

## **MOOC: Capacitación de docentes para reconocer las similitudes entre los modelos cardiovasculares con los sistemas hidráulicos y eléctricos**

Katerina Gómez y Angela Chikhani  
Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela  
[kgomez@usb.ve](mailto:kgomez@usb.ve); [chikhani@usb.ve](mailto:chikhani@usb.ve)



### **RESUMEN**

El trabajo que a continuación se expone describe un objeto de aprendizaje de código abierto (OACA) o MOOC, desarrollado para la capacitación de los docentes universitarios de las áreas: eléctrica, mecánica o electrónica; que deseen conocer las similitudes entre los procesos cardiovasculares. Este MOOC, explica de manera detallada todos los aspectos necesarios para que los docentes con poca capacitación en el área, puedan de una manera sencilla utilizar modelos de circuito eléctrico haciendo analogía entre los sistemas hidráulicos y los sistemas eléctricos. Desde lo metodológico, el trabajo descrito se enmarca en una investigación aplicada. Por otra parte, este desarrollo servirá de herramienta para la capacitación de docentes universitarios de electrónica, eléctrica o mecánica en procesos biomédicos para sistemas cardiovasculares.

**Palabras Clave:** Sistema cardiovascular, MOOC (Massive Open Online Course), OACA (objeto de aprendizaje de código abierto, Educación universitaria)

## INTRODUCCIÓN

El presente trabajo describe el desarrollo de un MOOC (Massive Open Online Course) desarrollado para el estudio del comportamiento del sistema cardiovascular humano. El diseño del MOOC lo conforman cuatro unidades con una duración de ocho semanas en total.

En este sentido, el desarrollo del modelo que soporta el proceso de aprendizaje, se fundamenta en el modelo desarrollado por Gómez (2006).

Por otra parte, se desarrollo un MOOC dirigido la capacitación de docentes universitarios con interés en aprender el funcionamiento mecánico del sistema cardiovascular, así pues, este puede ser de utilidad para las áreas de conocimiento en electrónica, eléctrica, biomedicina, bioingeniería, medicina y especialidades afines.

A continuación, se describen los aspectos fundamentales del modelo.

## FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA DEL MOOC

Según McAuley, Stewart, Siemens y Cormier McAuley, Stewart, Siemens, y Cormier (2010), los MOOC son un fenómeno en línea que han tomado impulso en los últimos años. Integran la conectividad de las redes sociales, mediante la facilitación de expertos reconocidos en el campo del estudio y una colección de recursos en línea de libre acceso. Quizás lo más importante, sin embargo, es que se basan en la participación activa de cientos de "estudiantes" que auto-organizan su participación de acuerdo con los objetivos de aprendizaje, los conocimientos previos, habilidades e intereses comunes.

En este sentido, aunque se pueden compartir algunos de los aspectos de un curso normal, tales como: una línea de tiempo predefinido o temas semanales para un examen; un MOOC generalmente, no tiene requisitos previos que el acceso a Internet e interés, no hay expectativas predefinidos para la participación, y sin acreditación formal.

Así pues, los OACA o MOOC, reducen las barreras de acceso a la información y al diálogo permitiendo a los individuos y la sociedad del conocimiento Cormier McAuley, Stewart, Siemens, y Cormier (2010). Gran parte de la innovación técnica en los últimos siglos ha permitido a la humanidad extenderse física y conceptualmente, así Internet, es una extensión cognitiva para la humanidad en las aplicaciones conectivas y de colaboración. Dicho de otra manera, Internet ofrece un modelo en el que la producción y reproducción del conocimiento se separa de los objetos físicos.

Por otra parte, la información digital en cuanto a los costos de mano de obra y el material se reducen a casi nada. El concepto cultural de la propiedad intelectual viene de un mundo en el que la información y la autoría fueron vistos como la creación de nuevas cosas. El intercambio abierto de los materiales del curso, las ideas y los procesos de construcción del conocimiento está creciendo en popularidad, como lo demuestra la iniciativa Open Course Ware del MIT. En este caso el retorno de la inversión, es obligar a los alumnos a la marca del MIT, en lugar de cobrar por la experiencia educativa.

## CONSTRUCCIÓN DEL MOOC

El MOOC, se diseñó para 8 semanas de duración. A continuación, se detalla cada uno de los módulos o unidades que lo integran.

- Bienvenida al MOOC (presentación, contenido, criterios de evaluación, descripción del MOOC)
- Unidad 1: Principios Físicos del Sistema Circulatorio
- Unidad 2: Modelos existentes del sistema cardiovascular
- Unidad 3: Formulación de proyecto
- Unidad 4: análisis y discusión de resultados obtenidos mediante las redes sociales.

Del mismo modo, cada unidad está estructurada como sigue:

1. Video de inducción a la Unidad o modulo
2. Área de comunicación asíncrona:
  - o Cuenta de twitter #MOOCcapacitacionenmodeloscardiovasculares
  - o Foro de dudas
  - o Foro de asistencia técnica
3. Área de comunicación síncrona:
  - o Cuenta de hangout
  - o Cuenta de chat
4. Material de referencia Básica
5. Material de referencia complementaria
6. Área de evaluación

Todo el material se gestiona mediante el sistema Moodle, donde el único requisito para ingresar es el registro mediante una cuenta de correo.

Seguidamente, se detallará el contenido de cada uno de los módulos que integran el MOOC.

### MÓDULO 1: EXPLICACIÓN DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR

En este módulo se explican los sistemas cardiovasculares y su analogía con otras áreas del conocimiento. Así pues, se realiza una analogía entre los sistemas hidráulicos y los sistemas eléctricos. Por ejemplo, el flujo de un líquido se compara con el flujo de electrones a través de un conductor. Seguidamente, se detallan los principios físicos del sistema circulatorio, aspecto base para entender el funcionamiento de los modelos hidráulicos y eléctricos.

## PRINCIPIOS FÍSICOS DEL SISTEMA CIRCULATORIO

En este módulo se explican los sistemas cardiovasculares y su analogía con otras áreas del conocimiento. Así pues, se realiza una analogía entre los sistemas hidráulicos y los sistemas eléctricos. Por ejemplo, el flujo de un líquido se compara con el flujo de electrones a través de un conductor. La diferencia de presión que se ejerce sobre el líquido se modela por medio de la diferencia de potencial, que es la que ocasiona el movimiento de los electrones en un circuito eléctrico. La resistencia hidráulica es equivalente a la resistencia eléctrica.

En la Tabla I, se resumen las variables más importantes del sistema circulatorio y su equivalente usando sistemas eléctricos. Estos parámetros fueron propuestos inicialmente por Otto Frank (referido por DAlessandro, 1997).

**Tabla I: Analogía entre los sistemas hidráulicos y los sistemas eléctricos**

SISTEMAS HIDRAULICOS	SISTEMAS ELÉCTRICOS
$P =$ presión (mm de Hg)	$V =$ Voltaje (volt)
$Q =$ Volumen (ml)	$q =$ Carga Eléctrica (culombios)
$F = \frac{\delta V}{\delta t} =$ Flujo (ml/seg)	$I =$ Corriente (amperios)
$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} =$ Distensibilidad (ml/mm de Hg)	$C =$ Capacitancia (faradios)
$R = \frac{P}{F} =$ Resistencia (mm de Hg x seg/ml)	$R = \frac{V}{I} =$ Resistencia Eléctrica (ohmios)
$L = \frac{P}{\delta F / \delta t} =$ Inertancia (mm de Hg x seg <sup>2</sup> /ml)	$L = \frac{V}{\delta I / \delta t} =$ (henrios)

Posteriormente, se explican detalladamente, estas seis propiedades hidráulicas que intervienen en el funcionamiento del sistema cardiovascular. Estas variables se utilizan para desarrollar cualquier modelo matemático basado en parámetros concentrados, usando las analogías del sistema hidráulico con el sistema eléctrico. A continuación, se detallan cada uno de estos aspectos.

### Presión sanguínea

La sangre se impulsa debido a la diferencia de presiones (P) que ejerce el corazón. Esta diferencia de presiones 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 difusión. La presión en el sistema cardiovascular se expresa en milímetros de mercurio (mmHg).

### Volumen

El volumen (Q) es la cantidad de sangre que se almacena en una sección del cuerpo. Puede encontrarse dentro de las cavidades del corazón o en una vena, arteria o vaso capilar. En un modelo eléctrico se relaciona con la carga eléctrica.

### Flujo sanguíneo

El flujo sanguíneo (Q) 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 de una vena. Es común expresar el flujo sanguíneo en mililitros por segundo (ml/s).

## Distensibilidad

La distensibilidad (C) representa la facilidad con la que se deforman los materiales. Cuando las arterias se estiran, existe un volumen adicional que éstas pueden almacenar mientras retornan a su forma original. Esta propiedad es no lineal: los tejidos tienden a expandirse mejor cuando no tienen mucho volumen almacenado. Conforme se llenan de sangre, la distensibilidad de los tejidos se reduce y hace que éstos sean cada vez menos elásticos.

La ecuación de distensibilidad 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 el polinomio de distensibilidad de segundo orden:

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

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.

## Resistencia vascular

La resistencia vascular (R) es la oposición al flujo de sangre que presenta una vena, arteria, tejido o combinación de elementos en el sistema cardiovascular. Esta propiedad depende del material de la tubería, la forma que tiene, sus dimensiones y las propiedades físicas de la sangre.

La resistencia tiene un valor numérico que depende de la longitud (l), la viscosidad del fluido ( $\eta$ ) y el radio (r). Estas variables se relacionan mediante la Ley de Poiseville:

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

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

## Inertancia.

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 originó el mismo desaparezca. La inertancia se puede calcular al relacionar la densidad de la sangre ( $\rho$ ), el radio (r) y la longitud (l) de la sección de arteria considerada usando la siguiente ecuación:

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

## **MÓDULO 2: MODELOS EXISTENTES DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR**

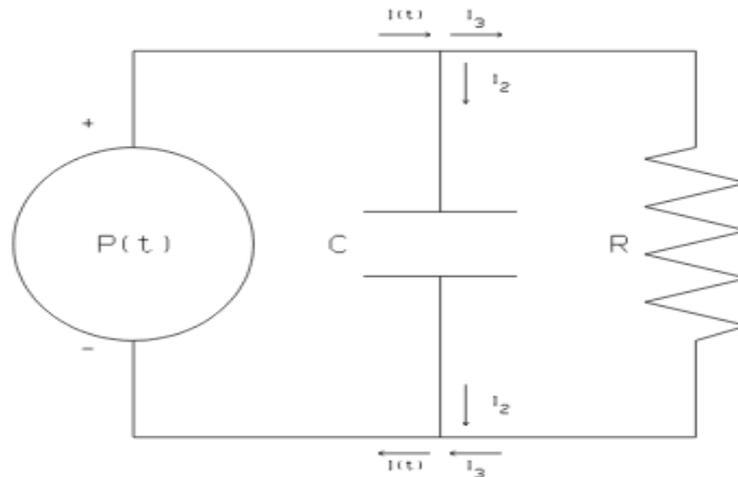
Los modelos que se describen a continuación analizados en este módulo a detalle, tienen la característica de ser todos de parámetros concentrados; esto tiene la ventaja de permitir construirlos y obtener los resultados con el mismo programa de simulación.

Uno de los modelos más antiguos que se usó para representar el sistema circulatorio data de 1899. Propuesto por el fisiólogo Otto Frank, este modelo físico permite estudiar las bases del comportamiento del flujo de la sangre a través del cuerpo humano. El modelo se llamó Windkessel, en alusión a una cámara con aire, que permite modelar la elasticidad de los ventrículos en una forma muy parecida a como funcionan en la realidad.

Los modelos que se han desarrollado desde ese entonces han sido numerosos, y todos tienen distintos enfoques según los métodos y los objetivos que persiguen. Entre los métodos más frecuentes se han preferido las analogías con otros sistemas físicos, especialmente los sistemas eléctricos de parámetros concentrados. En estos diseños, la corriente eléctrica es vista como el flujo de sangre, mientras que la tensión eléctrica es utilizada para representar la presión en cualquier punto del sistema. Otros métodos contemplan sistemas hidráulicos, como por ejemplo el modelo Dynasim que utiliza el flujo de agua a través de un sistema de bombas y tuberías para describir el comportamiento del sistema cardiovascular. También es posible usar el método de parámetros distribuidos, el cual consiste en construir un modelo tridimensional de una sección del sistema circulatorio basado en las propiedades estructurales de los tejidos, usando para este propósito algunas herramientas de cálculo más avanzadas, como lo es COMSOL Multiphysics.

### **Modelo Windkessel de 2 elementos**

Este modelo fue el que propuso inicialmente el fisiólogo Otto Frank en 1899 (referido por DAlessandro, 1997). Está compuesto por una resistencia y un condensador, como se aprecia en la Figura 1. En este modelo de parámetros concentrados se utilizan analogías entre los sistemas hidráulicos y eléctricos. La corriente representa el flujo sanguíneo, mientras que la tensión representa la presión de la sangre. La carga eléctrica corresponde al volumen.



**Figura 1:** Modelo de Windkessel de 2 elementos.

La ley de Poiseuille establece que la resistencia al flujo es inversamente proporcional a la cuarta potencia del radio de las venas o arterias. Esto quiere decir que existe una gran resistencia en las venas más pequeñas y los capilares. Cuando se suman los aportes de cada ramificación del sistema circulatorio, se puede encontrar la resistencia equivalente  $R_1$ . Esta resistencia se denomina resistencia periférica total (TPR, Total peripheral resistance). Numéricamente tiene un valor cercano a los 1000 mmHg·s/L.

Por otra parte, todos los tejidos del cuerpo humano son elásticos. Esto significa que las venas y las arterias se pueden estirar, contraer y deformar; las arterias más grandes son las más elásticas. Esta propiedad es conocida como distensibilidad (compliance). En la Figura 4.1 se usa el condensador  $C_1$  para mostrar la distensibilidad arterial total (TAC, Total arterial compliance).

Este modelo es sencillo de entender y de construir, pero no permite obtener suficiente información de salida. El modelo predice correctamente que en sístole, cuando la válvula cardíaca está cerrada, la presión disminuye en forma exponencial. Con un cálculo aproximado de la presión arterial promedio (mean arterial pressure, MAP) se puede encontrar entonces el flujo cardíaco y aún más importante, el gasto cardíaco (cardiac output, CO) dividiendo simplemente la presión arterial promedio entre la resistencia periférica total.

Para poder resolver el sistema y encontrar la presión en el ventrículo izquierdo, se necesita indicar el flujo sanguíneo proveniente del ventrículo izquierdo como variable de entrada, y esto supone que se debe tomar esta forma de onda de algún sitio. En el documento de Martin Hlavac, se usa una función senoidal elevada al cuadrado para modelar este flujo. Estas formas de onda ideales afectan la precisión de los resultados.

## REFLEXIONES CONCLUSIVAS

De los análisis realizados en atención a las informaciones develadas, se evidenció que se presenta como limitación de este MOOC, la falta de acreditación o sello físico, lo que puede limitar la participación, tanto en términos de personas que perciben como aprendizaje no formal.

No hace falta decir que la falta de familiaridad con las habilidades digitales dentro del MOOC limita la participación. Lo mismo ocurre con la falta de acceso a las herramientas básicas necesarias para participar, en concreto una computadora y acceso de banda ancha y la falta de experiencia tanto con el software / plataformas y el contenido puede ser limitante.

## REFERENCIAS

- DALESSANDRO MARTÍNEZ, A. J. (1997). «Modelaje y Simulación de Sistemas Fisiológicos». Trabajo de Ascenso presentado ante la Universidad Central de Venezuela para optar a la categoría de Profesor Agregado.
- Gómez., K., (2006). Modelos de sistemas fisiológicos: Sistema cardiovascular. Revista de la Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela. Rev. Fac. Ing. UCV v.21 n.3 Caracas sep. 2006
- Gómez k., d. Alessandro a. J., Sánchez g., Rodríguez M. (2001) «Propuesta de un modelo del Sistema Cardiovascular Humano». III Congreso de la Sociedad Venezolana de Física, Universidad Simón Bolívar. 10 -14 de Diciembre de 2001. El artículo fue publicado posteriormente en la Revista Mexicana de Física. Volumen 49. Suplemento 3, Noviembre de 2003. pp. 33- 35.
- 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 Magíster en Ingeniería Biomédica.
- McAuley, A., Stewart, B., Siemens, G., y Cormier, D., (2010). THE MOOC MODEL FOR DIGITAL PRACTICE. Disponible en: [http://www.davecormier.com/edblog/wp-content/uploads/MOOC\\_Final.pdf](http://www.davecormier.com/edblog/wp-content/uploads/MOOC_Final.pdf)