

DISEÑO EN SOLIDWORKS DE PLATAFORMA DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR PARA ENSAYO DE ROBOTS DE NAVEGACIÓN AUTÓNOMA

Cristina Nuevo-Gallardo¹, José Emilio Traver¹, Inés Tejado¹, Javier Prieto-Arranz^{1,2}, Miguel A. López¹, Blas M. Vinagre¹

¹ Escuela de Ingenierías Industriales, Universidad de Extremadura, Avda. de Elvas, s/n, 06006 Badajoz, e-mail: {cnuevog,jetraver,itejbal,malopezr01,bvinagre}@unex.es

² Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, Universidad de Castilla-La Mancha, Avda. Camilo José Cela, s/n, 13071 Ciudad Real, e-mail: javier.prietoarranz@uclm.es

Resumen

Este artículo presenta una plataforma de simulación del sistema cardiovascular (SCV) diseñada en el software de diseño 3D SolidWorks, basada en un modelo hidráulico que describe la dinámica de contracción del corazón y de la arteria carótida izquierda, así como el carácter cíclico y autónomo del primero, previamente validado mediante la herramienta Matlab/Simulink. La plataforma diseñada en SolidWorks tiene como objetivo el desarrollo de experimentos y ensayos con robots nadadores de pequeñas dimensiones, permitiendo emular las condiciones en las que se encontrarían estos robots navegando por el sistema circulatorio humano.

Palabras clave: Sistema cardiovascular, modelo eléctrico, modelo hidráulico, Simulink, Matlab, SolidWorks, plataforma de ensayo, robots nadadores, pequeñas dimensiones.

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares son consideradas como la primera causa de defunción a nivel global, viéndose incrementado el número de incidencias de este tipo [11]. Como consecuencia, es necesario el estudio y desarrollo de medios para evaluar y mejorar su tratamiento, combinando los conocimientos de la comunidad médica e ingenieril [1] para el desarrollo de modelos y simuladores, conocidos como lazos de circulación Mock (MCLs, del término en inglés). Estos modelos permiten un ahorro en coste y tiempo, además de servir de herramientas para el diseño, evaluación y mejora del funcionamiento de dispositivos de asistencia ventricular [7, 12], prótesis de válvulas cardíacas [4] o emuladores del sistema circulatorio para el aprendizaje y evaluación de herramientas de cateterismo.

El sistema cardiovascular (SCV) es un sistema relativamente complejo, y a pesar de la abundante información que es posible encontrar en la literatura respecto a su modelado [5, 7, 12, 18], ésta es escasa en lo que se refiere a tratar los problemas originados por la enfermedad de arteriosclerosis, concretamente en la oclusión (estenosis) de las arterias debido a su engrosamiento [10].

En este contexto, el presente trabajo pretende diseñar una plataforma experimental del SCV en el software de diseño 3D Solidworks a partir de un modelo hidráulico [14] desarrollado para el ensayo de robots de pequeñas dimensiones, concretamente robots nadadores tipo flagelo eucariótico y bacteriano. Mediante esta plataforma se pretende simular las condiciones en las que se encontrarían estos robots navegando por el sistema circulatorio humano. La plataforma se basa en un modelo hidráulico del SCV obtenido, a su vez, a partir de un modelo eléctrico que incorpora las arterias centrales y ha sido generalizado para incluir la arteria carótida común izquierda, que constituye la región con mayor recurrencia en problemas cardiovasculares, y más concretamente, en la formación de placas de ateroma. Puesto que el modelo hidráulico no presenta carácter autónomo debido al mecanismo escogido para simular el corazón, necesitará ser controlado mediante una estrategia de control, para conseguir así emular el comportamiento del corazón. Conviene señalar que el objetivo de este trabajo no es diseñar la estrategia de control más adecuada para el correcto funcionamiento de la plataforma; esa cuestión se abordará en un futuro.

El resto del documento está estructurado como sigue. La sección 2 resume el funcionamiento del SCV, así como los modelos eléctrico e hidráulico en los cuales está basada la plataforma diseñada. En la sección 3 se diseña la plataforma de ensayo en SolidWorks, y en la sección 4 se describe el

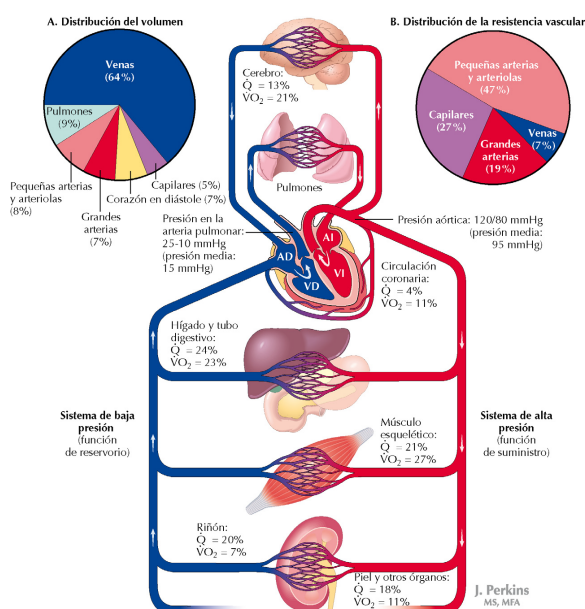


Figura 1: Esquema del sistema cardiovascular. Imagen extraída de [9].

control realizado para simular el funcionamiento del corazón. Finalmente, la sección 5 resume las principales conclusiones del trabajo.

2. ANTECEDENTES

2.1. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR

El SCV puede describirse como una red de distribución (vasos sanguíneos) que abastece de fluido (sangre) a una población por medio de una bomba (corazón). En el flujo de sangre a lo largo del SCV se distinguen dos etapas: 1) circulación sistémica o general, que es la encargada del transporte de sustancias y oxígeno, y 2) circulación pulmonar, responsable de la oxigenación de la sangre [8]. Un esquema de las circulaciones puede observarse en la Figura 1.

El corazón actúa como una bomba para cada circulación, generando la presión necesaria para impulsar la sangre a través del conjunto de vasos sanguíneos que recorren las células del cuerpo. Está constituido por una doble cámara aurículo-ventrículo, donde las aurículas actúan como cámara de precarga y los ventrículos hacen la función de bomba. Así mismo, presenta válvulas unidireccionales que impiden el reflujo entre cámaras (válvulas auriculoventriculares) y a la salida de los ventrículos (válvulas semilunares).

La capacidad del corazón para generar el gradiente de presión necesario reside en su capacidad de contracción y la sucesión de fenómenos eléctricos y mecánicos ocurridos durante un latido, conoci-

dos como ciclo cardíaco [8]. El ciclo cardíaco se divide en dos etapas claramente diferenciadas que ocurren de forma alternada: diástole (periodo de relajación) y sístole (periodo de contracción).

Las repercusiones que presenta la aterosclerosis sobre el comportamiento cardiovascular son principalmente dos: la pérdida de elasticidad de las arterias y el estrechamiento de la luz del vaso (estenosis). La pérdida de elasticidad produce un aumento de las presiones máximas alcanzadas [10], así como la modificación del patrón de onda debido a que la reflexión de las mismas se produce con mayor rapidez. Por otro lado, la estenosis reduce el flujo de sangre.

2.2. MODELOS DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR

Para desarrollar un modelo del SCV se ha optado por describir primero su comportamiento mediante estructuras eléctricas con un funcionamiento conceptual análogo, basado en el modelo de Windkessel [16] extendido a la arteria carótida común izquierda [12, 18]. A continuación, se presenta un modelo hidráulico estableciendo las equivalencias entre componentes eléctricos e hidráulicos, utilizando depósitos, cambios de sección y tuberías de gran longitud. La descripción completa de ambos modelos se encuentra en [14].

2.2.1. Modelo eléctrico

En este modelo, mostrado en la Figura 2, la oposición de las arterias y venas quedan representadas por una resistencia, y la elasticidad y capacidad de los vasos mediante un condensador. La dinámica del corazón es reducida a la parte izquierda y las correspondientes válvulas, considerando la capacidad de contracción del ventrículo izquierdo (VI), recogido por la ley de Frank-Starling, como un condensador variable ($C(t)$) [12, 13], mientras que la capacidad de la aurícula izquierda queda reflejada como C_s . En cuanto a las válvulas mitral (M) y aórtica (A) del corazón, son modeladas como un diodo no ideal, que permite identificar el control del flujo de sangre en función de la presión entre sus extremos [5, 12], incluyendo la elasticidad de la válvula aórtica como C_A . Respecto al cayado aórtico, se tiene en cuenta su morfología y las fuerzas inerciales debido al carácter pulsátil mediante R_c y L . La circulación sistémica y pulmonar quedan simplificadas a una resistencia periférica total (R_s) y un condensador (C_s).

Al sistema anterior se le añade el modelo de la arteria carótida común izquierda de acuerdo con [12, 18] (ver el sombreado verde en la Figura 2), por su elevada recurrencia en presentar placas de

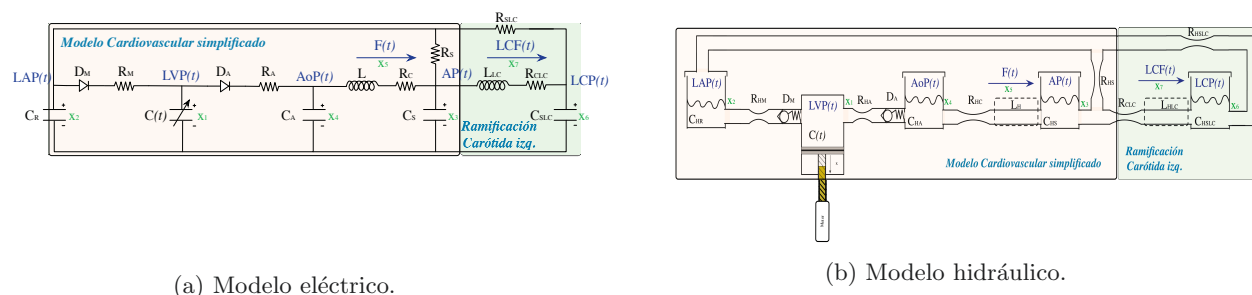


Figura 2: Modelos del SCV. Imágenes extraídas de [14].

ateroma [10]. La oposición al flujo, la bifurcación de la arteria y su elasticidad son representados mediante R_{CLC} y C_{SLC} , respectivamente, mientras que R_{SLC} modela la resistencia de retorno al corazón. Por último, L_{LC} refleja la inercia experimentada por el flujo de la arteria aorta.

Las ecuaciones diferenciales que rigen el comportamiento del sistema se obtienen seleccionando las variables recogidas en la Tabla 1 y empleando la definición de los propios componentes del circuito, así como las leyes de tensiones y corrientes de Kirchoff. Los estados x_1 a x_7 pueden ser consultados en [14]. La dinámica cardiovascular obtenida puede ser simulada en Matlab/Simulink quedando descrita de una forma continua. Se obtiene así un sistema autónomo debido al carácter cíclico de los términos $\dot{C}(t)$ y $1/C(t)$ y de marcado carácter no lineal.

2.2.2. Modelo hidráulico

Con el objeto de trasladar el modelo eléctrico descrito a un modelo hidráulico que permita el ensayo de robots nadadores, se establecen las equivalencias entre componentes eléctricos e hidráulicos, así como las consideraciones pertinentes que permitan adaptar la dinámica descrita a una implementación física. Como se ha visto, los componentes eléctricos utilizados han sido resistencias, condensadores e inductancias, cuyo comportamiento hidráulico puede ser modelado por cambios de sección, depósitos o tuberías de gran longitud [3], respectivamente. Respecto a los diodos, son sustituidos por válvulas unidireccionales.

La resistencia hidráulica es directamente equivalente a una resistencia eléctrica y se denotará co-

mo R_{H_i} , donde i se refiere al subíndice usado en el modelo eléctrico; esta misma nomenclatura se utilizará para el resto de elementos. Un condensador en términos hidráulicos es un depósito, cuya constante de capacidad equivalente es identificada como $C_H = \frac{A}{\rho g}$, donde A es la sección del depósito, ρ es la densidad del fluido y g , la gravedad. Respecto a la inductancia eléctrica, es similar a la hidráulica, pudiendo expresarse de la forma $L_H = \frac{l\rho}{A}$, donde l es la longitud de la tubería [3].

Respecto a la contracción muscular del VI, el equivalente al condensador de capacidad variable en términos hidráulicos sería una bomba para impulsar el fluido. En este trabajo se empleará, concretamente, una bomba de pistón [5], que se puede interpretar como un depósito de volumen variable en función de la posición del pistón.

Analizando la dinámica de la bomba, se obtiene que la variación de presión es función de los caudales de entrada, salida y la variación de volumen causada por el desplazamiento del pistón (véase la Figura 3). Por tanto, la dinámica de la presión del VI ($LVP(t)$) es la impuesta por la bomba de pistón. El modelo matemático completo puede consultarse en [14].

El modelo hidráulico descrito es un sistema no lineal y no autónomo, característica provocada por el mecanismo escogido para implementar la contracción del VI. Esto hace necesario regular la velocidad de desplazamiento del pistón para así emular las variaciones de presión del VI, aplicando una adecuada estrategia de control (resumida en la sección 4).

3. DISEÑO DE LA PLATAFORMA EN SOLIDWORKS

Con el objetivo de simular el comportamiento del SCV a escala macroscópica y realizar pruebas experimentales con robots nadadores, se desea construir una plataforma del SCV a partir del modelo hidráulico descrito en la sección 2.2.2. Para ello,

Tabla 1: Variables del modelo del SCV [14].

Variable	Abreviatura	Significado clínico (unidad)
$x_1(t)$	LVP(t)	Presión del ventrículo izquierdo (mmHg)
$x_2(t)$	LAP(t)	Presión de la aurícula izquierda (mmHg)
$x_3(t)$	AP(t)	Presión arterial (mmHg)
$x_4(t)$	AoP(t)	Presión aórtica (mmHg)
$x_5(t)$	F(t)	Flujo de sangre (ml/s)
$x_6(t)$	LCP(t)	Presión arteria carótida común izquierda (mmHg)
$x_7(t)$	LCF(t)	Flujo de sangre en la arteria carótida (ml/s)

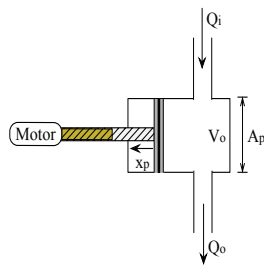


Figura 3: Esquema del VI emulado mediante una bomba de pistón. Imagen extraída de [14].

se diseña previamente un modelo en el software de diseño 3D SolidWorks que permita visualizar los componentes de la plataforma, así como las dimensiones reales de la misma.

La plataforma está constituida, de forma similar al modelo hidráulico reflejado en la Figura 2, por una serie de depósitos conectados mediante tuberías, que a su vez incluyen válvulas para controlar el flujo en una sola dirección e implementar los estrechamientos de sección contemplados en el modelo. En cuanto al corazón, como se ha comentado anteriormente, ha sido modelado mediante una bomba de pistón que impulsa el fluido por las tuberías de la plataforma. En la Figura 4 se muestra el diseño de la plataforma del SCV, mientras que en la Figura 5 se detallan sus componentes según la referencia indicada en la Tabla 2, donde han sido contabilizados los componentes principales de la misma.

Las tuberías empleadas son de PMMA con un diámetro interno de 4", mismo material empleado para los depósitos (siendo estos de un diámetro superior). La dimensión de las tuberías ha sido seleccionada con el objetivo de poder albergar en su interior los robots diseñados en el laboratorio y desarrollar los ensayos y pruebas experimentales de forma adecuada. Los depósitos tendrán un diámetro superior a las tuberías con el objetivo de disponer de mayor capacidad de almacenamiento.

En cuanto a las válvulas, se incluyen válvulas antirretorno para favorecer la circulación del fluido en un único sentido y así evitar fenómenos de reflujo en la plataforma. Los estrechamientos en la luz de las tuberías han sido representados mediante válvulas estranguladoras de caudal o reguladoras de flujo, siendo posible variar el porcentaje de apertura. Preferiblemente, se seleccionarán electroválvulas frente a válvulas de accionamiento mecánico tradicionales, con el fin de aplicar un mejor control sobre ellas y modificar fácilmente su apertura. La bomba que impulsa el fluido es una bomba de pistón accionada mediante un motor eléctrico. El mecanismo de transmisión entre el motor y el pistón podrá ser tipo biela-manivela [6]

o formado por un tornillo sinfín, una rueda dentada y una cremallera fijada a la base del pistón. La ventaja de la primera opción es su sencillez, ya que tanto el diseño como la transmisión mecánica son más rápidos de implementar. En cuanto a la segunda opción, una de las ventajas del tornillo sinfín es su carácter autobloqueante, ya que el movimiento del pistón solo puede ser generado a partir del sinfín y cualquier movimiento proveniente del pistón o la cremallera quedaría impedido. De igual forma, el control de este diseño sería más sencillo, aunque el consumo de energía podría ser superior debido a la necesidad de invertir el sentido de giro del motor en intervalos cortos de tiempo. La elección de la transmisión mecánica más adecuada se realizará en futuros trabajos.

Además, son necesarios sensores de caudal y presión para controlar las variables del modelo reflejadas en la Tabla 1 y asegurar que el funcionamiento de la plataforma sea lo más fiel posible al SCV humano. Concretamente, se han situado sensores de presión en los depósitos y el pistón, mientras que los sensores de caudal se encuentran en las tuberías de mayor longitud.

Por otro lado, y puesto que el diseño realizado servirá como plataforma de ensayo para robots nadadores, deberá ser posible introducir estos robots en el interior de las tuberías y, así, navegar por ellas. Los depósitos ayudarán a esta tarea. Sin embargo, al no situarse depósitos en la parte posterior de la plataforma, se han incluido unos codos a 45° en la tubería de mayor longitud, los cuales permitirán la circulación de los robots por esta parte de la plataforma.

Con el objeto de lograr escalar a nivel macroscópico los fenómenos microscópicos producidos a causa de la interacción de los microrrobots con la hemodinámica cardiovascular, el fluido a utilizar será

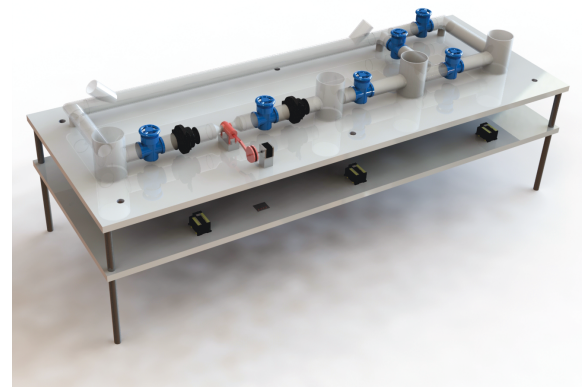


Figura 4: Plataforma SCV diseñada en SolidWorks.

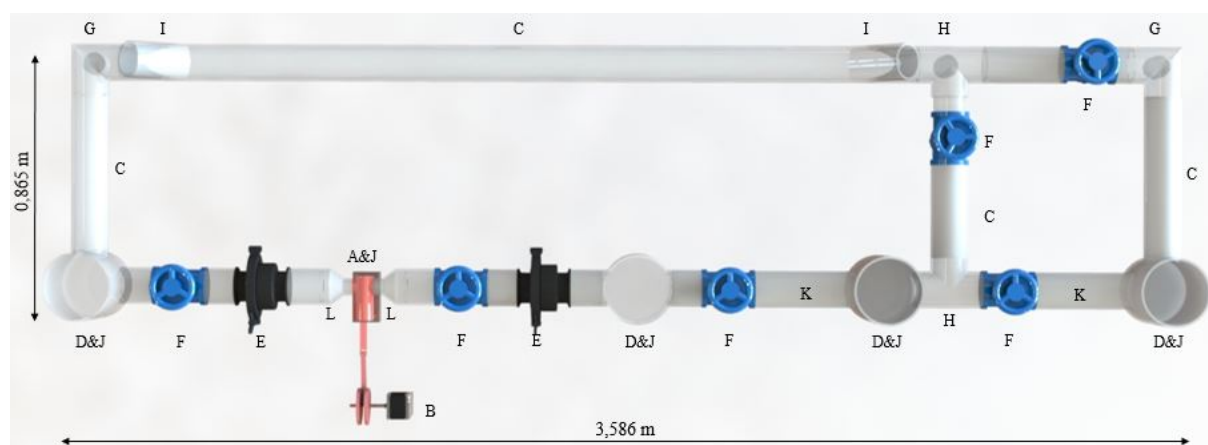


Figura 5: Plataforma SCV en planta. La referencia de los componentes se indica en la Tabla 2.

aceite de silicona cuya viscosidad es 0,0694 kg/ms y densidad 964 kg/m³ a 25°C, características que, para robots de pequeñas dimensiones, permiten simular las condiciones a las que se encontrarían sujetos estos robots en el sistema circulatorio humano.

Tabla 2: Componentes de la plataforma del SCV.

Ref.	Componente	Cantidad
A	Bomba de pistón	1 ud.
B	Motor eléctrico	1 ud.
C	Tuberías diámetro 4"	6 m
D	Depósitos	4 ud.
E	Válvulas antirretorno	2 ud.
F	Válvulas reguladoras de caudal	6 ud.
G	Codos en L a 90°	2 ud.
H	Codos en T a 90°	2 ud.
I	Codos en T a 45°	2 ud.
J	Sensores de presión	5 ud.
K	Sensores de caudal	2 ud.
L	Reducción cónica	2 ud.

Para obtener una adecuada semejanza física entre la plataforma diseñada y el SCV, así como simular las características hemodinámicas del mismo, se deben cumplir los siguientes requisitos. En primer lugar, la longitud característica del robot debe ser muy inferior al diámetro del conducto por el cual circulará en la plataforma, ya que a nivel microscópico el microrrobot tendrá unas dimensiones ínfimas en comparación con las arterias, venas y células que recorren el sistema circulatorio humano. Es por ello que las tuberías han sido escogidas con diámetro interno de 4", dimensión muy superior al tamaño de los robots desarrollados en el laboratorio.

En segundo lugar, los números de Reynolds (*Re*) característicos de la sangre en el SCV y del aceite en la plataforma son calculados como:

$$Re = \frac{vL\rho}{\mu}, \tag{1}$$

donde *v* es la velocidad máxima del fluido, *L* una longitud característica del microrrobot (por ejemplo, el diámetro de su cabeza), y ρ y μ la densidad y viscosidad dinámica del fluido, respectivamente. Los *Re* de ambos fluidos deben tomar los mismos valores para cumplir la ley de semejanza [17]. En nuestro caso, el *Re* característico de la sangre ha sido calculado para un diámetro del microrrobot de 10 μm y las propiedades de la sangre reflejadas en la Tabla 3, obteniendo un *Re* de 3,737. Este *Re* es trasladado a la plataforma manteniendo el valor de caudal impulsado por el corazón, obteniendo la velocidad a la que circulará el aceite de silicona por las tuberías y, de esta forma, caracterizando el pistón con unas dimensiones adecuadas (Figura 6), de forma que impulse el fluido en un tiempo de 0,8 s (correspondiente al período de sístole ventricular del corazón). Debido a las pequeñas dimensiones del pistón en comparación con las tuberías, es necesario incluir reducciones cónicas a la entrada y salida del pistón para reducir el diámetro de la luz de los conductos.

Tabla 3: Propiedades de la sangre en el SCV.

Propiedad	Valor (unidades)
Densidad	1070 (kg/m ³)
Viscosidad	0,0035 (Pa s)
Caudal a la salida del corazón	0,0006 (m ³ /s)
Diámetro de la aorta	0,025 (m)
Diámetro de la cabeza del microrrobot	10 ⁻⁵ (m)
Pulsaciones	75 (lpm)

En tercer lugar, el número de Womersley (*Wo*) [2] debe tener, igualmente, el mismo valor en ambos fenómenos. Este número adimensional representa la relación entre la frecuencia de un flujo pulsátil y los efectos viscosos, muy importantes tanto en el SCV como en la plataforma diseñada, y es calculado como:

$$Wo = D\sqrt{\frac{2\pi\omega\rho}{\mu}}, \tag{2}$$

donde D es el diámetro del conducto, ω es la frecuencia en latidos por minuto (lpm), y ρ y μ la densidad y viscosidad dinámica del fluido, respectivamente. Con las propiedades reflejadas en la Tabla 3, se obtiene un Wo de 38,738 para la sangre. Manteniendo este valor en la plataforma, se obtiene el número de pulsaciones por minuto a desarrollar por el pistón, que en nuestro caso son 103,166 lpm. Así, la plataforma del SCV queda completamente diseñada.

4. CONTROL DE LA PLATAFORMA

Debido al mecanismo escogido para implementar la contracción del VI, el sistema obtenido es no lineal y no autónomo. Esto requiere la aplicación de una estrategia de control para regular la velocidad de desplazamiento del pistón y, de esa forma, simular las variaciones de presión del VI.

Dado que el objetivo de este trabajo no está centrado en el control de la plataforma, conviene señalar que, con fines ilustrativos y para proporcionar una descripción completa de la plataforma, en esta sección se presenta la estrategia de control más simple que se puede encontrar en la bibliografía, y que ha sido validada en nuestros trabajos previos [15]. Se trata de un controlador proporcional-integral-derivativo (PID) puesto que ha sido demostrado que controla de forma óptima la velocidad de desplazamiento del pistón. La referencia seguida por el controlador es la presión en el VI, calculada a partir de la elastancia normalizada del corazón (la elastancia es el estado de contracción del corazón, que relaciona la presión del VI y el volumen del mismo) [14].

Para la implementación de la estrategia de control se ha considerado un autómatas programable, con 13 entradas analógicas para la lectura de los sensores de presión, caudal y posición de apertu-

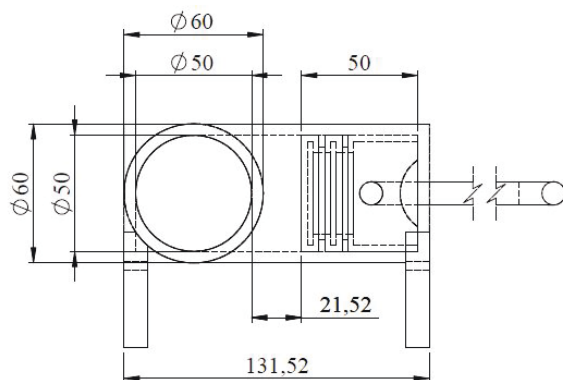


Figura 6: Plano del pistón diseñado (dimensiones en mm).

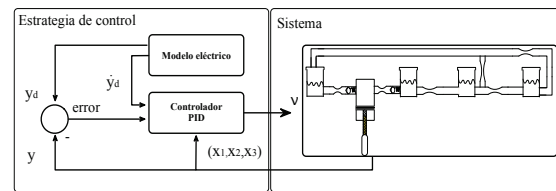


Figura 7: Diagrama de bloques de la estrategia de control para el modelo hidráulico del SCV. Imagen extraída de [14].

ra de las electroválvulas; 5 entradas digitales para decodificación del encoder del motor y la lectura de la interfaz digital de los sensores de caudal y 7 salidas digitales con la funcionalidad de modulación por ancho de pulso (PWM) para la modificación de la apertura de las electroválvulas y motor eléctrico. El autómatas programable escogido para esta aplicación es el modelo Ethernet PCL M-DUINO de Industrial Shields, basado en el diseño hardware del Arduino Mega 2560, que ofrece hasta 58 entradas y salidas, de las cuales 16 entradas son analógicas y 15 pueden emplearse como salidas tipo PWM. El autómatas está basado en el microcontrolador Atmel ATmega 2560 de 8-bits con una capacidad de 16 millones de instrucciones por segundo (MIPS) para una frecuencia de reloj de 16 MHz. Además, incorpora un módulo de expansión de 20 entradas y salidas, que es gobernado en configuración maestro-esclavo a través del bus de comunicación I²C.

Respecto a la comunicación del autómatas, conviene indicar que soporta diversos interfaces, destacando el puerto Ethernet, que será utilizado para la comunicación con el PC. La comunicación se realizará mediante el protocolo TCP/IP con el propósito de asegurar la recepción de la información y con la siguiente configuración: la IP del autómatas será asignada por el sistema operativo del ordenador, y las palabras de datos serán enviadas en formato BigEndian bajo el estándar IEEE 754 para aritmética de coma flotante. La información enviada al ordenador será la registrada por el conjunto de sensores (presión, caudal, apertura de electroválvulas y velocidad del motor) y la información recibida por el autómatas será la correspondiente a las señales de actuación de las electroválvulas y el motor eléctrico, permitiendo implementar diferentes estrategias de control y condiciones de la plataforma sin necesidad de modificar la programación del autómatas. Por el lado del ordenador, la información será recibida y procesada mediante el entorno Matlab/Simulink, en el cuál se utilizarán los bloques de comunicación *TCP/IP Receive* y *TCP/IP* de la Toolbox de Instrumentación de Control.

Es necesario mencionar que la programación del autómatas se realiza con la plataforma de libre acceso Arduino IDE, cuyo lenguaje de programación está basado en C++ adaptado al hardware del microcontrolador. La comunicación empleada para la programación es a través de USB.

5. CONCLUSIONES

Este artículo es la continuación de un trabajo anterior [14], en el cual se presentaban dos modelos de simulación del sistema cardiovascular (SCV): un modelo eléctrico, basado en el modelo de Windkessel incluyendo algunas modificaciones, y un modelo hidráulico obtenido a partir del anterior.

Tomando el modelo hidráulico como base, en este artículo se ha presentado un primer diseño de una plataforma hidráulica del SCV a escala macroscópica en el software SolidWorks, con el objetivo de desarrollar experimentos y ensayos con robots nadadores tipo flagelo eucariótico y bacteriano de pequeñas dimensiones, permitiendo emular las condiciones en las que se encontrarían estos robots navegando por el sistema circulatorio humano.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por la Consejería de Economía e Infraestructuras de la Junta de Extremadura y por fondos FEDER "Una manera de hacer Europa", a través la Ayuda a Grupos con expediente GR18159 y el proyecto IB18109, y parcialmente por la Agencia Estatal de Investigación (Ministerio de Economía y Competitividad) y el Fondo Social Europeo (FEDER, EU), a través del proyecto DPI2016-80547-R. Cristina Nuevo-Gallardo agradece a la Universidad de Extremadura la financiación de su beca a través del "Plan Propio de Iniciación a la Investigación, Desarrollo Tecnológico e Innovación 2018". José Emilio Traver agradece al Ministerio de Educación, Cultura y Deporte la financiación de su beca a través de la beca n° FPU16/2045 del programa FPU.

English summary

DESIGN IN SOLIDWORKS OF A PLATFORM OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM FOR TESTING AUTONOMOUS NAVIGATION ROBOTS

Abstract

This article presents an experimental plat-

form of the cardiovascular system (CVS) designed in Solidworks and based on an electric model which describes the contraction dynamics of the heart as well as its cyclic and autonomous characteristics. Depart from this model, previously generalized to include the dynamics of the left common carotid artery, a hydraulic model was developed emulating the behaviour of the CVS in that zone, been validated by the Matlab/Simulink tool. The designed platform is a representation of this hydraulic model, which objective is to test swimming robots of small dimensions and to allow the simulation of the conditions in which these robots would navigate in the human circulatory system.

Keywords: Cardiovascular system, electric model, hydraulic model, Simulink, Matlab, SolidWorks, experimental platform, swimming robots, small dimensions.

Referencias

- [1] H. R. Arabnia and Q. N. Tran. Emerging trends in applications and infrastructures for computational biology, bioinformatics, and systems biology: Systems and applications. Emerging Trends in Computer Science and Applied Computing. Elsevier Science, 2016.
- [2] C. G. Caro, T. J. Pedley, R. C. Schroter, K. H. Parker, and W. A. Seed. *The Mechanics of the Circulation*. Cambridge University Press, 2012.
- [3] D. K. Chaturvedi. *Modeling and simulation of systems using MATLAB and Simulink*. CRC Press, 2009.
- [4] L. P Dasi, H. A. Simon, P. Sucusky, and A. P. Yoganathan. Fluid mechanics of artificial heart valves. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 36(2):225–237, 2009.
- [5] K. Gwak, H. D. Kim, and C. Kim. Feedback linearization control of a cardiovascular circulatory simulator. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 23(5):1970–1977, 2015.
- [6] J. Han, H. Liu, Y. Zhou, R. Zhang, and C. Li. The bionic actuation and experimental study

- of a heart simulator. In *Proceedings of the 11th World Congress on Intelligent Control and Automation*, pages 2817–2820, 2014.
- [7] Y. Liu, P. Allaire, Y. Wu, H. Wood, and D. Olsen. Construction of an artificial heart pump performance test system. *Cardiovascular Engineering*, 6(4):151–158, 2006.
- [8] F. Martini, J.L. Nath, and E.F. Bartholomew. *Fundamentals of Anatomy & Physiology*. Benjamin-Cummings Publishing Company, 2015.
- [9] S. E. Mulroney and A. K. Myers. *Netter. Fundamentos de fisiología*. Elsevier Health Sciences Spain, 2011.
- [10] W. Nichols, M. O'Rourke, and C. Vlachopoulos. *McDonald's Blood Flow in Arteries, Sixth Edition: Theoretical, Experimental and Clinical Principles*. CRC Press, 2011.
- [11] World Health Organization. Cardiovascular diseases, 2016.
- [12] M. A. Simaan. *Rotary Heart Assist Devices*, pages 1409–1422. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2009.
- [13] N. Stergiopoulos, J. Meister, and N. Westerhof. Determinants of stroke volume and systolic and diastolic aortic pressure. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 270(6):H2050–H2059, 1996.
- [14] J. E. Traver, J. F. Ortega, I. Tejado, B. Pagador, F. Sun, R. Pérez-Aloe, B. M. Vinagre, and M. F. Margallo. Simulador cardiovascular para ensayo de robots de navegación autónoma. *Actas de las XXXVIII Jornadas de Automática*, pages 633–640, 2017.
- [15] J. E. Traver, I. Tejado, J. Prieto-Arranz, and B. M. Vinagre. Comparing classical and fractional order control strategies of a cardiovascular circulatory system simulator. *IFAC-PapersOnLine*, 51(4):48–53, 2018.
- [16] N. Westerhof, J. Lankhaar, and B. E. Westerhof. The arterial windkessel. *Medical & biological engineering & computing*, 47(2):131–141, 2009.
- [17] F. M. White. *Mecánica de fluidos*. McGraw-Hill, 2004.
- [18] Y. Yu, J. R. Boston, M. A Simaan, and J. Antaki. Estimation of systemic vascular bed parameters for artificial heart control. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 43(6):765–778, 1998.



© 2019 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution CC BY-NC-SA 4.0 license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/deed.es>).