

Diseño de una Estrategia Para Realizar Modelos del Sistema Cardiovascular Humano Por Medio de Circuitos Eléctricos

K. Gómez Pérez 1, A. D'Alessandro-Martínez^{2, 3}, A. Chikhani Coello¹, R. Silva Bustillos⁴ First and Third Author's 1- Universidad Simón Bolívar, Departamento de Tecnología Industrial.

2- Universidad Simón Bolívar, Laboratorio de Biofísica. Sección de Biofísica y Bioingeniería.

3- Universidad Central de Venezuela, Cátedra de Fisiología, Escuela Luis Razetti, Instituto de Medicina Experimental (Laboratorio de Contractilidad Miocárdica).

4- Instituto Superior de Tecnología 17 de Julio, Urcuqui, Imbabura, Ecuador

Abstract– *In this paper, we develop a methodology for simulates the Human Cardiovascular System models and studying the mechanical behavior with electrical analog that consists in simple electrical RLC circuit. The methodology is based on simulating the different parts of the Human Cardiovascular System and consists of elements that build from a simple model to a model of some complexity. The parameters can be set by the individual user and adapt well to the simulated system component. It is shows several examples. This proposal is very feasible for medical students and doctors as it is not necessary to use complicated mathematical artifices for modeling work, thereby ensuring a friendly interface to use in educational and research purposes.*

Keywords: *Models, simulation, electrical analogous, RLC circuits.*

Resumen- *En el presente trabajo desarrollamos una metodología que permite simular modelos del Sistema Cardiovascular Humano y estudiar el comportamiento mecánico del mismo a través de análogos eléctricos elaborados con circuitos RLC simples. La metodología permite simular las diferentes partes del Sistema Cardiovascular como módulos y consta de elementos que permiten construir desde un modelo sencillo hasta un modelo de cierta complejidad. Los parámetros pueden ser configurados por el usuario de forma individual y así adaptar el componente al sistema simulado. Se muestran varios ejemplos. Esta propuesta es muy factible para los estudiantes y profesionales de la medicina y la bioingeniería, ya que no es necesario utilizar artificios matemáticos complicados para la elaboración de los modelos, garantizando de esta manera una interfaz amigable, para ser utilizada con fines educativos y de investigación.*

Descriptores: *Modelos, simulación, análogos eléctricos, circuitos RLC.*

I. INTRODUCCIÓN

Los modelos y las simulaciones computacionales nos ayudan a entender las características de los sistemas, en este caso los sistemas fisiológicos, bajo ciertas condiciones, así como también minimizan la necesidad de realizar experimentos con animales.

Los modelos pueden describir las características físicas de los sistemas variando el nivel de detalle de los mismos, desde modelos con un número pequeño de elementos (Gómez et al, 2001), hasta modelos más complejos con multielementos, (Gómez K. 2002, Gómez y D'Alessandro 2006); el nivel de detalle de los modelos depende del problema a estudiar.

Para realizar la simulación computacional de un Sistema Fisiológico se requiere conocer la anatomía y la fisiología del Sistema, la física de los componentes y de los procesos, y manejar herramientas matemáticas como ecuaciones algebraicas y diferenciales, así como, en algunos casos, los métodos numéricos para poder resolver algunas de estas ecuaciones. La metodología instruccional que aquí presentamos ayuda a superar algunas de esas dificultades y permitirá a los profesores e investigadores disponer de una metodología de fácil uso. Con dicha metodología se podrán realizar desde modelos simples hasta complejos usando los módulos apropiados. Estos se fundamentan en los bien conocidos modelos análogos eléctricos del Sistema Cardiovascular (Defares 1963, Noordergraaf 1964, Milhorn, 1966, Deswysen, 1977, Guarini 1993, Gómez 2001, Gómez 2002, Gómez y D'Alessandro, 2006) entre otros. Esta metodología puede utilizarse con cualquier paquete computacional que permita simular circuitos eléctricos, como por ejemplo, Over, PSpice, Matlab, y tiene la gran ventaja de que no se necesitan programar ecuaciones algebraicas y/o diferenciales para las simulaciones, lo cual hace el uso de esta metodología extremadamente fácil y amigable sobre todo para los profesores de fisiología y fisiopatología, médicos y estudiantes de medicina, los cuales usualmente no poseen conocimientos profundos de matemática.

II. ANALOGÍA ENTRE LOS CIRCUITOS HEMODINÁMICOS Y ELÉCTRICOS

Para entender la física del flujo sanguíneo en el cuerpo humano se utiliza generalmente la mecánica de fluidos viscosos en tuberías; pero las ecuaciones del flujo como la ley de Navier-Stokes y la ecuación de continuidad tienen cierta

complejidad matemática y además son no lineales. Es por esa razón que las ecuaciones de la mecánica de fluidos, se simplifican y linealizan para obtener simplicidad matemática, dando origen a expresiones matemáticas sencillas como la ley de Pascal, la de Hagen-Poiseuille, la de Bernoulli, etc. Considerando esto, antes de pasar a describir la metodología antes mencionada haremos una breve descripción de cómo variables hemodinámicas pueden representarse con componentes electrónicos.

2.1. Presión sanguínea

La sangre se impulsa debido a la diferencia de presiones (P) que ejerce el corazón. Esta diferencia de presiones (ΔP) ocasiona que el líquido se mueva desde el punto de presión máxima hasta el punto de presión mínima, debido a un fenómeno físico conocido como convección por gradiente de presión. La presión en el sistema cardiovascular se expresa en milímetros de mercurio (mmHg). Las variables eléctricas análogas a la presión y a la diferencia de presión son respectivamente, el potencial eléctrico (ϕ) y la diferencia de potencial ($\Delta\phi$) entre los extremos de un conductor. Ambos parámetros se miden en voltios (volt). Considerando las relativas bajas presiones que se presentan en el cuerpo humano, aún en crisis hipertensivas, la sangre se considera como un fluido incompresible.

2.2. Volumen

El volumen (V) es la cantidad de sangre que se almacena en una sección del cuerpo. Puede encontrarse dentro de las cavidades del corazón o en un vaso sanguíneo se mide en mililitros (ml). La variable eléctrica análoga al volumen sanguíneo es la carga eléctrica y se mide en coulombios.

2.3. Flujo sanguíneo

El flujo sanguíneo (F) es el movimiento de la sangre a través del sistema circulatorio. Se define físicamente como la cantidad de sangre por unidad de tiempo que pasa a través de una sección transversal determinada. Es común expresar el flujo sanguíneo en mililitros por segundo (ml/s) y se calcula como el producto de la velocidad del fluido por el área de la sección transversal. La variable análoga al flujo sanguíneo en un circuito eléctrico es la corriente eléctrica (I) que se expresa en amperios (coulombios por segundo, Coul/s) y la variable análoga a la velocidad sanguínea es la velocidad de arrastre electrónica.

El flujo sanguíneo total del cuerpo humano es el volumen de sangre por unidad de tiempo que atraviesa la sección transversal del inicio de la aorta y es un flujo variable con el tiempo, cambia con la situación fisiológica del sujeto (por ejemplo, paso de la posición supina a la de pie sin caminar) y también en condiciones patológicas (insuficiencia cardíaca, shock circulatorio, etc.). Esta modificación del flujo es consecuencia del cambio en el estado contráctil del corazón,

del volumen de sangre circulante (volemia), de la resistencia vascular y de la adaptabilidad o "Compliance". En condiciones normales, la volemia se mantiene esencialmente constante, aun cuando existe ultrafiltración de líquidos en los capilares, excreción renal de agua, pérdidas por evaporación y por otros mecanismos, porque los mecanismos compensadores como el reingreso del líquido filtrado a través de los capilares linfáticos y el mecanismo de la sed, con la consiguiente ingesta de líquidos, reponen continuamente éstas pérdidas. Teniendo en cuenta esta idealización el volumen total de sangre en el cuerpo humano puede considerarse constante y también se pueden aplicar al flujo sanguíneo leyes de conservación similares a las leyes de conservación de la corriente eléctrica y de la energía eléctrica (leyes de Kirchhoff).

En muchos casos se puede modelar adecuadamente el sistema cardiovascular mediante un promedio temporal del flujo, en otros casos esto no es posible hacer esto sin producir una excesiva simplificación que oblitera fenómenos fluidicos importantes.

Usualmente, la sangre se aborda como un fluido homogéneo que cumple la hipótesis del continuo, aun cuando realmente es una suspensión con varias fases fluyendo, con elementos celulares y macromoléculas embebidas en el plasma que le confieren cierta "granulosidad".

2.4. Resistencia vascular

La resistencia vascular (R) es la oposición al flujo de sangre que presenta un vaso sanguíneo. Esta propiedad depende del tipo de vaso, la forma que tiene, sus dimensiones y la viscosidad sanguínea.

El modelo más simple para describir la caída de presión de un vaso cilíndrico está dado por la ley de Poiseuille-Hagen o de Darcy. Dicha ley, $Q = \frac{\pi R^4 \Delta P}{8\mu L}$, nos permite obtener el flujo Q de un fluido de viscosidad μ a través de un tubo de radio r y longitud L entre cuyos extremos se establece una diferencia de presiones ΔP . Existen un conjunto de condiciones para que dicha ley sea estrictamente válida (Milnor, 1982), y aun cuando no se cumplen estrictamente en el sistema cardiovascular humano y de los mamíferos en general, sin embargo, permiten realizar buenas estimaciones del comportamiento dinámico del sistema.

El equivalente eléctrico de este modelo es la resistencia eléctrica, donde la caída de tensión eléctrica representa la caída de presión de los vasos y la corriente representa el fluido que circula a través de ellos, ver figura 1. De la ecuación de Poiseuille-Hagen se puede concluir que la resistencia del tubo depende de forma considerable del radio interior del mismo:

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4}$$

Esta propiedad se expresa al menos en dos sistemas de unidades: en unidades de resistencia híbrida, (URH) (mmHg·min/L) o bien en el sistema CGS (dyn·s/cm⁵). Por ejemplo, la resistencia periférica total (RPT) normalmente tiene un valor de 1000 dyn·s/cm⁵ que equivalen a 12,5 mmHg·min/L. Para pasar del sistema URH al sistema CGS es necesario multiplicar por 80.

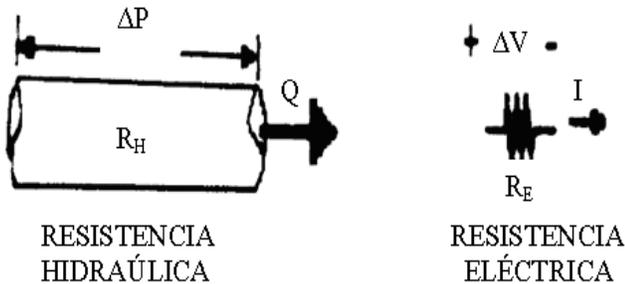


Figura 1: Modelo hidráulico y modelo eléctrico de la resistencia. Fuente: Gómez K. 2002

En ciertas condiciones a la diferencia de presión mencionada anteriormente (Ley de Poiseuille-Hagen) hay que añadirle el término adicional (Ley de Pascal) $\Delta P = \rho g(\Delta h)$, donde ρ es la densidad del líquido, g es la aceleración de la gravedad y Δh es la diferencia de altura entre los extremos del vaso.

2.5. Compliance

La compliance es la propiedad que tienen los vasos de cambiar de volumen ante variaciones de la presión transmural (presión interna dentro del vaso menos presión fuera de él). El equivalente eléctrico de la compliance es un capacitor, donde el voltaje y la carga eléctrica representan respectivamente la diferencia de presión transmural y al volumen del vaso, ver figura 2.

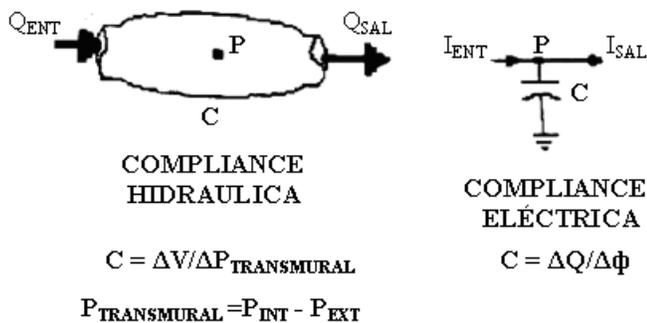


Figura 2: Modelo hidráulico y modelo eléctrico de los efectos de la compliance. Fuente: Gómez K. 2002.

Esta propiedad es no lineal puesto que los vasos tienden a expandirse más fácilmente cuando no tienen mucho volumen almacenado. Conforme se llenan de sangre, la compliance de los tejidos se reduce y hace que éstos sean cada vez menos elásticos. La ecuación de la compliance que se usa

en la mayoría de modelos consiste en un polinomio que indica la forma en la que un cambio de volumen ocasiona un cambio en la presión. La siguiente ecuación, por ejemplo, describe un polinomio de segundo orden que relaciona la presión con el volumen y la Elastancia ($E = dP/dV$) que es el inverso de la Compliance:

$$P(t) = p_2 \cdot V(t)^2 + p_1 \cdot V(t) + p_0$$

$$E = 1/C = dP/dV = 2p_2 V(t) + p_1$$

Los coeficientes p_2 , p_1 y p_0 son los coeficientes que permiten establecer la característica no lineal de la distensibilidad. Si se asignan $p_2 = 0$ y $p_0 = 0$ se obtiene una relación lineal entre $P(t)$ y $V(t)$. Al introducir valores distintos de cero para estos dos coeficientes se logra obtener la relación no lineal.

2.6. Inertancia

Está dada por la relación entre la diferencia de presión en los extremos de un vaso sanguíneo y la tasa de flujo en él (aceleración del fluido), ver figura 3. La inertancia (L) se debe a la inercia de la sangre. Todos los fluidos tienden a conservar su movimiento, aun cuando la diferencia de presión que lo originó desaparezca. La Inertancia de un conducto cilíndrico se puede determinar relacionando la densidad de la sangre (ρ), el radio interno (r) y la longitud (l) de la sección de arteria considerada, usando la siguiente ecuación:

$$I = \frac{\rho \cdot l}{\pi \cdot r^2}$$

El equivalente eléctrico de esta propiedad es la inductancia. La caída de presión y el flujo son el equivalente de la caída de potencial eléctrico y la corriente eléctrica, respectivamente. El término $\Delta F/\Delta t$ es proporcional a la aceleración del fluido. En los capilares y en las venas la inertancia es relativamente baja y puede ser despreciada en el modelaje de estos vasos.

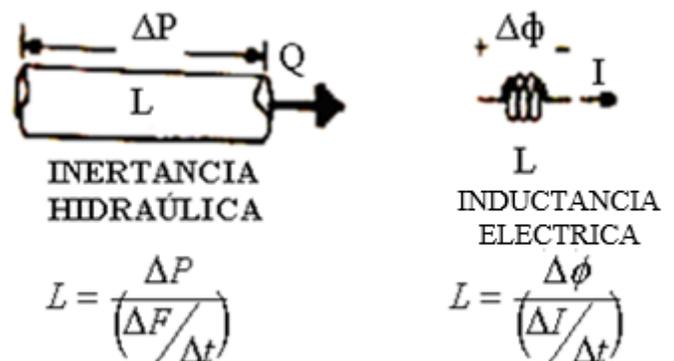


Figura 3: Modelo hidráulico y modelo eléctrico de los efectos de la inercia. Fuente: Gómez K. 2002.

Los circuitos eléctricos están compuestos de resistencias, diodos, capacitancias e inductancias. Por tal razón, cada uno de los componentes que conforman el análogo eléctrico del Sistema Cardiovascular se puede representar de esta manera, como explicaremos a continuación.

3.1. Simulación de las válvulas cardíacas

En una tubería, una válvula unidireccional o “check” permite el flujo del líquido en una sola dirección, esto ocurre en el sistema cardiovascular humano con las válvulas cardíacas y con las válvulas venosas de las venas de los antebrazos y las piernas. En un circuito eléctrico una válvula eléctrica permite el flujo de corriente en una sola dirección; dicha válvula es conocida como diodo. El diodo ideal es un dispositivo con dos terminales que conduce corriente, sin presentar resistencia eléctrica, en la dirección que define la flecha en el símbolo, y no permitirá el paso de corriente eléctrica cuando el voltaje aplicado no corresponda a su polaridad intrínseca.

Las válvulas cardíacas se simulan como diodos reales, es decir, formados por la unión de un diodo (válvula cardíaca) y una resistencia (resistencia al flujo de la válvula). Esto es así porque para que las válvulas cardíacas, que como ya hemos dicho, son unidireccionales, por eso para que se abran o se cierren se requiere alcanzar un umbral diferente de cero, por lo cual debe existir una diferencia de presión transvalvular, presentando normalmente en estado abierto, o con insuficiencia o estenosis, una resistencia al flujo sanguíneo. Por ejemplo, para una válvula aórtica humana normal se requiere generalmente una presión transvalvular de 20 mmHg para abrirla, por encima de 80 mmHg aproximadamente.



Figura 4: Representación de una válvula cardíaca mediante componentes eléctricos. Fuente: Gómez K. 2002

Para simular la estenosis valvular, por ejemplo, se aumenta la resistencia al flujo de la válvula mitral, lo que significa un aumento de la resistencia al flujo producto de la disminución del área de la válvula.

Para simular, por ejemplo, la regurgitación (insuficiencia) valvular, se coloca un diodo con una resistencia en reverso a dicho diodo y a la resistencia que representa a la válvula en conducción normal.

La metodología desarrollada en nuestro trabajo, representa un procedimiento simple para realizar simulaciones del Sistema Cardiovascular y permite obtener los detalles necesarios para la comparación de los resultados de la simulación con los experimentales. La evolución temporal de cada variable cardiovascular (parámetros) puede ser graficada y almacenada. Así, los modelos complejos pueden ser simulados fácilmente y ajustados adecuadamente sus valores normales y en las patologías simuladas. La plataforma Octave en la cual se desarrolla la metodología aporta un valor agregado a la misma pues el módulo puede ser integrado con otras plataformas de simulación. Por otro lado, el usuario no necesita conocimientos de programación, ni programar ecuaciones diferenciales para la elaboración de los modelos. Con el modelo anteriormente mencionado y por medio de la metodología aplicada se obtuvieron las gráficas fundamentales de la mecánica cardiovascular, tanto para el lado derecho como para el lado izquierdo del corazón, algunas de las cuales se muestran a continuación.

5.1.- Comparación entre las gráficas obtenidas con nuestro modelo y el diagrama de Wiggers obtenido de la literatura especializada.

Durante el ciclo cardíaco tienen lugar una serie de eventos que incluyen cambios de presión en las cámaras, movimiento valvular, cambios de presión en la mayoría de los vasos, entre otros eventos, lo cual se representa en el diagrama de Wiggers, llamado así en honor a Carl J. Wiggers (1883-1963), siendo dicho diagrama una de las piedras angulares de la cardiología.

Los eventos del ciclo cardíaco de acuerdo con el diagrama de Wiggers, están divididos en un número de fases, y para nuestra comparación (Tabla II), usaremos la contracción auricular como punto de comienzo. Los diagramas a comparar solo evalúan el lado izquierdo del corazón y solo tomaremos en cuenta los cambios de presión en las cámaras y vasos, los cambios de volumen y el movimiento valvular.

V. CONCLUSIONES

Como puede observarse, las gráficas obtenidas usando la metodología propuesta en este trabajo para diseñar modelos análogos eléctricos del sistema cardiovascular humano son morfológicamente similares a las del comportamiento real. La metodología propuesta es relativamente sencilla pudiéndose obtener por medio de ella, resultados en situaciones fisiológicas y patológicas que permiten su aplicación con fines educativos y de investigación.

VI. REFERENCIAS

- [1]. D'ALESSANDRO A. (1997). Modelaje de Sistemas Fisiológicos. Trabajo de Ascenso para Agregado. Facultad de Medicina. Universidad Central de Venezuela.
- [2]. DEFARES, J. G., HARA, H. H., OSBORN, J. y MCLEOD. (1963). «Theoretical analysis and computer simulation of the circulation with special reference to the Starling properties of the ventricle». En: Noordegraaf, A., Pater, G. N. y Westerhof, N. (eds). *Circulatory analog computers*. North – Holland Publ. Amsterdam. p. 91.
- [3]. DESWYSEN B. A. (1977). «Parameter Estimation of a Simple Model of the Left Ventricle and of the Systemic Vascular Bed, with Particular Attention to the Physical Meaning of the Left Ventricular Parameters.
- [4]. GÓMEZ K., D' ALESSANDRO A, SÁNCHEZ G., RODRÍGUEZ M. (2001) «Propuesta de un modelo del Sistema Cardiovascular Humano». *Revista Mexicana de Física*. Volumen 49. Suplemento 3, noviembre de 2003. pp. 33- 35.
- [5]. GÓMEZ K. (2002) «Evaluación de modelos del comportamiento mecánico del Sistema Cardiovascular Humano. Propuesta de un modelo». Trabajo de Grado presentado en la Universidad Simón Bolívar para optar por el Título de Magister en Ingeniería Biomédica.
- [6]. GOMEZ y D'ALESSANDRO, Modelos de sistemas fisiológicos: Sistema cardiovascular. *Rev. Fac. Ing. UCV*, sep. 2006, vol.21, no.3, p.145-159. ISSN 0798-4065.
- [7]. GUARINI, M., URZUA, J., CIPRIANO, A. Y MATUS, M. (1993). «Estimación del Flujo Cardíaco utilizando técnicas de optimización» X Congreso Chileno de Ingeniería Eléctrica. Guyton – Hall 1997
- [8]. GUYTON – HALL (2001). *Tratado de Fisiología Médica*. Novena Edición, McGraw-Hill Interamericana.
- [9]. MILNOR, W. (1982). *Hemodynamics*. Williams & Wilkins, USA.
- [10]. MILHORN, H. T (1966). «The application of control theory to physiological systems. Saunders, London.
- [11]. NOORDERGRAAF, A. (1964). «Development of an analog computer for the human systemic circulatory system» In *Circulatory Analog Computers*. Ed. By A. Noordegraaf. Amsterdam, North Holl. Publ., 1963 A. pp. 28 – 44.