre también se espera influya en la determinación de los márgenes de seguridad del dispositivo

Un punto sumamente relevante, no incluido en este trabajo, es la naturaleza de los potenciales de acción que el modelo (2) puede generar. Generalmente los potenciales de acción difieren de acuerdo con la región del tejido, la patología y otros aspectos. Actualmente, a partir del momento en que se implanta un marcapasos, los parámetros (3) se van adaptando al individuo automáticamente, de tal manera que los impulsos que el dispositivo emita sean de la magnitud y amplitud que el individuo requiera.

REFERENCIAS

- Allan, B. A., Lefantzi, S., y Ray, J. (2004). ODEPACK++: Refactoring the LSODE Fortran library for use in the CCA high performance component software architecture. En *High-Level Parallel Programming Models and Supportive Environments, 2004. Proceedings. Ninth International Workshop on* (pp. 109-119). IEEE.
- Aranguren G. (2006). *Prácticas con microcontroladores PIC*. Argentina: McGraw-Hill.
- Barriga, C., y Ongay, F. (2003). El modelo de FitzHugh-Nagumo para el potencial eléctrico de una neurona. *Aportaciones Matemáticas, serie comunicaciones*, 31.
- Boylestad L. (2009). *Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos*. Estados Unidos: Pearson.
- Calaza, G. (2009). *Proteus: simulación de circuitos electrónicos y microcontroladores a través de ejemplos*. Marcombo Ediciones técnicas.
- Chen, T., Diciolla, M., Kwiatkowska, M., y Mereacre, A. (2013). A Simulink hybrid heart model for quantitative verification of cardiac pacemakers. In *Proceedings of the 16th international conference on Hybrid systems: computation and control* (pp. 131-136). ACM.
- _____ (2014). Quantitative verification of implantable cardiac pacemakers over hybrid heart models. *Information and Computation*, 236, 87-101.
- Djabella, K., y Sorine, M. (2006). A differential model of controlled cardiac pacemaker cell. En *IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems (MCBMS)* (pp 459-464).
- Durand, D. (2000) Electric Stimulation of Excitable Tissue. En J. Bronzino (Ed.) *The Biomedical Engineering Handbook*. Segunda edición. Florida: CRC-IEEE.
- Eaton, J., Bateman, D., y Hauberg, S. (2006). *GNU Octave*. Network Theory, Ltd.
- Food and Drug Administration, (2014). List of Device Recalls. Recuperado de <http://www.fda.gov/medicaldevices/safety/ListofRecalls/default.htm> consultado el 26 de junio de 2014.
- Fernández, C., Vázquez, F. y Vegas, J. (2003). *Ecuaciones Diferenciales y en Diferencias. Sistemas Dinámicos*. México: Thomson.
- Fischer, W., y Ritter, P. (1998). *Cardiac pacing in clinical practice*. Berlin: Springer
- Jiang, Z., & Mangharam, R. (2011). Modeling cardiac pacemaker malfunctions with the virtual heart model. En *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 263-266). IEEE.
- Jiang, Z., Pajic, M., y Mangharam, R. (2012). Cyber-physical modeling of implantable cardiac medical devices. *Proceedings of the IEEE*, 100 (1), 122-137.
- Josephson, M. (2008). *Clinical cardiac electrophysiology: techniques and interpretations*. Lippincott Williams &Wilkins.
- Keener, J., y Sneyd, J. (1998). *Mathematical physiology* (Vol. 8). Springer.
- Lofberg, J. (2004). YALMIP: A toolbox for modeling

- and optimization in MATLAB. In *Computer Aided Control Systems Design*. En *2004 IEEE International Symposium on* (pp. 284-289). IEEE.
- Lozano E., Rodríguez J., Ovalle L. (2010). Modelación para la simulación del funcionamiento de un marcapasos. *Cientitech, Revista de difusión científica y tecnológica*, 2-5.
- Maisel, W. H., Sweeney, M. O., Stevenson, W. G., Ellison, K. E., & Epstein, L. M. (2001). Recalls and safety alerts involving pacemakers and implantable cardioverter-defibrillator generators. *Jama*, 286(7), 793-799.
- Maltsev, V., Yaniv, Y., Maltsev, A., Stern, M., y Lakatta, E. (2014). Modern perspectives on numerical modeling of cardiac pacemaker cell. *Journal of pharmacological sciences*, 125 (1), 6.
- Reyes, C. (2008). *Microcontroladores Pic programación en Basic*. Ecuador: Rispergraf.
- Rodríguez, J., Lorente, D., Ruiz, R., y Bosch, E. (2007). Conceptos técnicos fundamentales de la estimulación cardiaca. *Revista Española de Cardiología Suplementos*, 7 (7), 4G-19G.
- Scientific (2007). Pacemaker system specification. Recuperado de http://sql.mcmaster.ca/_SQLDocuments/PACEMAKER.pdf. Consultado el 8 de noviembre de 2014.
- Sundnes, J., Lines, G., Cai, X., Nielsen, B., Mardal, K., y Tveito, A. (2007). *Computing the electrical activity in the heart* (Vol. 1). Springer.
- Texas Heart Institute (2014). Marcapasos – Instituto del Corazón de Texas (Texas Heart Institute). Recuperado de http://www.texasheart.org/HIC/topics_esp/proced/pacemake_sp.cfm Consultado el 10 de octubre de 2014.
- Zill D. (2009). *Ecuaciones diferenciales con aplicaciones de modelado*. Novena edición. México: Cengage Learning.