



HAL
open science

Desarrollo de una herramienta de simulación cardiovascular neonatal para la enseñanza y la investigación

Edgar Hernando Sepúlveda Oviedo, Leonardo Enrique Bermeo Clavijo, Luis Carlos Méndez Córdoba

► To cite this version:

Edgar Hernando Sepúlveda Oviedo, Leonardo Enrique Bermeo Clavijo, Luis Carlos Méndez Córdoba. Desarrollo de una herramienta de simulación cardiovascular neonatal para la enseñanza y la investigación. XLVI Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (COBENGE) e no 1º Simpósio Internacional de Educação em Engenharia da ABENGE, Sep 2018, Salvador (Bahia), Brazil. hal-04290220

HAL Id: hal-04290220

<https://hal.science/hal-04290220>

Submitted on 18 Nov 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - ShareAlike 4.0 International License

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/331096413>

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA DE SIMULACIÓN CARDIOVASCULAR NEONATAL PARA LA ENSEÑANZA Y LA INVESTIGACIÓN

Conference Paper · September 2018

CITATIONS

0

READS

284

3 authors:



[Edgar Hernando Sepúlveda Oviedo](#)

Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes (LAAS)

10 PUBLICATIONS 8 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



[Leonardo Bermeo](#)

National University of Colombia

11 PUBLICATIONS 49 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



[Luis Carlos Mendez-Cordoba](#)

National University of Colombia

14 PUBLICATIONS 116 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA DE SIMULACIÓN CARDIOVASCULAR NEONATAL PARA LA ENSEÑANZA Y LA INVESTIGACIÓN

Edgar H. Sepúlveda – ehsepulvedao@unal.edu.co *

Universidad Nacional de Colombia, Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica*
Carrera 45 No 26-85 *
110111 – Bogotá – Colombia *

Leonardo Enrique Bermeo Clavijo – lbermeoc@unal.edu.co *

Universidad Nacional de Colombia, Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica*
Carrera 45 No 26-85 *
110111 – Bogotá – Colombia *

Luis Carlos Méndez Córdoba – lcmenendezc@unal.edu.co *

Universidad Nacional de Colombia, Escuela de Perinatología y Neonatología*
Carrera 45 No 26-85*
110111 – Bogotá – Colombia *

Resumen: El trabajo presentado en este artículo está enmarcado en el campo del desarrollo de simuladores médicos basados en modelos. La finalidad de este trabajo es acelerar la investigación interdisciplinaria y mejorar las habilidades, destrezas y experticia del personal de la salud sin prácticas invasivas sobre el paciente. Para esto proponemos un simulador educativo de la fisiología cardiovascular neonatal, implementado en Modelica con base en la analogía con un modelo hidráulico. Esta herramienta permite simular el estado normal de un recién nacido, patologías cardíacas como la coartación de la aorta y transposición de las grandes arterias. También se puede visualizar variables fisiológicas como presión, volumen, flujo sanguíneo, elastancia, resistencia vascular y relaciones como presión-volumen ventricular para evaluar el ciclo cardíaco. Este trabajo es un primer avance en el desarrollo de simuladores de la fisiología completa neonatal que permitan evaluar la evolución del paciente con la aplicación de un tratamiento. El desarrollo de estas herramientas posibilita la reducción del error humano y permite la realización de pruebas sin consecuencias para los pacientes.

Palabras-chave: Simulación, Neonato, Fisiología Cardiovascular, Patología cardíaca, Enseñanza en medicina y biomédica.

1 INTRODUCCIÓN

El uso de simulaciones en medicina contribuye a la reducción del error humano. En el trabajo titulado “Err is human” (DONALDSON, CORRIGAN e KOHN, 2000) se menciona que alrededor de 100.000 muertes anuales en EEUU se deben a errores médicos. Las simulaciones interdisciplinarias pueden mejorar la formación profesional, minimizando el error y el conflicto ético (ZIV, WOLPE, *et al.*, 2003). Esto aumenta la confiabilidad del diagnóstico

de enfermedades y desarrollo de prácticas clínicas¹. Por esta razón nace la educación médica basada en simulaciones (PALÉS ARGULLÓS e GOMAR SANCHO, 2010) y, la basada en competencias (FERNÁNDEZ-DEAZA, VILLATE-SOTO e PUERTO-JIMÉNEZ, 2017) que proponen la simulación para explorar posibles escenarios clínicos.

En salud son vitales aspectos como la seguridad y la experticia en la detección de una enfermedad, sin embargo estos aspectos no logran ser apropiados desde las metodologías de enseñanza tradicionales (RUIZ-GÓMEZ, MARTÍN-PARRA, *et al.*, 2018). Una de las principales ventajas del uso de la simulación es que permite repetir los casos o escenarios mediante la práctica deliberada mejorando la curva de aprendizaje de los estudiantes respecto al aprendizaje con metodologías convencionales (VÁZQUEZ-MATA e GUILLAMET-LLOVERAS, 2009). Esto brinda una formación flexible a los estudiantes, una aceleración del proceso de aprendizaje y una rápida retroalimentación formativa, dada por la supervisión del docente y la experticia sintetizada en el modelo del sistema.

Usar simulaciones en medicina hace parte de la llamada metodología de *aprendizaje basada en problemas*. Esta metodología permite al estudiante aprender basado en la experiencia, desarrollando contenido y estrategias de pensamiento, preparándolo para aprendizajes futuros con base en 4 ideas: Aprendizaje constructivo, auto dirigido, colaborativo y contextual (ROOPASHREE, 2014).

La simulación en medicina comenzó con prototipos mecánicos como los desarrollados en (DENSON e ABRAHAMSON, 1969) y (COOPER e TAQUETI, 2004). A pesar del elevado costo que tiene la fabricación de estos simuladores, la relación costo – beneficio, es alta comparada con el costo del tiempo del profesorado necesario para alcanzar resultados de experticia similares en el estudiante (CANTRELL e DELONEY, 2007). La simulación por software reduce el costo de la fabricación de simuladores, ya que no requiere de una manufactura física para su desarrollo. Solo se requiere de modelos biológicos basados en ecuaciones diferenciales. Para la representación de los procesos fisiológicos cardiovasculares podemos citar los siguientes trabajos: (GOODWIN, VAN MEURS, *et al.*, 2004) y (LANKHAAR, ROVEKAMP, *et al.*, 2009) proponen modelos de analogía hidráulica; Penatti *et al.*, (1997) utilizan una combinación de analogías eléctricas, hidráulicas y químicas; y, Yigit *et al.*, (2015), presenta un modelo neonatal con analogías hidráulicas. Algunos simuladores comerciales basados en estos modelos son el PhysioEx™ (PHYSIOEX, 2018) y el Human Patient Simulator HPS™ (HPS, 2018).

Actualmente, sociedades científicas como la Society for Simulation in Health Care (SSIH) y la Simulation Applied to Medicine (SESAM) promueven el campo científico de la simulación médica, dentro del cual se enmarca este trabajo. El resultado reportado aquí, es el desarrollo de un simulador cardiovascular neonatal basado en el lenguaje de modelamiento *Modelica* (FRITZSON, 2011). Este simulador permite examinar la presión, el volumen, el flujo sanguíneo, cambios en la elastancia y la relación de presión-volumen (PV) en cualquiera de las cámaras elástica. Es posible visualizar cambios en la resistencia de los ductos sanguíneos y simular anomalías cardíacas. Este simulador ha sido resultado del trabajo interdisciplinario entre el Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica y la Escuela de Perinatología y Neonatología de la Universidad Nacional de Colombia.

El artículo a continuación está estructurado de la siguiente forma: en la sección 2 se presenta la metodología de diseño e implementación. En la sección 3 se discuten los resultados

¹ Un ejemplo de ello es el sistema de predicción de ataques cardíacos desarrollado por investigadores de la universidad de Nottingham (SCIENCE, 2017))

del simulador con datos reales y, finalmente, en la sección 4 presentamos las conclusiones y recomendaciones para trabajos futuros.

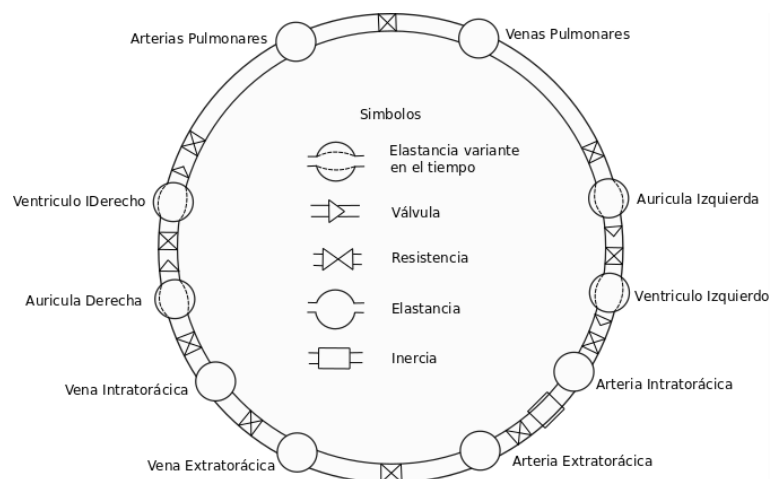
2 METODOLOGÍA DE DESARROLLO INTERDISCIPLINAR DEL SIMULADOR NEONATAL

Puesto que experiencia clínica del personal de la salud, es un factor importante para la validación y refinación de un modelo computacional de la fisiología, es necesario que dicho modelo sea comprensible tanto para médicos, como para ingenieros. Bajo esta perspectiva hemos adoptado el modelo descrito a continuación.

2.1 Modelo del sistema cardiovascular neonatal simulado

El simulador está basado en el modelo de analogía hidráulica propuesto en (GOODWIN, VAN MEURS, *et al.*, 2004), ilustrado en la figura 1.

Figura 1 - Analogía hidráulica del sistema cardiovascular infantil

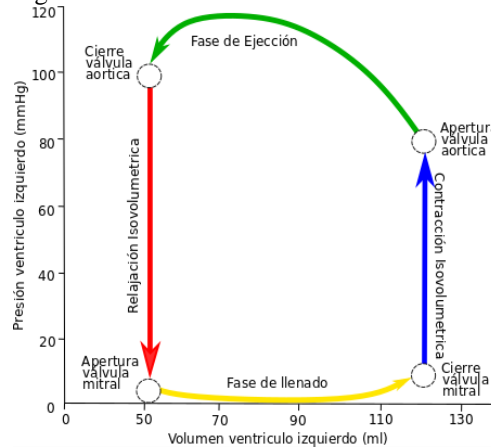


Fuente: Goodwin, van Meurs, Sá Couto, Beneken, & Graves (2004).

Este modelo tiene cavidades elásticas variantes en el tiempo que permiten replicar el ciclo cardiaco (ver figura 2). En el corazón izquierdo el ciclo cardiaco depende de las válvulas mitral y aórtica, de los valores de presión interna. Cuando la presión en la aurícula izquierda es más alta que la presión en el ventrículo izquierdo, la válvula mitral se abre permitiendo el flujo de sangre hacia el ventrículo. Esta fase es llamada *fase de llenado*. Luego el ventrículo se contrae pero su volumen no cambia, por lo que existe una acumulación de presión. Esta fase es llamada *contracción isovolumétrica*. Cuando esta presión es mayor que la presión en la aorta, la válvula aórtica se abre dando paso a fluido sanguíneo, esta fase es llamada *fase de eyección*. Cuando la presión de la aorta comienza a aumentar la válvula aórtica se cierra, el ventrículo se relaja y comienza la fase llamada *relajación isovolumétrica* a la espera de comenzar la fase de llenado de nuevo.

En la figura 2, se observan las 4 fases del ciclo cardiaco del ventrículo izquierdo (VI) en estado normal definidas en función del volumen, la presión y el comportamiento de las válvulas cardiacas.

Figura 2 - Fases del ciclo cardiaco del VI



Las ecuaciones que definen el sistema, están acopladas, ya que las velocidades de entrada del fluido al compartimento dependen del compartimento inmediatamente anterior (en sentido del flujo). Un ejemplo simple de estas ecuaciones implementadas en *Modelica* es mostrado en la figura 3.

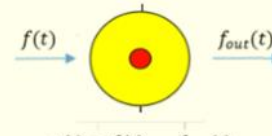
Figura 3 - Cámara elástica en OpenModelica, y código fuente

```

connector Conector_Hidraulico
  flow Real q; //Flujo sanguineo
  Real p; //Presión
end Conector_Hidraulico

model CamaraElastica
  Real V;
  parameter Real V0;
  parameter Real p0;
  parameter Real C; //ecuación(10)
  Conector_Hidraulico q_in;
  equation
    //ecuación (11)
    q_in.p - p0 = if (V<V0) then 0 else (V-V0)/C;
    der(V) = q_in.q;
  end CamaraElastica;

```



$\dot{v}(t) = f(t) - f_{out}(t).$

Como se observa en la figura 3, el cambio en el volumen de la cámara elástica depende del flujo de entrada y salida. Todas las relaciones entre las variables del sistema dependen de los valores de resistencia, elastancia y volumen en estado de relajación. Las cámaras cardiacas (ventrículos y aurículas) son representadas con elastancias variables en el tiempo, debido a la sístole y diástole cardiaca. Las ecuaciones de presión, flujo y volumen que comandan el sistema se basan en (GOODWIN, VAN MEURS, et al., 2004) y se listan en la tabla 1.

Tabla 1 - Ecuaciones de presión, flujo y volumen que comandan el sistema


<p>Ecuaciones de Flujo:</p> $f(t) = \frac{P_{in} - p(t)}{R}, \quad (1)$ $\dot{f}_{ext}(t) = \frac{P_{int} + \bar{P}_{int} - R_{etr} * f_{ext}(t) - P_{ext}(t)}{I_{sang}}, \quad (2)$	<p>Ecuación de volumen:</p> $\dot{v}(t) = f(t) - f_{out}(t), \quad (3)$ <p>Ecuaciones de presión</p> $p(t) = E(v(t) - UV), \quad (4)$ $p(t) = e(t)(v(t) - UV), \quad (5)$
--	---

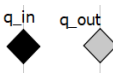

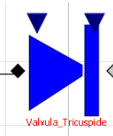

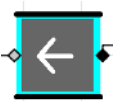
Como se evidencia en la tabla 1 la presión en cada compartimento elástico es una función lineal que depende de la diferencia entre volumen de sangre del compartimento en el estado actual $v(t)$ y el volumen de sangre en estado de relajación UV . Existe una presión transmural que será adicionada a la función de presión total, agregando un parámetro de elastancia llamado E (elastancia constante) o $e(t)$ (elastancia variable) descrita en la tabla 2 según (PENNATI, BELLOTTIT e FUMERO, 1997). La presión para un compartimento de elastancia constante está definida según la ecuación (4), mientras que para uno de elastancia variable definida por la ecuación (5).

El flujo sanguíneo está definido según la ecuación (1). El cambio del flujo de la ecuación (2) depende del flujo extra torácico $f_{ext}(t)$, las presiones intra y extra torácicas (P_{int}, P_{ext}), el valor promedio de las presión intra torácica \bar{P}_{int} , la resistencia de las arterias extra torácicas R_{etr} y el valor inercial de la sangre I_{sang} . El cambio en el volumen depende del valor de $p(t)$ dado por las ecuaciones (4) y (5) y está definido según la ecuación (3). El valor de $e(t)$ depende de la elastancia mínima E_{min} y máxima E_{max} de los movimientos de contracción (sístole) y relajación (diástole) del corazón.

En la tabla 2, se pueden apreciar los iconos de *Physiolibrary* (MATEJÁK e KOFRÁNEK, 2015) utilizados para representar cada elemento de nuestro simulador y sus ecuaciones. La segunda columna es la descripción funcional de cada componente y la tercera columna contiene las ecuaciones de modelamiento usadas.

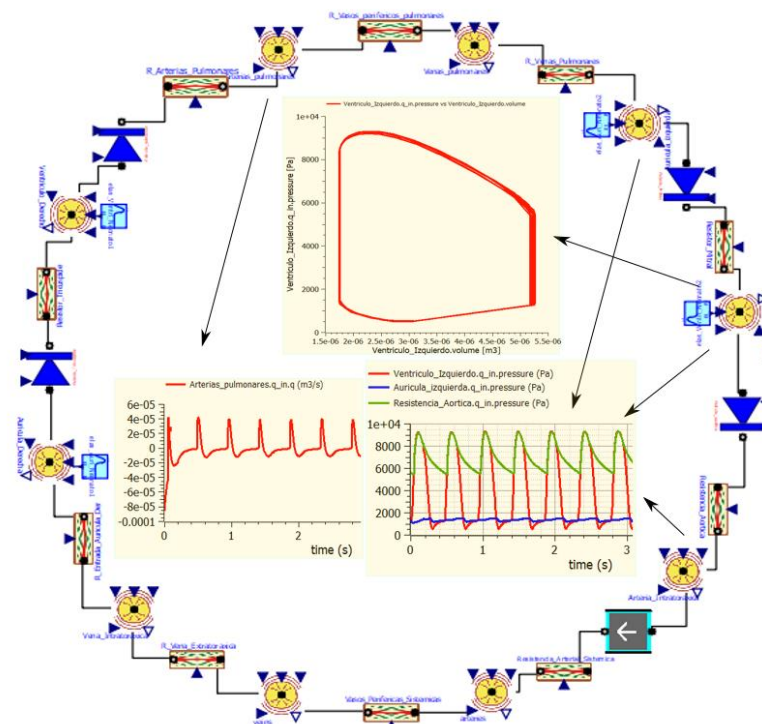
Tabla 2 – Elastancia variable y componentes de *Physiolibrary* utilizados en la visualización del simulador

Icono	Descripción	Ecuaciones constitutivas
	Elastancia variable en el tiempo. Los ventrículos y las aurículas están definidos con elastancias diferentes.	<p>Elastancia ventricular:</p> $e_v(t) = \begin{cases} E_{min} + E_{tn}(w)^2 & \text{si } (\Delta T \leq t < \Delta T + T_{vs}) \\ E_{min} & \text{Otro caso} \end{cases} \quad (6)$ $w = \sin\left(\pi \frac{t - \Delta T}{T_{vs}}\right) \quad (7)$ $E_{tn} = (E_{max} - E_{min}) \quad (8)$ <p>Elastancia Auricular:</p> $e_v(t) = \begin{cases} E_{min} + E_{tn}(z)^2 & \text{si } (0 \leq t < T_{as}) \\ E_{min} & \text{Otro caso} \end{cases} \quad (9)$ $z = \sin\left(\pi \frac{t}{T_{as}}\right) \quad (10)$ <p>Retardo activación ventricular: $\Delta T = 0.16 + 0.3 * HP, \quad (11)$ Duración sístole ventricular: $T_{vs} = 0.02 * HP, \quad (12)$ Duración sístole auricular: $T_{as} = 0.3 * HP, \quad (13)$ Periodo cardiaco: $HP,$</p>

	Conector Hidráulico con variable presión y flujo sanguíneo.	Analogía de las leyes de Kirchoff, para todos los elementos ($1, \dots, n$) conectados en ese nodo y se rige por las ecuaciones: <ul style="list-style-type: none"> • $\sum q_i = 0,$ (14) • $p_1 = p_2 = p_3 = p_4 = \dots = p_n$ (15)
	Conductor hidráulico sin acumulación de sangre en el tejido.	Caracterizado por la conductancia G . Relaciona las presiones y los flujos sanguíneos de los elementos en sus extremos en sentido del flujo. <ul style="list-style-type: none"> • $q_{out} = -q_{in},$ (16) • $q_{in} = G * (p_{out} - p_{in}),$ (17)
	Valvula Hidráulica Cardíaca	Caracterizada por las conductancias g_{on} y g_{off} que describen el paso de fluido basado en las siguientes ecuaciones paramétricas: <ul style="list-style-type: none"> • $\dot{p} = \begin{cases} \frac{pass}{g_{on}} + P_{knee} & si \ pass > 0 \\ pass + P_{knee} & otro \ caso \end{cases}$ (18) • $q = \begin{cases} pass + P_{knee} * g_{off} & si \ pass > 0 \\ pass * g_{off} + P_{knee} * g_{off} & otro \ caso \end{cases}$ (19)
	Cámara elástica: cavidad que almacenan sangre.	Caracterizado por la complacencia (recíproco de la elastancia variable o constante en el tiempo) <ul style="list-style-type: none"> • $C = \frac{1}{E},$ (20) Tiene como parámetros p_o (Presión externa), V_o (Volumen sin estres), y es regido por las ecuaciones: <ul style="list-style-type: none"> • $p - p_o = \begin{cases} 0 & si \ V < V_o \\ \frac{V - V_o}{C} & otro \ caso \end{cases}$ (21) • $\dot{V} = q$ (22)
	Inercia de la sangre.	Es caracterizada por un parámetro de inercia (I) y la relación presión-flujo sanguíneo entre sus dos conectores. <ul style="list-style-type: none"> • $q_{out} = -q_{in},$ (23) • $q_{in} = \frac{p_{in} - p_{out}}{I},$ (24)

Nuestro modelo cardiovascular neonatal es presentado en la figura 4. También se ilustran las señales del flujo sanguíneo del lecho pulmonar (Arterias pulmonar); las presiones del ventrículo izquierdo, aurícula izquierda y aorta; y el ciclo cardiaco del ventrículo izquierdo (VI).

Figura 4: Sistema cardiovascular neonatal simulado em Modélica.

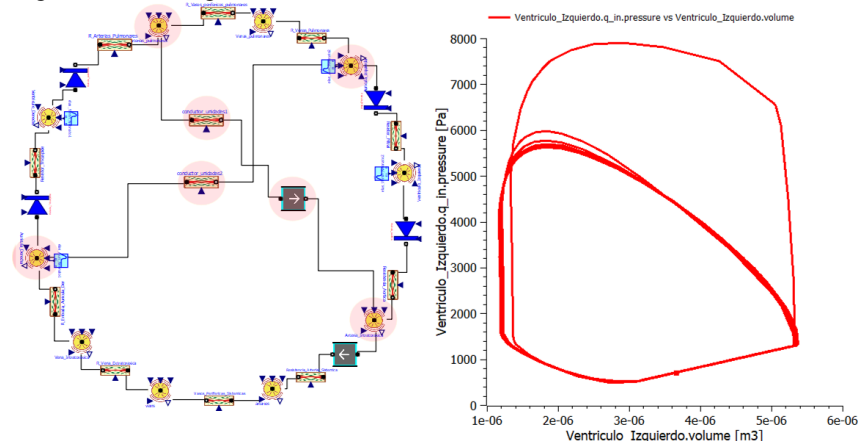


2.2 Simulación del sistema cardiovascular con cardiopatía.

El simulador permite representar anomalías cardíacas. Por esto implementamos las cardiopatías de la coartación de la aorta y la transposición de las grandes arterias. Los valores y configuración estructural fueron tomados de la tesis Sa Couto (SA COUTO, 2009).

La coartación de la aorta (CA): Obstrucción vascular que disminuye la perfusión sanguínea afectando la presión del ventrículo izquierdo y dilatando el ventrículo derecho. En el diagrama estructural de la figura 5a se incluyó el foramen oval conectado entre las aurículas izquierda y derecha y el ductus arterioso junto con una inercia (disminución de la perfusión) conectados entre las arterias pulmonares y las arterias intra torácicas. La obstrucción del ventrículo izquierdo fue simulada aumentando el valor de la resistencia mitral y la dilatación del ventrículo derecho, disminuyendo E_{min} y aumentando E_{max} .

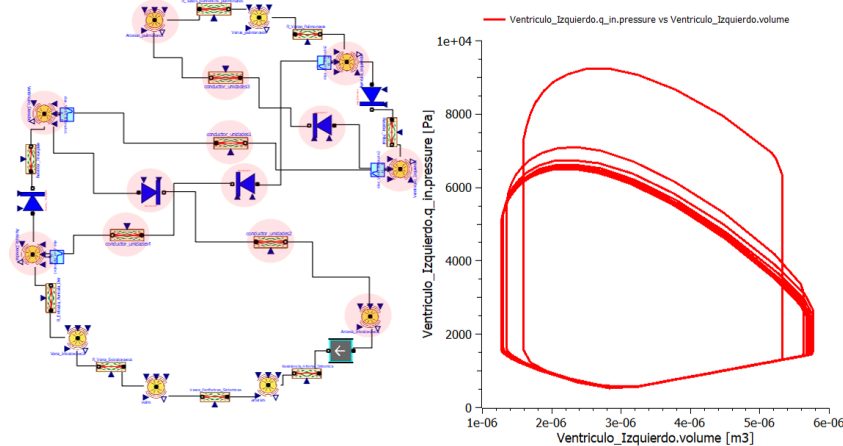
Figura 5 – (a) Diagrama estructural CA. (b) Afectación al ciclo cardíaco



En la figura 5a, en color rojo se encuentran resaltados los 7 componentes que fueron modificados en el diagrama estructural. En la figura 5b efectivamente se evidencia la disminución de la presión en el ventrículo izquierdo en 3×10^3 Pa aproximadamente.

La transposición de las grandes arterias (TGA): Enfermedad congénita por lo general acompañada de otras anomalías cardíacas, y frecuentemente letal. La transposición de la aorta se representada como una resistencia lineal que sale del ventrículo derecho y la arteria pulmonar hacia el ventrículo izquierdo. Existe una comunicación interventricular junto con la persistencia del foramen oval. También se elimina el flujo ventrículo izquierdo-aorta y ventrículo derecho-arteria pulmonar. Las modificaciones del defecto septal ventricular, y la transposición arteria pulmonar se representan como las resistencias que se oponen al flujo en los vasos transpuestos.

Figura 6 – (a) Diagrama estructural TGA. (b) Afectación al ciclo cardiaco



En la figura 6a, en color rojo se encuentran resaltados los 13 elementos que fueron modificados en el diagrama estructural. En la figura 6b se observa la disminución de la presión del ventrículo como efecto de la persistencia del foramen oval y un aumento del volumen sanguíneo por la eliminación del flujo ventrículo – aorta.

3 DISCUSIÓN

Los modelos de simulación en enseñanza permiten replicar casos de la vida real en un ambiente seguro sin resultados fatales para el paciente. Esto permite adquirir experticia para reducir el tiempo en la detección de anomalías cardíacas. La simulación de cardiopatías como la transposición de las grandes arterias permite que podamos identificar, investigar y enseñar sobre adaptaciones celulares como la dilatación e hipertrofia. Estos estudios dependen de la fidelidad del modelo y los parámetros que lo alimentan. En la tabla 3, comparamos algunos valores de simulación con valores obtenidos en otros estudios para los ventrículos derecho (VD) e izquierdo (VI).

Tabla 3: Comparación de algunos valores simulados contra teóricos.

Variable	V. simulado	V. teórico	Referencia
Volumen diastole VI	$3.65e-6 \text{ m}^3$	$3.54e-6 \text{ m}^3$	(TAKAHASHI, HARADA, <i>et al.</i> , 1996)
Presión sistole VI	693 Pa	666 Pa	(KLAUS e FANAROFF, 2001)
Volumen sístole VD	$1.1e-6 \text{ m}^3$	$1.29e-6 \text{ m}^3$	(MASAMICHI, KENJI, <i>et al.</i> , 1997)
Presión diástole VD	4.03e3 Pa	4.00e3 Pa	(KLAUS e FANAROFF, 2001)

Como se puede observar los valores obtenidos mediante el simulador son bastante aproximados, actualmente nos encontramos refinando estos modelos con el conocimiento experto de médicos especializados en neonatología y perinatología. Además la herramienta ha sido utilizada en la asignatura Taller de proyectos interdisciplinarios de la facultad de ingeniería de la Universidad Nacional de Colombia con estudiantes de diseño industrial, ingeniería y medicina. Como resultado de esta interacción los estudiantes de ingeniería y diseño en poco tiempo eran capaces de utilizar terminología adecuada al campo médico y entender el transcurso estructural de las patologías cardíacas, logrando trabajar e investigar en conjunto con estudiantes de medicina. Como producto de esto y otros trabajos conjuntos actualmente existe un semillero de investigación de medicina, diseño, industrial e ingeniería.

4 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

Este trabajo presentó un simulador -producto de trabajo interdisciplinario entre medicina e ingeniería- para entrenamiento, aprendizaje, enseñanza e investigación en un ambiente seguro. Los objetivos técnicos, clínicos, y pedagógicos, fueron alcanzados satisfactoriamente. En la figura 4, se evidencia como nuestra herramienta es capaz de simular comportamientos cardíacos como los descritos en la figura 2. Además simula patologías con su influencia en el ciclo cardíaco, permitiendo identificar la fase es la más afectada, para la toma de decisiones clínicas. Este simulador permite realizar un estudio para evaluar cuáles son las condiciones cardíacas-vasculares-hemodinámicas que se producen en el neonato bajo diferentes patologías.

Con el desarrollo y validación de proyectos interdisciplinarios como el aquí presentado, esperamos que la simulación juegue un papel en los programas de formación profesional (tanto de médicos como de ingenieros) que contribuya al aumento de la seguridad neonatal y perinatal.

Agradecimientos

Agradecemos al departamento de ingeniería eléctrica y electrónica y de pediatría de la Universidad Nacional de Colombia quienes permitieron que el aprendizaje y trabajo interdisciplinario fuera posible para el desarrollo y validación del proyecto.

Referencias

CANTRELL, M. J.; DELONEY, L. A. Integration of Standardized Patients. **Anesthesiology Clinics**, v. 25, n. 2, p. 377–383, 2007. ISSN 10.1016.

COOPER, J.; TAQUETI, V. A brief history of the development of mannequin simulators for clinical education and training. **Qual Saf Health Care**, v. 13, p. i11–i18, Octubre 2004. ISSN 10.1136/qshc.2004.009886.

CURREA GUERRERO, S. **La adaptación neonatal inmediata. La reanimación neonatal**. Bogotá: Unibiblos, 2004.

DENSON, J.; ABRAHAMSON, S. A computer-controlled patient simulator. **JAMA**, v. 208, n. 3, p. 504-508, Abril 1969.

DONALDSON, M.; CORRIGAN, J.; KOHN, L. **To err is human: building a safer health system**. [S.l.]: National Academies Press, v. 6, 2000.

FERNNÁNDEZ-DEAZA, G.; VILLATE-SOTO, S.; PUERTO-JIMÉNEZ, D. Educación basada en competencias para estudiantes de medicina sobre la prevención y detección temprana del cáncer. **Educ Med**, v. 18, n. 4, p. 270--275, 2017.

FRITZSON, P. **Introduction to Modeling and Simulation of Technical and Physical Systems**. IEEE Press. ed. [S.l.]: Wiley, 2011.

GOODWIN, J. et al. A model for educational simulation of infant cardiovascular physiolog. **ANESTH ANALG**, v. 99, n. 6, p. 1655-1664, 2004.

HPS. Human Patient Simulator, 2018. Disponível em: <<http://www.medical-simulator.com/index.asp?idFamilia=298>>. Acesso em: 2018.

LANKHAAR, J. et al. Modeling the instantaneous pressure-volume. **Annals of Biomedical**, v. 37, n. 9, p. 1710-1726, 2009.

MATEJÁK, M.; KOFRÁNEK, J. **Physiomodel - an integrative physiology in Modelica**. 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Milan: [s.n.]. 2015. p. 1464-1467.

MICHELI-TZANAKOU, E. **TOPICS IN BIOMEDICAL ENGINEERING INTERNATIONAL**. Bombay - India: Library of Congress Cataloging-in-Publication, 2000.

PALÉS ARGULLÓS, J.; GOMAR SANCHO, C. El uso de las simulaciones en educación médica. **Teoría de la Educación. Educación y Cultura en la Sociedad de la Información**, v. 11, n. 2, 2010.

PENNATI, G.; BELLOTTI, M.; FUMERO, R. Mathematical modelling of the human foetal cardiovascular system based on doppler ultrasound data. **Med Eng Phys**, v. 19, n. 4, p. 327 – 335, 1997.

PHYSIOEX. PhysioEx, 2018. Disponível em: <http://www.physioex.com/order_info_pex9.html>. Acesso em: Abril 2018.

ROOPASHREE, B. FUTURE CHALLENGES FOR EDUCATIONAL PRACTICE AND RESEARCH. **i-manager's Journal on School Educational Technology**, v. 101, n. 21, 2014.

RUIZ-GÓMEZ, J. et al. La simulación como modelo de enseñanza en cirugía. **ciresp**, v. 96, n. 1, p. 12-17, 2018.

SA COUTO, C. **Mathematical Models For Educational Simulation of Cardiovascular Pathophysiology**. 2009, Tesis doctorado – Facultad de Ingeniería de la Facultad de Porto, **Universidad de Porto**, Portugal, 2009.

SCIENCE. Self-taught artificial intelligence beats doctors at predicting heart attacks, 2017. Disponível em: <<http://www.sciencemag.org/news/2017/04/self-taught-artificial-intelligencebeats-doctors-predicting-heart-attacks>>. Acesso em: Diciembre 2017.

VÁZQUEZ-MATA, G.; GUILLAMET-LLOVERAS, A. El entrenamiento basado en la simulación como innovación imprescindible en la formación médica. **Educación médica**, v. 12, n. 3, p. 149-155, 2009.

YIGIT, M. et al. Transition from fetal to neonatal circulation: Modeling the effect of umbilical cord clamping. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 9, p. 1662–1670, 2015.

ZIV, A. et al. Simulation-based medical education- an ethical imperative. **Academic Medicine**, v. 78, p. 783-788, 2003.

DEVELOPMENT OF A NEONATAL CARDIOVASCULAR SIMULATION TOOL FOR TEACHING AND RESEARCH

Abstract: *The work presented in this article is framed in the field of the development of model-based medical simulators. The purpose of this work is to accelerate interdisciplinary research and improve the skills, abilities and expertise of health personnel without invasive practices on the patient. For this, we propose an educational simulator of neonatal cardiovascular physiology, implemented in Modelica based on the analogy with a hydraulic model. This tool allows simulating the normal state of newborn, cardiac pathologies such as coarctation of the aorta and transposition of the great arteries. It is also possible to visualize physiological variables such as pressure, volume, blood flow, elastance, vascular resistance and relations such as ventricular pressure-volume to evaluate the cardiac cycle. This work is a first advance in the development of simulators of neonatal complete physiology that allow evaluating the evolution of the patient with the application of a treatment. The development of these tools enables the reduction of human error and allows the performance of tests without consequences for patients.*

Key-words: *Simulation, Medical education, Neonate, Cardiovascular Physiology, Cardiac pathology, Teaching in medicine and biomedical.*