

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EMULADOR DEL CIRCUITO HIDRÁULICO DEL SISTEMA CIRCULATORIO

DESIGN AND CONSTRUCTION OF A HYDRAULIC CIRCUIT EMULATOR OF THE CIRCULATORY SYSTEM

Cecilia Guadalupe Díaz Valerio

Universidad Tecnológica de Tehuacán, México
cecilia.diaz@alumno.uttehuacan.edu.mx

María Nayeli González Cruz

Universidad Tecnológica de Tehuacán, México
maria.nayeli@uttehuacan.edu.mx

Carlos Manuel Astorga Zaragoza

Tecnológico Nacional de México / CENIDET, México
carlos.az@cenidet.tecnm.mx

Gloria Lilia Osorio Gordillo

Tecnológico Nacional de México / CENIDET, México
gloria.og@cenidet.tecnm.mx

Carlos Alberto Daza Merino

Universidad Tecnológica de Tehuacán, México
carlos.daza@uttehuacan.edu.mx

Juan Reyes Reyes

Tecnológico Nacional de México / CENIDET, México
juan.rr@cenidet.tecnm.mx

Recepción: 20/octubre/2020

Aceptación: 27/noviembre/2020

Resumen

Este artículo presenta el diseño e implementación de un emulador de la función hidráulica del sistema cardiovascular. El emulador consiste en 6 tanques interconectados (representando las aurículas, ventrículos, el cuerpo y pulmones), 4 válvulas (representando la mitral, tricúspide, aortica y pulmonar) y 2 bombas para la transportación del líquido (sangre real) del cuerpo hacia el corazón y del corazón hacia los pulmones. Finalmente, se implementa un sistema electrónico basado en un microcontrolador para sintonizar la conducción de las bombas y las válvulas. La principal contribución de este desarrollo es la fabricación de un equipo de

demostración y la posibilidad de aplicación multipropósito en diferentes áreas como exposiciones para niños, explicación del funcionamiento del corazón y enfermedades, capacitación de asistentes médicos y estudiantes, capacitación en mecatrónica, practica de ingeniería de control, etc.

Palabras Clave: Electrocardiograma, sistema circulatorio, válvulas corazón.

Abstract

In this paper the design and implementation of an emulator of the hydraulic function of the cardiovascular system is presented. The emulator consists of six interconnected tanks (representing the auricles, ventricles, the body and lungs), four valves (representing the mitral, tricuspid, aortic and pulmonary valves) and two pumps for transportation of the liquid (representing blood) from body towards the heart and from heart towards the lungs. Finally, a microcontroller-based electronic system is implemented to synchronize the driving pumps and the valves. The main contribution of this development is the manufacture of demonstration equipment and the possibility for multi-purpose applications in different areas such as exhibitions for children, explanation of heart functioning and diseases, training of medical assistants and students, mechatronics training, control engineering practice and so on.

Keywords: *Circulatory system, electrocardiogram, heart valves.*

1. Introducción

Es bien conocido que el sedentarismo y una dieta con alta densidad calórica, son la causa principal de un índice de masa corporal elevado, que se traduce en el principal factor de riesgo para numerosas enfermedades no transmisibles tales como obesidad, hipertensión, diabetes, enfermedad renal crónica, enfermedad vascular cerebral, enfermedades del sistema cardiovascular y digestivo, entre otras. Sin embargo, una de las causas que menos se atienden, sobre todo en los países de medianos y bajos ingresos, es la falta de información. Según la OMS, estos países tienen el 75 por ciento de la población hipertensa del mundo y tienen los índices más bajos de conocimiento sobre la enfermedad, tratamiento, e incluso el control adecuado. Probablemente, si se fomenta la cultura de la salud y el ejercicio

en la escuela, museos de la ciencia, programas de radio, televisión, juegos interactivos, entre otros, las enfermedades causadas por una alimentación deficiente y el sedentarismo podrían reducirse considerablemente. Dentro de estas enfermedades, las que afectan al sistema cardiovascular son una de las principales causas de mortandad a nivel mundial [Sowers, 2001], [Sánchez, 2016].

El órgano principal del sistema cardiovascular es el corazón, el cual ha sido objeto de estudio desde que el hombre ha tratado de explicarse la anatomía de los seres vivos de su entorno, incluido él mismo. La tarea principal del corazón en el sistema cardiovascular es distribuir la sangre a todo el organismo del cual forma parte.

Desde el punto de vista médico, es importante comprender la forma en que el corazón funciona esto con el propósito de poder supervisar el estado de salud del mismo con la finalidad de actuar de manera preventiva o correctiva y preservar la vitalidad en la medida de lo posible. El estudio de su funcionamiento puede llevarse a cabo desde diferentes perspectivas incluyendo la biología, la mecánica, la eléctrica, la hidráulica, entre otras. De esta manera, se ha desarrollado suficiente tecnología para un vasto número de aplicaciones tendientes a la medición de variables que describen el comportamiento del corazón [Aguirre, 2016], a la intervención quirúrgica, a la simulación del funcionamiento, al modelado matemático, al reemplazo mecánico de partes, etc. Por ejemplo, los autores en [Cho, 2016] desarrollaron un simulador de entrenamiento que genera las señales del electrocardiograma por medio de un microcontrolador. En [Schwid, 1988] se usa una computadora personal con un convertidor digital a analógico como un simulador de electrocardiograma. En [Gollmann, 2018] presentan un prototipo el cual basa en el uso de un corazón palpitante porcino.

El corazón consta de cuatro cavidades. Las cavidades superiores se denominan aurícula izquierda y aurícula derecha y las cavidades inferiores se denominan ventrículo izquierdo y ventrículo derecho. Una pared muscular denominada tabique separa las aurículas izquierda y derecha y los ventrículos izquierdo y derecho (ver la figura 1). Las válvulas situadas en los orificios que comunican las aurículas y los ventrículos, llamadas tricúspide y mitral, tienen una morfología diferente de las válvulas que se encuentran entre los ventrículos y las arterias pulmonar y aorta, es

decir, las válvulas pulmonar y aortica. Todas tienen la misma función: se abren y dejan pasar la sangre, para después cerrarse e impedir que la sangre retroceda. De manera breve, el circuito hidráulico de la sangre en el sistema cardiovascular se desarrolla de la siguiente forma:

- La sangre rica en oxígeno proveniente de los pulmones ingresa a la aurícula izquierda del corazón.
- La sangre pasa al ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral (etiquetada como Vm, figura 1)
- La sangre rica en oxígeno es expulsada del corazón, a través de la válvula aortica (etiquetada como Va, figura 1), hacia el cuerpo humano, donde gradualmente pierde oxígeno.
- La sangre pobre en oxígeno regresa al corazón, ingresando a la aurícula derecha.
- La sangre pasa al ventrículo derecho a través de la válvula tricúspide (etiquetada como Vt, figura 1).
- La sangre pobre en oxígeno es expulsada del corazón, a través de la válvula pulmonar (etiquetada como Vp, figura 1), hacia los pulmones, donde se renueva en oxígeno.
- Se repite el ciclo.

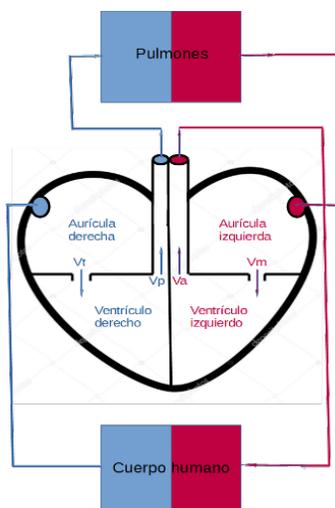


Figura 1 Representación idealizada del sistema cardiovascular.

Lo anterior, de igual manera se observa en la figura 2 donde se tiene la representación de un circuito cerrado del funcionamiento del sistema circulatorio.

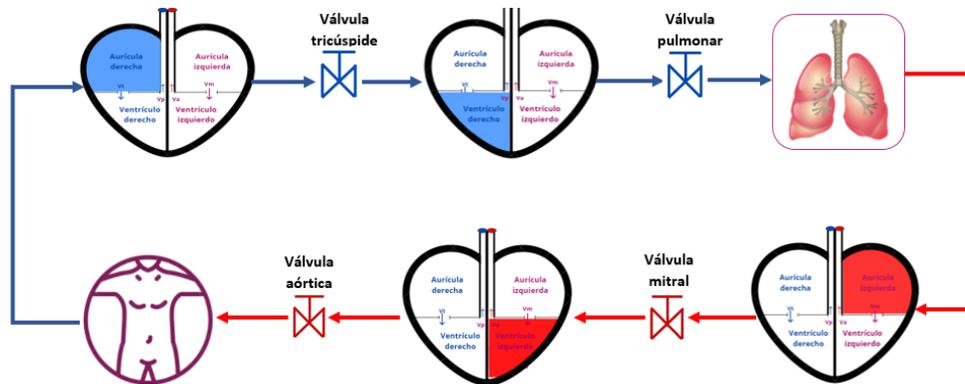


Figura 2 Representación en circuito cerrado del sistema circulatorio.

En este trabajo, se muestra el diseño y construcción de un prototipo experimental, tendiente a describir la morfología básica del corazón, su comportamiento dinámico y el circuito hidráulico que se lleva a cabo en el sistema cardiovascular. El prototipo consiste en una serie de recipientes interconectados por válvulas, emulando morfológicamente un corazón. La principal contribución es coadyuvar en la divulgación de la información tendiente a mejorar el conocimiento del funcionamiento de los órganos vitales del cuerpo humano, y en consecuencia a fomentar el cuidado de la salud.

2. Métodos

Diseño mecánico y construcción

En esta sección se presenta el diseño mecánico y construcción de un prototipo de laboratorio para emular el comportamiento hidráulico del corazón humano. El diseño contempla utilizar seis recipientes interconectados, dos de ellos representan a las aurículas derecha e izquierda, dos representan a los ventrículos derecho e izquierdo, uno representa a los pulmones y otro representa al cuerpo humano. Estas interconexiones se muestran en la figura 3. También, se colocaron cuatro válvulas (accionadas por servomotores) que se denominan de manera análoga a las que tiene el corazón humano. Estas son la válvula tricúspide, la válvula mitral, la válvula

pulmonar y la válvula aórtica, respectivamente. En la figura 4 se presentan diferentes vistas del emulador, en las cuales se aprecia de una mejor manera cada uno de los componentes del mismo.

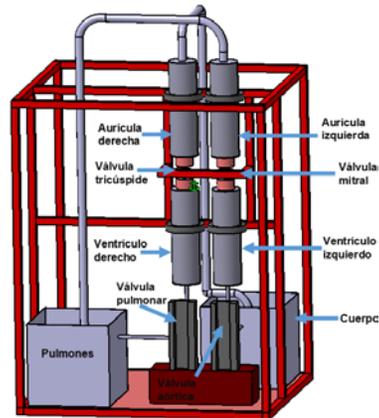


Figura 3 Diseño mecánico del prototipo.

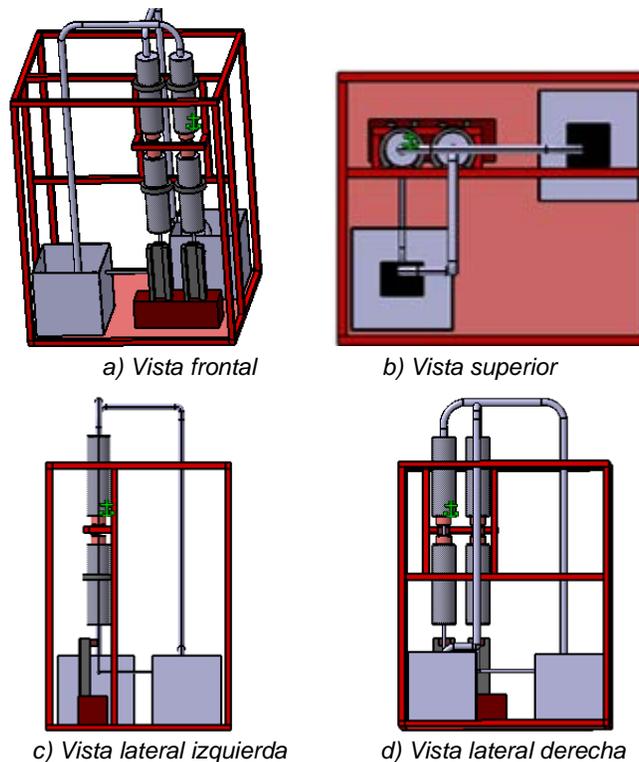


Figura 4 Diferentes vistas del diseño mecánico del prototipo.

La arquitectura de estas válvulas para emular el funcionamiento real de las mismas, están basadas en una llave de polipropileno de baja densidad con un diámetro de

10 mm comúnmente utilizadas para riego por goteo en la agricultura, a las cuales se les acoplo un servomotor MG995 se hace de uso de este tipo de servomotor debido al torque que presenta además de que éste permite controlar la posición del eje en un momento dado, así mismo es de utilidad para que de esta manera muestre y/o represente algunas enfermedades cardiacas que puedan presentarse en las válvulas internas de corazón por un mal funcionamiento del mismo, ver figura 5.



Figura 5 Válvulas mitral y tricúspide con sus respectivos servomotores.

Por otro lado para emular el funcionamiento de bombeo de la sangre, tanto del cuerpo como de los pulmones, se hace uso de 2 bombas centrifugas de baja presión, en este caso tipo sumergibles, las cuales manejan una tensión nominal de 12 V, se hace uso de este tipo de bombas debido a que satisface con las necesidades requeridas, ya que se requiere que el caudal sea mínimo para que no se presente un sobre llenado en los recipientes utilizados y sean fácilmente manipulables, ver figura 6. La construcción del emulador se da a base de una serie de pasos, los cuales son indispensables para el cumplimiento del objetivo que se requiere, primeramente, una vez que se presenta el diseño del emulador es importante el análisis del mismo para que este funcione de manera óptima, después, se presenta la adquisición de materia prima para que esta pueda ser procesada mediante diversos procesos de manufactura, seguido de lo anterior, se presentan pruebas generales de filtración en cada uno de los recipientes interconectados entre sí, finalmente se realiza un análisis general del funcionamiento de la construcción del emulador, ver figura 7. El líquido utilizado en el prototipo experimental para representar la sangre es agua.



Figura 6 Válvulas aórtica y pulmonar con sus respectivos servomotores.

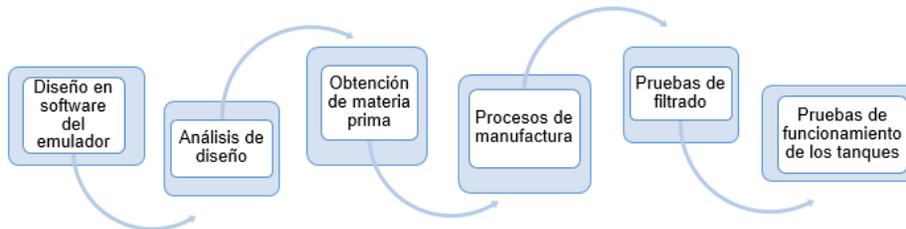


Figura 7 Diagrama de construcción del emulador.

Para analizar los tiempos de bombeo del corazón se hace uso de un electrocardiograma ECG, como el que se muestra en la figura 8.

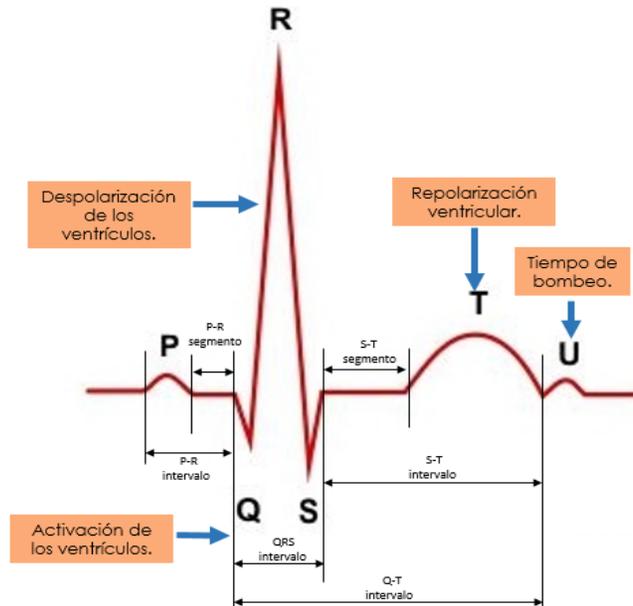


Figura 8 Electrocardiograma.

Para fines prácticos en el desarrollo de este prototipo emulador, se analizan la onda P y los segmentos P-R y S-T. Al analizar la onda P, se obtiene el tiempo que tarda la sangre en las aurículas. Al analizar el segmento P-R, se obtiene el tiempo en que tardan abiertas las válvulas tricúspide y mitral para el paso de la sangre a los ventrículos. Finalmente, al analizar el segmento S-T, se obtiene el tiempo en que se abren las válvulas pulmonar y aortica para el paso de la sangre a los pulmones y al cuerpo.

Como se mencionó anteriormente, se utilizan dos bombas hidráulicas para transportar líquido del recipiente que representa a los pulmones hacia la aurícula izquierda y del recipiente que representa al cuerpo humano hacia la aurícula derecha. A estas bombas las denominaremos bomba pulmonar y bomba corporal, respectivamente. Para conocer la cantidad de líquido que debe bombearse hacia las aurículas, es importante conocer la fracción de eyección y el gasto cardíaco. La fracción de eyección es una medida del porcentaje de sangre que sale del corazón cada vez que se contrae. El gasto cardíaco hace referencia al volumen de sangre bombeado por minuto por cada ventrículo. Así, la frecuencia cardíaca promedio en un adulto en reposo es de 70 latidos por minuto; el volumen sistólico (el volumen de sangre bombeado por latido por cada ventrículo) promedio es de 70 a 80 ml por latido. El producto de estas dos variables resulta en un gasto cardíaco promedio de 5,500 ml (5.5 l) por minuto [Zavala, 2017]. De esta manera, se tiene que el gasto cardíaco está dado por la ecuación 1.

$$G_c = F_c V_s \quad (1)$$

Donde:

G_c : Gasto cardíaco

F_c : Frecuencia cardíaca

V_s : Volumen sistólico o fracción de eyección

V_s está dado a la vez, por la ecuación 2.

$$V_s = V_{td} - V_{ts} \quad (2)$$

Cuando se resuelven la ecuación 1 y la ecuación 2, se obtiene como resultado el volumen total de la sangre bombeada hacia las aurículas.

Construcción de tarjeta electrónica y programación en el microcontrolador

Para la realización del control del emulador se diseña y construye una placa electrónica, en la cual se hace uso de elementos electrónicos, tales como, diodos rectificadores, transistores, resistencias, optoacopladores, clemas de conexión. La placa se diseña en el software Altium®, figuras 9 y 10.



Figura 9 Diseño 3D del PCB software Altium®.

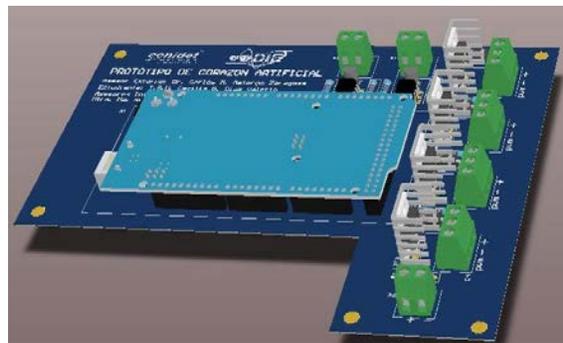


Figura 10 Vista 3D del PCB software Altium®.

La figura 11 presenta las conexiones electrónicas utilizadas en la misma. Posteriormente es elaborada en placa a base de cobre con los componentes anteriormente mencionados, finalmente se monta en el emulador y se realizan pruebas de voltaje y amperaje sobre la misma. Es de mencionar que para la alimentación de todo el emulador se hace uso de una fuente externa de 12 V con amperaje variable. De esta manera, para realizar el control secuencial de apertura y cierre de las válvulas, así como regular los tiempos de encendido de las bombas, se desarrolló un programa para un microcontrolador Arduino Mega. La edición del

código de programación se realizó utilizando el entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino. Se elige este tipo de microcontrolador, debido a que cuenta con salidas de tipo modulación de ancho de pulso (PWM) necesarias para accionar los servomotores asociados a las válvulas, además de salidas digitales necesarias para accionar las bombas.

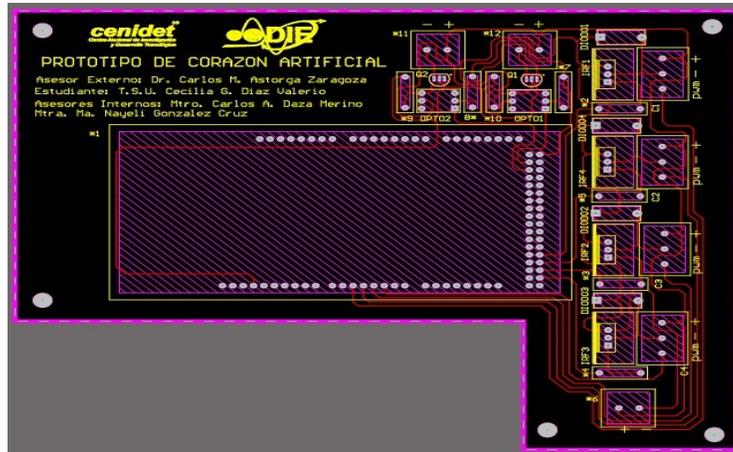


Figura 11 Ruteo del PCB software Altium®.

De esta manera, para simplificar el ciclo completo del flujo hidráulico del sistema cardiovascular, se consideró lo siguiente:

- Se activan simultáneamente la bomba pulmonar y corporal para alimentar las aurículas izquierda y derecha respectivamente (1.5 s).
- Se apagan ambas bombas y la sangre permanece 6s en ambos ventrículos antes de activarse las válvulas mitral y tricúspide.
- Se activan simultáneamente las válvulas mitral y tricúspide dejando pasar el líquido a los ventrículos izquierdo y derecho respectivamente (10 s).
- Se cierran las válvulas mitral y tricúspide.
- Se activan simultáneamente las válvulas aórtica y pulmonar dejando pasar el líquido a los recipientes que representan el cuerpo y a los pulmones respectivamente (10 s)
- Se cierran las válvulas aórtica y pulmonar.
- Se repite el ciclo.

La figura 12 presenta parte de la programación utilizada, es de mencionar que es una programación por tiempos, debido a que se requiere representar el funcionamiento del corazón humano, en el microcontrolador se hace uso de la paquetería de arduino para servomotores, esta se utiliza para la activación y desactivación de estos en el tiempo requerido y pines digitales para la activación y desactivación de las bombas. En la figura 13 se presenta un diagrama de flujo, el cual expone de manera general los pasos a seguir para tal programación del emulador en el microcontrolador.

```
#include <Servo.h>

Servo servo1;
Servo servo2;
Servo servo3;
Servo servo4;

int pinb = 50;//bomba1
int pinb1 = 52; //bomba2

int pinm = 27;//motor arriba
int pinm2 = 29; //motor arriba

int pinl = 23;//motor abajo
int pin2 = 25; //motor abajo

void setup() {

  pinMode(pinb , OUTPUT); //bomba
  pinMode(pinb1 , OUTPUT); //bomba
  pinMode(pinm , OUTPUT);
  pinMode(pinm2 , OUTPUT);
  pinMode(pinl , OUTPUT);
  pinMode(pin2 , OUTPUT);

  servo1.attach(4);
  servo2.attach(5);
  servo3.attach(2);
  servo4.attach(3);
```

Figura 12 Parte de la programación utilizada en el microcontrolador.

3. Resultados

Con la realización de este emulador, se da a conocer el comportamiento dinámico y el circuito hidráulico que se lleva a cabo en el sistema cardiovascular, de esta manera, se conoce como funciona hidráulicamente el corazón. Con el análisis del electrocardiograma presentado, en la figura 8 se obtienen los tiempos reales de bombeo de un corazón sano, mismos que son de utilidad en la programación. Como resultado de este, en la tabla 1 se presentan los tiempos que se requieren para el correcto funcionamiento del corazón. El volumen de líquido a bombear debe de ser entre un 60 y 70% del volumen contenido en la aurícula o ventrículo según

corresponda. Para este caso, el volumen de aurícula o ventrículo es de 355 ml por tanto se tendrá que bombear alrededor de 240–249 ml.

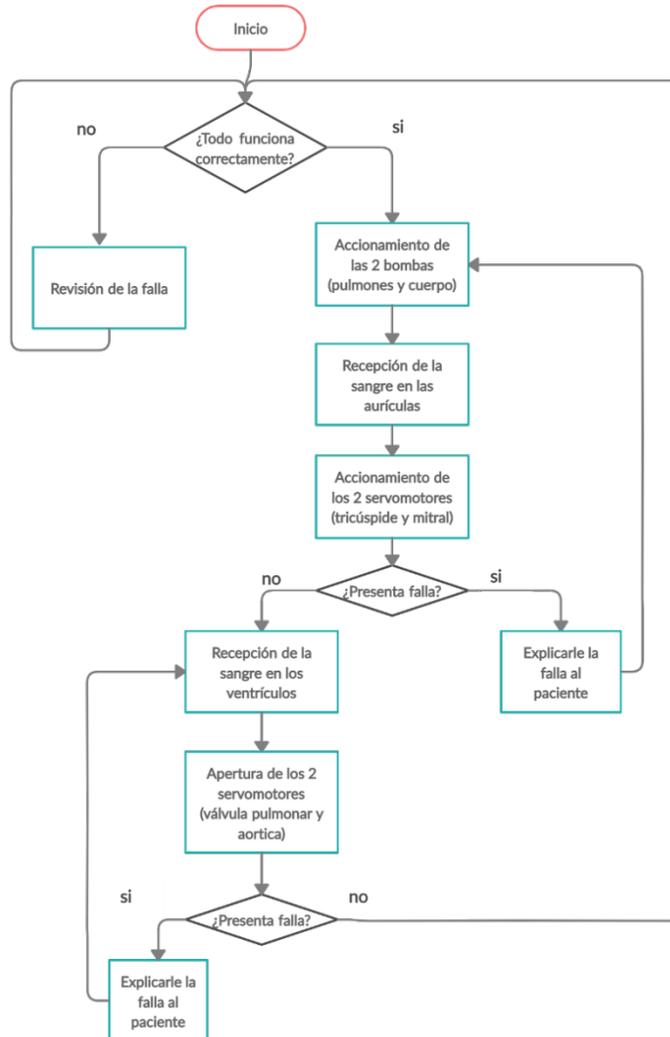


Figura 13 Diagrama de flujo a seguir para la programación.

Tabla 1 Sangre bombeada por el corazón.

Tiempos de bombeo del corazón	
Parte del corazón	Tiempo (segundos)
Onda P	0.12
P-R (segmento)	0.7
S-T (segmento)	0.15

En la figura 14 se presenta el prototipo experimental del emulador del sistema hidráulico del corazón.



Figura 14 Prototipo experimental de un emulador del sistema hidráulico del corazón.

Por consiguiente, una vez que se tiene lo anterior, en la tabla 2 se resumen los tiempos programados para cada una de las bombas y servomotores (válvulas) y se compara con los tiempos reales de un ciclo cardiaco. En caso de requerirse, los tiempos de activación de cada uno de los componentes pueden ser modificados.

Tabla 2 Tiempo de bombeo en proporción al emulador.

Bomba o válvula correspondiente	Tiempo (segundos)	Tiempo de programación (milseg)	Cantidad de latidos en proporción
Bomba pulmones	0.5	7500	1: 12.3
Bomba cuerpo	0.5	7500	1: 12.3
Tiempo que tarda la sangre en las aurículas	0.12	1500	1: 12.5
Válvula tricúspide (abierta)	0.7	10000	1: 14.28
Válvula mitral (abierta)	0.7	10000	1: 14.28
Válvula aórtica (abierta)	0.15	10000	1: 66.66
Válvula pulmonar (abierta)	0.15	10000	1: 66.66

Es importante hacer notar que el llenado máximo de cada uno de los ventrículos y aurículas es de 70% del nivel máximo que puede contener cada recipiente, mientras que el vaciado debe ser tal que permanezca el nivel mínimo de un 20% del nivel máximo. Estas consideraciones son de importancia didáctica para emular lo que sucede en un corazón real. El volumen de sangre que queda retenido en las aurículas o ventrículos del corazón al acabar la eyección de cada cavidad se

denomina volumen residual. En la figura 15 se presenta la tarjeta electrónica y el sistema embebido para la programación del prototipo.



Figura 15 Placa electrónica del prototipo.

4. Discusión

El objetivo principal de la realización de este emulador didáctico es el presentar a la sociedad el funcionamiento interno del corazón y posibles fallas que se presenten en alguna de las 4 válvulas. Por lo tanto, se realizó el diseño mecánico del mismo cumpliendo con las especificaciones requeridas, es decir, presentado un diseño óptimo del corazón, el cual representa cada uno de los elementos que lo conforman, para que una vez en conjunto se obtiene la representación del funcionamiento de este. De esta manera, para la realización de la programación el electrocardiograma presentado en la figura 8 constituye un papel importante ya que con la lectura del mismo se obtienen los tiempos de programación por medio de las ondas que este representa. Con la ayuda de este tipo de elementos se realizan diferentes representaciones de enfermedades cardiacas relacionadas principalmente con fallas en las válvulas del corazón.

5. Conclusiones

La principal contribución de este trabajo es contar con un prototipo experimental para múltiples propósitos desde distintas perspectivas. Por ejemplo, puede utilizarse como un prototipo didáctico para niños en una exposición y mostrar de manera sencilla el funcionamiento del corazón.

Para estudiantes y practicantes de medicina, así como para el personal relacionado con la salud en clínicas y hospitales, este prototipo puede ser de utilidad para describir de manera práctica el funcionamiento del circuito que recorre la sangre en el sistema cardiovascular y describir algunas afectaciones cardíacas al asociar de manera análoga los distintos componentes del prototipo con los elementos reales del mismo. Con la ayuda de la ingeniería mecatrónica se puede reprogramar el prototipo para emular distintas formas de funcionamiento del corazón, desde un simple incremento de las frecuencias cardíacas, como afectaciones cardíacas tales como estenosis (disminución permanente del diámetro del orificio valvular) [Yoganathan, 2004], arritmias (descoordinación de los ciclos de apertura y cierre de las válvulas), o insuficiencia valvular (disminución de la capacidad de una válvula para cerrarse) [Zhang, 2009].

Para propósitos de investigación en teoría del control, se puede utilizar el prototipo para la obtención de modelos matemáticos que describan el comportamiento del corazón ante la presencia de fallas. A partir de estos modelos se pueden desarrollar algoritmos de control para la detección y localización de fallas y validarlos de manera experimental en el prototipo desarrollado.

6. Bibliografía y Referencias

- [1] Aguirre J. Design and Construction of an Electrocardiograph Prototype with Touch Screen Interface and Embedded System with 16-bit resolution, XV simposio de tratamiento de señales, imágenes y visión artificial, 2016.
- [2] Cho S., Lee Y., and Chang I., Designing a Novel ECG Simulator: Multimodality electrocardiography into a three-dimensional wire cube network. *IEEE Technology and Society Magazine*, 35(1), 75-84, 2016.
- [3] Gollmann Tepekoylu C., Holfeld J., Polzl G., Metzler B., Hintringer F., Adukauskaite A., Stijnen M., Tuijl S., Müller L., Grimm M., and Bonaros N. Beating heart porcine high-fidelity simulator for the training of edge-to-edge mitral valve repair. *Multimedia Manual of Cardiothoracic Surgery: MMCTS*, 2018.

- [4] Sánchez Arias T. Enfermedad cardiovascular: primera causa de morbilidad en un hospital de tercer nivel. *Revista Mexicana de cardiología*, vol. 27, no. 3, pp.98-112, 2016.
- [5] Schwid H. Electrocardiogram simulation using a personal computer. *Computers and Biomedical Research*, 21(6):562–569, 1988.
- [6] Sowers J. R., Epstein M., and Frohlich E. D. Diabetes, hypertension, and cardiovascular disease, *Hypertension*, 37(4), 1053–1059, 2001.
- [7] Yoganathan A. P., He Z., and Casey Jones S. Fluid mechanics of heart valves. *Annual Review of Biomedical Engineering*, (6):331–362, 2004.
- [8] Zavala Villeda A. Descripción del electrocardiograma normal y lectura del electrocardiograma. *Revista Mexicana de Anestesiología*, vol. 40, no. S1, pp. 2010-213, 2017.
- [9] Zhang Z., Wang W., Wang B., Wu H., Liu H., and Zhang Y., A prototype of wearable respiration biofeedback platform and its preliminary evaluation on cardiovascular variability. In *International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2009.