

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE MODELO FÍSICO DE SISTEMA CIRCULATORIO Y
CORAZÓN ARTIFICIAL SIMULADO POR COMPUTADORA
PARA ESTUDIOS Y DESARROLLOS APLICABLES EN
CARDIOLOGÍA**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Electrónico

AUTOR:

Jorge Luis Bazalar Obregú

ASESOR:

Luis Alberto Vilcahuamán Cajacuri


Lima, abril, 2024

Informe de Similitud

Yo, Luis Alberto Vilcahuamán Cajacuri, docente de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada **DISEÑO DE MODELO FÍSICO DE SISTEMA CIRCULATORIO Y CORAZÓN ARTIFICIAL SIMULADO POR COMPUTADORA PARA ESTUDIOS Y DESARROLLOS APLICABLES EN CARDIOLOGÍA**, del autor **Jorge Luis Bazalar Obregú**, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 07 %. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 24/04/2024.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lima, 24 de abril del 2024

Apellidos y nombres del asesor: <u>Vilcahuamán Cajacuri, Luis Alberto</u>	
DNI: 08720728	Firma
ORCID: 0000-0002-7291-101X	

Resumen

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son actualmente una de las principales causas de fallecimientos en el mundo, debido principalmente a las cardiopatías coronarias y trastornos cardiovasculares. En el Perú, estas tienen una mayor letalidad debido a la precariedad en los servicios de salud. Es por ello que se vuelve crucial la implementación de instrumentos de estudio como simuladores por computadora o modelos físicos funcionales que sirvan para una mayor comprensión del funcionamiento del sistema circulatorio e incluso para la investigación y el desarrollo tecnológico en el campo de la ingeniería biomédica.

En este trabajo se presenta el diseño de un modelo físico funcional del sistema circulatorio con corazón artificial simple, con capacidad de simulación de pacientes hipotéticos con enfermedades cardiovasculares, orientado a realizar estudios y desarrollos tecnológicos aplicables en cardiología. Este es gestionado haciendo uso de un software de monitoreo, con el cual se pueden modificar sus parámetros. Para validar el diseño, se presentan gráficas de presiones en distintos casos simulados tanto comunes como anómalos.

Se plantea que este modelo físico, que incluye sensores, actuadores e interfaz con la computadora, sea capaz de configurar y gestionar las simulaciones. Además, incluirá características patológicas y no patológicas del sistema circulatorio en personas adultas, con un amplio rango de frecuencias de ritmo cardíaco entre 20 a 200 latidos por minuto y se medirá la presión en distintos puntos del sistema mediante circuitos electrónicos de instrumentación.

Dedicatoria

A Dios por estar conmigo en cada momento importante de mi vida, por fortalecer mi alma e iluminar con sabiduría mi mente ante las dificultades y adversidades de la vida y por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido mi soporte, mi inspiración y compañía durante toda mi etapa de estudio y así lograr concluir mi carrera.

A mis padres Jorge y a mi madre Nora por darme la vida que junto a mis hermanos creyeron siempre en mí y me apoyaron en todo momento con sus consejos, sus oraciones y su motivación diaria en virtud de ser un profesional de éxito en la vida y al servicio del país.

ÍNDICE GENERAL

INTRODUCCION	1
CAPÍTULO 1: MARCO PROBLEMÁTICO	2
1.1 Síntesis de estudio relativo al sistema circulatorio	2
1.2 Estado del Arte de tecnologías en el mercado	4
1.2.1 El corazón artificial total (TAH)	4
1.2.2 El dispositivo de asistencia del ventrículo izquierdo (DAVI)	5
1.2.3 El corazón artificial total interno	6
1.3 Justificación para realizar este diseño	8
1.4 Objetivos de la investigación.....	9
1.4.1 Objetivo general.....	9
1.4.2 Objetivos específicos	9
CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS DE FISILOGIA Y TECNOLOGIA CARDIOVASCULAR	10
2.1 Fisiología cardiovascular y sus modelos matemáticos	10
2.1.1 Anatomía del sistema cardiovascular	10
2.1.2 Descripción del ciclo de trabajo del corazón	12
2.1.3 Principales modelos matemáticos y eléctricos del corazón	13
2.2 Tecnología del corazón artificial	21
2.3 Instrumentación biomédica para medir presión y flujo	24
CAPÍTULO 3: DISEÑO DE MODELO FISICO DE SISTEMA CIRCULATORIO BASADO EN UN MODELO MATEMATICO ELECTRICO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES.....	32
3.1 Modelo matemático-eléctrico de sistema circulatorio de un solo ventrículo	32
3.2 Modelo matemático-eléctrico del sistema circulatorio completo	33
3.3 Explicación de la simulación del modelo matemático eléctrico en Simulink	34
3.4 Planteamiento conceptual de diseño (diagrama de bloques)	37
3.5 Prototipo de sistema cardiovascular (Maqueta)	40

3.5.1 Sección del corazón	43
3.5.1.1 Bombillo de jebe	43
3.5.1.2 Mecanismo del sistema y accionador del prototipo del sistema de corazón artificial	43
3.5.1.3 Válvulas en el corazón	46
3.5.2 Sección del cuerpo	48
3.5.2.1 Mangueras	48
3.5.2.2 Válvulas en el cuerpo	49
3.6 Interfaz PC- Prototipo	49
3.6.1 Driver de potencia para el motor DC de pasos	50
3.6.2 Selección de los sensores de presión	54
3.6.3 Microcontrolador	55
3.7 Adquisición de la señal de presión	57
3.7.1 Acondicionamiento.....	57
3.7.2 Conversor análogo-digital	60
3.7.3 Diagrama de flujo del software del microcontrolador	62
3.8 Software de computadora	63
3.8.1 Diagrama de flujo de software de computadora.....	63
CAPÍTULO 4: SIMULACIONES Y RESULTADOS	66
4.1 Simulación del sistema cardiovascular-modelo de dos elementos de Windkessel	66
4.1.1 En condiciones normales	66
4.1.2 En condiciones patológicas	68
4.1.2.1 Anomalía cardiovascular – Bradicardia	68
4.1.2.2 Anomalía cardiovascular -Taquicardia	71
4.1.3 Correlación entre la gráfica típica del corazón y el modelo matemático eléctrico	73
4.2 Simulación del sistema cardiovascular completo	74

4.2.1 En condiciones normales	74
4.2.2 En condiciones patológicas	76
4.2.2.1 Presión arterial del cuerpo	77
4.2.2.2 Presión venosa del cuerpo	79
4.2.2.3 Presión arterial pulmonar	80
4.3 Esquemáticos finales de construcción del modelo físico funcional	82
4.4 Estimación de costos para el desarrollo del proyecto	83
CONCLUSIONES	84
RECOMENDACIONES PARA TRABAJOS FUTUROS	85
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	86



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1	Unidad central del dispositivo AbioCor	7
Figura 1.2	Dispositivo de asistencia ventricular	7
Figura 2.1	Sistema circulatorio del cuerpo humano	11
Figura 2.2	El corazón humano y sus partes principales.....	12
Figura 2.3	Ciclo cardiaco curvas de presión y volumen en función del tiempo.....	13
Figura 2.4	Modelo físico del sistema circulatorio.....	13
Figura 2.5	Representación del sistema de Clancy.....	14
Figura 2.6	Circuito eléctrico de Clancy	14
Figura 2.7	Circuito equivalente al modelo de Cardozo.....	15
Figura 2.8	Modelos de mono compartimiento	17
Figura 2.9	Modelo de muestra de varios compartimientos	17
Figura 2.10	Modelo del sistema circulatorio completo	19
Figura 2.11	Dispositivos implantados del AbioCor	21
Figura 2.12	Diagrama de bloques de la tecnología del corazón artificial.....	21
Figura 2.13	Corazón artificial AbioCor implantado en EE.UU.....	24
Figura 2.14	Sensor de presión SITRAN	26
Figura 2.15	Sensor de presión MPX5100	26
Figura 2.16	Efecto de Venturi	27
Figura 2.17	Sensor de caudal PCE-TDS 100HS	29
Figura 2.18	Sensor de caudal PCE-VUS	29
Figura 2.19	Diagrama de bloques de un sistema de instrumentación Biomédica	30
Figura 2.20	Sistema de control en un lazo continuo realimentado.....	31
Figura 2.21	Diagrama de la estructura de un PLC	31
Figura 3.1	Modelo matemático del sistema cardiovascular	33
Figura 3.2	Modelo eléctrico del sistema cardiovascular completo	33

Figura 3.3 Diagrama de bloques del modelo eléctrico equivalente del sistema cardiovascular	35
Figura 3.4 Modelo del corazón (ventrículo izquierdo) en Simulink	35
Figura 3.5 Calculo de la elastancia y la distensibilidad den Simulink	36
Figura 3.6 Diagrama de bloques del planteamiento conceptual de diseño.....	37
Figura 3.7 Presiones sanguíneas normales en distintos puntos del sistema circulatorio..	38
Figura 3.8 Diagrama de bloques del prototipo del sistema cardiovascular.....	40
Figura 3.9 Relación de información transmitida entre maqueta y PC.....	41
Figura 3.10 Bombillo de jebe	43
Figura 3.11 Sistema mecanismo biela-manivela	43
Figura 3.12 Solenoide lineal	45
Figura 3.13 Motor paso a paso.....	45
Figura 3.14 Motor paso a paso Nema 17.....	45
Figura 3.15 Diagrama de bloques de las válvulas	43
Figura 3.16 Válvula modelo LWSC108	47
Figura 3.17 Válvula modelo GM64PFFC	47
Figura 3.18 Válvula modelo DZ32PFA	47
Figura 3.19 Llave reguladora de equipo de venoclisis	49
Figura 3.20 Diagrama de bloques de la interfaz con la computadora	49
Figura 3.21 Driver PAP A4988	51
Figura 3.22 Diagrama esquemático del driver A4988	52
Figura 3.23 Esquema de conexión del driver A4988	52
Figura 3.24 Calibración de V_{REF} a 1.2 V mediante un regulador	53
Figura 3.25 Resistencia de detección en la placa	54
Figura 3.26 Sensor MPX5100	55
Figura 3.27 Sensor MPX2053	55
Figura 3.28 Sensor MPX5050	55
Figura 3.29 Diagrama de bloques de la adquisición de la señal de presión	57

Figura 3.30 Etapa de acondicionamiento de la señal	59
Figura 3.31 Amplificador OPA4189	60
Figura 3.32 Diagrama de flujo del software del microcontrolador.....	62
Figura 3.33 Diagrama de flujo del software de la computadora	64
Figura 3.34 Diagrama de bloques en la interfaz de LabVIEW	65
Figura 3.35 Panel de control en la interfaz de LabVIEW	65
Figura 4.1 Curvas de presión venosa ventricular y aortica-Normal	66
Figura 4.2 Curva de distensibilidad (<i>Compliance</i>)- caso Normal	67
Figura 4.3 Curva de flujo sanguíneo – caso Normal	67
Figura 4.4 Curva de volumen ventricular -caso Normal	68
Figura 4.5 Curvas de presión venosa, ventricular y aortica -Bradicardia	69
Figura 4.6 Curva de distensibilidad -caso Bradicardia	69
Figura 4.7 Curva de flujo sanguíneo -caso Bradicardia	70
Figura 4.8 Curva de volumen ventricular -caso Bradicardia	70
Figura 4.9 Curvas de presión venosa, ventricular y aortica -caso Taquicardia	71
Figura 4.10 Curva de distensibilidad -caso Taquicardia	72
Figura 4.11 Curva de flujo sanguíneo -caso Taquicardia	72
Figura 4.12 Curva de volumen ventricular -caso Taquicardia	73
Figura 4.13 Diagrama de Wiggers	73
Figura 4.14 Curvas de presiones del modelo matemático-eléctrico simulado	74
Figura 4.15 Curva de presiones del modelo matemático-eléctrico completo-condición normal	74
Figura 4.16 Curva de presiones en la aurícula derecha	75
Figura 4.17 Curva de distensibilidad en aurículas y ventrículos	75
Figura 4.18 Curva de flujo y volumen sanguíneo en el ventrículo izquierdo	76
Figura 4.19 Curvas de presión aortica, ventricular y venosa -Bradicardia	76
Figura 4.20 Curvas de presión aortica, ventricular y venosa -Taquicardia	77
Figura 4.21 Presión arterial del cuerpo en aumento	78

Figura 4.22 Presión arterial del cuerpo en disminución	78
Figura 4.23 Presión venosa del cuerpo en aumento	79
Figura 4.24 Presión venosa del cuerpo en disminución	80
Figura 4.25 Presión arterial pulmonar en disminución	81
Figura 4.26 Presión arterial pulmonar en aumento	81
Figura 4.27 Esquema del modelo hidráulico del sistema cardiovascular	82
Figura 4.28 Implementación del modelo hidráulico del sistema cardiovascular	83



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Comparación de varios modelos 0D	16
Tabla 2.2 Especificaciones técnicas y funciones del AbioCor.....	23
Tabla 2.3 Tipo de sensores de presión arterial	24
Tabla 2.4 Sensores de flujo	27
Tabla 3.1 Correspondencia entre componentes físicos, fisiológicos y su función	37
Tabla 3.2 Principales variables del sistema cardiovascular	38
Tabla 3.3 Correspondencia entre componente físicos y fisiológicos del prototipo	41
Tabla 3.4 Alternativas de solución del componente de accionar	43
Tabla 3.5 Alternativas de solución de motor PAP para el corazón artificial	45
Tabla 3.6 Cuadro comparativo de válvulas pasivas unidireccionales	46
Tabla 3.7 Alternativas de solución para la elección de las mangueras.....	48
Tabla 3.8 Cuadro de componentes y funciones de la interfaz de control	50
Tabla 3.9 Alternativas de solución para el driver del motor PAP.....	51
Tabla 3.10 Configuración de pines MS1 MS2 MS3 del driver A4988	52
Tabla 3.11 Tipos de sensores de presión	54
Tabla 3.12 Cuadro comparativo de microcontroladores	56
Tabla 3.13 Requerimientos para al amplificador operacional	57
Tabla 3.14 Alternativas de solución para la elección del OPAM	60
Tabla 3.15 Requerimientos del conversor análogo-digital	61
Tabla 4.1 Cuadro de resistencias de la presión arterial (caso normal-patológico)	77
Tabla 4.2 Cuadro de resistencias de la presión venosa y arterial (caso normal-patológico)	79
Tabla 4.3 Cuadro de resistencias de la presión arterial pulmonar (caso normal-patológico)	80
Tabla 4.4 Costos de materiales del proyecto a implementar	83

INTRODUCCION

El presente documento de tesis que se muestra a continuación, desarrolla el diseño y simulación de un modelo físico funcional de un sistema circulatorio y corazón artificial controlado por computadora para estudios exhaustivos y desarrollos aplicables en cardiología. Este modelo se encuentra conformado principalmente por un prototipo de corazón artificial donde se detalla principalmente su diseño y simulación de la misma manera como funcionaría en el ámbito real. Asimismo, consta de cuatro capítulos que se describen a continuación:

En el primer capítulo se desarrolla el marco problemático relativo al sistema circulatorio, el estado del arte y las tecnologías de corazón artificial que se encuentran en nuestro país y alrededor del mundo actualmente. Además, se presentan la justificación, el objetivo general y los objetivos específicos.

El segundo capítulo desarrolla los fundamentos de fisiología y tecnología cardiovascular. Además, presenta la anatomía del sistema cardiovascular, la descripción del ciclo de trabajo del corazón. También, se mencionan los principales modelos matemáticos y la tecnología actual del corazón artificial.

En el tercer capítulo se realizará el diseño completo del modelo computacional del sistema circulatorio. Primero, mediante el planteamiento conceptual por medio de un diagrama de bloques. A continuación, se presentarán los requerimientos de diseño de la maqueta, el tipo de motor a pasos, los tipos de válvulas, la interfaz y el software a elegir.

Por último, en el cuarto capítulo se realizan las pruebas de simulación de los circuitos en función de los modelos matemáticos mostrados en los capítulos anteriores que se encuentran involucrados en el diseño del modelo funcional del corazón artificial. Asimismo, las conclusiones, recomendaciones y costo final de los componentes implicados en el desarrollo de la presente tesis.

CAPÍTULO 1: MARCO PROBLEMÁTICO

1.1 Síntesis de estudio relativo al sistema circulatorio

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en el año 2012 murieron alrededor de 17,5 millones de personas por enfermedades cardiovasculares (ECV), lo que representa más del 30% de todas las defunciones registradas en el mundo. De estas mismas, aproximadamente 7,4 millones corresponden a cardiopatías coronarias y alrededor de 6 millones debido a problemas cardiovasculares. Se estima que de aquí al 2030, más de 23 millones de personas fallecerán por algún tipo de cardiopatía o enfermedad cardiovascular [1].

En la actualidad, las enfermedades cardiovasculares (ECV), son una de las principales causas de fallecimiento en todo el mundo. Cada año mueren más personas por alguna patología relacionada con la salud cardiovascular que por cualquier otra índole. Este tipo de enfermedades es causado por la acumulación de grasa y colesterol en el interior de los vasos sanguíneos y afecta en mayor o menor medida a las arterias de nuestro organismo debido a que estas son las encargadas de aportar sangre a nuestro corazón, es decir, se produce un mayor riesgo en la salud cuando las arterias son obstruidas considerablemente, y por consiguiente puede llevar a que se presente un ataque cardíaco o un infarto cerebrovascular [2].

Dentro de los tipos de ECV se puede mencionar: la cardiopatía coronaria (CHD), la insuficiencia cardíaca y la arritmia cardíaca (bradicardia y taquicardia). Así como enfermedades que afectan a las válvulas cardíacas; por ejemplo: la cardiopatía congénita, la arteriopatía periférica, la hipertensión, etc. Por esta razón, existen alternativas de tratamiento frente a un infarto agudo al miocardio como: cateterismo cardíaco y la angioplastia coronaria y terapias de rehabilitación que se inician desde la hospitalización con ejercicios físicos de intensidad gradual, con la finalidad de disminuir los riesgos de un posible ataque cardíaco que afectarían la salud del paciente [3].

En el Perú, las muertes por enfermedades cardiovasculares tienen una muy alta letalidad debido a la precaria atención médica, la falta de instrumentos de estudio del sistema cardiovascular, la ausencia de equipos médicos físicos y de computadoras y la falta de simuladores para el aprendizaje sobre el estudio exhaustivo del sistema circulatorio. Hay que agregar que no solo se desestimaría el perfeccionamiento de las técnicas para un nuevo trasplante de corazón; sino que menospreciaría la investigación sobre el estudio de enfermedades cardiovasculares o patologías coronarias. Por último, se denegaría el desarrollo de un nuevo modelo físico funcional de corazón artificial en la especialidad de cardiología [4].

En los hospitales nacionales de Essalud no se cuentan con equipos médicos físicos ni simuladores previamente calibrados por empresas certificadas a nivel internacional debido a que tienen un periodo de garantía no extensible, las cuales no fueron inventariadas y programadas para su respectivo mantenimiento. Además, no se presenta un plan preventivo, y esperan a que el equipo falle para aplicar un correctivo o hasta que culmine la vida útil de éste, lo cual perjudicaría a miles de usuarios. Por consiguiente, las ECV representan la mayor tasa de mortalidad por la deficiente atención médica de los servicios de salud a nivel nacional[5].

En consecuencia, esto representa considerables pérdidas económicas dentro del centro hospitalario y trae consigo la disminución de la calidad de atención en los mismos, inclusive las intervenciones terapéuticas sufren grandes limitaciones. Asimismo, el tráfico en las salas de operaciones y la no posibilidad de realizar de manera oportuna procedimientos de rehabilitación como: drenajes percutáneos y laparoscopías, implicarían un elevado riesgo de mortalidad en los pacientes y aparecerían complicaciones, en cuyo caso los costos se hacen elevados [6].

En conclusión, habiendo recogido toda la información con respecto a la importancia de los simuladores en relación a los sistemas cardiovasculares, ello amerita que se lleve a cabo una investigación a profundidad de los mismos con el objetivo de tener los medios necesarios para desarrollar una tecnología cardiovascular en nuestro país.

1.2 Estado del Arte de tecnologías en el mercado

En los últimos años, los investigadores biomédicos han buscado múltiples diseños de un modelo de corazón artificial como una alternativa de solución a los trasplantes del corazón; no obstante, presentan cierto tipo de complicaciones como: infecciones internas y accidentes cerebrovasculares. No obstante, se explicarán los principales tipos de corazones artificiales con mayor demanda en el mercado: el corazón artificial total (TAH), el dispositivo de asistencia del ventrículo izquierdo (DAVI) y el corazón artificial total interno (AbioCor), elaborados con la finalidad de superar este tipo de complejidades.

1.2.1 El corazón artificial total (TAH)

Uno de los primeros TAH desarrollados fue el Jarvik-7. En su interior tenía dos cámaras de aire que emulaban los latidos del corazón. Cada cámara tenía un mecanismo en forma de disco que lleva la sangre entre las válvulas de entrada y de salida. La fuente de alimentación de energía lo realizaba desde un dispositivo electrónico externo mediante una correa debido a su gran tamaño. De manera que los pacientes que usaban este dispositivo debían permanecer inmóviles. Cabe añadir que la función más importante del TAH era garantizar el flujo sanguíneo completo, que se origina en los ventrículos, se ajustase a la presión de este dispositivo[7].

El compresor de aire tenía un gran tamaño y era muy estridente; las bacterias podían llegar con facilidad en los puntos donde los tubos atravesaban la piel y provocarían incisiones abiertas en el paciente; además, se formaban células sanguíneas que se pegaban a la pared del dispositivo y formaban coágulos que al desprenderse originaban los accidentes cerebrovasculares y producían la muerte de los pacientes en un rango no mayor de 620 días.[8] Por consiguiente, se producían múltiples problemas secundarios como, por ejemplo: dificultades respiratorias, insuficiencia renal y deterioro de diversos órganos y sistemas del cuerpo del paciente. Ante los resultados desalentadores, los investigadores buscaron un dispositivo que prolongara la vida del paciente, como es el caso del dispositivo de asistencia del ventrículo izquierdo[9].

1.2.2 El dispositivo de asistencia del ventrículo izquierdo (DAVI)

Debido al alto riesgo de complicaciones que existían frente al TAH, apareció el dispositivo de asistencia ventricular utilizado para sustituir la función cardiaca de manera permanente y utilizado para situaciones donde la salud del paciente se encuentre altamente complicada. Dentro de las principales características de este dispositivo es que elimina en gran parte el problema de las infecciones provocadas por heridas abiertas, incluso el tratamiento de estas se puede realizar de manera sencilla, y por consiguiente, disminuir el riesgo de una nueva infección. La función esencial del DAVI es reforzar el bombeo del ventrículo izquierdo hacia la aorta con la finalidad de obtener un mejor flujo sanguíneo.

Asimismo, se pueden mencionar los tipos de asistencia ventricular la extracorpórea y la intracorpórea. En relación a la asistencia ventricular extracorpórea tenemos como primer caso al Abiomed BVS 5000 que es un sistema de soporte mecánico externo, de flujo pulsátil. Una de las ventajas que ofrece es que se maneja con facilidad y se encuentra disponible en múltiples centros quirúrgicos. Sin embargo, las hemorragias e infecciones limitan su uso a un periodo de 14 días [8].

Como segundo caso mencionaremos al Thoratec que consiste en un sistema de flujo de pulso neumático, también puede utilizarse como soporte univentricular o ventricular. Durante su implantación requiere de una anticoagulación sistémica. Las asistencias de flujo continuo o no pulsátil se han creado con el propósito de asistir al ventrículo a mediano y/o a largo plazo. Estos sistemas poseen varias ventajas como: menor tamaño, mayor eficiencia, menor incidencia de infecciones y son de menor costo[8].

Y por último tenemos el sistema de las bombas centrífugas que se utilizan para asistencia del ventrículo izquierdo, el derecho o ambos. Estas emplean un sistema de rodillos que proporcionan un flujo no pulsátil. Sin embargo, presentan varios inconvenientes como: la necesidad de anticoagulación sistémica, el restringido tiempo de uso, y la incapacidad en los pacientes para realizar ejercicios con el dispositivo colocado[8].

Ahora bien, en relación a la asistencia ventricular intracorpórea tenemos al dispositivo HeartMate donde existen dos tipos: El HeartMate neumático implantable (IPLVAD) cuya fuente de alimentación y control es por medio de una consola externa portátil de funcionamiento neumático y el HeartMate eléctrico (VE-LVAD) que en su interior tiene un motor eléctrico. Su fuente de alimentación externa y señales de control es cableada mediante un microprocesador externo. Ambos sistemas tienen válvulas de origen porcino y su superficie de contacto con la sangre está cubierta por una capa de endotelio. El uso de este dispositivo es cada vez más frecuente en pacientes, los que presentan una gran mejora, después de implantarles un HeartMate[10].

Hoy en día tenemos HeartMate II que es un dispositivo giratorio de flujo axial diseñado con material de titanio, que trabaja con un rotor capaz de obtener flujos mayores de 10 litros/minuto. Por último, tenemos un dispositivo de asistencia ventricular llamado DEBAKEY de MICROMED, cuyas medidas son de 7,4 cm de largo, 3 cm de diámetro y pesa 95 g, se encuentra fabricada de una carcasa de titanio con un impulsor que bombea hasta los 10 litros/minuto[11]. Los pacientes que utilizan este dispositivo tienen mejor tolerancia al ejercicio antes de realizarles el trasplante.

1.2.3 El corazón artificial total interno

Actualmente se ha desarrollado el modelo físico implantable de corazón artificial llamado AbioCor que funciona con un par de motores eléctricos mediante un sistema de bomba y válvula y permite que el fluido se impulse hacia adelante y atrás similar a las válvulas del corazón humano. Además, el dispositivo cuenta con un controlador implantado en el abdomen del paciente que se conecta mediante un cable con el corazón artificial que modificara el ritmo cardiaco del mismo de acuerdo al nivel de actividad física que presente. Asimismo, los sensores que se encuentran dentro del corazón miden la presión sanguínea y ajustan el ritmo cardiaco (varía entre 80 y 150 latidos por minuto) de la misma. Siempre y cuando en los ensayos clínicos demuestre la efectividad de este sistema de control, se podrá reducirse el tamaño de este dispositivo a un microchip que formaría parte de la unidad central del AbioCor[8].

En relación al sistema de alimentación de energía eléctrica este modelo no utiliza cables, el cual evitaría las infecciones al interior, debido a que posee un sistema de carga por medio de la inducción electromagnética. En el interior del paciente se utiliza una batería que tiene una duración de 20 minutos y se usa en caso de que las baterías externas necesiten reemplazarse o en caso el paciente necesita darse una ducha y se encuentra conectada por cable junto a un solenoide de inducción que actúa como un conductor eléctrico de tipo pasivo junto con otra bobina colocada por fuera de la piel, conectada con una batería externa, colocada en la cintura, que monitorea si se encuentra con un nivel de carga o batería baja por medio de un monitor independiente[12].

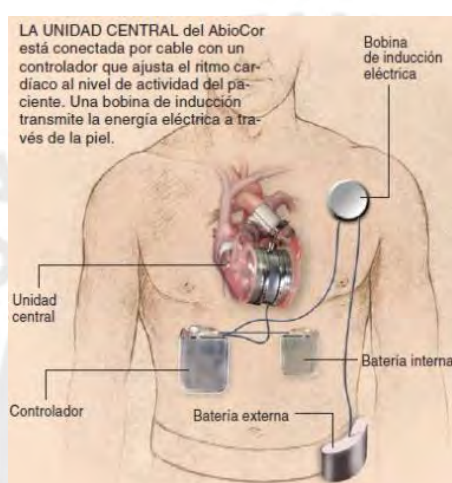


Figura 1.1 Dispositivo AbioCor [12]

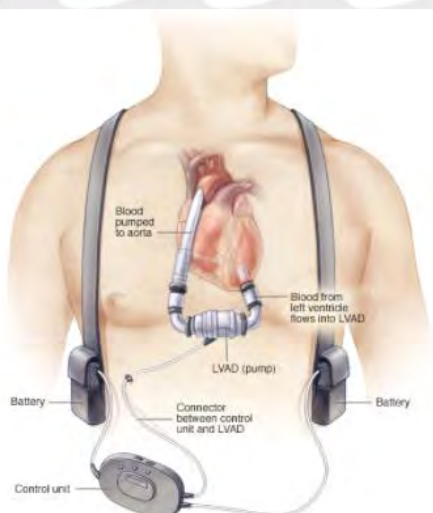


Figura 1.2 Dispositivo de asistencia ventricular [12]

1.3 Justificación para realizar este diseño

Como se mencionó al inicio, debido al incremento progresivo de las enfermedades cardiovasculares y siendo una de las causas principales de fallecimientos en el mundo, la presente investigación plantea una alternativa de solución y para ello se realizara un modelo físico funcional no implementado de corazón artificial para futuras investigaciones, utilizado como entrenamiento, lo que permitiría disminuir el tiempo de tratamiento y recuperación de un paciente con algún tipo de enfermedad o patología cardiovascular, si se logra este diseño la recuperación en los pacientes será más efectiva, accesible y menos costosa. Inclusive, se utilizarán versiones más simples y adaptables de técnicas y dispositivos existentes, que han permitido la innovación tecnológica en el sector salud[13].

Cabe afirmar que en esta tesis lo que se investigara es sobre un prototipo de corazón artificial en vista de que en un futuro podría convertirse en un corazón implantable, que no se diseñara en esta tesis, dentro de un paciente, de modo que realice las funciones similares a un corazón biológico. Incluso de evitar que los pacientes fallezcan mientras se encuentran a la espera de un nuevo corazón, y así poder enfrentar el trasplante en óptimas condiciones físicas. Asimismo, este modelo se utilizará como una terapia definitiva para prolongar y mejorar la calidad de vida de pacientes con enfermedades cardiovasculares en etapa terminal, que no son elegidos para un trasplante debido a su edad avanzada[10].

Evidentemente el diseño físico funcional de corazón artificial plantea mediante simuladores, dispositivos o software a las personas poder realizar estudios y futuras investigaciones de modo que, una vez desarrolladas se podrán utilizar métodos que permitan lograr solucionar problemas de salud en la especialidad de cardiología y como proyección a futuro, pueda ser implantado en las personas.

1.4 Objetivos de la investigación

1.4.1 Objetivo general

El objetivo general de la presente tesis es diseñar un software de simulación basado en un modelo matemático eléctrico de sistema circulatorio y corazón artificial, además de diseñar, sin implementación, un modelo físico funcional (maqueta) para validación de resultados en estudios y desarrollos aplicables en cardiología.

1.4.2 Objetivos específicos

1. Determinar el modelo matemático eléctrico del sistema cardiovascular a utilizar y sus rangos de funcionamiento.
2. Diseñar un software de simulación configurable en Simulink y Proteus basándose en el modelo matemático eléctrico del sistema cardiovascular.
3. Diseño del modelo físico funcional sin implementación considerando los componentes de instrumentación y control.
4. Validación de los modelos matemáticos eléctricos mediante el estudio de casos normales y patológicos cardiovasculares a través de la comparación con gráficas y resultados reales.

CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS DE FISIOLOGIA Y TECNOLOGIA CARDIOVASCULAR

El capítulo 2 tiene como finalidad describir los fundamentos de fisiología y tecnología cardiovascular. Se procede a definir los principales aspectos teóricos como son: la anatomía y la descripción del ciclo de trabajo cardiovascular, así como los principales modelos matemáticos y eléctricos del corazón que son de suma importancia para el diseño propuesto, así como analizar sus posibles alternativas de solución. Además de mencionar la tecnología de corazón artificial y la instrumentación biomédica los cuales serán importantes para comprender el modelo de solución que se diseñará al finalizar el presente capítulo.

2.1 Fisiología cardiovascular y sus modelos matemáticos

2.1.1 Anatomía del sistema cardiovascular

La función principal de la sangre dentro de un sistema cardiovascular es el transporte de oxígeno y nutrientes a los tejidos del organismo, así como separar el dióxido de carbono y los desechos que se producen. El sistema cardiovascular se encuentra constituido por un órgano de bombeo (el corazón), además de vasos que conducen y distribuyen la sangre (arterias y arteriolas), inclusive de zonas donde se produce el intercambio de flujo (capilares), los vasos de retorno (venas y vénulas), los componentes que impiden el retorno de la sangre (válvulas) y, por último, el monitoreo del sistema cardiovascular (el control nervioso del corazón) (figura 2.1)[14].

El corazón es el órgano muscular de mayor importancia del sistema cardiovascular. Se encuentra dividido en cuatro cavidades: la aurícula izquierda, el ventrículo izquierdo, la aurícula derecha y el ventrículo derecho. Las aurículas son cámaras elásticas que actúan como un reservorio para la sangre de retorno de la circulación sistémica y pulmonar. Por otro lado, los ventrículos son "bombas" que impulsan la sangre por medio de los subsistemas circulatorios. Cabe añadir que tanto la aurícula derecha como la izquierda se comportan como una especie de reservorio para los ventrículos derecho e izquierdo respectivamente. En el caso de la primera, bombea la sangre hacia los pulmones, en tanto que la segunda lo realiza hacia el resto del cuerpo[14].

El corazón se encuentra conformado por cuatro válvulas (tricúspide, mitral, pulmonar y aórtica) dirigidas de tal manera que cuando el corazón se contrae la sangre no fluye hacia atrás. Asimismo, la sangre que proviene de las venas llega a la aurícula derecha y de allí pasa al ventrículo derecho por medio de la válvula tricúspide. (figura 2.2) Esta última dirige la sangre hacia los pulmones mediante la válvula pulmonar, donde se renueva. Desde los pulmones el flujo sanguíneo llega de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo por medio de la válvula mitral y desde allí pasa al resto del cuerpo a través de la válvula aórtica repitiéndose nuevamente el ciclo cardiaco[14].

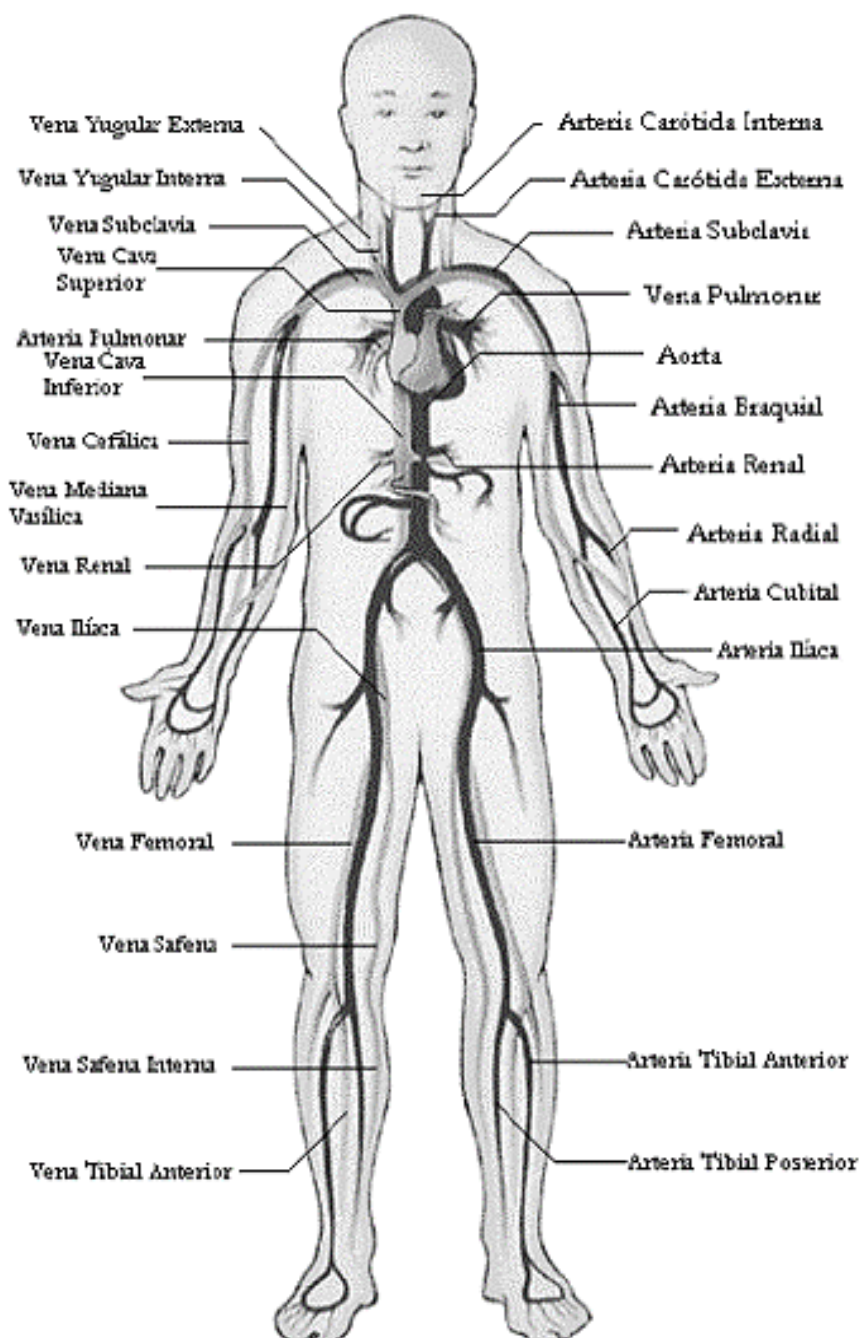


Figura 2.1 Sistema circulatorio del cuerpo humano[14].

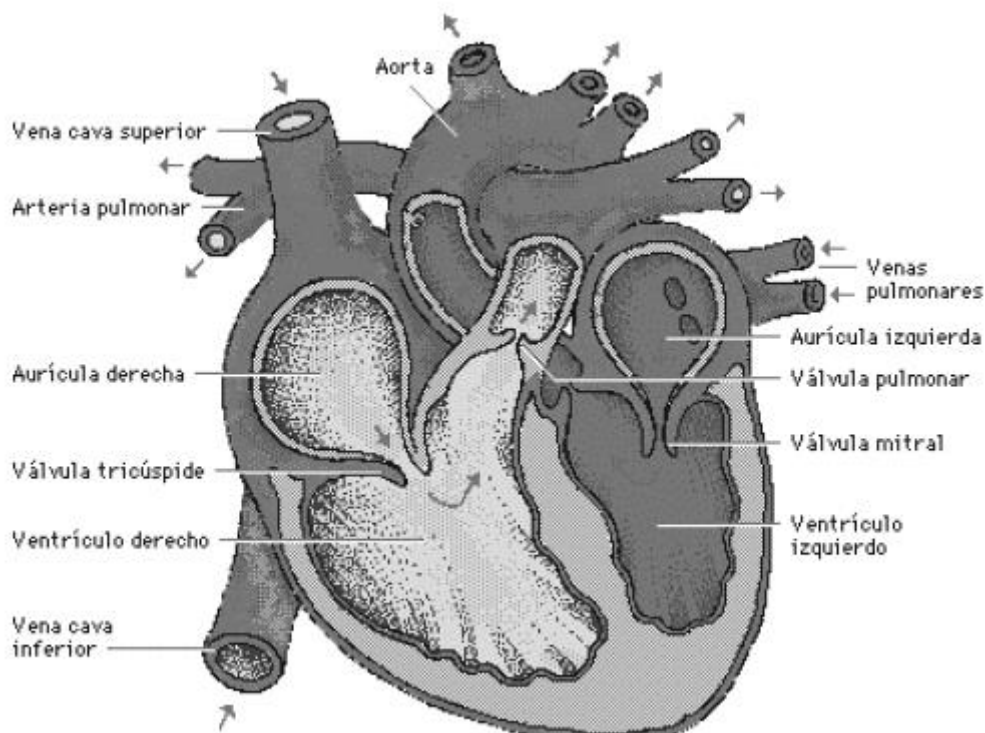


Figura 2.2 El corazón humano y sus partes principales[14].

2.1.2 Descripción del ciclo de trabajo del corazón

Durante el ciclo cardiaco, cuando el corazón se encuentra en el estado de dilatación (diástole) las válvulas tricúspide y mitral se encuentran abiertas para permitir el flujo de sangre que provienen de las aurículas hacia los ventrículos para la próxima contracción, durante ese periodo las válvulas pulmonar y aortica permanecen cerradas evitando el retorno de la sangre a los ventrículos. Asimismo, durante la contracción (sístole) las válvulas tricúspide y mitral permanecen cerradas, mientras que las válvulas pulmonar y aortica permanecen abiertas permitiendo que la sangre se dirija de los ventrículos hacia los pulmones y desde allí hacia todo el cuerpo. En la figura 2.3 se puede observar el comportamiento de las variables: presión (en mmHg) y volumen ventricular (en ml) en función del tiempo para un determinado ciclo cardiaco[14]. En la parte sistólica la presión ventricular llega a un valor máximo de 120 mmHg y una disminución de volumen ventricular en un periodo de 0.27 segundos. No obstante en la diástole se produce una caída de presión ,llegando hasta 0 mmHg ,y un aumento de volumen ventricular (de 50 a 130 ml) y así el ciclo se repite continuamente[14].

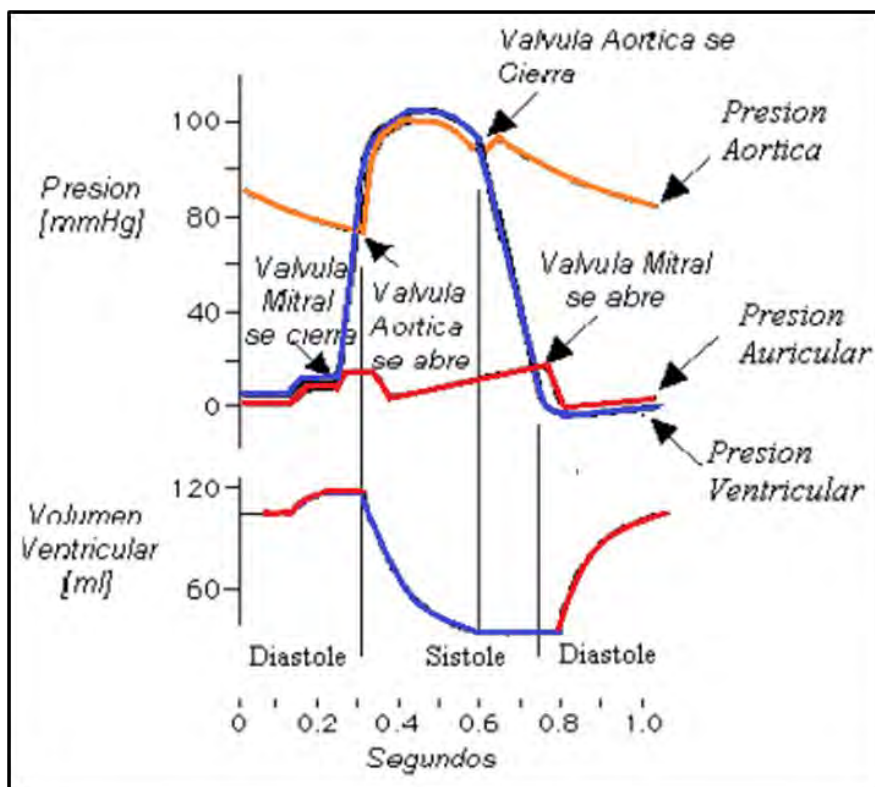


Figura 2.3 Ciclo cardíaco curvas de presión y volumen en función del tiempo[14].

2.1.3 Principales modelos matemáticos y eléctricos del corazón

En relación al modelaje del corazón cada aurícula o ventrículo es comúnmente modelada de forma independiente, como una sección elástica con inercia y resistencia similar a una arteria o vena, además las válvulas se encuentran incluidas para exigir el flujo en una sola dirección y que la elastancia se trabajará como una variable que dependerá del tiempo. Ante la complejidad del modelaje del corazón, solo se considerará el ventrículo izquierdo y sus alrededores, representado mediante la precarga del ventrículo, la válvula mitral, la válvula aórtica, la aorta y la carga arterial del ventrículo. En la figura 2.4 se muestra la representación del modelo físico del sistema[14].

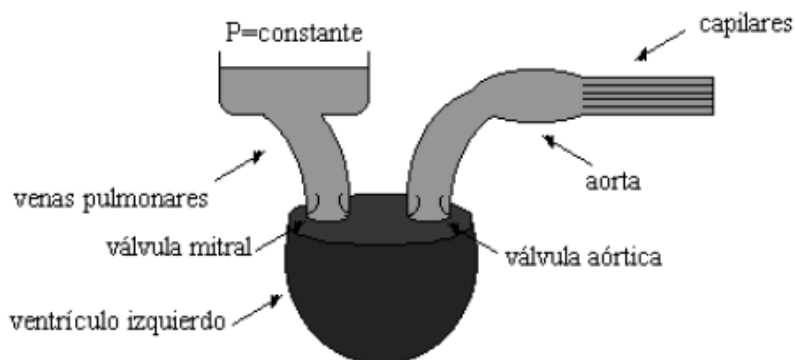


Figura 2.4. Modelo físico del sistema circulatorio [14].

Un modelo propuesto de manera simplificada fue realizado por Clancy, (1991). En este la precarga del ventrículo se encuentra modelada por medio de una fuente de voltaje constante V_{prec} , el ventrículo izquierdo se representa como una capacitancia variable $C(t)$, debido a que se asume como un recipiente elástico, por ende, el estado de contracción es independiente del volumen propio y de la impedancia de salida. En relación a las válvulas mitral y aórtica son modeladas mediante dos diodos ideales, D_M y D_A respectivamente, debido a las características de comportamiento no lineal que presentan. Asimismo, la resistencia de flujo que ocasiona la arteria aorta es representada por la resistencia R_A , además la poscarga del ventrículo es modelada por una resistencia capilar R_p en paralelo con una capacitancia capilar C_p . En la figura 2.5 se encuentra la representación de este modelaje se encuentra y el modelo simplificado (figura 2.6) nos muestra el circuito eléctrico equivalente.[14]

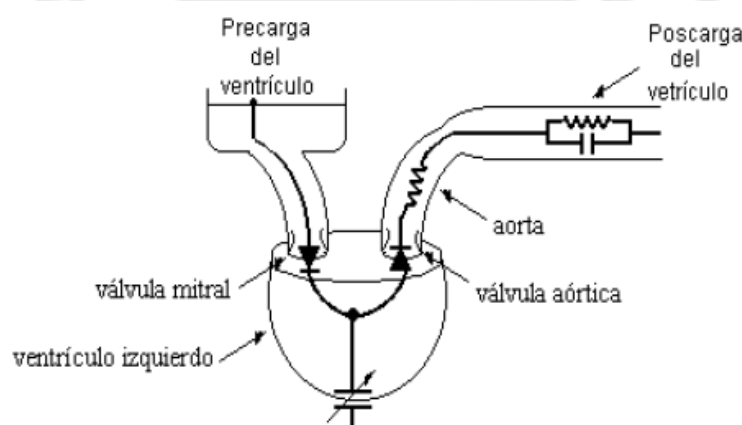


Figura 2.5 Representación del sistema de Clancy[14].

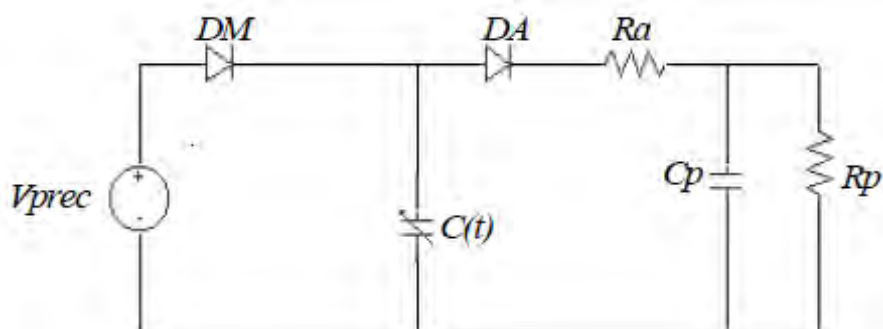


Figura 2.6. Circuito eléctrico de Clancy[14]

Cabe añadir que el modelo simplificado, según Cardozo (2001), no es válido para una dinámica rápida de flujo. A fin de corregirlo, Cardozo propone modificar el modelo del ventrículo izquierdo con una capacitancia variable, una resistencia aparente R y una capacitancia en paralelo C_s con la finalidad de corregir los errores del modelo original, siempre que los demás elementos permanezcan en su mismo lugar (figura. 2.7)[14].

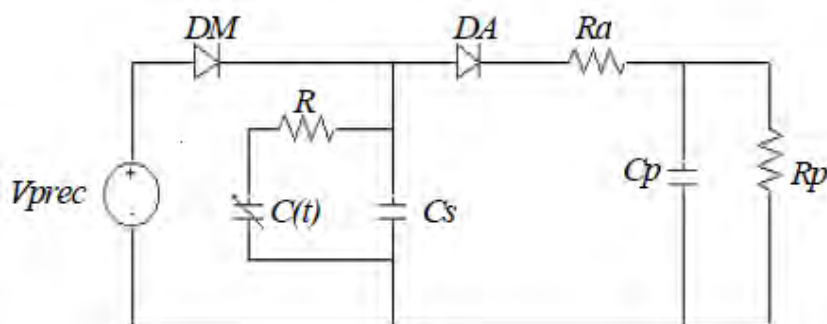
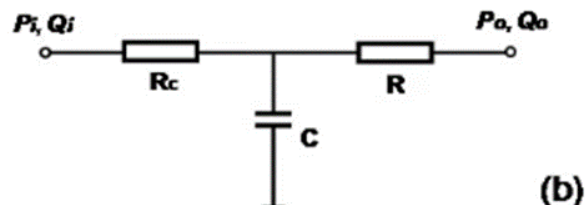
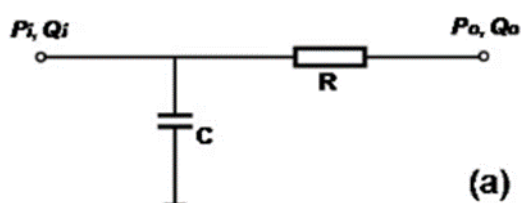


Figura 2.7. Circuito equivalente al modelo de Cardozo (2001)[14]

Ahora bien, con relación al modelo del corazón un primer grupo de modelos considerados es el que describe la vasculatura sistémica, el ventrículo izquierdo y la aurícula derecha del corazón donde se representan las condiciones de entorno. Estos modelos han evolucionado y aumentado su complejidad a medida que los investigadores han añadido componentes para recoger fenómenos físicos o fisiológicos particulares. Además, se dividen en dos subgrupos: modelos de un solo compartimento, en los que se utilizan niveles crecientes de sofisticación para capturar la respuesta sistémica, y modelos de compartimentos múltiples, en los que partes separadas de la vasculatura se representan como compartimentos distintos (a menudo presentan componentes eléctricos similares, pero con diferentes valores de coeficiente de pérdida por fricción, inercia y distensibilidad del recipiente). Asimismo, tienen la capacidad de capturar reflejos de ondas cuando la división de los segmentos de la embarcación es suficientemente pequeña[15]. A continuación, se presenta las ventajas y desventajas de los modelos mono compartidos y multi compartidos en la Tabla 2.1 para el sistema vascular y su posterior gráfica que muestra su modelamiento.

Tabla 2.1. Comparación de varios modelos 0D[16]

Configuración del modelo		Ventajas	Desventajas
Modelo mono compartido	Modelo RC	Revela las propiedades generales de almacenamiento de las grandes arterias y la naturaleza disipativa de los pequeños vasos periféricos con la estructura de modelo más simple.	No se puede simular el efecto de los componentes de alta frecuencia en la impedancia arterial, no se puede igualar con precisión la presión aórtica y las formas de onda de la tasa de flujo
	Modelo RCR	Sencillo y ofrece una mejor descripción de los componentes de alta frecuencia en la impedancia arterial que el modelo RC.	No se pueden describir las características del máximo secundario y un mínimo discreto en el rango de frecuencia media de la impedancia arterial.
	Modelo RLCR	Simple y ofrece una descripción mejorada en el rango de frecuencia media de la impedancia arterial que el modelo RCR.	La configuración de parámetros es más difícil que para los modelos RCR y RC, que limitaban sus aplicaciones
	Modelo RLCRC LR	El modelo más simple que tiene en cuenta las fluctuaciones de la presión venosa	La estructura del modelo es compleja. Por tanto, la configuración de parámetros es más difícil.
Modelo de compartimiento múltiple	Combinación flexible de elementos de red RLC para describir las características de la embarcación con el nivel de detalle requerido	Más complejo de implementar en relación a los modelos mono compartimiento. Es difícil determinar los parámetros de RLC apropiados	



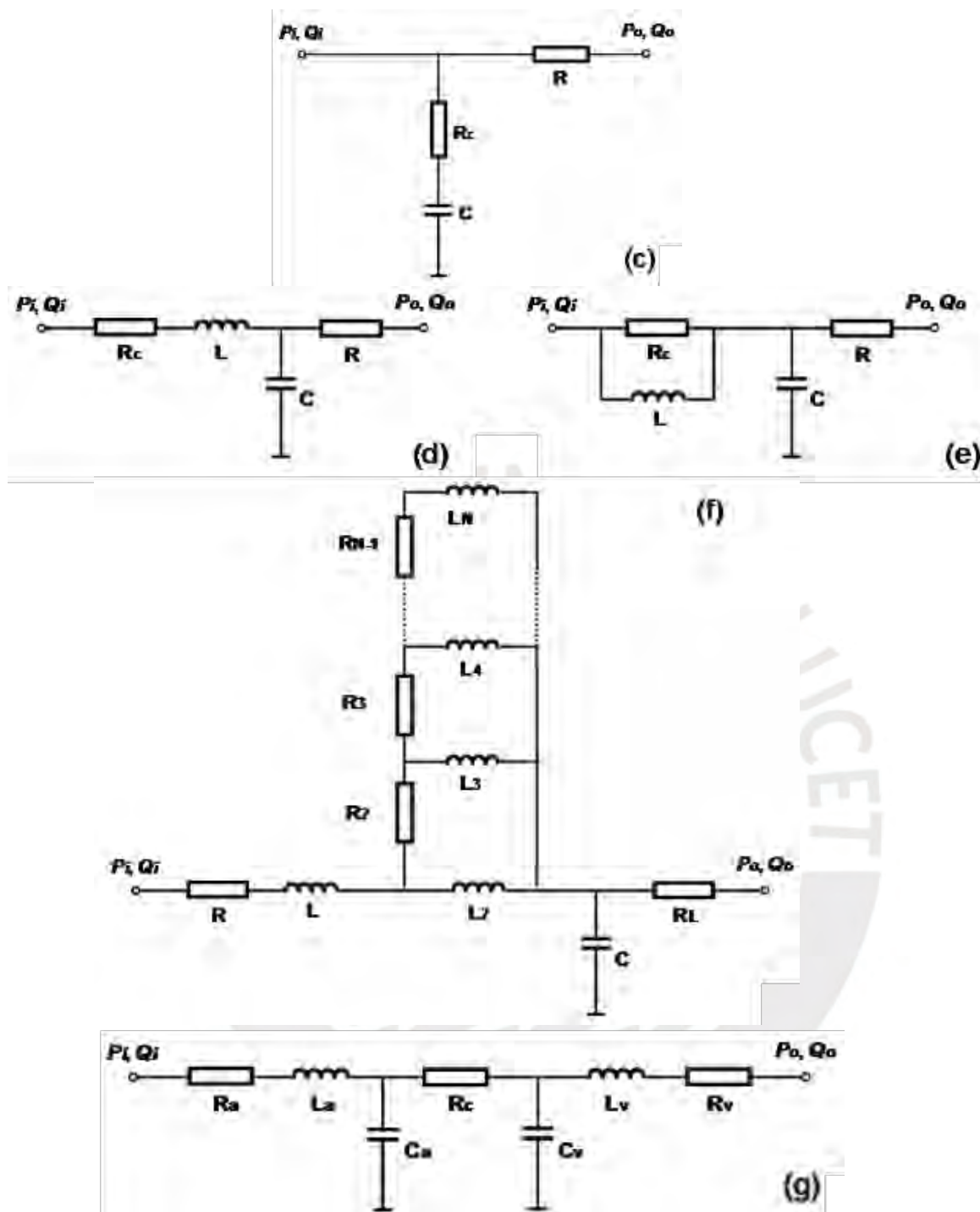


Figura 2.8. Modelos mono compartimento para la red de embarcaciones. (a) modelo RC Windkessel; (b) modelo de R_cCR Windkessel; (c) modelo R_cRC; (d) modelo R_cLCR; (e) modelo R_cLCR; (f) modelo R_LL₂CLR con efecto manga; (g) Modelo R_aL_aC_aR_cC_vL_vR_v [15].

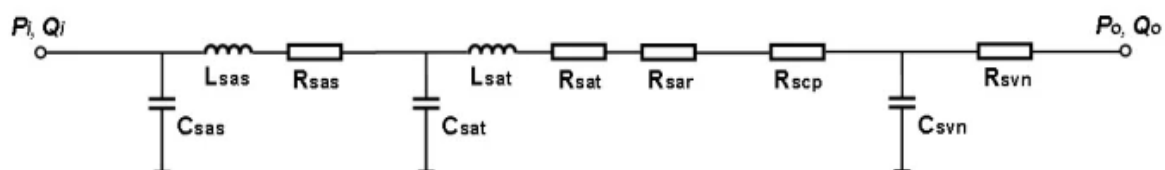


Figura 2.9. Modelo de muestra de varios compartimentos [15].

Donde:

P_i y Q_i : presión y caudal de entrada respectivamente.

P_o y Q_o : presión y caudal de salida respectivamente.

R , R_v , R_2 , R_3 , R_{N-1} , R_L : resistencias que describen la naturaleza disipativa de los vasos periféricos (arteriolas y capilares).

R_c : resistencia que representa la impedancia característica de la red arterial.

C , C_a , C_v : capacitancias que representan el efecto de elasticidad de la red arterial.

L , L_2 , L_3 , L_4 , L_{N-1} , L_a , L_v : inductancias que brindan un efecto inercial al flujo sanguíneo.

C_{sas} : capacitancia del seno aortico sistémico.

C_{svn} : capacitancia de la vena sistémica.

L_{sas} : inductancia del seno aortico sistémico.

R_{sas} : resistencia del seno aortico sistémico

C_{sat} : capacitancia de la arteria sistémica.

L_{sat} : Inductancia de la arteria sistémica.

R_{sat} : resistencia de la arteria sistémica.

R_{sar} : resistencia de la arteriola sistémica.

R_{scp} : resistencia de capilar sistémico.

R_{svn} : resistencia de la vena sistémica.

Asimismo, se han desarrollado numerosos modelos de sistemas integrados por medio del ensamblaje de modelos de componentes del sistema vascular, el corazón y la válvula cardíaca, mediante estudios particulares. Los modelos de sistema más simples representan toda la estructura vascular como el de Windkessel que consta de dos elementos (RC) o de tres elementos (RCR) mientras que los modelos más completos presentan múltiples compartimentos cardiovasculares.

El modelo más frecuente del corazón dentro de un modelo de sistema integrado consta de una elastancia variable y el modelo de válvula cardíaca más habitual es un diodo simple. La figura 2.10 nos muestra un modelo de sistema cardiovascular completo desarrollado por Shi y Korakianitis, donde se muestra el bucle pulmonar¹ el corazón y bucle sistémico²[16].

¹ Bucle pulmonar: los vasos que formaron la circulación pulmonar, incluidas las arterias pulmonares, las arteriolas pulmonares, los capilares pulmonares, las vénulas pulmonares y las venas pulmonares.

² Bucle sistémico: los vasos que formaron la circulación sistémica, que incluyen aorta, arterias sistémicas, arteriolas sistémicas, capilares sistémicos, vénulas, venas y vena cava.

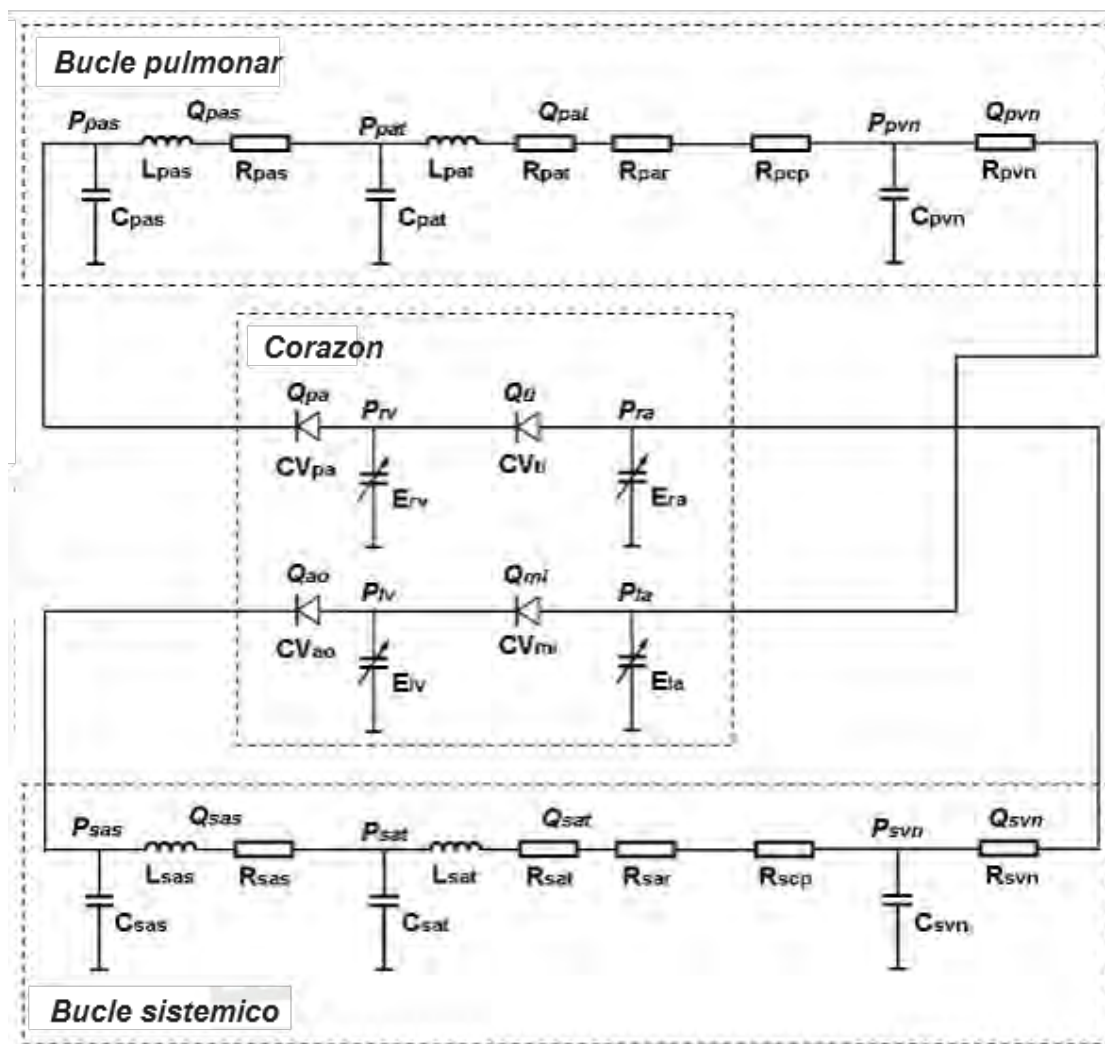


Figura 2.10 Modelo de sistema circulatorio completo[16].

Donde:

P_{sas} : presión de la raíz aórtica sistémica

P_{sat} : presión de la arteria sistémica.

P_{svv} : presión de la vena sistémica.

P_{pvv} : presión de la vena pulmonar.

P_{pas} : presión de la raíz de la arteria pulmonar.

P_{pat} : presión de la arteria pulmonar.

P_{lv} : presión en el ventrículo izquierdo.

P_{la} : presión en la aurícula izquierda.

P_{rv} : presión en el ventrículo derecho.

P_{ra} : presión en la aurícula derecha.

C_{sas} : capacitancia de la raíz aórtica sistémica

C_{sat} : capacitancia de la arteria sistémica.

C_{svv} : capacitancia de la vena sistémica.

C_{pvv} : capacitancia de la vena pulmonar.

Cpas: capacitancia de la raíz de la arteria pulmonar.

Cpat: capacitancia de la arteria pulmonar.

Lsas: inductancia de la raíz aórtica sistémica

Lsat: inductancia de la arteria sistémica.

Lpas: inductancia de la raíz de la arteria pulmonar.

Lpat: inductancia de la arteria pulmonar.

Rsas: resistencia de la raíz aórtica sistémica

Rsat: resistencia de la arteria sistémica.

Rsar: resistencia de la arteriola sistémica.

Rscp: resistencia capilar sistémica.

Rsvn: resistencia de la vena sistémica.

Rpas: resistencia de la raíz de la arteria pulmonar.

Rpat: resistencia de la arteria pulmonar.

Rpar: resistencia de la arteriola pulmonar.

Rpcp: resistencia capilar pulmonar.

Rpvn: resistencia de la vena pulmonar.

Qsas: caudal en la raíz aórtica sistémica

Qsat: caudal en la arteria sistémica.

Qsvn: caudal en la vena sistémica.

Qpa: caudal en la válvula pulmonar.

Qti: caudal en la válvula tricúspide.

Qao: caudal en la válvula aortica.

Qmi: caudal en la válvula mitral.

Qpas: caudal en la raíz de la arteria pulmonar.

Qpat: caudal en la arteria pulmonar.

Qpvn: caudal en la vena pulmonar.

CVpa: válvula cardíaca pulmonar.

CVti: válvula tricúspide.

CVao: válvula aortica.

CVmi: válvula mitral.

Elv: elastancia en el ventrículo izquierdo.

Ela: elastancia en la aurícula izquierda.

Erv: elastancia en el ventrículo derecho.

Era: elastancia en la aurícula derecha.

2.2 Tecnología del corazón artificial

Dentro de la tecnología del corazón artificial, se describirá el modelo de corazón total implantable, donde no existe ningún cable o línea eléctrica que atraviese la piel hacia el parte exterior del cuerpo, en otros términos, los elementos en su totalidad permanecen dentro del paciente. La representación gráfica (figura 2.11), el diagrama de bloques (figura 2.12) y la posterior descripción de los componentes básicos se presentarán a continuación:

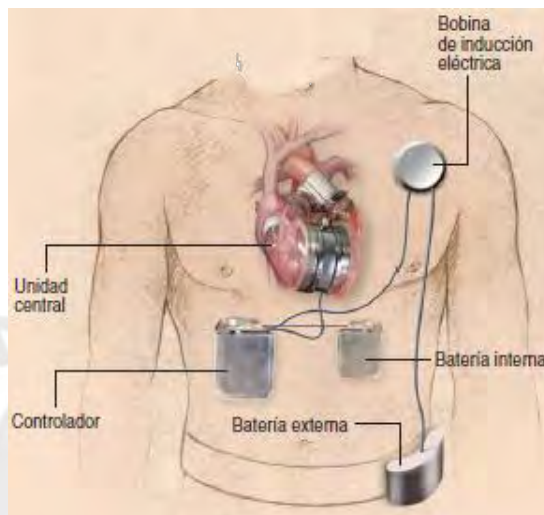


Figura 2.11 Dispositivos implantados del AbioCor[8]

Se presenta el siguiente diagrama de bloques que se encuentra formado por la unidad de control que registra y revisa la rapidez a la cual el corazón bombea, por medio de un controlador interno y un sistema de transferencia de energía, que controla la batería interna por medio de una bobina de prueba (Test Coil). Por otro lado, la válvula de transferencia permite que el flujo sanguíneo se desplace hacia el resto del cuerpo (unidad torácica) accionada por medio de la bomba hidráulica interna.

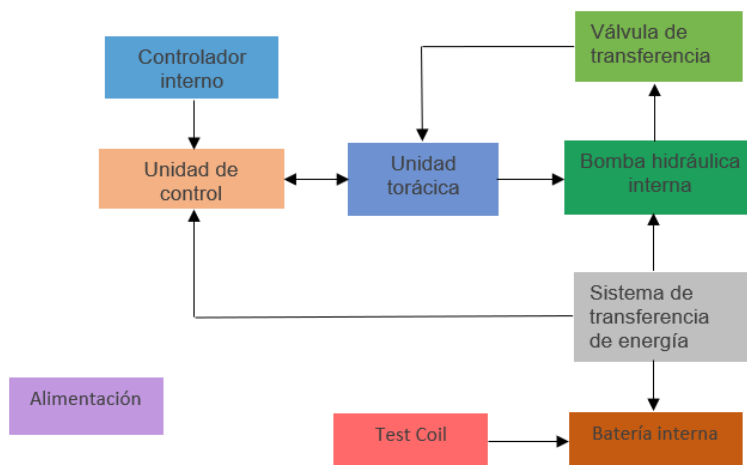


Figura 2.12 Diagrama de bloques de la tecnología del corazón artificial [elaboración propia]

- **Unidad torácica:** es el mismo corazón artificial total, con dos cámaras de bombeo y un convertidor de energía entre ellas en su interior se encuentra un sistema de bombeo hidráulico impulsado por un motor y dos ventrículos artificiales que contienen válvulas de tres valvas para dirigir el flujo sanguíneo. Además, se encuentra un convertidor de energía entre los ventrículos y una cámara auricular, que sirve para mantener el equilibrio del lado derecho e izquierdo[17].
- **Unidad de control:** Consiste en una pequeña unidad electrónica que es implantada en el abdomen, cuya función es revisar y controlar la velocidad con el cual el corazón bombea. Además, impulsa el convertidor de energía dentro del corazón de reemplazo, monitorea y regula la salida del flujo sanguíneo del corazón de acuerdo a las necesidades del paciente[18].
- **Bomba hidráulica interna:** funciona de manera similar a las bombas hidráulicas utilizadas en equipos pesados, este elemento mueve el fluido de un lado a otro del corazón artificial. Consta de un engranaje que gira rápidamente dentro de la bomba y crea la presión necesaria para mover el fluido[17]. Dentro de las distintas tecnologías en torno a las bombas hidráulicas se mencionara dos tipos las que operan con válvulas solenoides cuyo accionar es mediante una bobina donde se puede controlar el flujo de diversos tipos de fluidos[19] y las válvulas mecánicas accionadas mediante el funcionamiento de un motor eléctricos, pues sin este sería inviable su movimiento que resulta importante para la obtención de energía[20].
- **Válvula de transferencia:** esta válvula se cierra y se abre de manera periódica y permite al fluido moverse de un lado a otro. En otras palabras, cuándo se mueve hacia el lado derecho del corazón artificial, la sangre es bombeada hacia los pulmones mediante de un ventrículo artificial. De modo similar, cuando el fluido se mueve hacia el lado izquierdo, la sangre es bombeada hacia el resto del cuerpo[17].
- **Sistema de transferencia de energía sin cables:** consiste en una bobina interna y externa que transmite energía desde una batería externa, sin perforar la superficie de la piel. La bobina interna capta la energía y la envía hacia una batería interna y a la unidad de control. Los rangos de corriente para la batería interna se encuentran entre 0.8- 1.02 A y los de la batería recargable oscilan entre 1.67-.2.10 A [21].

- **El controlador interno:** es el cerebro del simulador que maneja los algoritmos de trabajo y funcionamiento, distribuye la energía del sistema y envía los datos sobre el rendimiento del dispositivo en dirección hacia la consola de control externa. Hay que agregar que una función de este controlador será modificar el ritmo cardíaco del paciente de acuerdo el nivel de actividad física que presente[17].
- **La batería interna:** que almacena energía y permite la independencia del paciente con relación a las baterías externas durante un periodo de unos 20 minutos, tiempo que emplea para efectuar actividades de paseo, aseo personal o realizar ejercicio[22].
- **Test Coil:** es una espiral de transferencia de energía transcutánea (sobre la piel del paciente). Su accionar es mediante una bobina que recibe la energía proveniente de una fuente externa y la lleva hacia la batería interna[22]. En relación a las especificaciones técnicas y las funciones del AbioCor (corazón artificial total interno) se presentará a continuación en la tabla 2.2.

Tabla 2.2 Especificaciones técnicas y funciones del AbioCor[22]

Dispositivos	Especificaciones técnicas/ función
Volumen por latido	Entre 50-60 mL
Tasa de flujo sanguíneo (en condición de reposo)	Entre 4- 5 L/min
Frecuencia de operación	Entre 80-90 PPM
Presión de descarga (lago izquierdo)	Mayor a 100 mmHg
Presión de descarga (lago derecho)	Mayor a 25 mmHg
Flujo máximo	Entre 9—10 L/min @ 160 PPM
Potencia consumida	<ul style="list-style-type: none"> • 13 W @ 80 PPM • 19 W @ 160 PPM
Sensores de presión (ubicados dentro del corazón artificial)	Medición de la presión arterial de la sangre que rellena la cavidad derecha.
Microcontrolador	Regula el ritmo cardíaco del paciente entre 80 y 150 LPM (se adapta de acuerdo a la presión)
Batería interna	Recarga ininterrumpidamente mediante inducción electromagnética.



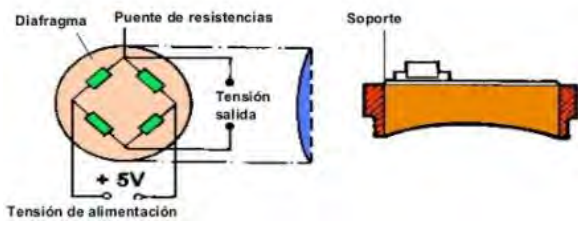
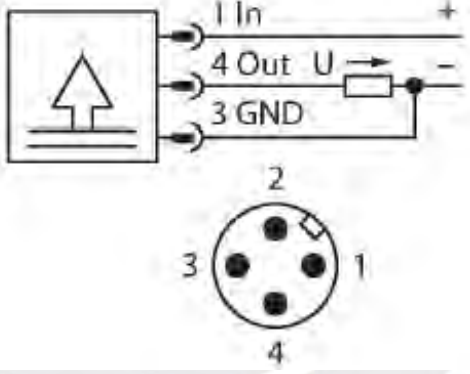
Figura 2.13. Corazón artificial AbioCor implantado en EE. UU [22].

2.3 Instrumentación biomédica para medir presión y flujo

- a) **Sensor de presión:** dispositivo que transforma la presión de un medio en una señal eléctrica para generar un posterior análisis de esta última [23]. En la tabla 2.3 se presentan distintos tipos de sensores de presión.

Tabla 2.3. Tipos de sensores de presión arterial[24]

SITRANS	Principio físico	Una onda sonora que viaja en el mismo sentido que el flujo de líquido llega al punto B desde el punto A en un tiempo más breve que la onda sonora que viaja en sentido contrario al flujo (del punto B hacia el punto A). La diferencia en el tiempo de tránsito del sonido indica la velocidad del flujo en el tubo.[25]
	Esquema de funcionamiento	
	Rango de medición	1,25 mbar-32 bar
	Aplicación	Industria automotriz, medicina y control de procesos
	Principio físico	El chip de silicio detecta la presión a medir a través de una membrana y aceite de silicona no compresible. Recibe la energía a través de una alimentación de vidrio aislante y alambres de unión. La salida de la señal de presión se indica en mV, se compensa con la

		temperatura y se amplifica a una señal de salida V o mA correspondiente [26].
MPX5100	Esquema de funcionamiento	 <p>El diagrama ilustra el funcionamiento interno del sensor MPX5100. A la izquierda, se muestra un diafragma (membrana) que actúa como elemento sensible a la presión. Este está conectado a un puente de resistencias (Wheatstone bridge) que genera una señal de salida (Tensión salida) cuando se aplica una tensión de alimentación (+5V). A la derecha, se muestra el soporte físico del sensor, que protege el elemento sensible.</p>
	Rango de medición	2,5% de error máximo encima de 0°C
	Aplicación	Uso militar, industrial y en equipos médicos. Ideal para sistemas basados en microprocesadores
	Principio físico	Los sensores de presión funcionan con una celda de medición de cerámica en diversos rangos de presión de hasta -1...60 bar en tecnología de 2, 3 o, incluso, 4 cables. Según la variante del sensor, la señal procesada está disponible como señal de salida analógica (4...20 mA)[27]
AEPTP14	Esquema de funcionamiento	 <p>El diagrama muestra el símbolo de un sensor de presión (un triángulo sobre una línea) conectado a un circuito de salida. Los pines están etiquetados como: 1 In (entrada), 2 Out U (salida de tensión), 3 GND (tierra) y 4 (pin adicional). Se muestra un puente de resistencias que genera la señal de salida U. Debajo del símbolo, se muestra un diagrama de pines circular con los números 1, 2, 3 y 4 asignados a los contactos.</p>
	Rango de medición	1 mbar- 2000 bar y una linealidad de 0,05%
	Aplicación	En el sector industrial y en medicina como medidor de la presión arterial.
	Principio físico	Transductor de presión ultra miniatura con RTD de platino para detectar la temperatura del medio, construcción 100% soldada de acero inoxidable con salida amplificada, diseñado para entornos severos donde se requiere un tamaño y peso mínimos [28].

EPRB-3	Esquema de funcionamiento	
	Rango de medición	0,35 a 350 bar con linealidad de 0,25% y una salida amplificada a 4.5V
	Aplicación	En equipos de presión arterial desechables, en máquinas de diálisis y en bombas de infusión.



Figura 2.14. Sensor de presión SITRAN[26]



Figura 2.15 Sensor de presión MPX5100[26].

b) Sensor de flujo : dispositivo que mide la cantidad de fluido (volumen) que circula en una determinada sección por unidad de tiempo [29]. En la tabla 2.4 se muestran los distintos sensores de flujo que podrían utilizarse en este modelo.

Asimismo, se menciona un sensor básico para la medición de flujo basado en el efecto Venturi, llamado también tubo de Venturi, cuyo principio de funcionamiento consiste que un fluido en movimiento dentro de un conducto cerrado disminuye su presión al aumentar la velocidad luego de circular por una zona de sección menor.

Si en este punto del conducto se introduce el extremo de otro conducto, se produce una aspiración del fluido contenido en este segundo conducto. El efecto Venturi (figura 2.16) se explica mediante el Principio de Bernoulli³ y el principio de continuidad de masa⁴. Es decir, si el flujo es constante pero la sección transversal disminuye, necesariamente la velocidad aumenta luego de atravesar dicha sección.[30]

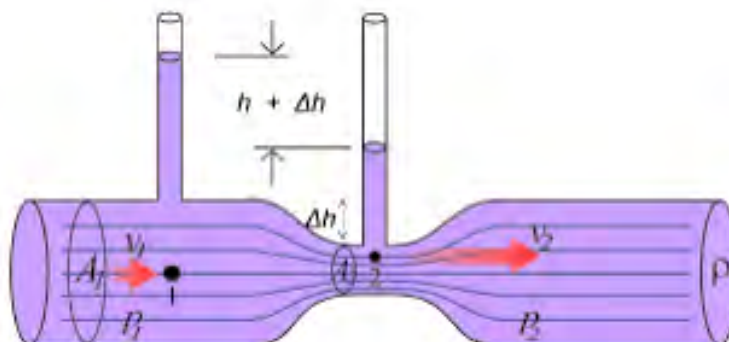


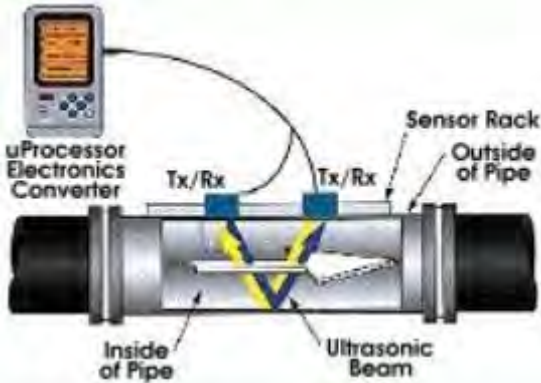
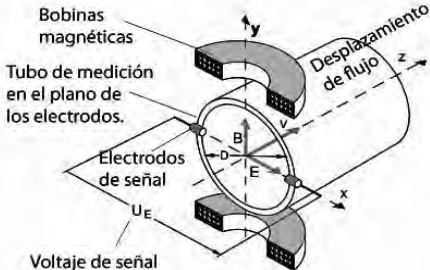
Figura 2.16 Efecto de Venturi[30].

Tabla 2.4. Sensores de flujo[31]

PCE-TDS 100HS / H	Principio físico	El principio físico básico para este tipo de medición es mediante el tiempo de tránsito y efecto Doppler. Debido a que se encuentran basados en la propagación de ondas de sonido en un fluido[31].
	Esquema de funcionamiento	
	Rango de medición	Rango de medición desde 0,01 m/s hasta 30 m/s, con una resolución de 0,01 m/s y una precisión de ± 1 % del valor con linealidad del 0,5 % [31].
	Características	Ideal para reequipamiento, de instalación sencilla, preciso, fiable y no necesita inspecciones, sin partes móviles.[31]

³ La presión de un fluido disminuye conforme la rapidez del fluido aumenta

⁴ Afirma que el producto del área y la velocidad del fluido en todos los puntos a lo largo de la tubería es constante para un fluido incompresible.

PCE-VUS Serie	Principio físico	El transductor ultrasónico está situado en la parte exterior de la tubería, y no tiene ningún contacto con el medio. El principio de medición del caudalímetro por ultrasonido está basado en el tiempo de tránsito ultrasónico. En el tubo exterior de medición se encuentran dos elementos ultrasónicos.[31]
	Esquema de funcionamiento	 <p>El diagrama ilustra un caudalímetro ultrasónico instalado en un tubo. Un 'uProcessor Electronics Converter' está conectado a un 'Sensor Rack' situado fuera del tubo. Dentro del tubo, se encuentran dos transmisores/receptores ('Tx/Rx') que emiten y reciben un 'Ultrasonic Beam' que atraviesa el fluido. El tubo está etiquetado como 'Inside of Pipe' y 'Outside of Pipe'.</p>
	Rango de medición	Rango de medición va desde 1,5 hasta los 30 l/min con una precisión de 3 a 30 l/min con ± 4 % del valor de medición y el envío de la señal a partir de 1 l/min con un caudal máximo 33 l/min [31].
	Aplicación	Resistente contra golpes y cuerpos sólidos dentro del medio Ideal para líquidos no conductores de la electricidad. No presenta desgaste mecánico[31].
PCE-VMI 7	Principio físico	El principio físico de funcionamiento es mediante la inducción magnética mediante el cual se inducirá un voltaje. Este será proporcional a la velocidad de movimiento del fluido[31].
	Esquema de funcionamiento	 <p>El diagrama muestra un tubo de medición rodeado por bobinas magnéticas. El tubo está en el plano de los electrodos. Se indica el 'Desplazamiento de flujo' (v) a lo largo del eje z. Los electrodos de señal generan un 'Voltaje de señal' (U_E). Se muestran los ejes de coordenadas x, y y z.</p>
	Rango de medición	Rango de medición desde 1 hasta 20 l/min con una precisión del ± 2 % del valor de medición y con un envío de señal a partir de los 0,5 l/min[31].

	Características	Resistente a líquidos sucios, no requiere de inspecciones, no presenta desgaste mecánico y presenta una respuesta rápida (menor a 500ms)[31].
--	------------------------	---



Figura 2.17. Sensor de caudal PCE-TDS 100HS [31]



Figura 2.18. Sensor de caudal PCE-VUS Serie [31]

c) Sistemas de adquisición de datos para el modelado del corazón artificial

En relación al sistema de adquisición de datos, presentamos un diagrama de bloques general de un sistema de instrumentación biomédica que se adaptará al presente trabajo de investigación. Esto se debe a que todos los equipos médicos miden algún parámetro corporal tal como se muestra en el esquema (figura 2.19). El cuerpo humano es el elemento donde se realizarán las medidas, mediante los sensores de presión y flujo (sensores primarios). Una vez obtenida la señal del sensor se necesitará de circuitos de amplificación, conversores (análogo-digital), acondicionamiento y filtrado de la señal. El resultado del proceso se puede mostrar en la pantalla de salida, para luego ser visualizado en un monitor (PC). Cabe añadir que se necesitará de elementos auxiliares para que active el corazón (control y realimentación) mediante un motor o solenoide que exige la presencia de una fuente de potencia (alimentación) y una señal proveniente de la computadora (PC) que le envíe ciertos parámetros para su correcto funcionamiento.

En efecto, se puede utilizar una señal de calibración para evaluar los resultados. Incluso pueden existir equipos de telemetría que envíen y almacenen información a terminales remotos que alerten ante posibles riesgos en los que se encuentre un paciente dentro de un centro de atención médica.[32] La medición de la presión y del flujo (sensores primarios), se realizará mediante el bloque de control y realimentación que incluso activará el corazón ,ya sea mediante un motor DC o inducción electromagnética (solenoides). Por último, tanto el corazón como la pantalla de salida requerirán de una fuente de alimentación eléctrica (energía).

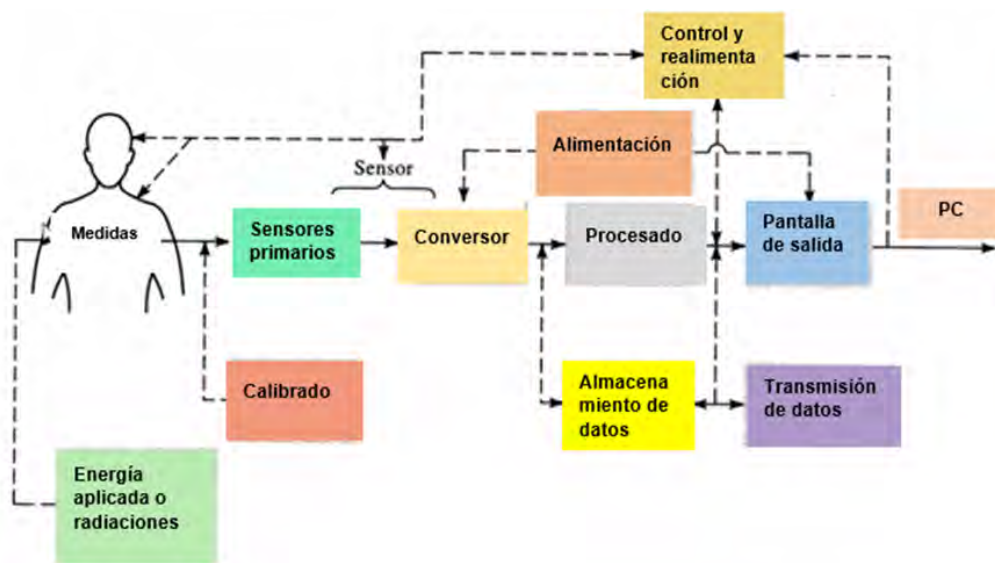


Figura 2.19. Diagrama de bloques de un sistema de instrumentación Biomédica[32]

d) Sistemas de control continuo dentro de un sistema cardiovascular

Dentro del principio o fundamentos de un sistema de control realimentado mencionaremos que presenta la propiedad que permite mantener una relación estrecha entre la salida $y(t)$ y la entrada de referencia $x(t)$, comparándolas y utilizando la diferencia (señal de error) como un medio de control [33]. Por ejemplo, el sistema de control de flujo sanguíneo dentro de un sistema cardiovascular. Esto se realiza midiendo mediante un sensor de flujo el valor real y la compara con el flujo de referencia (flujos deseados), el controlador activará o desactivará el equipo para asegurar que llegue la cantidad de volumen o flujo deseado en el tiempo requerido. Por ende, permite que exista estabilidad al sistema independientemente de las condiciones alrededor del mismo. En un sistema de control en lazo

continuo (figura 2.20) , siempre conlleva la acción de un control realimentado para minimizar el error del sistema [33].

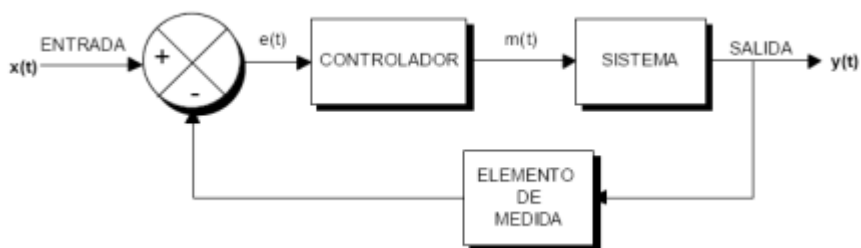


Figura 2.20 Sistema de control en un lazo continuo realimentado[34]

Cabe resaltar que en relación a los tipos de accionamiento ON/OFF múltiple y del tipo proporcional mencionaremos los controladores lógicos programables (PLC) que es un dispositivo electrónico digital que utiliza memoria programable para almacenar instrucciones y llevar a cabo múltiples funciones (lógica, de secuencia, de conteo, sincronización y aritméticas) para el manejo de maquinaria y procesos industriales en tiempo real. Además, la programación del PLC se encuentra relacionada con la ejecución de operaciones lógicas y de informática. Incluso reemplazan las conexiones físicas por relevadores de sistemas de control lógico y de sincronización. Asimismo, tienen la ventaja de modificar los sistemas de control sin necesidad de realizar conexiones entre los dispositivos de entrada y de salida. La interfaz de entrada y salida se encuentra dentro del controlador[35]. (Figura 2.21)

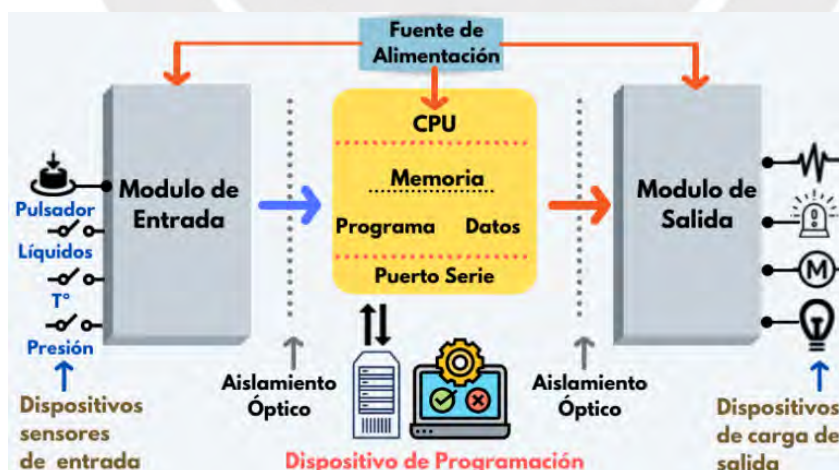


Figura 2.21 Diagrama de la estructura de un PLC[36].

CAPÍTULO 3: DISEÑO DE MODELO FÍSICO DE SISTEMA CIRCULATORIO BASADO EN UN MODELO MATEMÁTICO ELÉCTRICO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

Este capítulo tiene como finalidad diseñar el sistema circulatorio basado en la integración de modelos matemáticos para caracterizar el funcionamiento dinámico del mismo, considerando todos sus parámetros y variables (*Compliance*, resistencias, inductancias, presiones, flujos, volúmenes, etc) para el análisis de condiciones normales y patológicas.

En la sección 3.1 y 3.2 se explica el modelo matemático eléctrico de un solo ventrículo de Windkessel, donde se detallan las características y funciones que realiza cada elemento del mismo y el modelo del sistema cardiovascular completo. Además, en la sección 3.3 se expondrá la simulación del modelo matemático eléctrico, donde se incluyen las ecuaciones principales y el diagrama de bloques equivalente al sistema cardiovascular realizado en el entorno de Simulink. Finalmente, de la sección 3.3 en adelante se mostrará la propuesta de diseño en la cual se basa el modelo matemático eléctrico mencionado anteriormente. Esta propuesta se divide en tres partes: el modelo funcional, la interfaz prototipo-PC y el software de la computadora.

3.1 Modelo matemático-eléctrico de sistema circulatorio de un solo ventrículo

En la Figura 3.1 se muestra el modelo matemático-eléctrico del sistema cardiovascular utilizado para este trabajo. Cada elemento del modelo representa una característica: el valor del *Compliance* del ventrículo izquierdo se representa con una capacitancia variable en función del tiempo: $C(t)$. Esto se debe a que las paredes del corazón son dinámicas, elásticas y varían a lo largo del ciclo cardíaco. Asimismo, la precarga del ventrículo estará modelada por medio de una fuente de voltaje continuo (V) y los diodos DM y DA simulan las válvulas mitral y aórtica respectivamente. Para representar el funcionamiento de los vasos sanguíneos se utiliza el denominado modelo de Windkessel de dos elementos, el cual consiste en un circuito RC en paralelo donde el valor de (R) representa la resistencia al flujo de sangre y la capacitancia (C) representa al *Compliance* o la capacidad de almacenar el volumen de los vasos sanguíneos. [37]

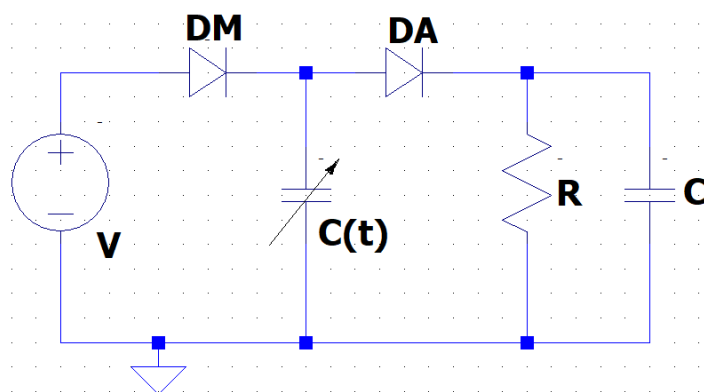


Figura 3.1. Modelo matemático del sistema cardiovascular [37]

3.2 Modelo matemático- eléctrico del sistema circulatorio completo

En la figura 3.2 se muestra el modelo matemático-eléctrico del sistema cardiovascular completo donde se simulará mediante resistencias, diodos, inductancias y capacitadores variables en el tiempo (*Compliance*) el funcionamiento del corazón y del sistema circulatorio de manera completa para poder ajustar valores en la computadora y simular casos patológicos y no patológicos del sistema cardiovascular cuyo funcionamiento se describió en el capítulo anterior.

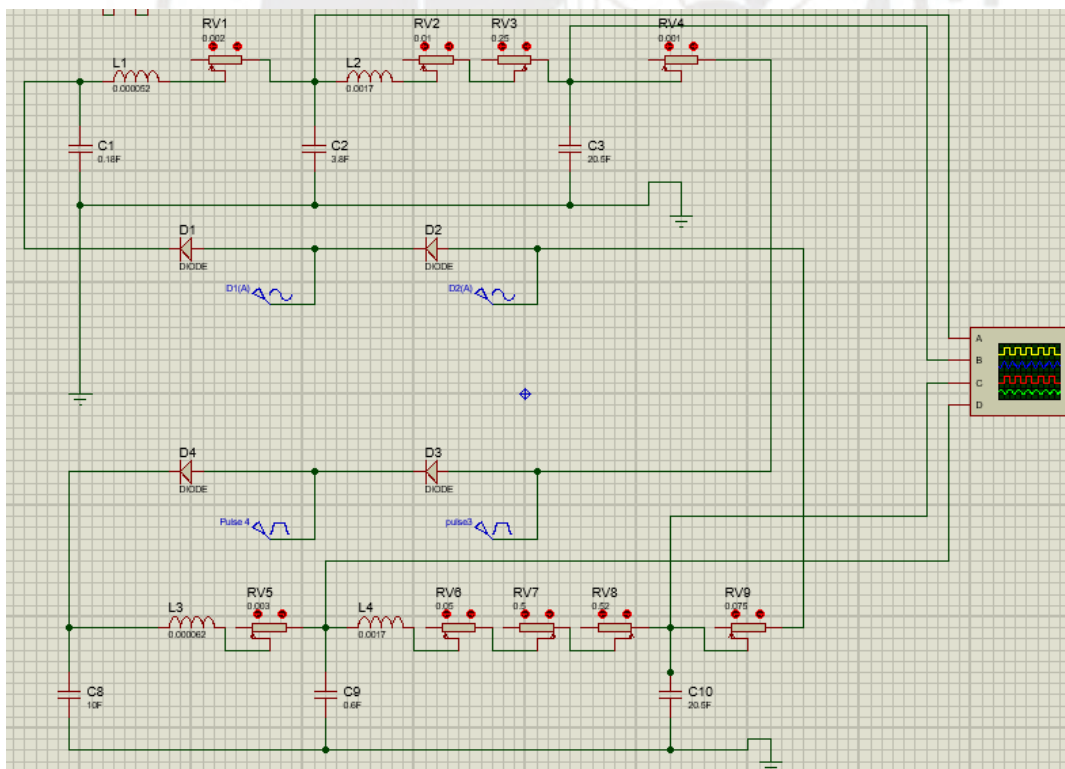


Figura 3.2 Modelo eléctrico del sistema cardiovascular completo [Elaboración propia]

3.3 Explicación de la simulación del modelo matemático eléctrico en Simulink

Ahora bien, en la ecuación (1) la función de elastancia $E(t)$ que es la inversa del *Compliance*⁵ $C(t)$ describirá la relación entre la presión y el volumen del ventrículo izquierdo mediante la siguiente relación:

$$E(t) = \frac{LVP(t)}{LVV(t) - V_0} \quad \dots(1)$$

Donde $LVP(t)$, $LVV(t)$ y V_0 representan la presión, el volumen y el volumen muerto a presión cero del ventrículo izquierdo respectivamente.[38] Además, en la ecuación (2) se utilizó una función exponencial $E(t)$ que brinda respuestas simétricas en los procesos de eyección y llenado del corazón y se representa matemáticamente de la siguiente forma:

$$E(t) = (E_{\max} - E_{\min}) \left(1.55 \left[\frac{\left(\frac{t_n}{0.7}\right)^{1.9}}{1 + \left(\frac{t_n}{0.7}\right)^{1.9}} \right] \left[\frac{1}{\left(\frac{t_n}{1.17}\right)^{1.9}} \right] \right) + E_{\min} \quad \dots (2)$$

E_{\max} y E_{\min} son las elastancia máximas y mínimas del ventrículo izquierdo respectivamente y ambas se encuentran relacionadas con la presión y volumen sistólico final[38]. Asimismo, se considera de la ecuación (2) las siguientes fórmulas (3), (4) y (5):

$$t_n = t/T_{\max} \quad \dots (3)$$

$$T_{\max} = 0.2 + 0.15 \cdot t_c \quad \dots (4)$$

$$t_c = 60/HR \quad \dots (5)$$

donde: t_c es el intervalo de ciclo cardiaco

t: tiempo HR: frecuencia cardiaca

⁵ Distensibilidad es la capacidad que tienen los vasos sanguíneos para distenderse y contraerse apropiadamente en respuesta a los cambios de volumen y de presión.[41]

A continuación, se presentará un diagrama de bloques general del modelo matemático de corazón artificial (Figura 3.3) conformado por la precarga del ventrículo aquí se encuentran: la presión venosa cuyo valor es de 8 mmHg y una fuente controlada de voltaje; seguidamente se ubican los diodos que simularan las válvulas mitral y aortica. A continuación, en el bloque del ventrículo izquierdo se ubica el modelo del mismo (Figura 3.4) y el cálculo de la elastancia ($E(t)$) y la distensibilidad o *Compliance* ($C(t)$). Finalmente, en el bloque postcarga del ventrículo se incluye el modelo de dos elementos de Windkessel que se trató en el capítulo anterior mediante el cual se obtiene la presión aortica.

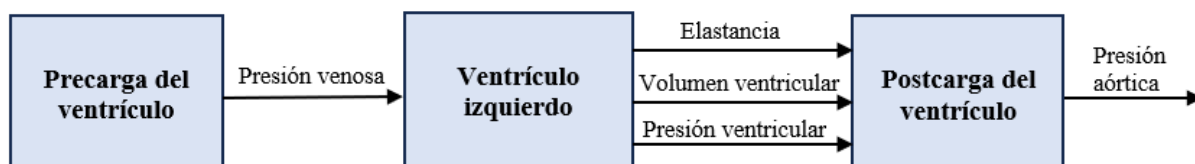


Figura 3.3. Diagrama de bloques del modelo eléctrico equivalente del sistema cardiovascular[39]

En el interior del bloque del ventrículo izquierdo se encuentra una fuente de voltaje controlada por la presión del ventrículo izquierdo $P(t)$ donde las entradas son el valor de la elastancia $E(t)$ y el volumen muerto V_0 cuyo valor es de 10 ml y la salida es el volumen ventricular LVV que se obtiene mediante el bloque integrador del medidor de flujo sanguíneo.

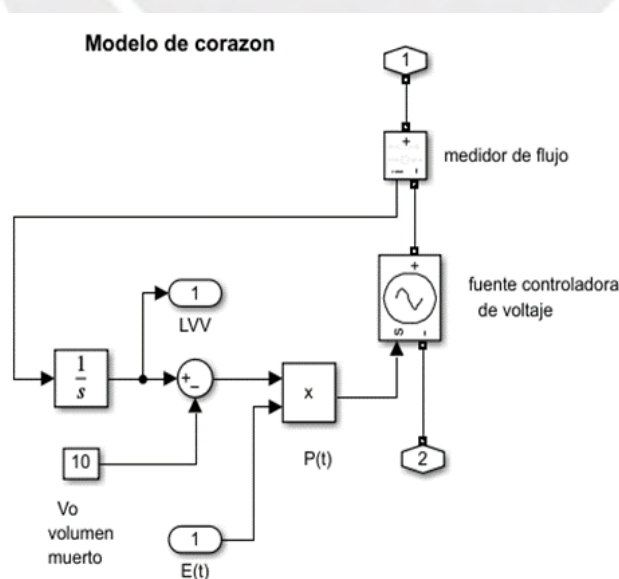


Figura 3.4. Modelo del corazón (ventrículo izquierdo) en Simulink[39]

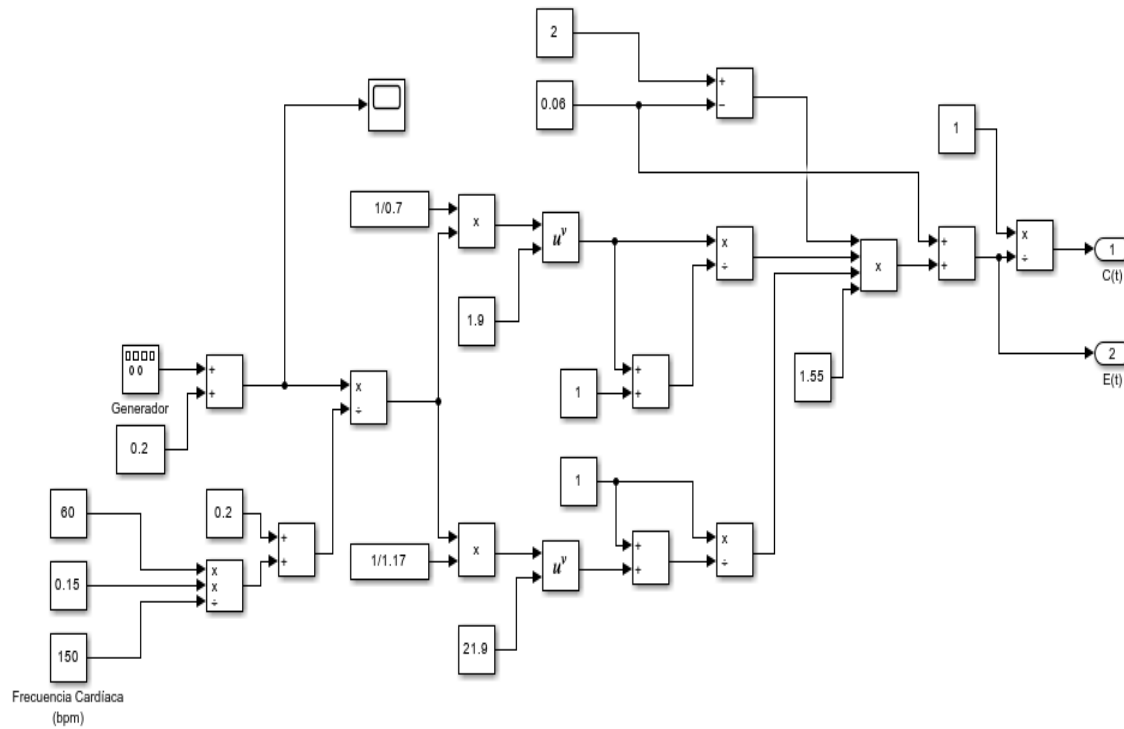


Figura 3.5. Cálculo de la elastancia y la distensibilidad en Simulink[38]

En la Figura 3.5 la curva de la elastancia $E(t)$ se obtiene mediante un diagrama de bloques matemáticos y formulas donde se varia la frecuencia cardiaca de acuerdo a los casos que se presentaran en la siguiente sección. Dicha curva se representa de acuerdo a la ecuación (2) que se han visto en la búsqueda de información que se ha realizado[39].

3.4 Planteamiento conceptual de diseño (diagrama de bloques)

El diseño del trabajo se va a dividir en tres partes: diseño del modelo físico, la interfaz Prototipo-pc y por último el programa en la PC. En primer lugar, se diseña una plataforma (prototipo) que simulara el sistema cardiovascular del cuerpo humano. En segundo lugar, la interfaz prototipo-PC que recibe y envía los datos de las presiones y la señal de control hacia el prototipo respectivamente. Esto funcionaria de manera similar a un HIM (Interfaz hombre maquina). Tal como se observa en el diagrama de bloques (Figura 3.6). En las siguientes secciones se explicará a detalle cada punto a tratar.

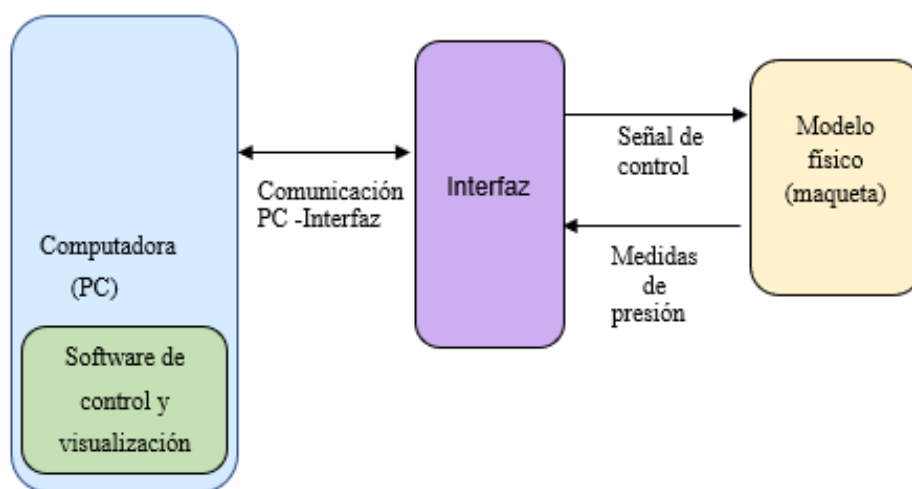


Figura 3.6. Diagrama de bloques del planteamiento conceptual de diseño [Elaboración propia]

De acuerdo al planteamiento conceptual de diseño se elabora una tabla de correspondencia (Tabla 3.1) entre los componentes físicos y fisiológicos y la función que realiza cada uno de ellos. Asimismo, se muestran las presiones sanguíneas normales del sistema cardiovascular (Figura 3.7).

Tabla 3.1. Correspondencia entre componentes físicos, fisiológicos y su función

Componente físico	Componente fisiológico	Función
Actuador	El corazón	Controlar el flujo sanguíneo que sale de la arteria aorta.
Mangueras (con compliance)	Arterias y venas	Simular (se utilizará agua) el recorrido del flujo sanguíneo.
Interfaz de manejo de presión cardiovascular	-----	Controlar la presión en el sistema circulatorio abriendo y cerrando las válvulas.

Interfaz de configuración (PC)	-----	Manejar los parámetros del corazón (presión y flujo) que llegan al actuador (corazón).
Válvulas	Arteriolas	Modificar la presión circulatoria y regular el flujo sanguíneo hacia los capilares.
Prototipo	Sistema circulatorio	Representar el funcionamiento completo el sistema circulatorio.
Display	-----	Presentar los resultados que se obtienen de los sensores

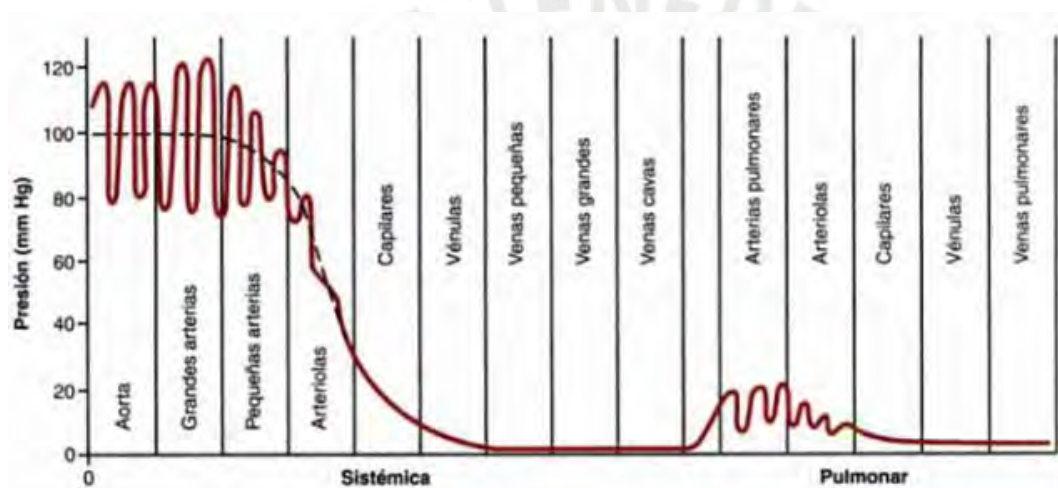


Figura 3.7. Presiones sanguíneas normales en distintos puntos del sistema circulatorio[40]

A continuación, se muestra las principales variables del sistema cardiovascular (Tabla 3.2)

Tabla 3.2. Principales variables del sistema cardiovascular [41]

Variable	Rango de medición	Observaciones
Presión sanguínea	La medición debe realizarse entre 0 y 300 mmHg con un margen de error de +/- 2 %.	La presión deseada se debe encontrar en el rango de 80 mmHg (diastólica) y 120 mmHg (sistólica). [38]
Frecuencia cardíaca	La frecuencia cardíaca se encuentra en el rango de 20 y 200 latidos por minuto.	La frecuencia cardíaca (FC) en reposo oscila entre 60 y 100 latidos por minuto en las personas adultas.

<p>Gasto cardiaco (volumen por minuto)</p>	<p>Para nuestro diseño se calculará el gasto cardiaco (GC)⁶ mediante la siguiente formula:[41]</p> $GC = VS \times FC$ <p>Se encuentra en el rango de 4.25-7 latidos / min</p> <p>Donde:</p> <p>GC: gasto cardiaco (l/min)</p> <p>VS: volumen sistólico (ml/latido)</p> <p>FC: frecuencia cardiaca (latido/min).</p>	<p>En estado de reposo un adulto de talla promedio tiene una frecuencia cardiaca de 75 latidos/min. Por tanto, el gasto cardiaco será de 5.25 l/ min, es decir el corazón bombea entre 4 a 6 l/min. [37]</p>
<p>Compliance de arterias</p>	<p>La Compliance arterial⁷ se medirá mediante la siguiente formula[41]:</p> $CA = VS / PP$ <p>Su rango se encuentra entre 0 – 2 ml/mmHg</p> <p>Donde:</p> <p>CA: Compliance de arterias</p> <p>VS: volumen sistólico (ml)</p> <p>PP: Presión de pulso (PAS-PAD) (mmHg)</p>	<p>La presión de pulso (PP) se define como la diferencia entre la presión arterial sistólica (PAS) y la presión arterial diastólica (PAD) mediante el cual refleja la circulación sanguínea pulsátil.[41]</p>
<p>Compliance de las venas</p>	<p>En nuestro diseño la Compliance en las venas se calculará así:</p> $CV = \frac{\Delta V}{\Delta P \times vol.inicial}$ <p>Donde:</p> <p>CV: Compliance de venas</p> <p>ΔV: variación de volumen sanguíneo (en el rango de 5-6 litros)</p> <p>ΔP: variación de presión sanguínea.</p> <p>vol. inicial: volumen alojado en el vaso sanguíneo a una presión determinada.</p>	<p>Las venas tienen mayor distensibilidad (compliance) que las arterias debido a que pueden alojar mucho mayor volumen de sangre a la misma presión.[42]. En un adulto normal (presión sistólica: menos de 120 mmHg y presión diastólica menos de 80 mmHg)</p>

⁶ es la cantidad de flujo sanguíneo que se expulsa desde el ventrículo izquierdo hacia la aorta durante la sístole

⁷ capacidad que tienen los vasos sanguíneos para distenderse y contraerse apropiadamente en respuesta a los cambios de volumen y presión.

Resistencia vascular sistémica	Se calcula del siguiente modo: $RVS = (PAM - PVC) * 79.92 / GC$ RVS = Resistencia Vascular Sistémica (dyn* seg /cm ⁵) PAM = Presión Arterial Media (mmHg) en un adulto normal es de 70 mmHg PVC = Presión Venosa Central (mmHg) en un adulto normal es de 1 mmHg GC = Gasto cardíaco (L/min)	Las resistencias vasculares son ofrecidas por los vasos sanguíneos. Se calculan en función de la presión arterial media, la presión venosa central y el gasto cardíaco. El valor de 79.92 es un término de conversión para igualar unidades [43].
---------------------------------------	--	---

3.5 Prototipo de sistema cardiovascular (Maqueta)

El prototipo se encuentra conformado por una base donde se encuentran las mangueras (vasos sanguíneos), el bombillo de jebe (cavidad ventricular) que realizará la función del ventrículo izquierdo activado por un accionador (motor de pasos), las válvulas pasivas (que simularan las válvulas aortica y mitral del corazón real), las válvulas regulables manualmente (que simularan las resistencias periféricas), el reservorio de la precarga (simularan el reservorio venoso) y finalmente, los sensores de presión se ubicaran en distintos puntos de este prototipo. (Figura 3.8). Adicionalmente se muestra la relación de información transmitida entre maqueta y la computadora (Figura 3.9).

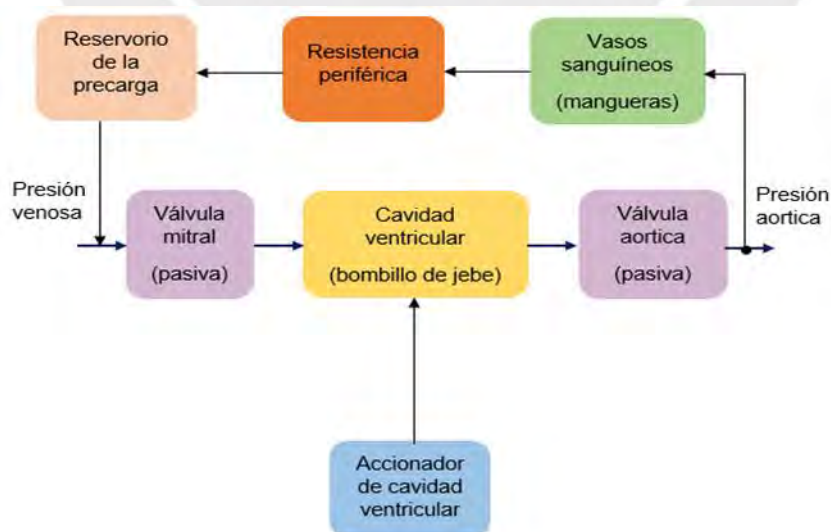


Figura 3.8. Diagrama de bloques del prototipo del sistema cardiovascular [Elaboracion propia]

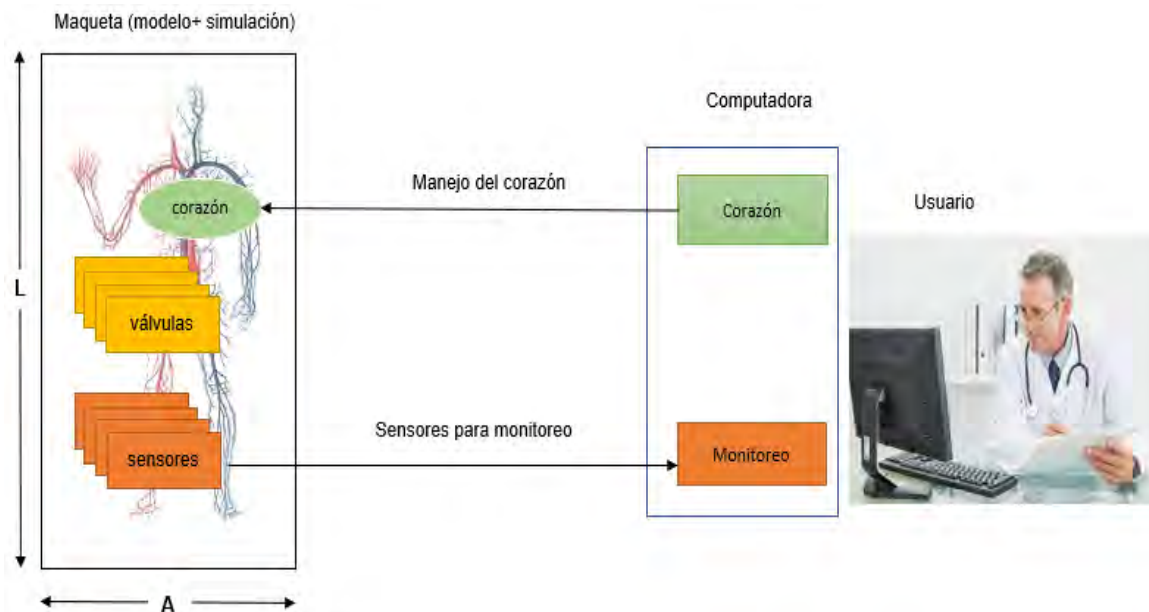


Figura 3.9. Relación de información transmitida entre maqueta y PC [Elaboración propia]

A continuación, se presentará los requerimientos mínimos deseados que deben cumplir los componentes para su posterior selección.

- El bombillo de jebes debe ser de caucho, con un volumen máximo de 100ml y utilizado para aplicaciones médicas.
- Las válvulas del corazón (aortica y mitral) deben ser de tipo check, con característica unidireccional y su presión de trabajo debe encontrarse en el rango de 0.10 – 0.16 bar[44].
- El dispositivo accionador de la cavidad ventricular debe ser de carácter biomédico con una alta precisión y debe trabajar en un rango de frecuencia no menor a 300 rev/min[45].
- Las mangueras que simularan las arterias y venas deben ser de material flexible y sus diámetros externos e internos no deben ser mayores a 22 mm y 16 mm respectivamente[46].

De acuerdo al diagrama de bloques visto anteriormente del prototipo del sistema circulatorio se realiza una tabla de correspondencia entre los componentes físicos, fisiológicos y la función que realiza cada uno de ellos. (Tabla 3.3)

Tabla 3.3 Correspondencia entre componentes físicos y fisiológicos del prototipo [Elaboración propia]

Componente físico	Componente fisiológico	Función
Bombillo de jebes	Cavidad ventricular izquierda En la sístole (36- 54 mm) En la diástole (23- 39 mm)	Contener el volumen a bombear por cada latido (gasto cardíaco)
Válvulas (pasivas)	Válvula mitral	Permitir el paso del flujo sanguíneo desde la aurícula derecha al ventrículo izquierdo, cuando el corazón se encuentra en estado de dilatación.
	Válvula aórtica	Distribuir el flujo de sangre desde el corazón hacia el resto del cuerpo
Accionador de la cavidad ventricular	Músculo ventricular	Producir el latido
Mangueras	Vasos sanguíneos	Transportar la sangre a todo el cuerpo.
Reservorio venoso (Reservorio de la precarga)	Presión de la precarga	Representa la presión que ejerce la sangre venosa a la entrada del corazón.

En relación a las dimensiones de la maqueta serán de: 1m de largo (L) y de ancho (A) como valores máximos. La cantidad de litros a utilizarse en promedio es de 5.25 litros (debido a que será destinada para el uso de personas adultas)⁸. Se ha considerado que la inversión en la compra para el diseño de la maqueta y los materiales que la conforman sea el menor posible. El diseño del prototipo se ha dividido en dos secciones: en la primera (sección del corazón) se explicará acerca de la selección de los componentes que conformaran el corazón (ej. el accionador, las válvulas de tipo pasivas, etc) y posteriormente en la segunda parte (Sección del cuerpo) se detallara sobre los demás componentes relacionados al resto del cuerpo, es decir el sistema circulatorio en su totalidad (ej. mangueras, válvulas regulables, etc)

⁸ Se conoce que el 7% de nuestro peso corporal resulta ser la cantidad de flujo sanguíneo que tiene en el cuerpo[69]. Por ejemplo, si una persona tiene 75 kg de peso la cantidad de flujo sanguíneo que tiene se calcula así: $75 \times 0.07 = 5.25$ litros de sangre aproximadamente.

3.5.1 Sección del corazón

3.5.1.1 Bombillo de jebe

Como se mencionó en la Tabla 3.3 se utilizará un bombillo de jebe elaborado de caucho de 100 ml de volumen máximo (que simulará la cavidad ventricular) esto se debe a que el volumen sistólico se encuentra en un rango entre 60 y 100 ml[44]. Además este elemento tiene un extremo puntiagudo que permite la succión y extracción de fluidos similar al bombeo de un corazón real[47]. (Figura 3.6)



Figura 3.10 Bombillo de jebe[47]

3.5.1.2 Mecanismo del sistema y accionador del prototipo del sistema de corazón artificial

En este punto se procederá a realizar el diseño del mecanismo del sistema de corazón artificial y accionador del corazón. El mecanismo donde se accionara el bombillo de jebe será mediante el sistema biela- manivela⁹ cuya función consiste en transformar el movimiento giratorio del motor en movimiento rectilíneo[48]. Hay que agregar que este mecanismo es un proyecto que se va a diseñar de modo adicional a futuro. En esta investigación se incluirá un diseño del mecanismo de accionamiento no se mostrará los diagramas esquemáticos. (Figura 3.11)

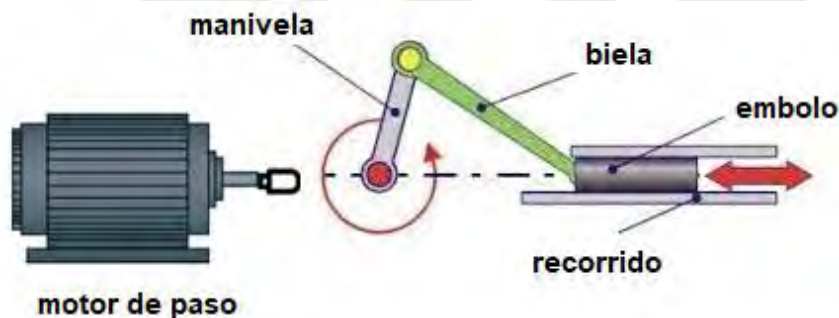


Figura 3.11 Sistema mecanismo biela-manivela[48]

A continuación, se mencionarán los requerimientos para la elección del dispositivo que accionara el corazón artificial

⁹ El mecanismo biela-manivela está constituido por una parte giratoria (manivela) y por un brazo rectilíneo unidas mediante una biela que realiza el movimiento lineal.[48]

- El dispositivo a utilizarse debe ser de fabricación sencilla, de carácter biomédico y usado en especialidades cardiológicas.
- Debe presentar una alta precisión mayor o igual al $\pm 5\%$
- Debe trabajar en un rango de frecuencia mayor a 300 rev/min
- El costo debe ser bajo en comparación con otros tipos de tecnologías

Se presentará tres alternativas de solución (Tabla 3.4) con relación al componente de accionamiento requerido para el diseño del sistema de corazón artificial.

Tabla 3.4. Alternativas de solución del componente a accionar[49]

Aspectos Técnicos	Motor Solenoide lineal	Microbomba piezoeléctrica	Motor paso a paso
Constitución y forma de trabajo	Constituida en el centro del cilindro se encuentra una barra delgada de hierro atraída por un campo magnético cuando se le suministra corriente. Funciona mediante inducción electromagnética.	Conformada por un disco piezoeléctrico, una cámara de bombeo y válvulas de entrada y salida de flujo. Cuando se aplica la diferencia de potencial produce una deformación que impulsa al fluido.	Constituido por un rotor y un estator, cuando la corriente fluye por medio de las bobinas del estator, se produce un campo magnético y mediante la conmutación de las bobinas se realizan giros alrededor del eje del rotor.[45]
Fabricación	Sencilla debido a que consta de una bobina espiral que produce un campo magnético.	Compleja, debido a la dificultad que se presenta fabricar sus materiales.	Sencilla, puesto que consta de rotor y estator y su accionar produce un flujo magnético.[45]
Tecnología de Aplicación	Mayormente de uso biomédico [50]	De utilización en la industria química y medicina. [49]	Se utilizan ampliamente en equipos biomédicos[45]
Costo	30 € en promedio	50 € en promedio	18.75 € en promedio

De acuerdo a la tabla expuesta anteriormente se elige el motor DC paso a paso como accionador debido a que cumple con los requerimientos de diseño.

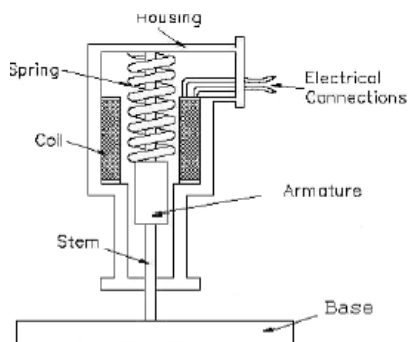


Figura 3.12 Solenoide lineal [50]



Figura 3.13 Motor paso a paso[45]

Ahora bien, se requiere que el modelo del motor paso a paso elegido cumpla con los siguientes requerimientos de diseño:

- El costo y el peso del motor paso a paso deben ser el menor posible.
- El cálculo de la frecuencia cardiaca a partir de las revoluciones de un motor DC se realiza de la siguiente manera:

Se asume que 1 bpm (latido por minuto) = 1 rev/min = 0,016 rev/s [51]. Es decir si un motor DC trabaja a 300 rev/min como máximo entonces la frecuencia cardiaca se trabajaría a 300 latidos /min o 5 latidos/ s el cual se considera como caso anómalo en situaciones extremas. Se presentan las posibles alternativas de solución para la elección del motor paso a paso (Tabla 3.5)

Tabla 3.5. Alternativas de solución de motor PAP para el corazón artificial. [51]

Características	SL42STH48-1684A NEMA 17	SL57STH56-2504A	57H1876-420-8-21B
Corriente de fase	1.68 A	2.5 A	4.2 A
Pasos / revoluciones	200	200	200
Angulo de paso	1.8 °	1.8 °	1.8 °
Torque máximo	0.49 Nm	0.88 Nm	1.8 Nm
Inductancia de fase	2.8 mH	2.8 mH	2.2 mH
Diámetro del eje	5 mm	8 mm	8 mm
Largo del eje	23 mm	23 mm	21 mm
Dimensiones	42*42*47 mm	56*56*56 mm	23*56*56 mm
Peso	362 gr	0.7 kg	1.1 kg
Costo	s/ 75	s/ 110	s/ 135

El dispositivo a elegir es el modelo SL42STH48-1684A NEMA 17 debido a que cumple con los requerimientos de diseño.



Figura 3.14 Motor paso a paso NEMA 17 [51]

3.5.1.3 Válvulas en el corazón

Se presenta a continuación la ubicación de las válvulas (de tipo pasivo) se tiene en cuenta el diagrama de bloques del planteamiento conceptual de diseño (Figura 3.11)

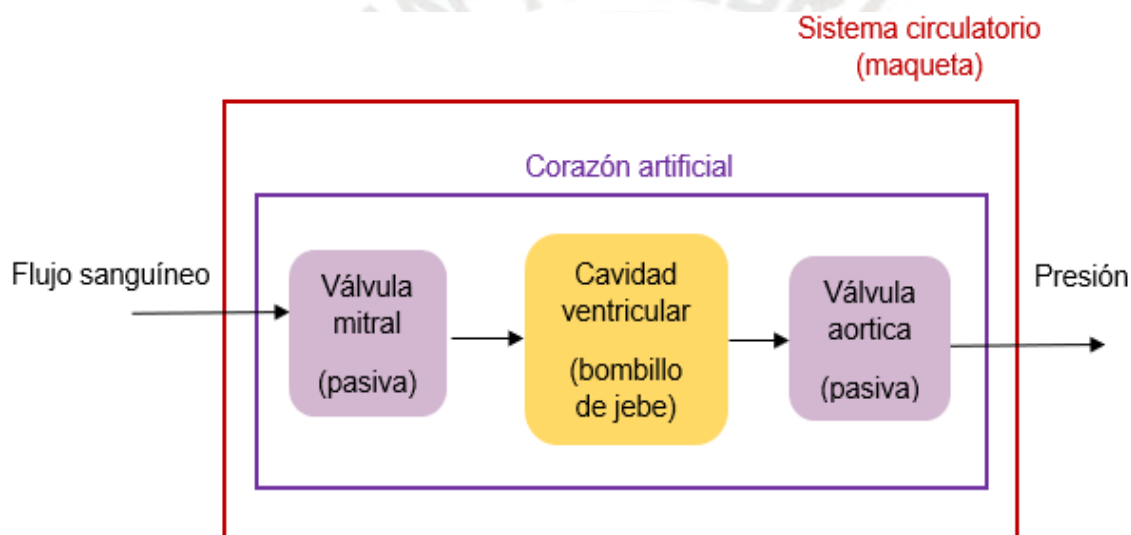


Figura 3.15 Diagrama de bloques de las válvulas [Elaboración propia]

De acuerdo al diagrama de bloques (Figura 3.11) a la entrada del sistema circulatorio(maqueta) tenemos el flujo sanguíneo luego una interfaz de manejo de presión cardiovascular cuya función es abrir y cerrar las válvulas. Finalmente, a la salida del sistema tenemos el valor de la presión sanguínea. Adicionalmente se desea que la válvula a elegir sea de tipo unidireccional y de características biomédicas y además que su presión de trabajo se encuentre en el rango de 0.10 bar a 0.16 bar. Por esta razón elegiremos las válvulas de tipo check debido a las siguientes razones:

- Las válvulas de tipo check se utilizan para una trayectoria de flujo simple.[52]

- Este tipo de válvulas tienen una caída de presión baja y evitan la inversión de flujo dentro de un conducto.[52].En la tabla 3.6, se presentan las alternativas de solución para la elección de las válvulas.

Tabla 3.6. Cuadro comparativo de válvulas pasivas unidireccionales [52]

Características modelo	DZ32PFA	GM64PFFC	LWCV108
Tipo de potencia	hidráulica	hidráulica	hidráulica
Medio donde trabaja	agua	Aire o fluido	agua
Material	plástico	plástico	polipropileno
Presión de apertura	Muy baja	Menor a 0.5 KPa	2KPa
Presión máxima de trabajo	-----	-----	Mayor a 300KPa
Rango de temperatura	ambiental	ambiental	Mayor a 100°C
Dimensión (diámetro)	3.17 mm	6.35 mm	6.4 mm
Costo (por unidad)	0.80 US\$	0.70 US\$	1.5 US\$

Las válvulas de tipo check mostradas no tienen frecuencia de funcionamiento. Sin embargo, se elige el modelo *LWCV108* debido a que cumple con los requerimientos mínimos establecidos para un correcto funcionamiento del sistema.



Figura 3.16 Válvula LWCV108[52]



Figura 3.17 Válvula GM64PFFC[53]



Figura 3.18 Válvula modelo DZ32PFA [54]

3.5.2 Sección del cuerpo

3.5.2.1 Mangueras

Las mangueras simulan y reproducirán la elasticidad de arterias y venas. Los diámetros de las mismas se estimarán por aproximación a los diámetros comerciales. A continuación, se presenta un cuadro comparativo (Tabla 3.7) donde se encuentran tres posibles alternativas de solución en relación a la selección de las mangueras.

Tabla 3.7. Alternativas de solución para la selección de mangueras[46]

Aspectos Técnicos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Material de fabricación de las mangueras	PET (tereftalato de polietileno): tipo de plástico de alta rigidez, pero también de alta dureza y resistencia utilizado en envases para medicamentos.[46]	PP(Polipropileno): material muy utilizado en la gastronomía, medicina y en objetos rígidos debido a que no deja ningún tipo de resto ni contaminante tóxico. [46]	PEBD (Polietileno de baja densidad): Material de tipo termoplástico de uso reciclable. Tiene alta resistencia a los impactos debido a su flexibilidad. [46]
Diámetro de las mangueras	Externo: 9.52 mm Interno:6.35 mm[46]	Externo: 3.97 mm Interno: 2.38 mm [52]	Externo: 22.2 mm Interno: 15.9 mm [52]
Material de fabricación de las mangueras	Elaborada sin plastificantes y de material flexible	Elaborada sin material flexible y de uso industrial.	Elaborada de silicona como material flexible y para uso médico.
Costo de los materiales	Manguera: \$24.50 [46] Total: \$39.5	Manguera:\$ 20.10 [55] Total: \$38.1	Manguera: \$ 22.50[55] Total: \$ 34.5

Se eligió el modelo 3 debido a que cumple con los requerimientos mínimos mencionados anteriormente.

3.5.2.2 Válvulas en el cuerpo

En este punto se procederá a la selección de válvulas regulables de tipo biomédico que simularan las arteriolas y venas. Estas válvulas controlaran el conducto sanguíneo mediante el cual se libera con dirección a los capilares¹⁰. Para la regulación del flujo se va a utilizar una llave reguladora del equipo de venoclisis (Figura 3.19) cuyo funcionamiento se realizará de forma manual la cual permitirá variar la resistencia periférica. Esto se debe a que las arteriolas tienden a dilatarse cuando existe una elevada presión arterial. Por este motivo estas válvulas se colocarán en distintos puntos de la maqueta.



Figura 3.19 Llave reguladora de equipo de venoclisis[56]

3.6 Interfaz PC -prototipo

El objetivo de la interfaz de usuario con la computadora es el control y la monitorización de un paciente adulto. Es decir que el prototipo modelo de corazón artificial funcione a las condiciones normales del sistema circulatorio, es decir que su frecuencia cardíaca sea de 75 bpm (latidos por minuto) y una presión arterial sistólica y diastólica en el rango de 120-129 mmHg y 80- 84 mmHg respectivamente. A continuación, se presenta el diagrama de bloques de la interfaz de control (figura 3.20) y el cuadro de funciones (Tabla 3.8)

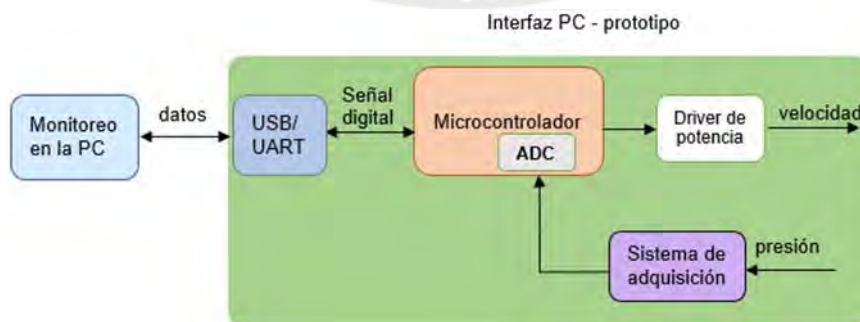


Figura 3.20 Diagrama de bloques de la interfaz con la computadora [Elaboración propia]

¹⁰ Los capilares son vasos microscópicos que conectan las arteriolas con las vénulas; tienen diámetros de entre 4 y 10 μm [70]

Tabla 3.8. Cuadro de componentes y funciones de la interfaz de control [Elaboración propia]

Componentes	Función
Microcontrolador	Controlar el driver de potencia y recibe la señal de los sensores.
Monitoreo en la PC	Permitir que las señales de presión y frecuencia se visualicen en el monitor de la PC
USB - UART	Recibe y envía las señales obtenidas al microcontrolador desde la PC. Esto se debe a que la programación se realiza mediante el puerto serial UART ¹¹ mediante un protocolo de comunicación USB ¹² entre la PC y el microcontrolador.
Sistema de adquisición	Acondicionar la señal que llega hacia el microcontrolador.
Driver de potencia	Regula la velocidad del motor PAP que se encuentra en la maqueta.

3.6.1 Driver de potencia para el motor DC de pasos

El Driver A4988 es un controlador de motor de micro pasos completo con traductor incorporado para una fácil operación. Además, permite regular la corriente de salida mediante un potenciómetro. Se encuentra diseñado para operar motores paso a paso bipolares con un voltaje de salida de hasta 35 V [57].

A continuación, se presentará los requerimientos del driver de potencia para el motor DC de pasos

- Voltaje de alimentación-potencia recomendado es entre 12V o 24VDC
- Voltaje de alimentación-control esta entre 3V-5V DC
- Voltaje de control lógico entre 3.3V-5V DC para uso de un microcontrolador
- Corriente a la salida del motor DC es en promedio de 1A para una baja disipación de potencia.
- Debe tener varias resoluciones de pasos: completo, medio paso, 1/4 y 1/8.
- Circuito de protección térmica interno y de falla de tierra en caso de averías.
- No requerir de una ventilación forzada y el costo debe ser el menor posible.

¹¹ Universal Asynchronous Receiver-Transmitte

¹² Universal Serial Bus

Se presenta la Tabla 3.9 con las alternativas de solución para la elección del driver de potencia para el motor DC de pasos.

Tabla 3.9. Alternativas de solución para el driver del motor PAP. [57]

Características	THB6064AH	A4988	DRV8825
Voltaje de Potencia (VMOT)	24-36 VDC	8-35 VDC	8.2 -45 VDC
Voltaje lógico/control (VDD)	5 VDC	3.3- 5 VDC	3.3- 5 VDC
Corriente de trabajo	4.5 A (valor pico)	1A (valor max 2A)	1.5A (valor max 2.5 A)
Resoluciones de pasos	8 resoluciones	5 resoluciones	6 resoluciones
Circuito de protección térmica	SI	SI	SI
Protección de cortocircuito	NO	SI	NO
Costo	S/ 180	S/ 15	S/ 20

Se eligió el driver **A4988** (Figura 3.17) debido a que cumple con los requerimientos solicitados para el manejo del motor PAP Nema 17.



Figura 3.21 Driver PAP A4988 [57]

El driver A4988 permite regular la corriente máxima de salida por medio de un potenciómetro. Además, posee protección contra sobre corriente y cinco resoluciones diferentes de micro pasos. Asimismo, trabaja con voltajes de alimentación que varían entre 8V a 35V, y suministra 1A por bobina sin utilizar un disipador y soporta picos de corriente de hasta 2A. Para manejar este driver solo son

necesarios 2 pines, uno para la dirección de giro (DIR) y otro para dar el paso (STEP). El microstepping se configura con los pines MS1, MS2 y MS3 de acuerdo a la tabla del fabricante (Tabla 3.10).

A continuación, se muestra el diagrama esquemático del driver A4988 (Figura 3.18) y su esquema de conexión (Figura 3.19)

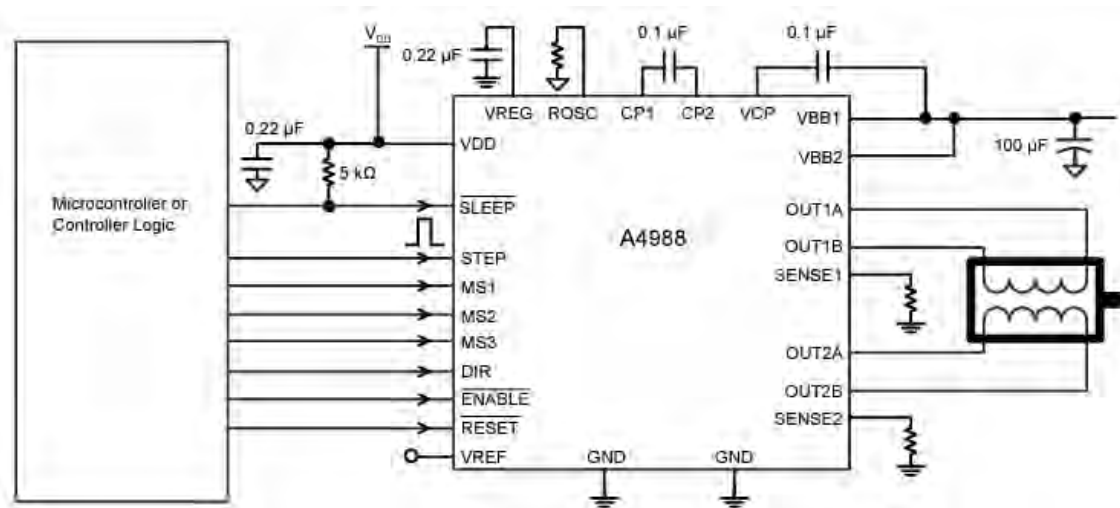


Figura 3.22 Diagrama esquemático del driver A4988[58]

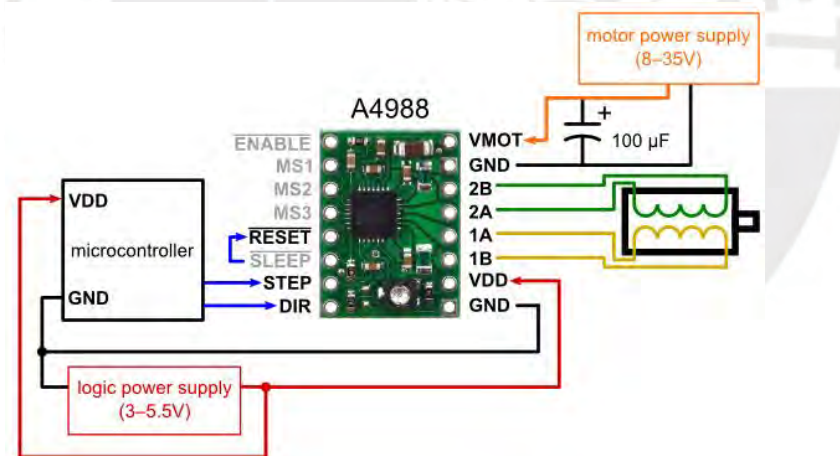


Figura 3.23 Esquema de conexión del driver A4988[59]

Tabla 3.10. Configuración de pines MS1 MS2 MS3 del driver A4988[59]

MS1	MS2	MS3	Resolución
LOW	LOW	LOW	Full step
HIGH	LOW	LOW	1/2 step
LOW	HIGH	LOW	1/4 step
HIGH	HIGH	LOW	1/8 step
HIGH	HIGH	HIGH	1/16 step

Ahora bien, para que el motor de pasos funcione adecuadamente este driver incorpora un potenciómetro que regula la intensidad de corriente y permite alimentar a los motores a una tensión nominal. Una forma de estimar la intensidad de corriente del regulador es medir la tensión (V_{REF}) y aplicar una fórmula que depende del modelo del driver [58]. Estas fórmulas dependen el valor R_s (resistencia de detección) ubicadas en la placa que pueden variar según el fabricante. Por consiguiente, el valor máximo de limitación de corriente ($I_{TripMAX}$) se establece mediante la selección de R_s y el voltaje en la entrada del pin V_{REF} mediante la siguiente formula:

$$I_{TripMAX} = V_{REF} / 8 \times R_s \dots\dots\dots (6)$$

Despejando de la ecuación (6) V_{REF}

$$V_{REF} = I_{TripMAX} \times 8 \times R_s \dots\dots\dots (7)$$

El valor de R_s lo obtengo de la placa, en este caso, observamos que su valor equivale a 0.1Ω (R100) (Figura 3.21). Ahora bien, si deseamos que la corriente máxima de limitación ($I_{TripMAX}$) sea de 1.5 A, entonces reemplazamos en la ecuación (7) y hallamos el V_{REF}

$$V_{REF} = 1.5 \times 8 \times 0.1 = 1.2 \text{ V}$$

Por consiguiente, ajustamos el potenciómetro regulador al valor de 1.2v para ello utilizamos un multímetro como se observa en la Figura 3.20.

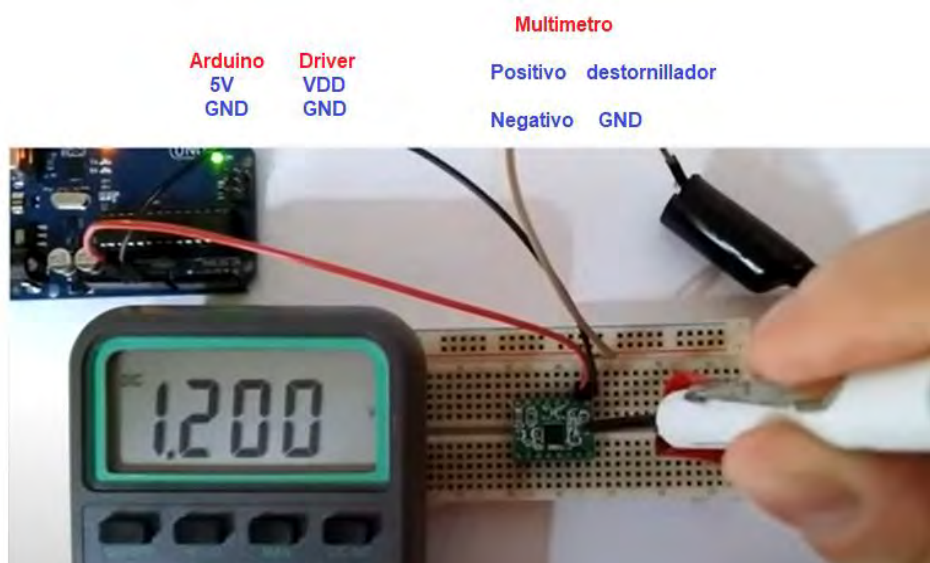


Figura 3.24 Calibración de V_{REF} a 1.2 V mediante un regulador [59]

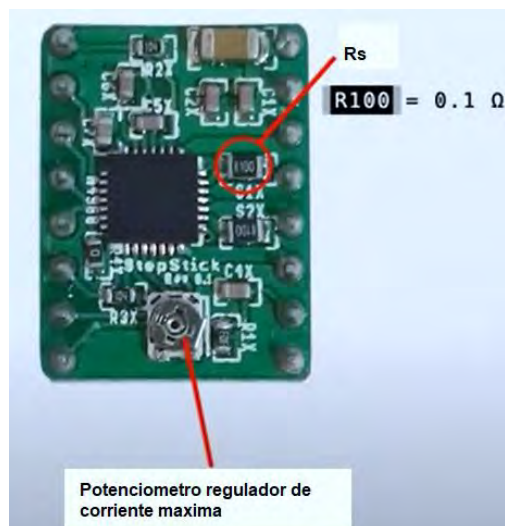


Figura 3.25 Resistencia de detección en la placa[59]

3.6.2 Selección de los sensores de presión

Se desea que el sensor de presión a elegir tenga los siguientes requerimientos:

- Un rango de operación comprendido entre los 0 y 25 Kpa con un margen de error de $\pm 1\%$ y una corriente de alimentación menor a 8 mA.
- Su tiempo de respuesta debe ser menor a 2ms.
- El grado de sensibilidad debe ser menor a 10 mV/kPa para precisar el valor deseado.[60]
- El costo del sensor debe ser el menor posible.
- Debe tener utilidad principalmente en aplicaciones biomédicas.
- Tiempo requerido para la estabilidad de la presión se debe encontrar en el rango de 0 a 20 ms

En la tabla 3.11, se encuentran las posibles alternativas sobre sensores de presión adaptadas al modelo de maqueta que utilizaremos como simulación.

Tabla 3.11 Tipos de sensores de presión[60]

Sensor de presión	MPX5100	MPX2053	MPX5050
Rango de presión	0-100 kPa	0-50 kPa	0 – 50 kPa
Tensión de alimentación	4.75- 5.25 VDC	10 VDC	5.25VDC
Corriente de alimentación	10 mA	6 mA	10 mA

Offset	0.08-0.313VDC	-1.0+1.0 VDC	0.08-0.313VDC
Sensibilidad	45 mV/kPa	0.8 mV/kPa	90 mV/kPa
Error de linealidad	+2 %	0.4%	+0.25%
Tiempo de respuesta	1 ms	1ms	1 ms
Tiempo de establecimiento	20 ms	20 ms	20 ms
Costos	\$ 54.13	\$ 17.45	\$ 41.50
Aplicación medica	NO	SI	--
Resistencia a la humedad o fluidos	SI	SI	SI

El modelo elegido es el sensor **MPX2053** (ver figura 3.22) debido a que cumple con los requerimientos mencionados.



Figura 3.26 Sensor MPX5100[60] Figura 3.27 Sensor MPX2053[57] Figura 3.28 Sensor MPX5050[57]

3.6.3 Microcontrolador

Para la elección del microcontrolador, deben cumplirse los siguientes requerimientos:

- El microcontrolador a elegir debe tener como mínimo un puerto GPIO y un puerto UART
- El microcontrolador debe tener arquitectura RISC -V y utilizarse en aplicaciones biomédicas.
- Tensión de alimentación debe ser como mínimo 3.3 VDC.
- Que el microcontrolador se encuentre disponible en el mercado local.
- Se utilizará un ADC digital de 12 bits que trae incorporado el microcontrolador convertirá voltajes analógicos que se introducen por distintas entradas disponibles a palabras binarias. Esto lo realizara utilizando recursos propios de módulo sin interferir en el procesamiento principal del microcontrolador.

Se muestran 2 alternativas de solución (ver Tabla 3.12) donde se presentan dos familias de microcontroladores: ARM (**TM4C123GH6PM**) y ATMEL (**Atmega328P**)

Tabla 3.12 Cuadro comparativo de microcontroladores [61]

Microcontrolador	Atmega328P	TM4C123GH6PM
Número de bits	8-bit	32-bit
Memoria de programa/datos	32 KB Flash 3 KB SRAM 1 KB EEPROM Arquitectura RISC-8 bits	256 KB Flash 32 KB SRAM 2 KB EEPROM Arquitectura RISC-32 bits
Tensión de operación	1.8 – 5.5 V	3.15 – 3.63 V
Corriente de alimentación	5.2 Ma (nominal) 200 Ma (pico)	45 Ma (nominal)
Voltaje de salida de sus pines	5 V	3.3 V
Número de pines disponibles	28	64
Periféricos	GPIO (28/23) ADC (6)	GPIO (43/36) ADC (16)
Empaque	DIP-28	LQFP
Disponibilidad	Mercado Local (Arduino Uno)	Mercado Local (EK-TM4C123GXL)
Costo (incluyendo elementos adicionales)	S/.63	S/.84
Nivel de complejidad de programación	Bajo (disponibilidad de librerías, programación en entorno Arduino IDE, información en foros de internet)	Medio (disponibilidad de librerías, programación en lenguaje C y ASM, capacidad de depuración en entorno propio)
Imagen		

Se elige el microcontrolador TM4C123GH6PM debido a que se tiene disponible al momento de realizar este trabajo.

3.7 Adquisición de la señal de presión

Se presenta el diagrama de bloques de adquisición de la señal de presión (figura 3.25)

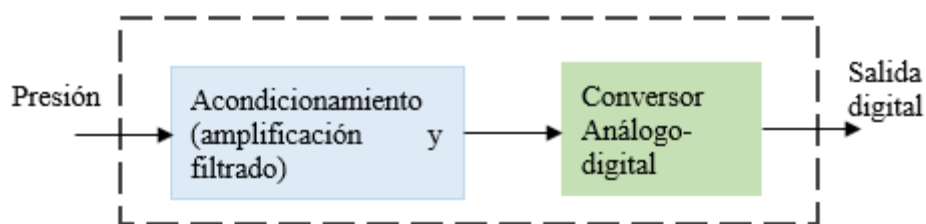


Figura 3.29 Diagrama de bloques de la adquisición de la señal de presión [Elaboración propia]

3.7.1 Acondicionamiento

En este punto se evalúan las características del circuito requerido. Se diseñan sistemas independientes de amplificación y filtrado, así como el diseño integrado. A cada uno se le compara según las características de complejidad, respuestas y el CMRR, optándose por el diseño que se muestra en la figura 3.25. El diseño requiere de amplificadores operacionales (OPAMS) para la amplificación y filtrado. [62]

El circuito mostrado en la figura 3.26 es un filtro pasabajo de segundo orden con topología MFB (Múltiple feedback), con ganancia de 40.08 dB y una frecuencia de corte de 30 Hz. Esta frecuencia se eligió debido a que la curva de presión arterial está compuesta por una frecuencia fundamental entre 1-3 Hz y de componentes armónicos que pueden llegar hasta los 30 Hz. [44]. Asimismo, los valores de resistencia y capacitores son comerciales. Se muestra a continuación los requerimientos mínimos que debe cumplir el amplificador operacional a elegirse (Tabla 3.13)

Tabla 3.13 Requerimientos para al amplificador operacional [44]

ESPECIFICACIONES	RANGOS
Entrada de voltaje offset (Vos)	0.4 a 4 uV
Entrada Corriente de polarización	0 a 15 nA
Entrada Corriente de offset	0 a 5 nA
Relación Rechazo Modo Común (CMRR)	100 a 170dB
Fuente de voltaje (Vs)	0, +-18V

Ganancia por Ancho de banda (GBW)	10-15 MHz
Slew Rate (SR)	1 a 1.5V/useg
Voltaje entrada de ruido (Vin)	5.2 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Ruido (N)	0-0,1 μVpp

Se realizarán los cálculos para encontrar los valores de los componentes del filtro:

Datos: Ganancia (H): 101 \sphericalangle 40.08 dB con $\alpha = \sqrt{2}$

Frecuencia de corte de 30 Hz

Frecuencia de rechazo de 3KHz (Atenuación de banda de rechazo)

Para el diseño del filtro se utilizará la **topología MFB** se seguirá los siguientes pasos:

- Asumimos $C5 = 1\text{rad/s}$ con factor de calidad (Q) = $1/\alpha = 1/\sqrt{2} = 0.70$ y con la frecuencia de corte ($\omega_0 = 2\pi \cdot f_0$) en rad/s = 1
- Reemplazamos en la ecuación (8) y hallamos el valor de C2:

$$C2 = \frac{4(H+1)C5}{\alpha^2} \dots\dots\dots (8)$$

- Se obtiene el valor de $C2 = 204$ en rad/s, a continuación, hallamos el valor de **R1 nuevo** en la ecuación (9) con la fórmula de $k = \omega_0 \cdot C5$

$$R1 \text{ nuevo} = \frac{\alpha}{2Hk} \dots\dots\dots (9) \text{ Donde obtenemos que } R1 \text{ nuevo} = 0,07001057$$

- luego hallamos el valor de **R3 nuevo** en la ecuación (10):

$$R3 \text{ nuevo} = \frac{\alpha}{2(H+1)k} \dots\dots\dots (10) \text{ Donde obtenemos que } R3 \text{ nuevo} = 0,006932419$$

- finalmente hallamos el valor de **R4 nuevo** en la ecuación (11):

$$R4 \text{ nuevo} = \frac{\alpha}{2k} \dots\dots\dots (11) \text{ Donde obtenemos } R4 \text{ nuevo} = 0,707106781$$

Para que los valores se actualicen a un factor escalamiento de frecuencia (f) de 30 KHz, mediante la formula $K_f = 2 * \pi * 30$ se obtiene el valor de $K_f = 188.496$. A continuación se procede a encontrar el nuevo valor de C5 nuevo y C2 nuevo:

$C5 \text{ nuevo} = C5 * 10^6 / K_f$ entonces se tendrá:

$$C5 \text{ nuevo} = 5305.1523$$

De manera análoga se calcula el valor para C2 nuevo

$C2 \text{ nuevo} = C2 * 10^6 / K_f$ entonces se tendrá:

$$C2 \text{ nuevo} = 1082251.082$$

Adicionalmente se realizará el escalamiento por impedancias para C5, C2, R1, R3 y R4 mediante el factor (K_z); se elige el valor de $K_z = 50000$ y se obtendrán los siguientes valores:

$$C5 = C5 \text{ nuevo} / K_z = 0.106103 \mu\text{F}$$

$$C2 = C2 \text{ nuevo} / K_z = 21.64502 \mu\text{F}$$

$$R1 = R1 \text{ nuevo} * K_z = 350.0528 \Omega$$

$$R3 = R3 \text{ nuevo} * K_z = 346.6209 \Omega$$

$$R4 = R4 \text{ nuevo} * K_z = 35355.3390 \Omega$$

Finalmente ajustando a valores comerciales: $C5 = 0.12 \mu\text{F}$, $C2 = 22 \mu\text{F}$, $R1 = 352 \Omega$, $R3 = 348 \Omega$ y

$R4 = 35.2 \text{ K}\Omega$ (Figura 3.26)

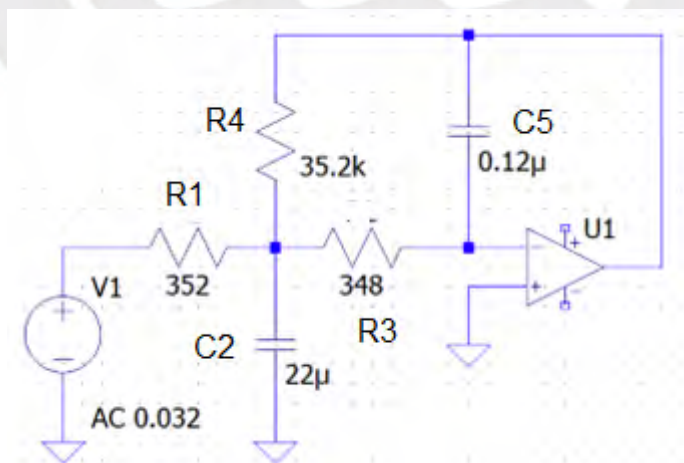


Figura 3.30 Etapa de acondicionamiento de la señal[63]

A continuación, se muestran las alternativas de solución para la elección del OPAM (Tabla 3.14)

Tabla 3.14. Alternativas de solución para la elección del OPAM [64][65]

Modelos Características	LM324	OPA337	OPA4189
Entrada de voltaje offset (Vos)	1.7 a 7 mV	3 mV	5uV
Promedio Entrada de voltaje offset	5 uV/°C	2 uV/°C	0.015 uV/°C
Entrada Corriente de polarización	11 – 250 nA	10 pA	2nA
Entrada Corriente de offset	5 a 50 nA	10 pA	1pA
Relación Rechazo Modo Común (CMRR)	50 - 65 dB	90 dB	168dB
Fuente de voltaje (Vcc)	0, +5V	2.7- 5.5V	18 V
Ganancia por Ancho de banda (GBW)	1 MHz	3 MHz	14 MHz
Slew Rate (SR)	1V/useg	1.2V/useg	20V/useg
Voltaje entrada de ruido (Vin)	39 nV/√Hz	39 nV/√Hz	5.2 nV/√Hz
Ruido (N)	50 a 90 nVpp	50 a 90 nVpp	0.1 uVpp

Se eligió el amplificador operacional **OPA4189**, por cumplir con los requerimientos eléctricos mínimos.

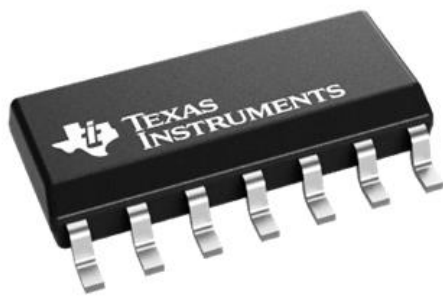


Figura 3.31 Amplificador OPA4189[65]

3.7.2 Conversor análogo-digital:

Con el objetivo de tener una mejor resolución al digitalizar el sistema diseñado se requiere un mínimo una capacidad de conversión que debe ser de 12 bit de digitalización para una apropiada conversión de datos. Debido a que la mayoría de microcontroladores posee conversores de más de 10 bits integrados a ellos, lo que facilita el diseño del sistema. Asimismo, permite un diseño menos complejo, menor espacio, una mejor resolución y menor tiempo de conversión.[62].Se presenta a continuación los requerimientos mínimos que debe cumplir el conversor análogo digital. (ver Tabla 3.15)

Tabla 3.15. Requerimientos del conversor análogo-digital [64]

ESPECIFICACIONES	VALOR
Resolución	12 bits.
No linealidad integral (max)	3 LSB.
Tiempo de conversión	15 a 250 useg.
Error Offset	+ - 2 LSB.
Error ganancia	+ - 0.4%.
Rango de voltaje de entrada.	0 a 3.3V
Voltaje referencia ADC	2.5 – 3 V.

Se muestran las siguientes alternativas de solución para la elección del conversor análogo digital (Tabla 3.15)

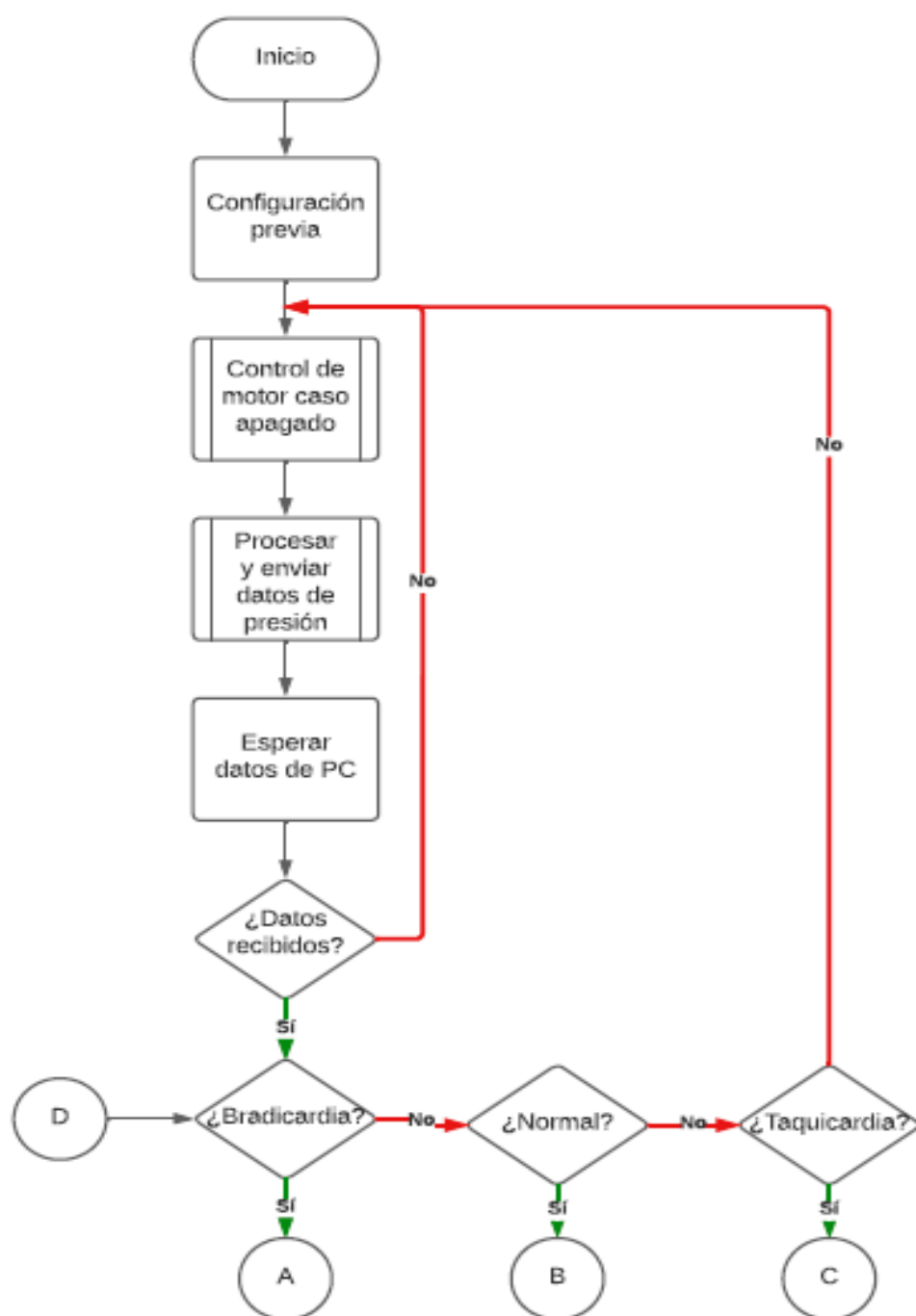
Tabla 3.15. Alternativas de solución para el conversor análogo-digital [64][66]

CARACTERISTICAS	ADC0809	ADC100	ADC interno de TM4C123GH6PM
Resolución	8 bits.	10 bits.	12 bits
No linealidad integral (max)	0.5 LSB.	0.5 LSB.	3 LSB
Tiempo de conversión	100 useg.	250 useg.	1 useg
Error Offset (típica)	+ - 2 LSB.	+ - 2 LSB.	+ - 5 LSB.
Error ganancia	+ - 0.3%.	+ - 0.4%.	+ 30 LSB
Rango de voltaje de entrada.	4.5 a 6.5 Vcc.	0 a 5 Vcc.	0 a 3.3V
Voltaje referencia ADC	5 V.	2.56V.	2.97-3.63V

Se evaluaron diferentes conversores análogos digitales, comparando sus principales características, y finalmente se eligió el ADC interno del microcontrolador **TM4C123GH6PM** por cumplir con los requerimientos eléctricos mínimos necesarios.

3.7.3 Diagrama de flujo del software del microcontrolador

El programa que se ejecuta dentro del microcontrolador necesita controlar el motor DC de pasos, realizar el proceso de recibir los datos de la presión y luego enviarlos a la computadora para que se visualice en forma de gráfico. En este punto se explicará por medio de un diagrama de flujo las funciones que realiza el prototipo del sistema circulatorio mediante tres casos (funciones) que se analizarán y ejecutarán a partir de los datos recibidos hacia la PC. (Figura 3.28).



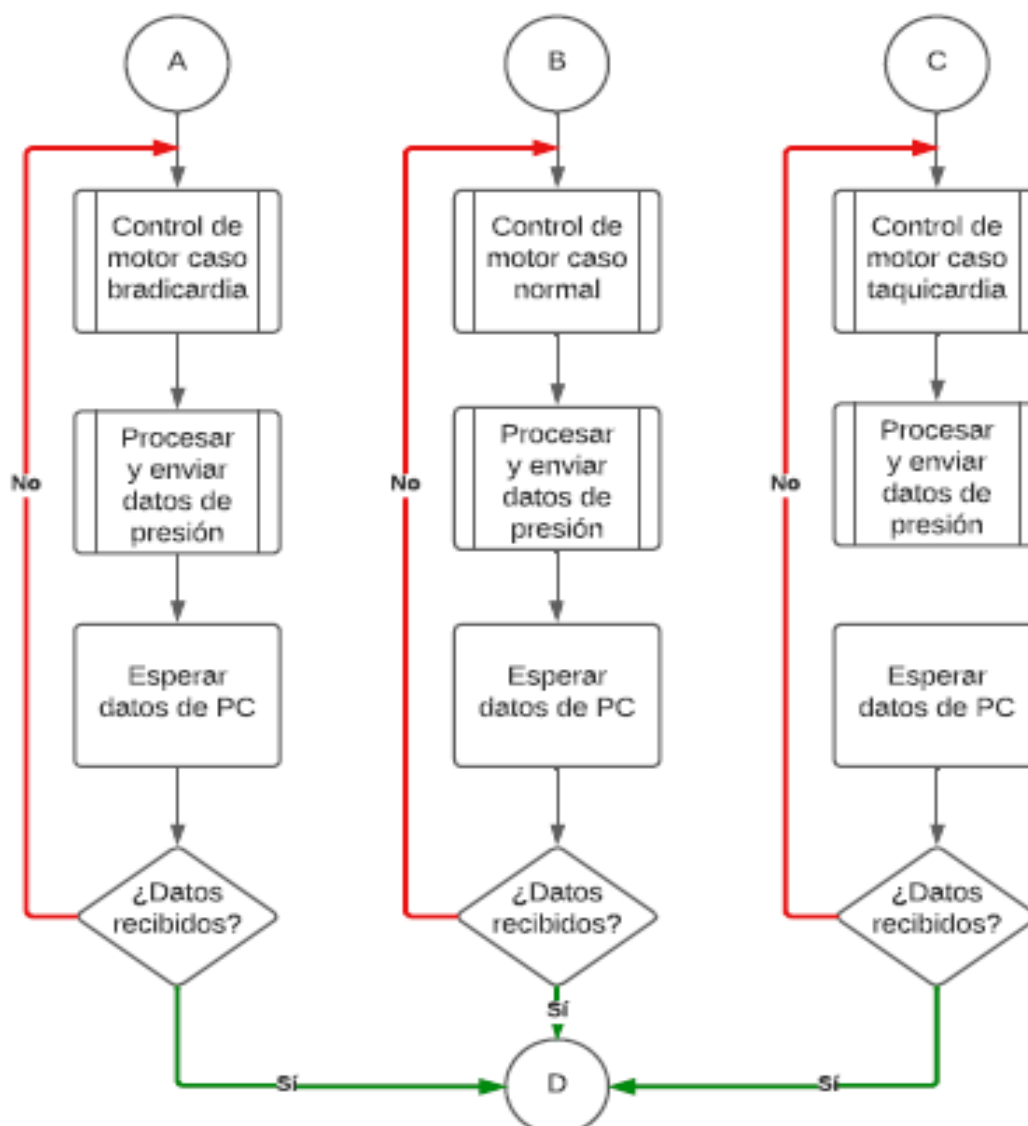


Figura 3.32. Diagrama de flujo del software del microcontrolador [Elaboración propia]

3.8 Software de computadora

El programa que se utilizara para el desarrollo del software de la computadora es el entorno LabVIEW debido a que el uso de sus instrumentos virtuales agiliza el desarrollo de cualquier programa que requiera control y visualización de datos es decir que facilita la creación de la interfaz de usuario o HMI¹³ (Figura 3.30).

3.8.1 Diagrama de flujo del software de computadora

Se requiere que el software de la computadora envíe los parámetros de control de acuerdo al modo de trabajo que se desea (ej.: bradicardia, taquicardia) y que reciba la información proveniente de los sensores para que se visualice en la pantalla. Se presenta el diagrama de flujo (Figura 3.29) con las

¹³ son las siglas de human-machine interface y se refieren a un panel que permite a un usuario comunicarse con una máquina, software o sistema.

funciones que se desarrollan mediante la interfaz (Figura 3.31) donde se muestran las gráficas de frecuencia cardiaca de acuerdo a los casos atípicos o anomalías que se pueden presentar.

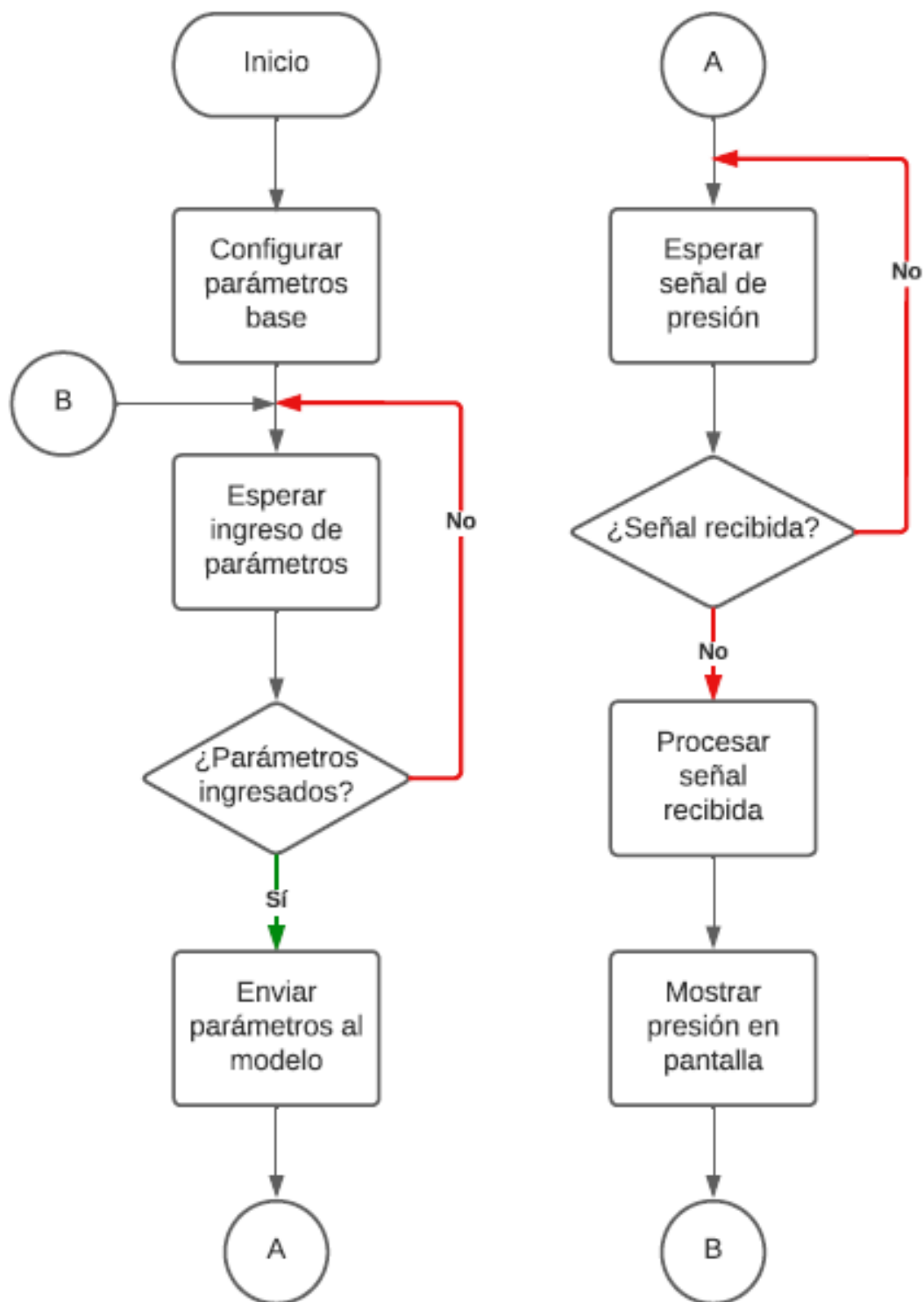


Figura 3.33 Diagrama de flujo del software de la computadora [Elaboración propia]

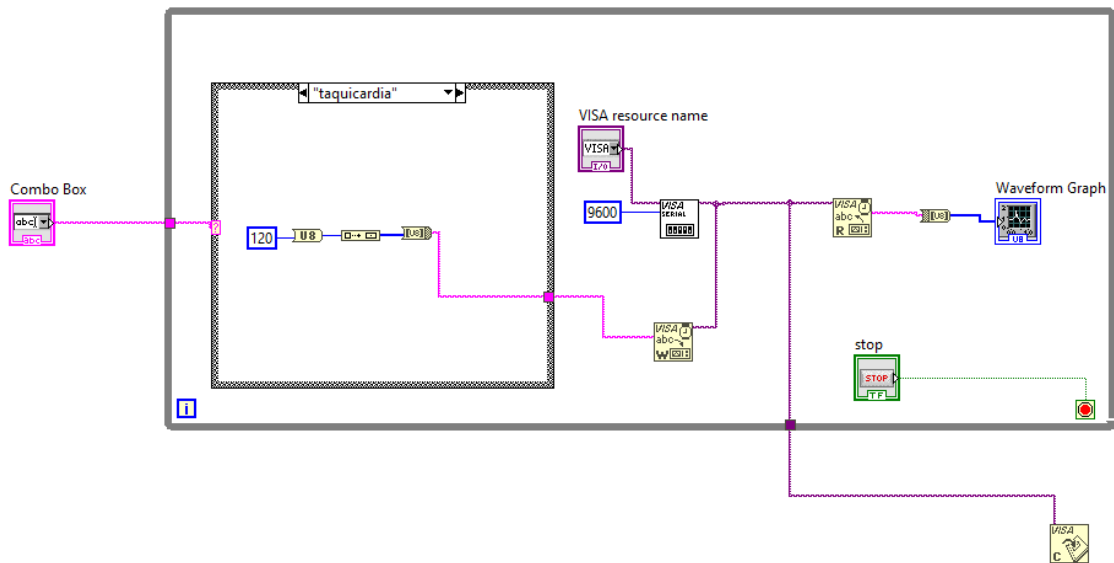


Figura 3.34 Diagrama de bloques en la interfaz de LabVIEW.

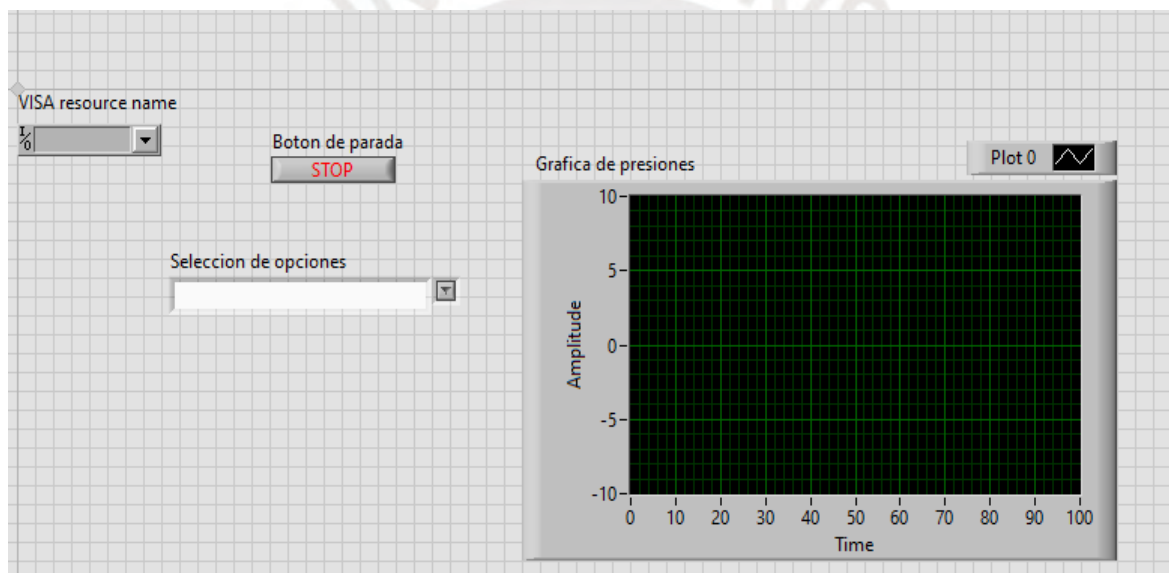


Figura 3.35 Panel de control en la interfaz de LabVIEW

CAPÍTULO 4: SIMULACIONES Y RESULTADOS

En el presente capítulo se procede a realizar las pruebas de simulación y posteriormente se realizará el análisis de los resultados obtenidos con la finalidad de cumplir las exigencias reales del diseño de modelo físico funcional del sistema cardiovascular que se detallan en el capítulo 3. Como primer punto, se realiza la simulación de los resultados obtenidos para el caso en condición normal (no patológico) y los casos no patológicos donde se tiene como referencia el modelo de dos elementos de Windkessel realizado en el entorno Simulink. Como segundo punto, se presentará la correlación entre la gráfica real del corazón y el modelo matemático propuesto del sistema circulatorio completo. Finalmente, se presentarán los planos esquemáticos de construcción del modelo físico funcional y los costos del proyecto del presente trabajo de investigación.

4.1 Simulación del sistema cardiovascular -modelo de dos elementos de Windkessel

4.1.1 En condiciones normales

En esta simulación, el valor de la frecuencia cardíaca es de 75 bpm (caso normal de funcionamiento típico del sistema circulatorio) y una presión arterial normal, cuyos niveles máximos de presión arterial sistólica se encuentran en el rango de 120-129 mmHg, y los de diastólica entre 80 y 84 mmHg. A continuación, se muestran las curvas de presión aórtica (color naranja), la curva de presión ventricular (color azul) y la curva de presión venosa (color amarillo) versus el tiempo (Figura 4.1)

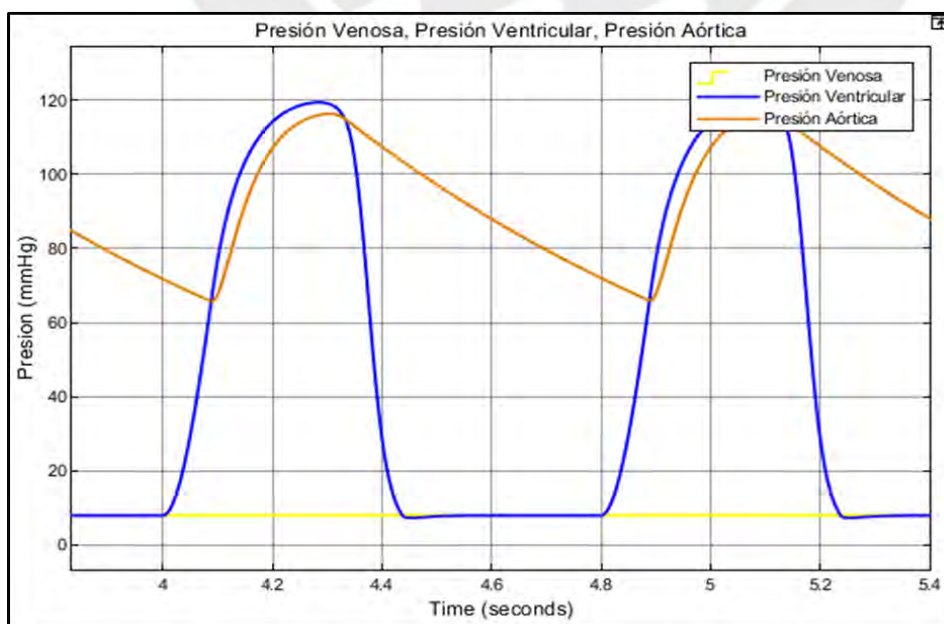


Figura 4.1. Curvas de presión venosa ventricular y aórtica-Normal

A continuación, se muestran las curvas de distensibilidad (*Compliance*) (figura 4.2) que representan la elasticidad de las arterias y venas ante cambios bruscos de flujo sanguíneo (figura 4.3) y volumen ventricular (figura 4.4) donde se evidencia que ante bajas presiones el *Compliance* será mayor.

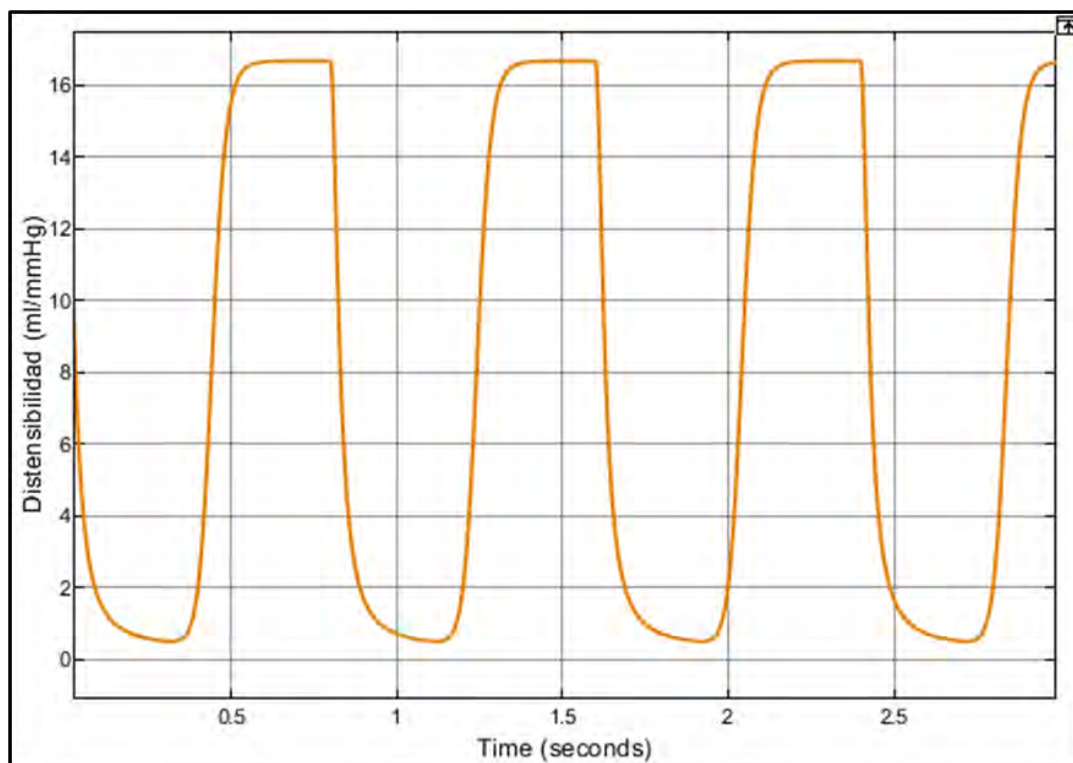


Figura 4.2. Curvas de distensibilidad (*Compliance*) – caso Normal

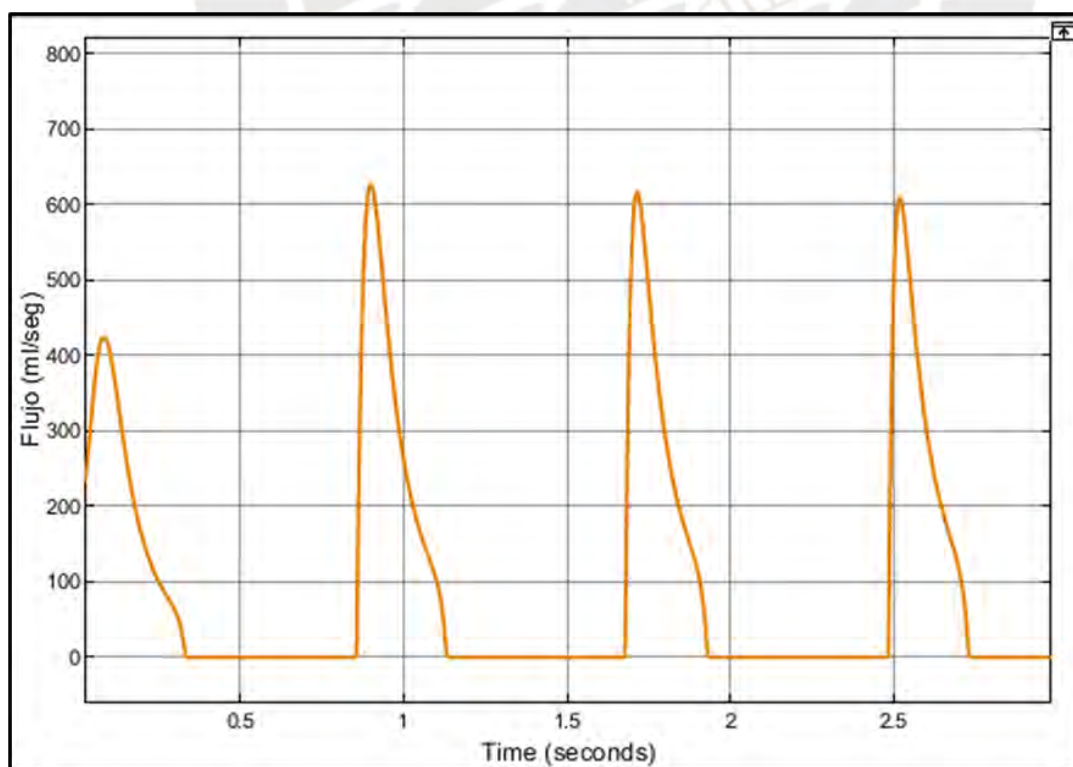


Figura 4.3. Curva de flujo sanguíneo – caso Normal

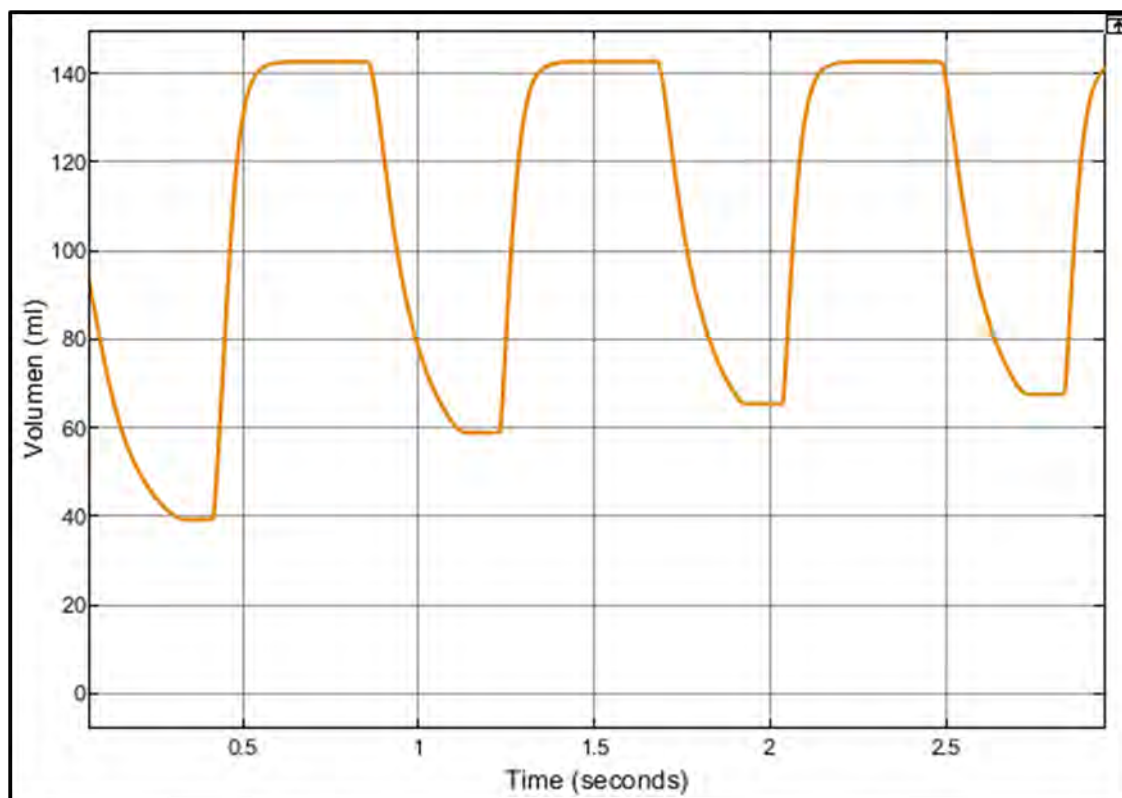


Figura 4.4. Curva de volumen ventricular – caso Normal

4.1.2 En condiciones patológicas

En esta sección se visualizarán dos casos anormales patológicos bradicardia y taquicardia donde la velocidad de la frecuencia cardíaca es lenta y rápida respectivamente dentro del sistema circulatorio. Asimismo, se mostrará la correlación entre la gráfica del modelo matemático eléctrico del corazón en condiciones normales y la gráfica estándar del corazón (Diagrama de Wiggers).

4.1.2.1 Anomalia cardiovascular -Bradicardia¹⁴

En la figura 4.5 se muestran las curvas de presión aortica (color naranja), la curva de presión ventricular (color azul) y la presión venosa (color amarillo) versus el tiempo donde la frecuencia cardíaca es inferior a la normal. Para este gráfico se considera el valor de 50 bpm (latidos por minuto) y se observa que la presión aortica, en relación a la presión venosa y ventricular, disminuye de manera considerable.

¹⁴ tipo de arritmia, es decir, una alteración del ritmo cardíaco, que se caracteriza por una frecuencia cardíaca inferior a la normal y en la mayoría de los casos no tiene un carácter patológico.

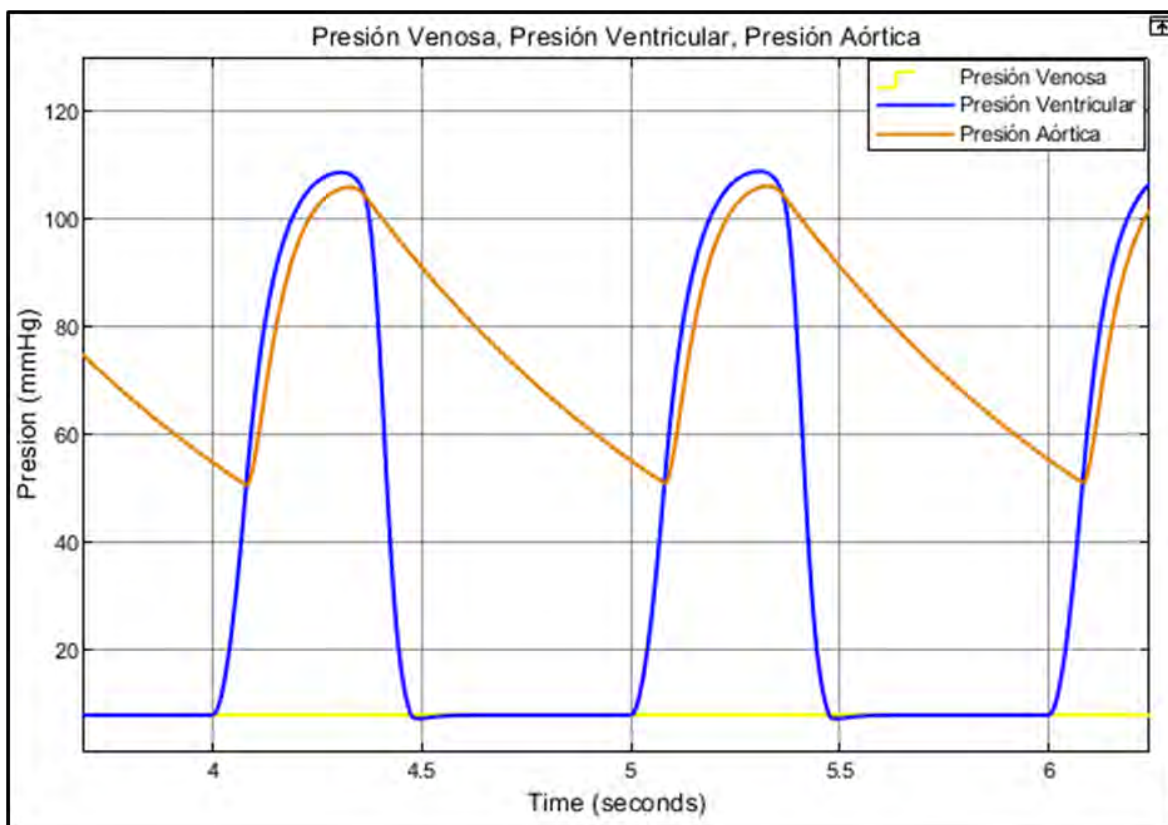


Figura 4.5. Curvas de presión venosa, ventricular y aórtica-Bradicardia

A continuación, se muestran las curvas de distensibilidad (*Compliance*) (figura 4.6) en arterias y venas es mayor ante la falta de flujo sanguíneo (figura 4.7) a diversos órganos del cuerpo y por ende el volumen ventricular será mayor (figura 4.8)

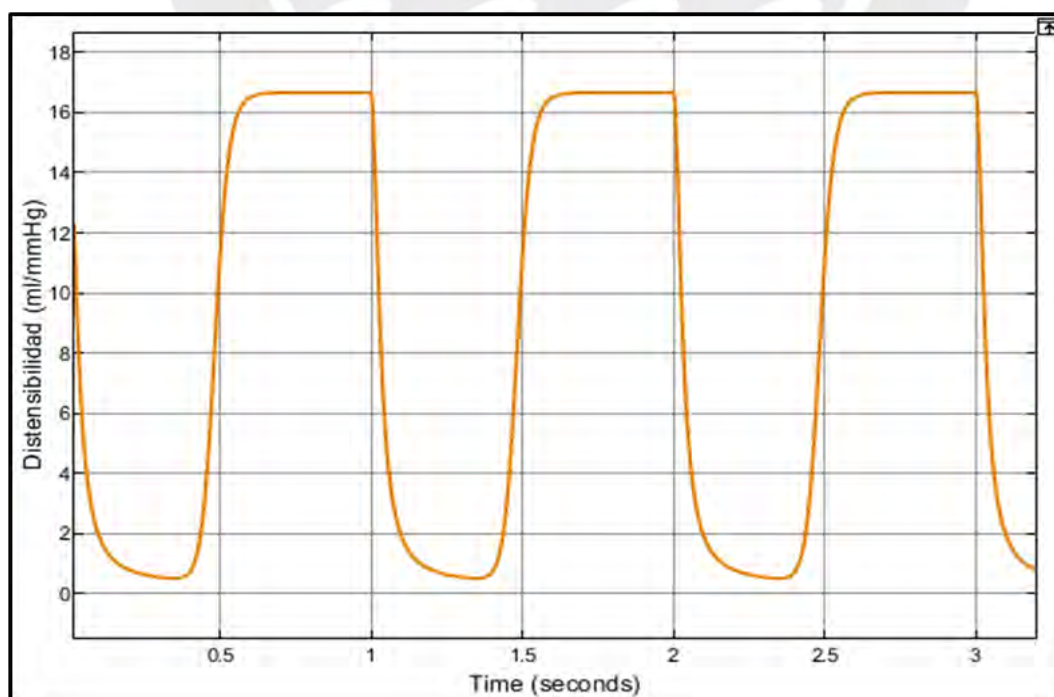


Figura 4.6. Curva de distensibilidad – caso Bradicardia

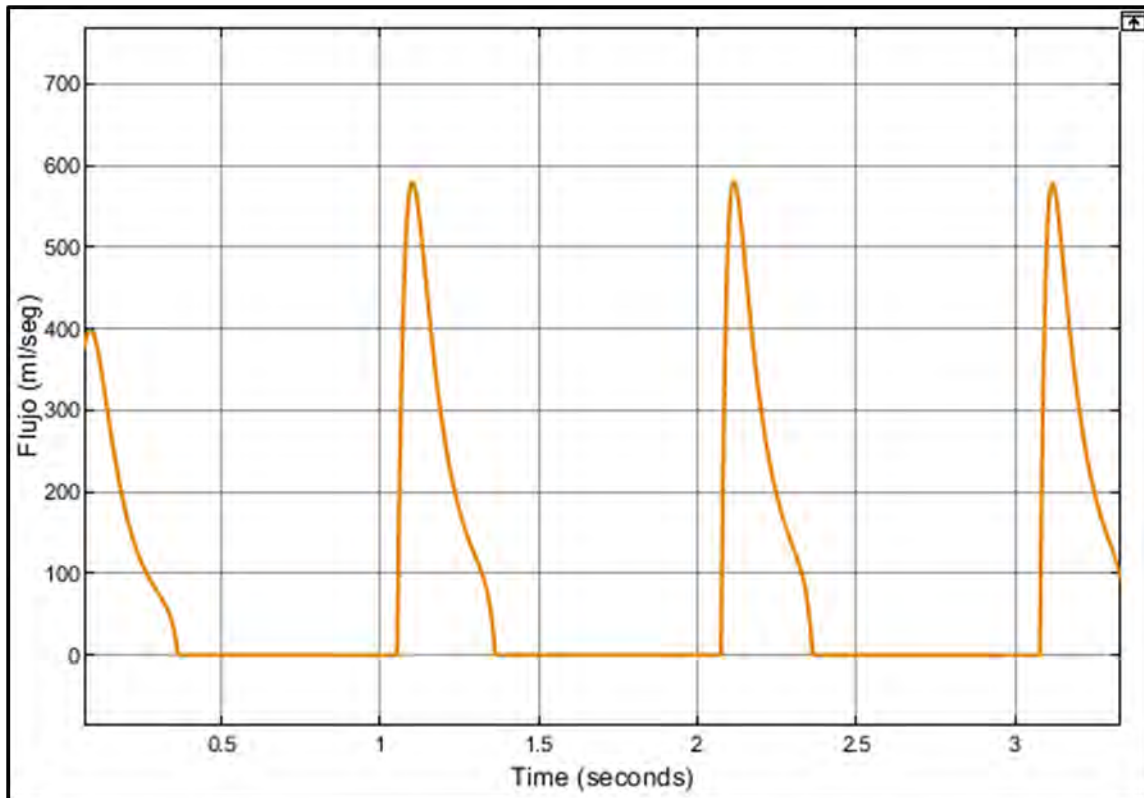


Figura 4.7. Curva de flujo sanguíneo – caso Bradicardia

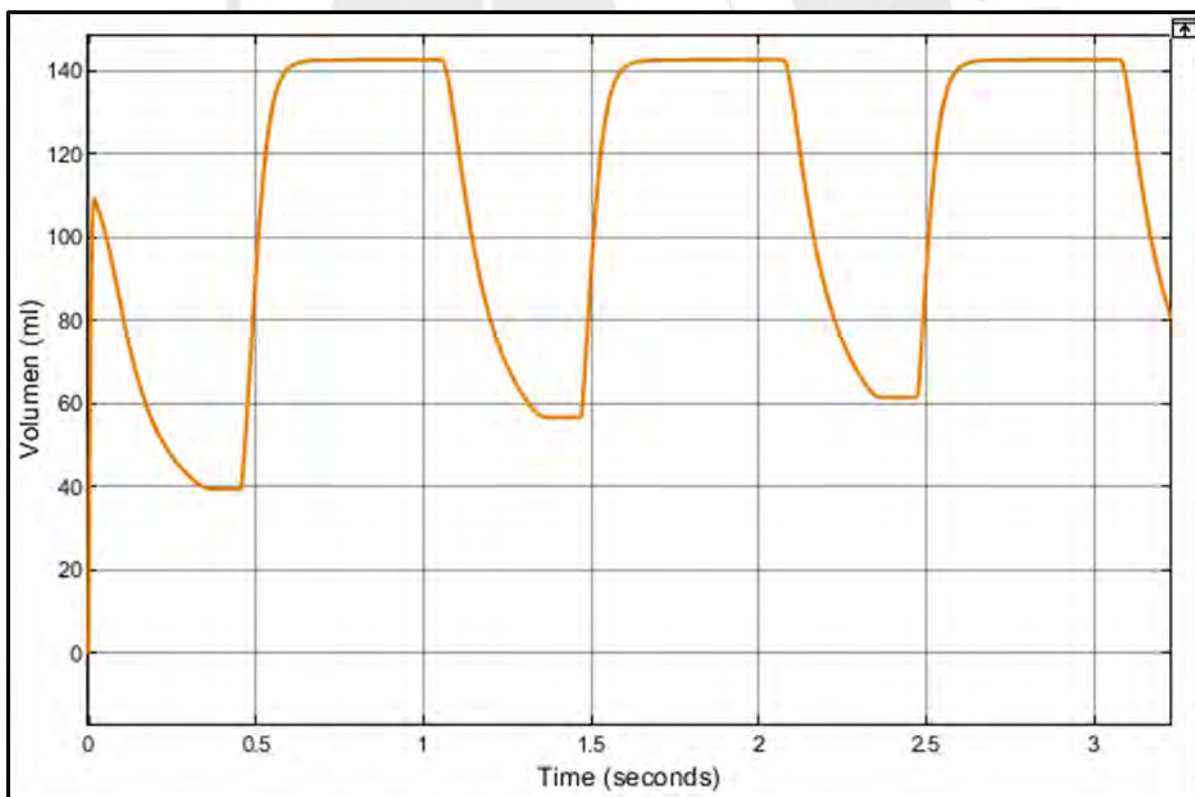


Figura 4.8. Curva de volumen ventricular – caso Bradicardia

4.1.2.2 Anomalia cardiovascular -Taquicardia ¹⁵

En la Figura 4.9, de manera análoga al caso anterior, se visualizan las curvas de presión aórtica (color naranja), la curva de presión ventricular (color azul) y la presión venosa (color amarillo) versus el tiempo donde se considera que el valor de la frecuencia cardiaca será de 100 bpm y se observa que la presión aórtica, en relación a la presión venosa y ventricular, es superior a la presión normal.

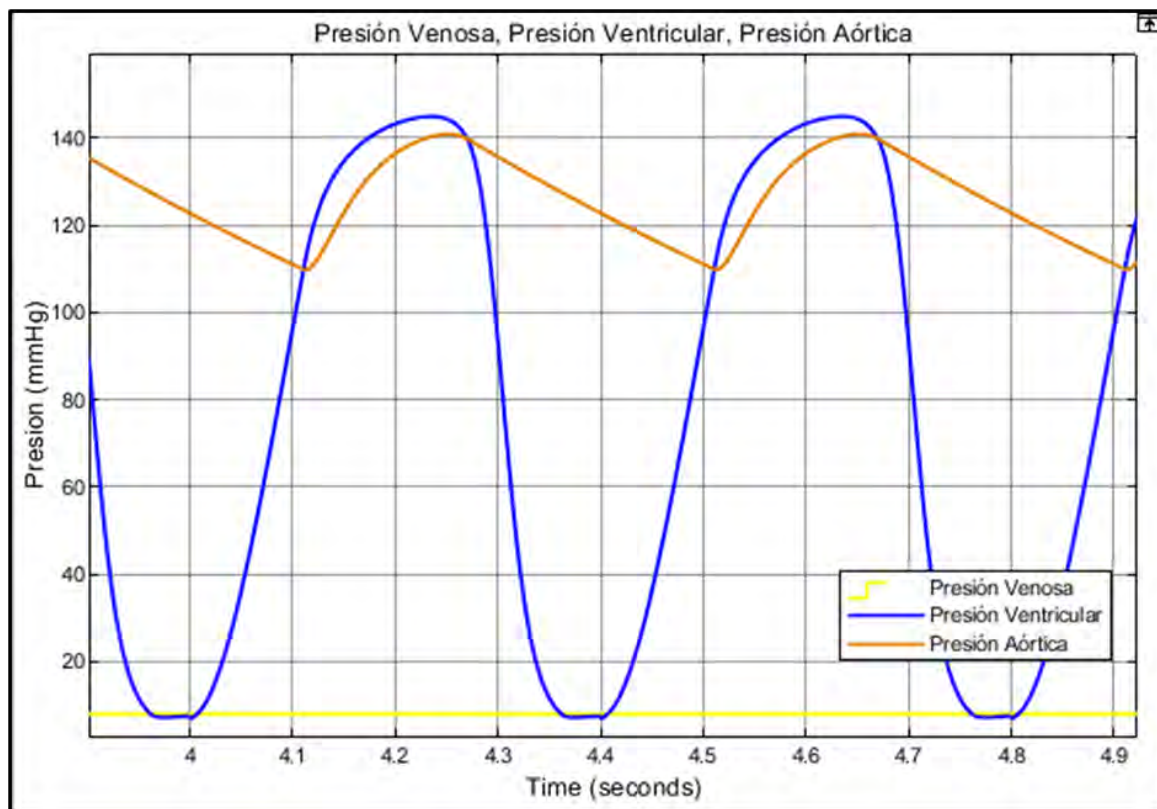


Figura 4.9. Curvas de presión venosa, ventricular y aórtica- caso Taquicardia

A continuación, se muestran las curvas de distensibilidad (*Compliance*) (Figura 4.10) en arterias y venas es menor y se reduce de flujo sanguíneo (Figura 4.11) a diversas partes del cuerpo y por consiguiente el volumen ventricular disminuye (Figura 4.12).

¹⁵ Tipo de arritmia que consiste en un tipo de aumento de la frecuencia cardíaca producido por cualquier motivo. Puede tratarse de un aumento normal de la frecuencia cardíaca debido al ejercicio o a una respuesta al estrés

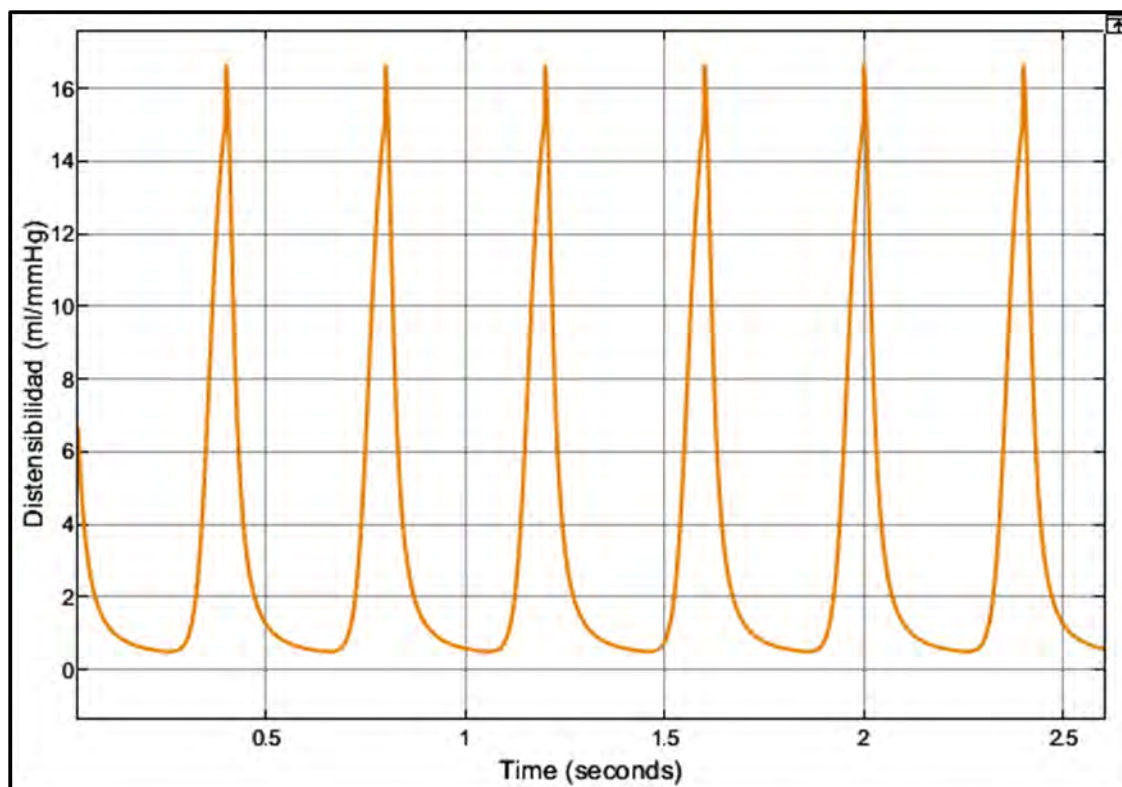


Figura 4.10. Curva de distensibilidad – caso Taquicardia

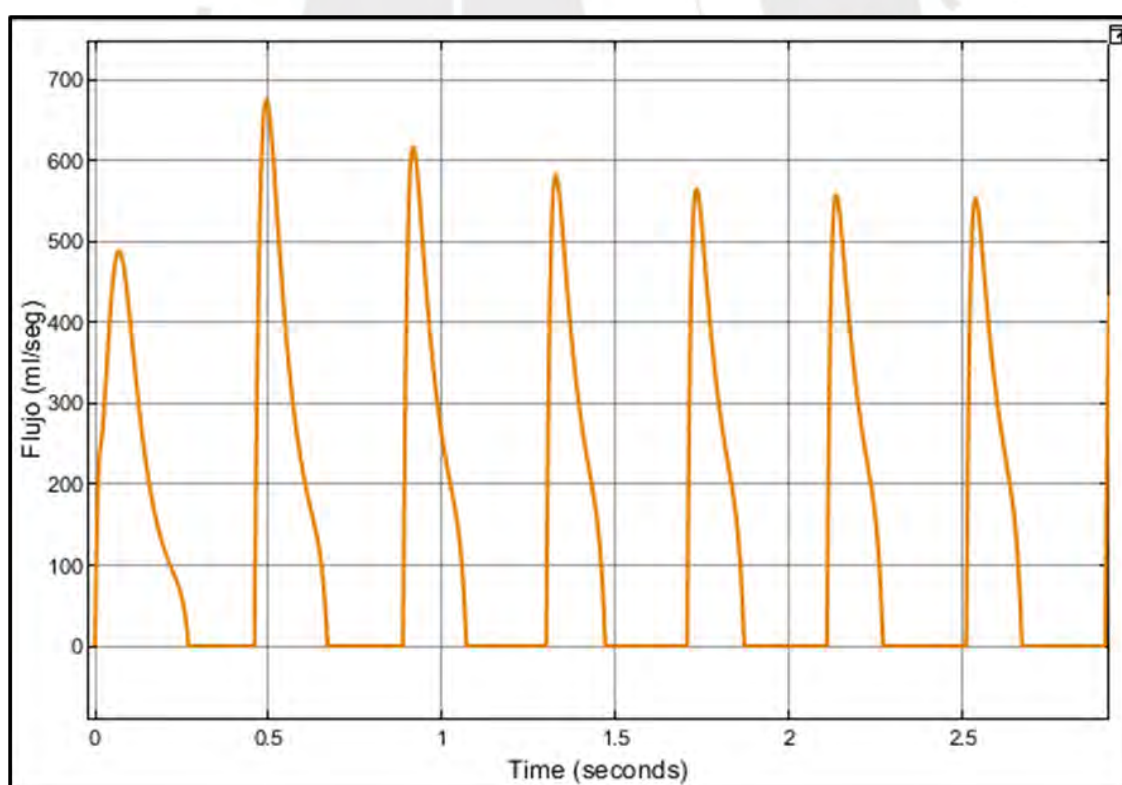


Figura 4.11. Curva de flujo sanguíneo – caso Taquicardia

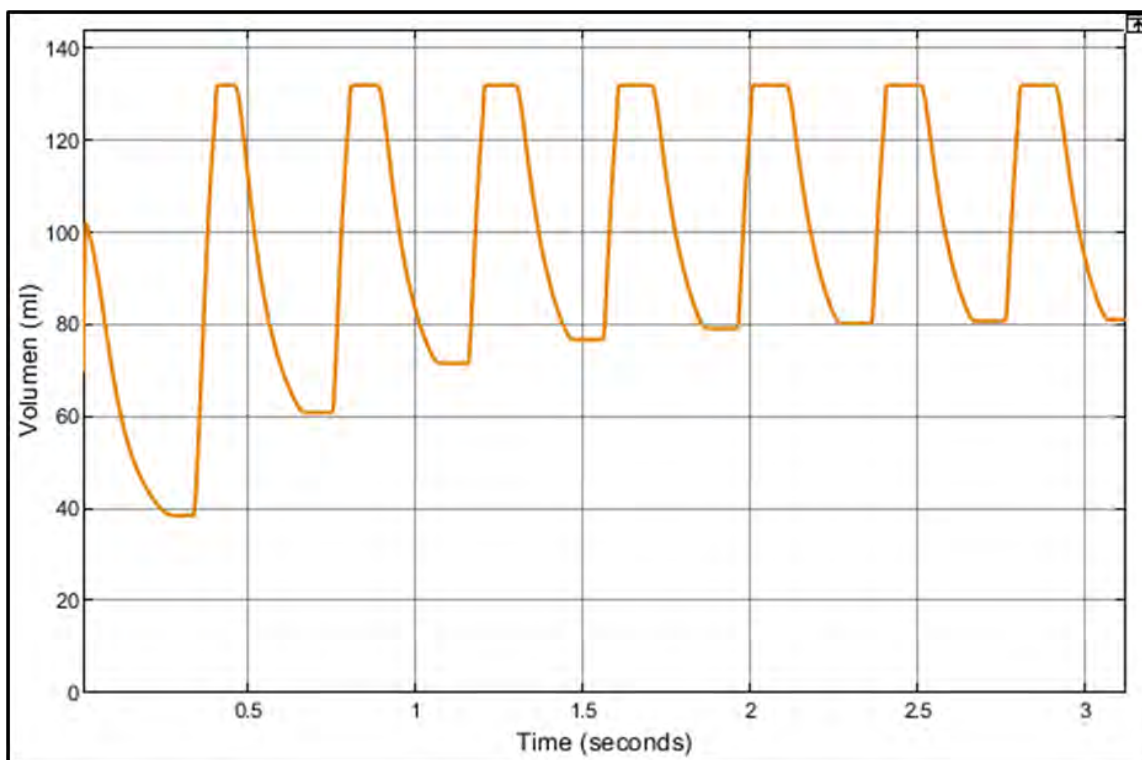


Figura 4.12. Curva de volumen ventricular – caso Taquicardia

4.1.3 Correlación entre la gráfica típica del corazón y el modelo matemático eléctrico

En este punto se presentan las presiones aórtica, auricular y ventricular real del sistema circulatorio mediante el diagrama de Wiggers (Figura 4.13) con el fin de compararse con la curva de presiones del modelo matemático eléctrico simulado (Figura 4.14), como se evidencia el modelo matemático eléctrico simulado se asemeja considerablemente al Diagrama de Wiggers.

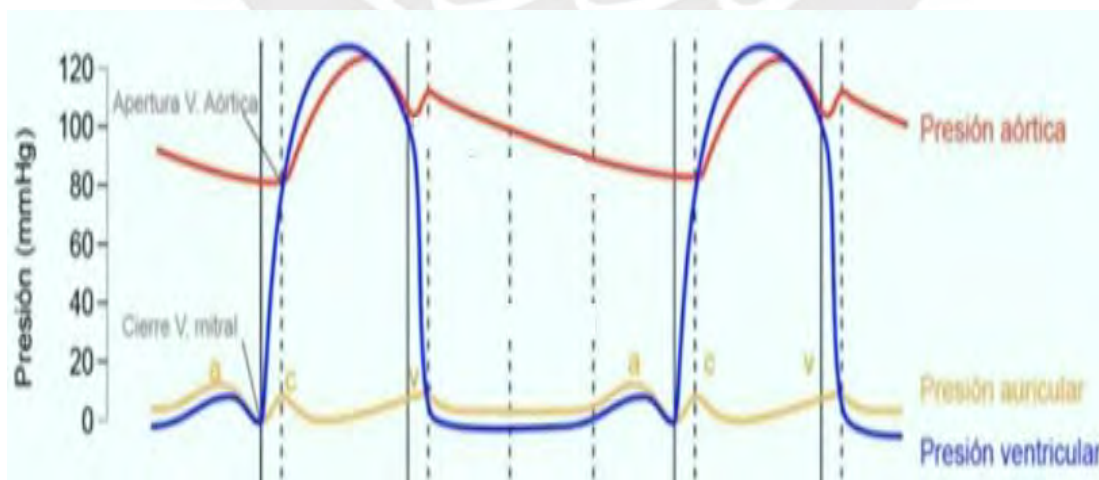


Figura 4.13. Diagrama de Wiggers

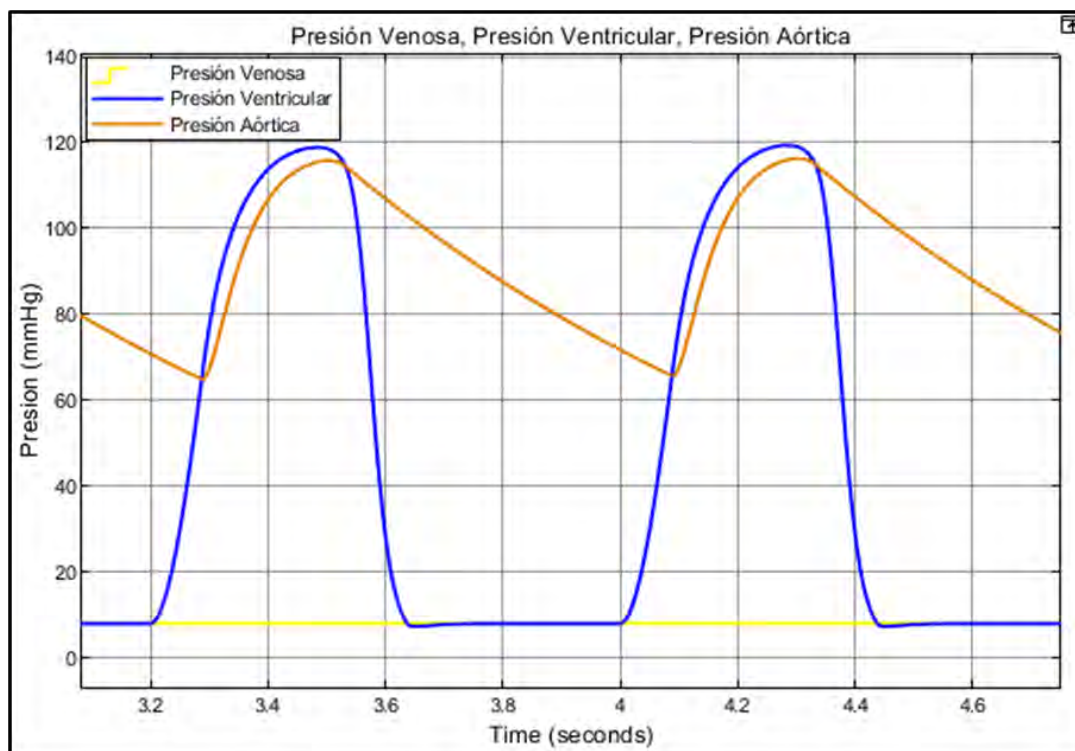


Figura 4.14. Curva de presiones del modelo matemático eléctrico simulado

4.2 Simulación del sistema cardiovascular completo

4.2.1 En condiciones normales

De acuerdo al modelo eléctrico descrito en el capítulo anterior se realizaron las pruebas de simulación en cuatro puntos importantes: la presión arterial pulmonar (color amarillo), la presión venosa pulmonar (color azul), la presión venosa del cuerpo (color rojo) y la presión arterial del cuerpo (color verde) realizado en el simulador Proteus como se puede ver en la figura 4.15

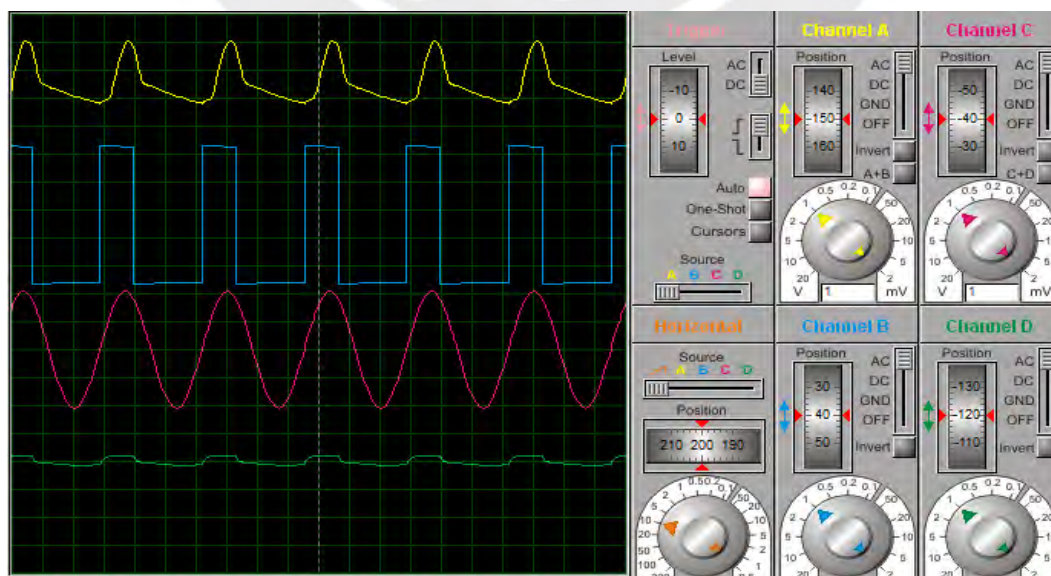


Figura 4.15. Curva de presiones del modelo matemático-eléctrico completo- condición normal

A continuación, se presenta el gráfico de presión del ventrículo izquierdo (color verde), la presión en la aorta (color azul) y la presión venosa (color rojo) cuya medición de esta se realizó antes de la aurícula derecha como se observa en la figura 4.16 realizado también en Proteus.

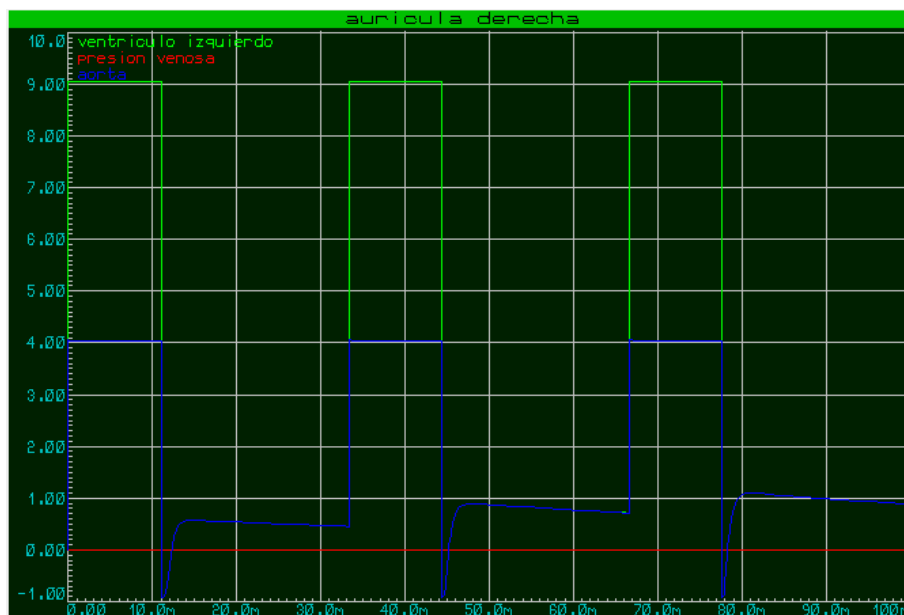


Figura 4.16. Curva de presiones en la aurícula derecha

Se presentan las curvas de distensibilidad o *Compliance* de aurícula derecha (color amarillo), aurícula izquierda (color azul), ventrículo derecho (color rojo) y ventrículo izquierdo (color verde), donde las curvas de la aurícula y ventrículo derecho se encuentran a la misma frecuencia al igual que la aurícula y ventrículo izquierdo para el caso normal (figura 4.17)

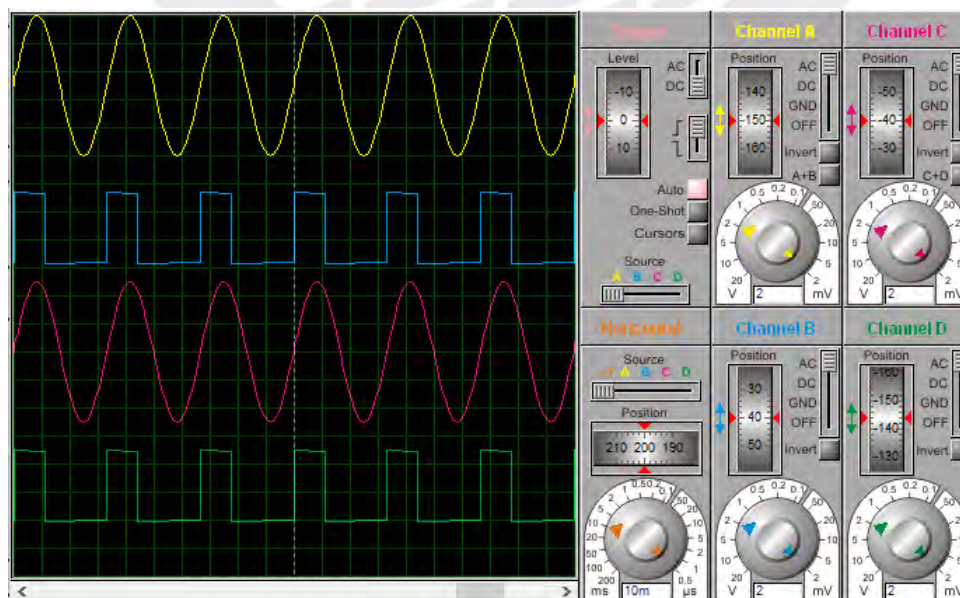


Figura 4.17. Curva de distensibilidad en aurículas y ventrículos

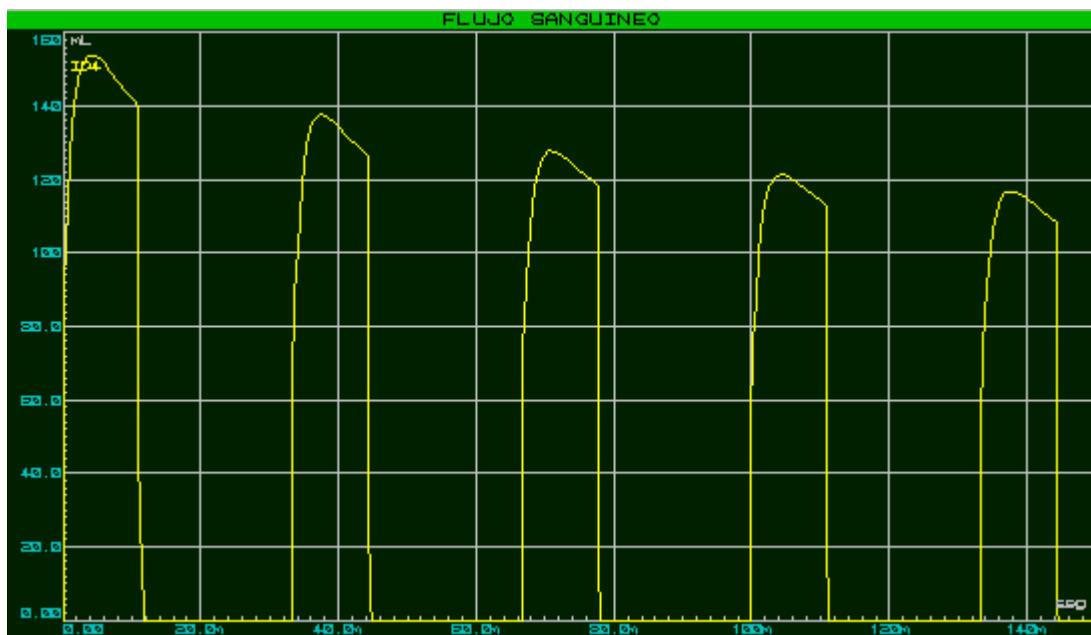


Figura 4.18. Curva de del flujo y volumen sanguíneo en el ventrículo izquierdo

4.2.2 En condiciones patológicas

En este punto se analizarán las gráficas obtenidas a partir del circuito de la figura 3.2 que se explicó en el capítulo anterior. Donde RV9 es la vena principal del sistema, RV8 es la arteria capilar del cuerpo, RV7 es la arteriola del cuerpo, RV6 es la arteria sistémica del cuerpo y RV5 es la resistencia de asistencia ventricular. A continuación, se presenta la gráfica de presiones aortica(azul), ventricular(rojo) y venosa(verde) tanto para Bradicardia (figura 4.19) como para Taquicardia (figura 4.20).

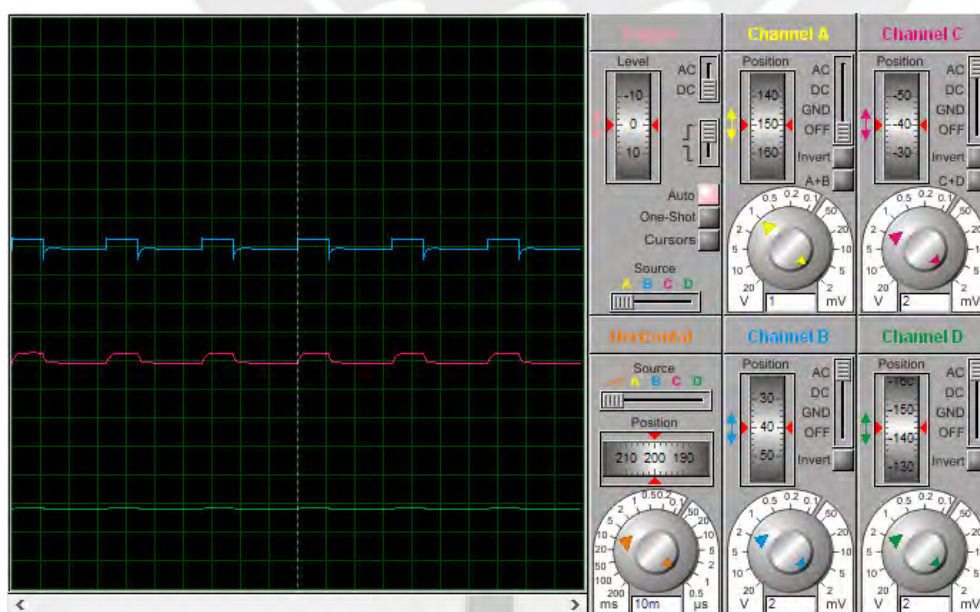


Figura 4.19. Curvas de presión aortica, ventricular y venosa -Bradicardia

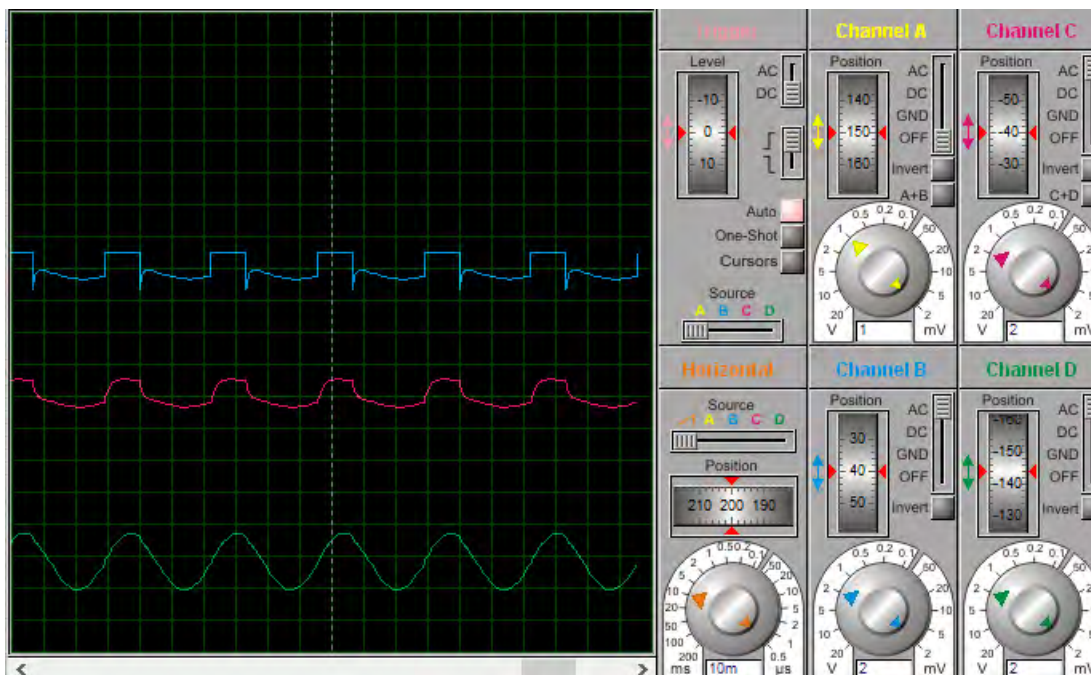


Figura 4.20. Curvas de presión aortica, ventricular y venosa - Taquicardia

4.2.2.1 Presión arterial del cuerpo

En la tabla 4.1 se muestra la variación de las resistencias y presenta la gráfica de la presión arterial (color verde) que disminuye y aumenta como se observa en la figura 4.21 y 4.22 respectivamente.

Tabla 4.1 Cuadro de resistencias de la presión arterial (Caso normal-patológico)

Resistencias	Variación	Presión arterial	
RV5, RV6, RV7 y RV8	Mantiene su valor inicial	Caso Normal	
RV6	Aumenta	Disminuye	Caso patológico
	Disminuye	Aumenta	
RV7	Aumenta	Disminuye	
	Disminuye	Aumenta	
RV8	Aumenta	Disminuye	
	Disminuye	Aumenta	

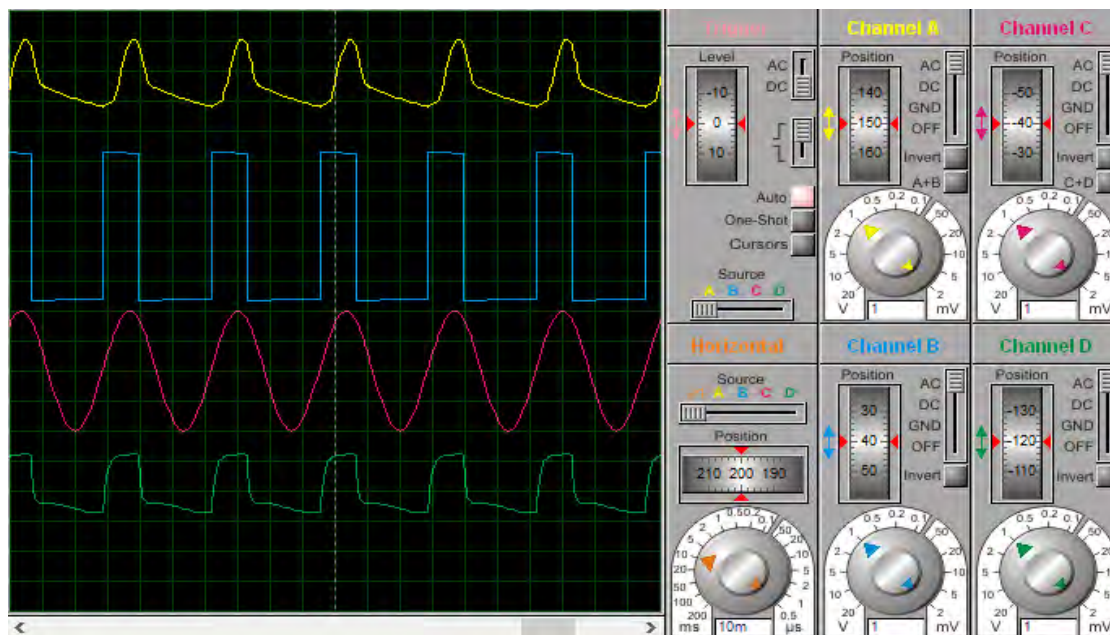


Figura 4.21. Presión arterial del cuerpo en aumento

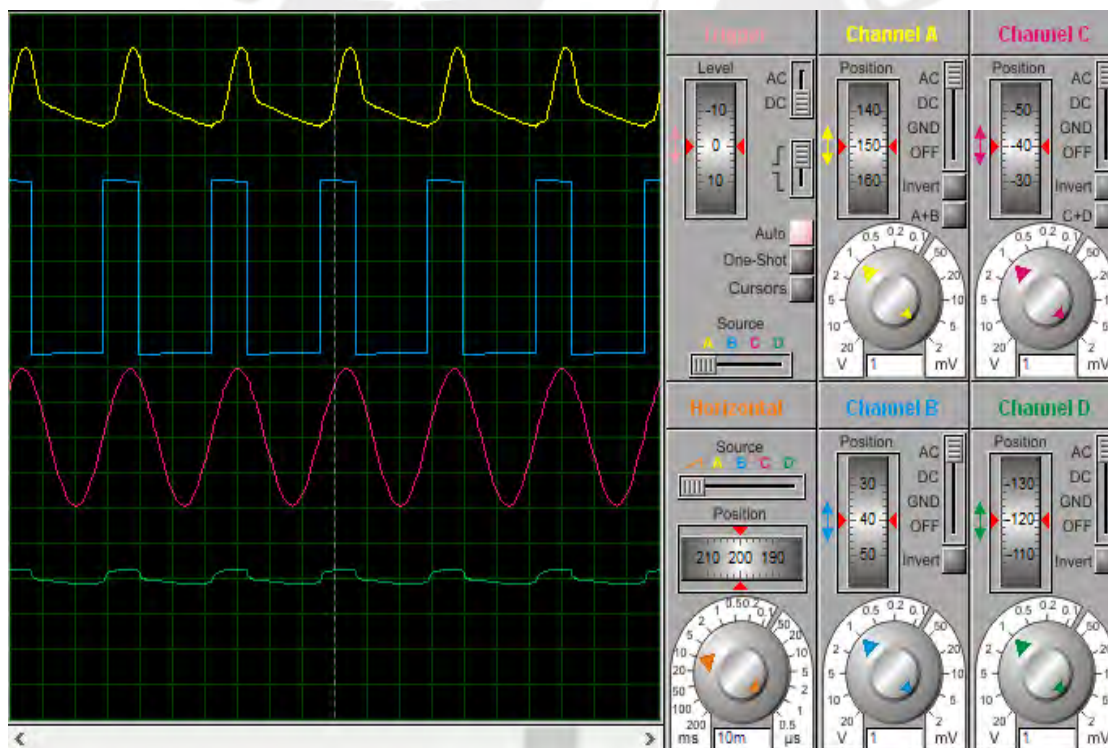


Figura 4.22. Presión arterial del cuerpo en disminución

4.2.2.2 Presión venosa del cuerpo

En la tabla 4.2 se muestra la variación de las resistencias y se presenta la gráfica de la presión venosa (color rojo) que aumenta y viceversa como se observa en la figura 4.23 y 4.24 respectivamente.

Tabla 4.2 Cuadro de resistencias de la presión venosa y arterial (Caso Normal- Patológico)

Resistencias	Variación	Presión venosa	Presión arterial	
RV9	Aumenta	Disminuye	No varia	Caso patológico
	Disminuye	Aumenta	No varia	
RV6	Aumenta	No varia	Disminuye	
	Disminuye	No varia	Aumenta	
RV7	Aumenta	No varia	Disminuye	
	Disminuye	No varia	Aumenta	
RV8	Aumenta	No varia	Disminuye	
	Disminuye	No varia	Aumenta	
RV6...RV9	Ninguna	Ninguna	Ninguna	Caso Normal

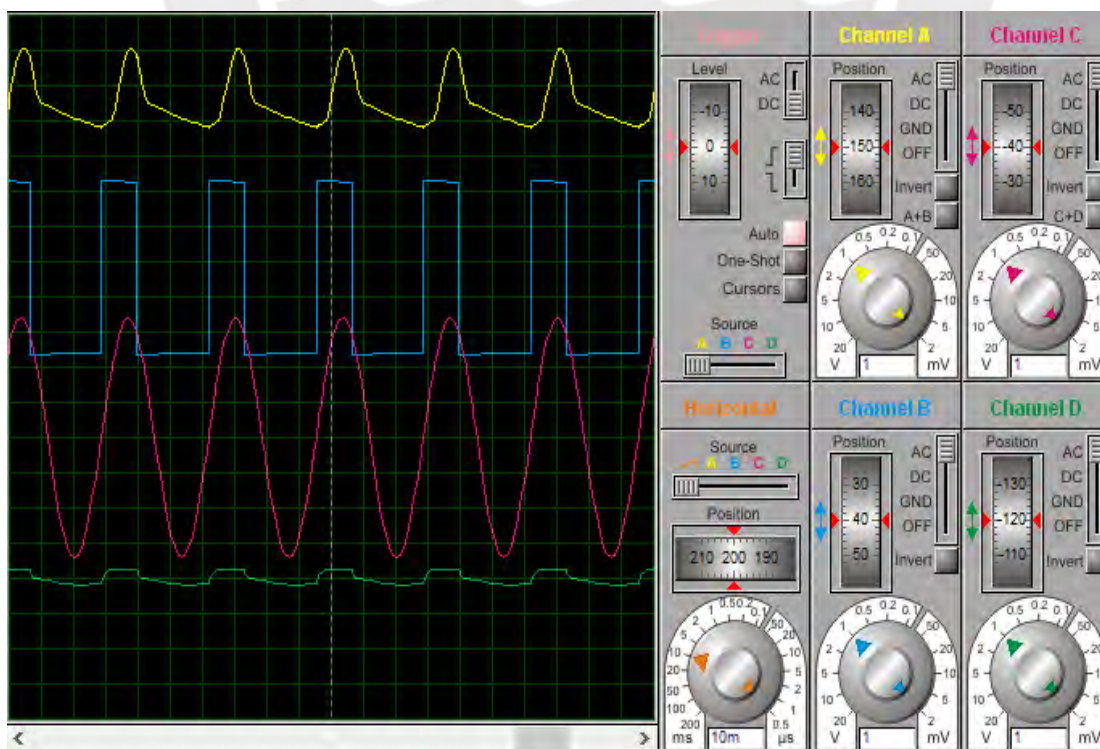


Figura 4.23. Presión venosa del cuerpo en aumento

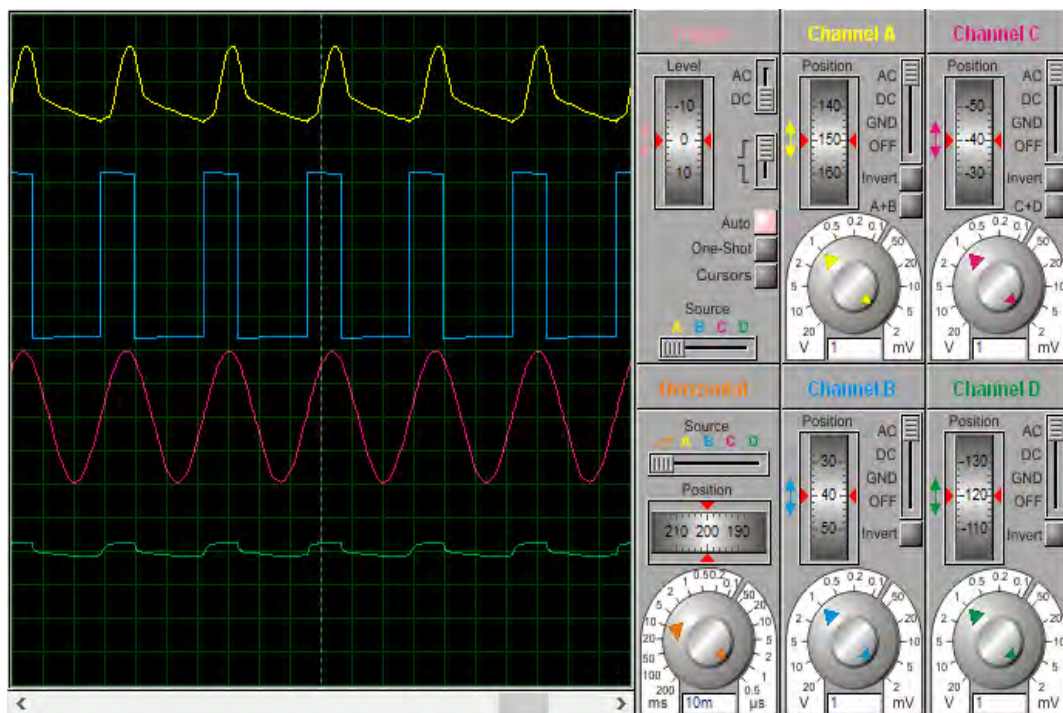


Figura 4.24. Presión venosa del cuerpo en disminución

4.2.2.3 Presión arterial pulmonar

En la tabla 4.3 se observa el cuadro de variación de las resistencias y se presenta la gráfica de la presión arterial pulmonar (color amarillo) en disminución (figura 4.25) o aumento (figura 4.26).

Tabla 4.3 Cuadro de resistencias de la presión arterial pulmonar (caso normal-patológico)

Resistencias	Variación	Presión arterial pulmonar	
RV1	Aumenta	No varia	Caso patológico
	Disminuye	No varia	
RV2	Aumenta	Disminuye	
	Disminuye	Aumenta	
RV3	Aumenta	Disminuye	
	Disminuye	Aumenta	
RV4	Aumenta	No varia	
	Disminuye	No varia	
RV6...RV9	Ninguna	Ninguna	Caso Normal

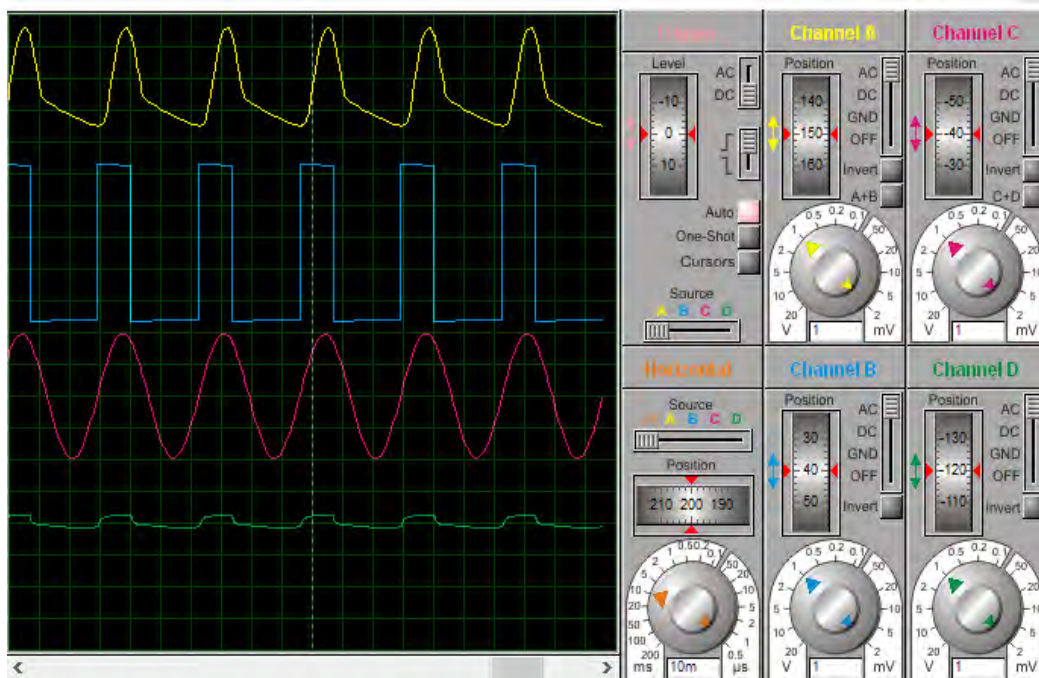


Figura 4.25. Presión arterial pulmonar en disminución

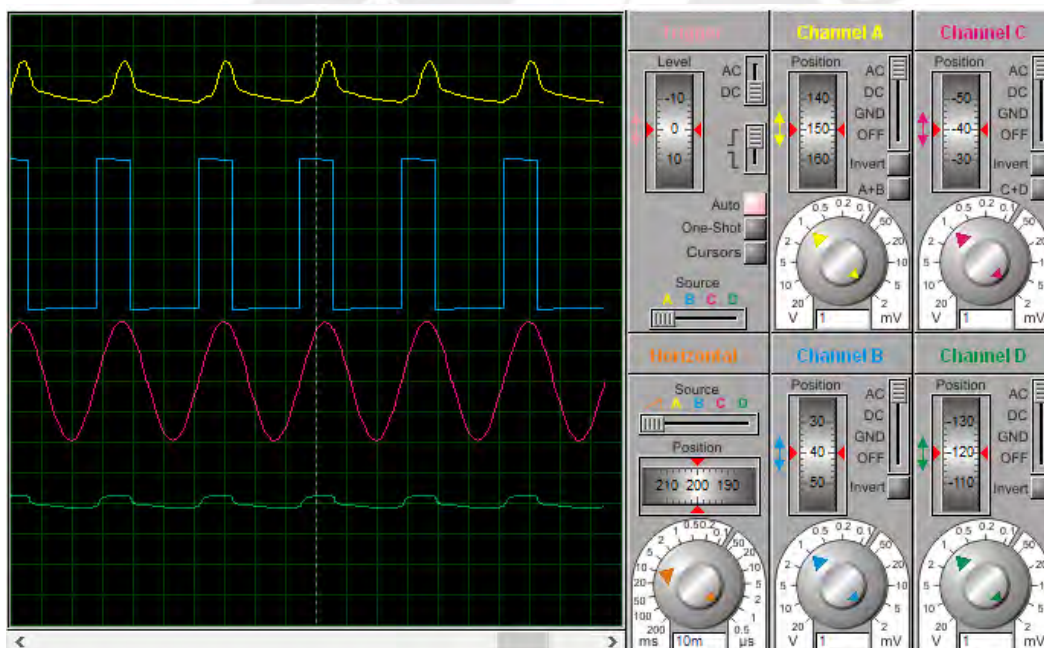


Figura 4.26. Presión arterial pulmonar en aumento

4.3 Esquemáticos finales de construcción del modelo físico funcional

En relación a los diagramas esquemáticos de construcción del modelo físico funcional no es posible construir una estructura con todas sus partes debido a la cantidad y longitud de todos sus vasos sanguíneos[67]. Asimismo este punto se fundamenta sobre la equivalencia entre los componentes hidráulicos y los circuitos eléctricos. Por tal razón los modelos hidráulicos del sistema circulatorio se han desarrollado como herramientas apropiadas para la enseñanza de la fisiología cardiovascular[68]. El diagrama esquemático del modelo hidráulico que se presenta en este punto simula el flujo sanguíneo por medio de las arterias, venas y corazón con medidores de presión (P) y de flujo (F) donde (1) es el corazón de un solo ventrículo, (2) es la aorta elástica, (3) son las arterias periféricas de menor *Compliance*, (4) las resistencias periféricas de las arteriolas y (5) el reservorio de la presión venosa tal como se observa en la figura 4.27 y en la figura 4.28 se encuentra su implementación.

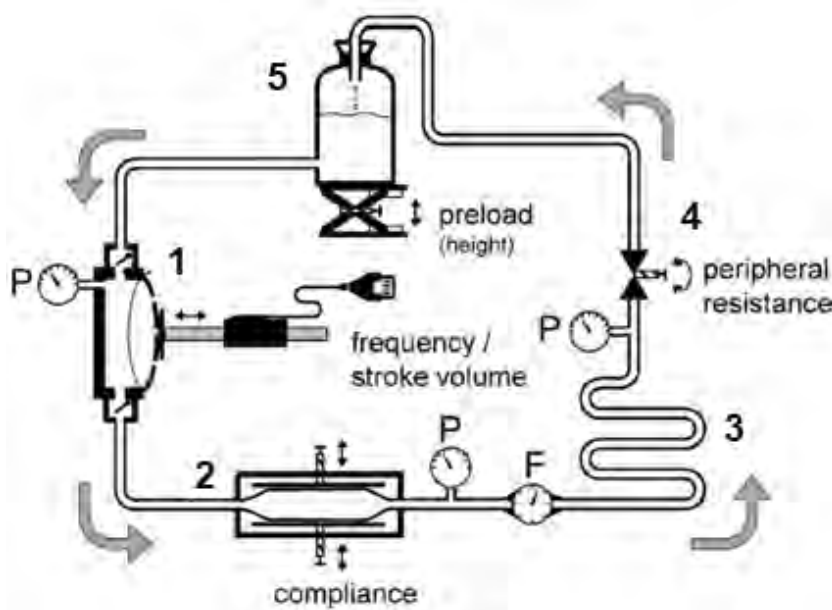


Figura 4.27. Esquema del modelo hidráulico del sistema cardiovascular[68]

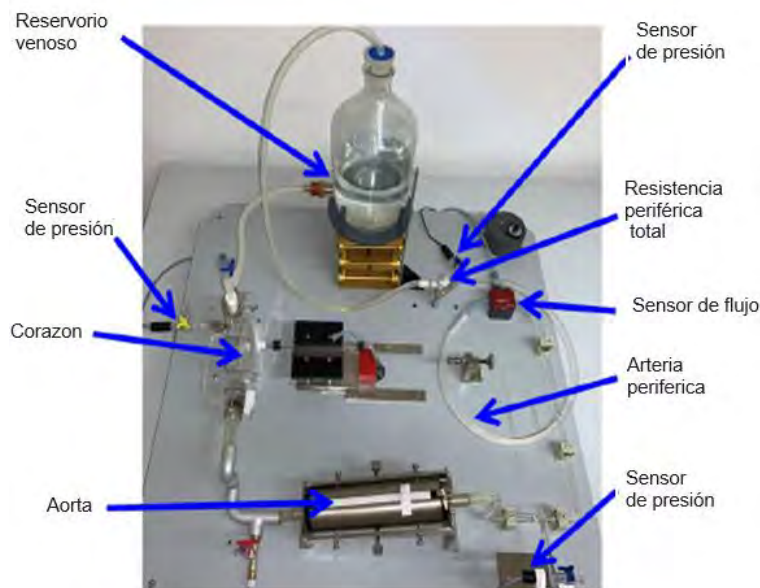


Figura 4.28. Implementación del modelo hidráulico del sistema cardiovascular[68]

4.4 Estimación de costos para el desarrollo del proyecto

Los costos para la implementación del proyecto se presentan en la tabla 4.4 y no incluyen el costo del sistema operativo que controla a la interfaz de usuario con la PC debido a que no forma parte del laboratorio donde se realizara la simulación del modelo físico funcional de sistema cardiovascular.

Tabla 4.4 Costos de materiales del proyecto a implementar

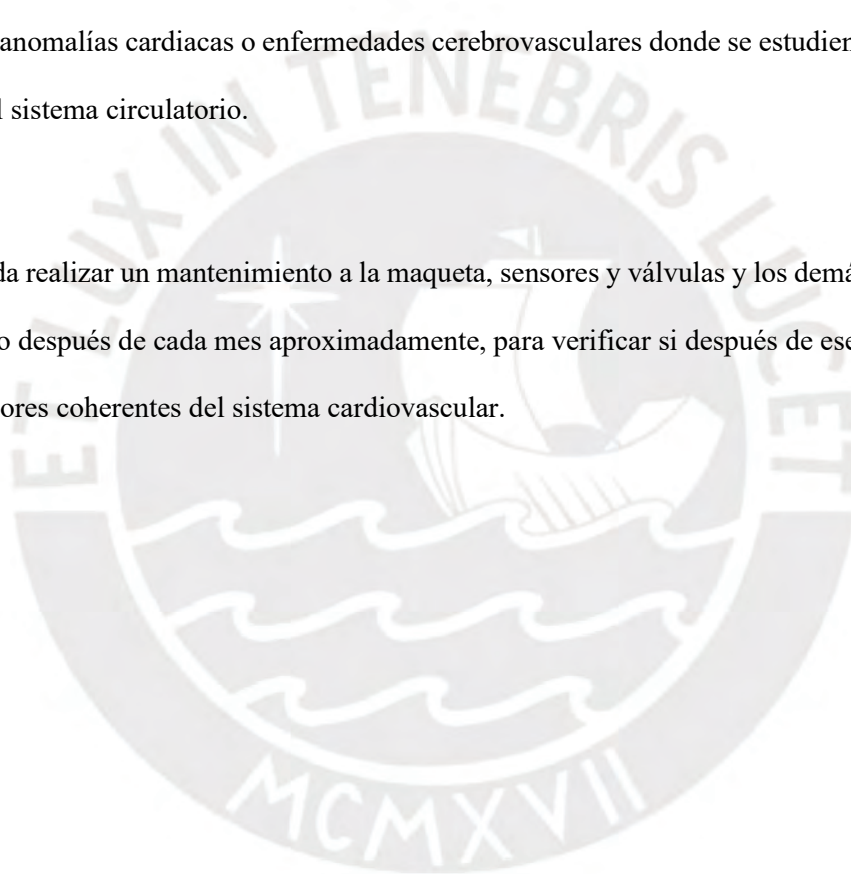
ITEM	DESCRIPCIÓN	Cantidad	P. unitario	Total (s/)
1	Maqueta de simulación-adulto	1	S/. 200	S/. 200
2	Mangueras delgadas blanca (5 mts)	1	S/. 20	S/. 20
3	Motor paso a paso Nema 17	1	S/. 75	S/. 75
4	Driver de motor PAP A4988	1	S/. 171.3	S/. 171.3
5	Sensores de presión MPX2053	3	S/. 44.79	S/. 134.37
6	Válvulas de tipo check	2	S/. 4.75	S/. 9.50
7	Microcontrolador TIVA	1	S/. 84	S/. 84
8	Amplificador operacional OPA4189	1	S/. 11.54	S/. 11.54
9	Resistencias 352 Ω , 348 Ω , 35.2K Ω	3	S/. 0.30	S/. 0.90
10	Condensadores 22 μ F y 0.12 μ F	2	S/. 0.47	S/. 0.94
	Costo de diseño: # horas dedicadas a la tesis x 50 Soles/hora	350 h x S/ 50.00		S/ 17500
	Total			S/. 18207.55

CONCLUSIONES

- Se seleccionaron dos modelos matemáticos eléctricos principales: el modelo del ventrículo izquierdo de Windkessel que consta de dos elementos RC y el modelo de sistema cardiovascular completo de Shi y Korakianitis que se explicó en el capítulo 3 y de acuerdo a los resultados obtenidos en relación a los rangos de funcionamiento al variar los componentes eléctricos que se encuentran dentro de cada modelo para obtener las gráficas de presiones ventricular, aórtica, venosa, flujo sanguíneo, volumen ventricular y *Compliance* se aproximan a los valores teóricos reales que se evidenciaron en el capítulo 4.
- Se simularon ambos modelos matemáticos eléctricos utilizando para el modelo de Windkessel del ventrículo izquierdo el entorno de programación en bloques de Simulink en Matlab y para el modelo matemático del sistema completo se empleó el software de simulación Proteus 8 siguiendo las ecuaciones en las que se basan cada uno de ellos. En uno y otro modelo, las simulaciones que se realizaron fueron configurables para obtener las gráficas deseadas, como se evidencia en el capítulo 4. Por lo tanto, los resultados experimentales se asemejan a las gráficas reales.
- Se diseñó el modelo físico funcional del sistema cardiovascular y el diagrama de flujo mediante la interfaz gráfica de LabVIEW para la simulación del comportamiento del modelo cardiovascular basado en los modelos matemáticos que se han simulado como se evidencia en la sección 3.8 del capítulo 3 para el manejo y monitoreo del sistema circulatorio considerando componentes de instrumentación y control. Sin embargo, no se implementarán circuitos electrónicos de control y automatización por tratarse de ser una investigación con carácter de diseño.
- Se validó el diseño realizado en el capítulo 3 mediante simulaciones de ambos modelos matemáticos a través de la comparación de casos normales y patológicos donde se observa el comportamiento de las distintas presiones (ventricular, aortica, arterial y venosa) en diversos puntos del sistema cardiovascular en comparación con gráficas y resultados reales descritos que se evidencian en el capítulo 4. De acuerdo con las gráficas obtenidas, se observa una gran similitud en comparación a las presiones reales.

RECOMENDACIONES PARA TRABAJOS FUTUROS

- Para futuros trabajos, se puede considerar la simulación del modelo físico funcional el utilizar la interfaz gráfica de LabVIEW de la misma forma como se utilizó en la presente tesis, y aplicarlo en áreas como la educación superior, estudios en cardiología y en investigaciones futuras.
- En caso de que se emplee esta simulación en la educación superior, se podría utilizar como un modelo educativo básico para estudiantes que cursan estudios en cardiología y temas relacionados con detección de anomalías cardíacas o enfermedades cerebrovasculares donde se estudien las principales funciones del sistema circulatorio.
- Se recomienda realizar un mantenimiento a la maqueta, sensores y válvulas y los demás componentes de este diseño después de cada mes aproximadamente, para verificar si después de ese tiempo siguen midiendo valores coherentes del sistema cardiovascular.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] G. R. Abreu, L. Laguna, and S. La Palma, “Proyecto de intervención educativa : autocuidado en pacientes con enfermedades,” 2020.
- [2] G. Amaral *et al.*, “Incidencia de los Hábitos de Vida en la aparición de Enfermedades Cardiovasculares,” *J. Petrol.*, vol. 369, no. 1, pp. 1689–1699, 2013, [Online]. Available: https://www.who.int/dietphysicalactivity/strategy/eb11344/strategy_spanish_web.pdf%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.jsames.2011.03.003%0Ahttps://doi.org/10.1016/j.gr.2017.08.001%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.precamres.2014.12.018%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/.
- [3] CLINICA DE MARLY, “FOLLETO-ENFERMEDADES-CARDIOVASCULARES.pdf.” .
- [4] W. Pino-Chavez, “Atención de salud con calidad,” p. 210, 2018, [Online]. Available: <https://cmplima.org.pe/wp-content/uploads/2018/06/Libro-Atencion-salud-calidad.pdf#page=124>.
- [5] Z. Navarro and M. Alexis, ““PLAN DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO PARA MEJORAR LA DISPONIBILIDAD DE LOS EQUIPOS MÉDICOS EN ESSALUD – VIRÚ 2018,”” pp. 1–88, 2018.
- [6] D. E. R. Del *et al.*, “Simposio BARRIERS TO EFFECTIVE CARE IN THE REFERRAL HOSPITALS OF PERU ’ S MINISTRY OF HEALTH : SERVING PATIENTS IN THE 21ST CENTURY WITH 20TH CENTURY RESOURCES,” vol. 36, no. 2, pp. 304–311, 2019.
- [7] T. Total, *Corazón artificial total Cardio West TM Informe de síntesis de*. 2011.
- [8] S. Ditlea, “Éxitos y limitaciones de un corazón artificial,” *Investig. Cienc.*, vol. 42, pp. 48–72, 2002, [Online]. Available: <https://www.investigacionyciencia.es/revistas/investigacion-y-ciencia/terapia-glucidica-342/exitos-y-limitaciones-de-un-corazon-artificial-2769>.
- [9] E. Pérez and D. Sota, “y métodos de asistencia,” *Cirugía Cardiovasc.*, vol. 15, no. 1, pp. 51–58, 2008, doi: 10.1016/S1134-0096(08)70226-2.
- [10] P. B. Rencoret, ““ EL CORAZÓN ARTIFICIAL ,”” no. 1, 1953.
- [11] S. U. M. M. A. Ry, “Dispositivos de asistencia ventricular,” no. 608, pp. 551–558, 2013.
- [12] J. Worrell, “46 INVESTIGACIÓN Y CIENCIA, septiembre, 2002.”
- [13] R. L. de Hipertension, “Redalyc.Impresión 3D de estructuras cardíacas: Caso de innovación frugal en sector salud,” 2015.
- [14] T. De Grado and E. Cardozo, “modelo ajustado del ventriculo izquierdo del corazon y su periferia,” [Online]. Available: <http://bioingenieria1.wdfiles.com/local--files/descargas/ventriculoIzquierdo.pdf>.
- [15] Y. Shi, P. Lawford, and R. Hose, “Review of Zero-D and 1-D Models of Blood Flow in the Cardiovascular System,” *BioMedical Engineering Online*, vol. 10, no. 1. BioMed Central, pp. 1–38, Apr. 26, 2011, doi: 10.1186/1475-925X-10-33.
- [16] Y. Shi, P. Lawford, and R. Hose, “Review of Zero-D and 1-D Models of Blood Flow in the Cardiovascular System,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 10, 2011, doi: 10.1186/1475-925X-10-33.
- [17] “INGENIERIA ELECTRONICA Las prtosis valvulares cardacas pueden ser.” <https://slidetodoc.com/ingenieria-electronica-las-prtosis-valvulares-cardacas-pueden-ser/> (accessed Jun. 16, 2021).
- [18] “Abiocor Replacement Heart.” https://bme240.eng.uci.edu/students/10s/wmismar/Site/Abiomed_Abiocor_Replacement_Heart.html (accessed Apr. 20, 2024).

- [19] “Revista ElectroIndustria - ¿Cómo funciona una válvula solenoide?”
<http://www.emb.cl/electroindustria/articulo.mvc?xid=3514&ni=como-funciona-una-valvula-solenoide>
 (accessed Jun. 25, 2021).
- [20] “El rol de las válvulas del motor, ¿para qué sirven? | Actualidad Motor.”
<https://www.actualidadmotor.com/el-rol-de-las-valvulas-del-motor/> (accessed Jun. 26, 2021).
- [21] U.S. Food and Drug Administration, “Summary of Safety and Probable Benefit - H040006 AbioCor Implantable Replacement Heart,” *Heart*, vol. i, 2006.
- [22] E. Pérez and D. Sota, “Asistencia permanente y corazón artificial : situación actual,” *Cirugía Cardiovasc.*, vol. 15, no. 1, pp. 59–66, 2008, doi: 10.1016/S1134-0096(08)70227-4.
- [23] P. Lucerna, “Transductores de presión y de flujo.,” *XIII Semin. Ing. Biomédica 2004*, pp. 1–7, 2004.
- [24] “Proyecto de titulación Fernanda Ortiz,” [Online]. Available:
<https://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/15081/1/CD-6893.pdf>.
- [25] S. Fus, “Sitrans f,” pp. 41–47, 2010.
- [26] “Sensor de presión piezorresistivo | Kistler.” <https://www.kistler.com/es/glosario/termino/sensor-de-presion-piezorresistivo/> (accessed Jun. 30, 2021).
- [27] “sensor de presion AEPTP14.” https://www.turck.de/datasheet/_es/edb_6839502_esl_es.pdf (accessed Jun. 30, 2021).
- [28] “EPRB-3 Miniature Pressure Transducer | Althen Sensors.”
<https://www.althensensors.com/sensors/pressure-sensors/miniature-pressure-sensors/4631/eprb-3-miniature-pressure-transducer/> (accessed Jul. 01, 2021).
- [29] R.Mott, “Mecanica de fluidos-6ed.pdf.” Mexico, p. 647, 1986, [Online]. Available:
<https://avdiaz.files.wordpress.com/2008/10/fluidos-mott-6ed.pdf>.
- [30] “Efecto Venturi - EcuRed.” https://www.ecured.cu/Efecto_Venturi (accessed Jul. 05, 2021).
- [31] “Sensores de caudal.” <https://www.pce-iberica.es/instrumentos-de-medida/sistemas/sensores-caudal.htm>
 (accessed Jun. 23, 2021).
- [32] “Instrumentación Biomédica - Apuntes de Electromedicina Xavier Pardell.”
<https://www.pardell.es/instrumentacion-biomedica.html> (accessed Jun. 26, 2021).
- [33] M. Pérez, H. Pérez, A. Pérez, and E. Berenguer, “Introducción a los sistemas de control,” *Univ. Nac. San Juan*, vol. 1, pp. 1–69, 2007, [Online]. Available:
<http://dea.unsj.edu.ar/control1/apuntes/unidad1y2.pdf>.
- [34] I. Rueda F, “Implementación de un controlador embebido para controlar una mesa XY,” *Pontif. Univ. Católica Del Ecuador*, vol. 96, pp. 179–200, 2013, [Online]. Available:
http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/bitstream/handle/20.500.12404/6097/ACOSTA_CARLOS_DISEÑO_MAQUINA_REBANADORA.pdf?sequence=1.
- [35] corporate governance Arabic, “MODULO DIDÁCTICO PARA PRÁCTICAS DE LABORATORIO CON CONTROLADORES LÓGICOS PROGRAMABLES,” pp. 1–27, 2015.
- [36] “Qué es un PLC, cómo funciona y por qué se utilizan.” <https://www.sicma21.com/que-es-un-plc/>
 (accessed Apr. 20, 2024).
- [37] “Cuerpo humano: sistema cardiovascular | Carolina.com.” <https://www.carolina.com/teacher-resources/Interactive/human-body-cardiovascular-system/tr40158.tr> (accessed Oct. 09, 2021).

- [38] A. A. Jorge, M. A. O. Pessoa, F. Junqueira, L. A. M. Riascos, D. J. S. Filho, and P. E. Miyagi, “Modelling and Simulation of the Human Cardiovascular System by Differential Hybrid Petri Net,” *IFAC-PapersOnLine*, vol. 53, no. 2, pp. 16412–16417, 2020, doi: 10.1016/j.ifacol.2020.12.705.
- [39] M. B. Qureshi, J. Glower, D. L. Ewert, and S. C. Koenig, “A Novel Idea to Improve Cardiac Output of Mechanical Circulatory Support Devices by Optimizing Kinetic Energy Transfer Available in Forward Moving Aortic Blood Flow,” *Cardiovasc. Eng. Technol.*, vol. 8, no. 2, pp. 131–144, 2017, doi: 10.1007/s13239-017-0305-2.
- [40] “Hemodinámica - Apuntes de Electromedicina Xavier Pardell.” <https://www.pardell.es/hemodinamica.html> (accessed Apr. 10, 2022).
- [41] J. M. Sáez-Pérez, “Distensibilidad arterial: un parámetro más para valorar el riesgo cardiovascular,” *Semer. - Med. Fam.*, vol. 34, no. 6, pp. 284–290, 2008, doi: 10.1016/s1138-3593(08)71904-x.
- [42] Departamento de fisiología, “el sistema cardiovascular,” pp. 1–30, 2012.
- [43] R. Ibarra, “Sistema circulatorio.”
- [44] M. B. Serna García, “Revista electrónica de Anestesiología,” *Rev. Electron. anestesiología*, vol. 4, no. 10, pp. 2–5, 2018, [Online]. Available: <http://revistaanestesiologia.org/index.php/rear/article/view/671/1190>.
- [45] “Motor paso a paso – tipos y ejemplos del uso de motores paso a paso | Distribuidor de componentes electrónicos. Tienda en línea: Transfer Multisort Elektronik.” <https://www.tme.eu/es/news/library-articles/page/41861/Motor-paso-a-paso-tipos-y-ejemplos-del-uso-de-motores-paso-a-paso/> (accessed Sep. 25, 2022).
- [46] “Ejemplos de Materiales Flexibles y Rígidos.” <https://www.ejemplos.co/10-ejemplos-de-materiales-flexibles-y-rigidos/> (accessed Jun. 29, 2022).
- [47] “Bombillas de Jebe – Importaciones Alpes Perú.” <https://alpesperu.com/insumos/bombillas-de-jebe/> (accessed Nov. 27, 2022).
- [48] “MECANISMO BIELA-MANIVELA - Definición - Significado.” <https://diccionario.motorgiga.com/diccionario/mecanismo-biela-manivela-definicion-significado/gmx-niv15-con194781.htm> (accessed Nov. 26, 2022).
- [49] Pedro Durán Reséndiz y Agustín Leobardo Herrera May, “Microbombas para aplicaciones biomédicas,” *Rev. Cienc.*, p. 80, 2016, [Online]. Available: https://www.revistaciencia.amc.edu.mx/images/revista/67_2/PDF/Microbombas.pdf.
- [50] S. J. Sherwin, V. Franke, J. Peiró, and K. Parker, “One-dimensional modelling of a vascular network in space-time variables,” *J. Eng. Math.*, vol. 47, no. 3–4, pp. 217–250, Dec. 2003, doi: 10.1023/B:ENGI.0000007979.32871.e2.
- [51] “Convertir Revolución por minuto a Latidos por minuto (Conversión de rpm a BPM).” <https://www.coolstuffshub.com/es/frecuencia/convertir/revolucion-por-minuto-a-latidos-por-minuto/> (accessed Nov. 27, 2022).
- [52] “Ju Pp-válvula De Retención De Baja Presión De Plástico,Sin Retorno,Silicona,6,4mm,8mm,9,5mm - Buy Low Pressure Non Return Valve,Non Return Check Valve,Plastic Check Valve Product on Alibaba.com.” <https://spanish.alibaba.com/product-detail/ju-pp-silicone-6-4mm-8mm-9-5mm-zero-open-pressure-plastic-low-pressure-non-return-check-valve-1600320776334.html?spm=a2700.wholesale.maylikeexp.10.7f1b4cf8EpNpWW> (accessed May 09,

- 2022).
- [53] “Mini De Plástico Ninguna Retención De La Válvula De Una Vía - Buy Plastic One Way Valve,Plastic Valve,Mini Valve Product on Alibaba.com.” <https://spanish.alibaba.com/product-detail/mini-plastic-none-return-check-one-way-valve-60768281903.html?spm=a2700.details.maylikeexp.4.1d885c89seWmAS> (accessed May 09, 2022).
- [54] “Válvula Nrv De Plástico De Un Solo Sentido,Sin Retorno,Venta Al Por Mayor - Buy Nrv Valve,Plastic Check Valve,None Return Valve Product on Alibaba.com.” <https://spanish.alibaba.com/p-detail/Wholesale-62372498950.html?spm=a2700.8699010.5.9.75c06ef0YUD5OP&s=p#> (accessed May 09, 2022).
- [55] “Manguera Silicona Silastic Grado Medico ID – 5/8” OD – 7/8” = ID – 15.9mm – OD – 22.2mm | IMED.” <https://www.instrumentalmedico.com/productos/manguera-silicona/manguera-silicona-silastic-grado-medico-id-58-od-78-id-15-9mm-od-22-2mm/> (accessed Jun. 29, 2022).
- [56] “Biología de los vasos sanguíneos - Trastornos del corazón y los vasos sanguíneos - Manual MSD versión para público general.” <https://www.msmanuals.com/es/hogar/trastornos-del-corazón-y-los-vasos-sanguíneos/biología-del-corazón-y-de-los-vasos-sanguíneos/biología-de-los-vasos-sanguíneos> (accessed Jul. 14, 2023).
- [57] T. Example, “Modulo driver para motor paso a paso A4988 (pololu) verde,” vol. 4988, pp. 1–2.
- [58] Allegro MicroSystems, “Driver A4988 [Datasheet],” pp. 1–22, 2014, [Online]. Available: www.allegromicro.com.
- [59] “Driver Pololu A4988 paso a paso stepper.” <https://naylampmechatronics.com/driver-pap-stepper/63-driver-pap-pololu-a4988.html> (accessed Oct. 01, 2022).
- [60] NXP Semiconductors, “MPX2053, 10 kPa Temperature Compensated Pressure Sensors-Product data sheet,” no. April, pp. 1–22, 2010.
- [61] D. S. Processor, U. Dsp, T. Instruments, and E. Dsp, “DSPs,” 1979.
- [62] J. PIÑEYRO FERNANDEZ, “Sistema de medición y registro ambulatorio de presión arterial usando el método no invasivo oscilométrico,” 2006. <https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/288> (accessed Jul. 04, 2022).
- [63] I. H. Pratt, “Capítulo 3 : Filtros Índice Objetivos del capítulo,” pp. 1–119.
- [64] “(2005) National Semiconductor, SC14440/431/432, SC14435, SC14436/437/438. Baseband processor for PP/FP DECT and WDCT, V1.1, June 16. - References - Scientific Research Publishing.” [https://www.scirp.org/\(S\(lz5mqp453edsnp55rrgict55.\)\)/reference/referencespapers.aspx?referenceid=18617](https://www.scirp.org/(S(lz5mqp453edsnp55rrgict55.))/reference/referencespapers.aspx?referenceid=18617) (accessed Jul. 04, 2022).
- [65] D. Information, “MUX-Friendly , Rail-to-Rail Output , Operational Amplifiers PACKAGE,” no. October, 2017.
- [66] Atmel, “Data Sheet ATmega328P,” pp. 1–294, 2015, [Online]. Available: http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf.
- [67] L. Peter, N. Noury, and M. Cerny, “The New Approach for The Model of Cardiovascular System,” *IFAC-PapersOnLine*, vol. 51, no. 6, pp. 48–53, 2018, doi: 10.1016/j.ifacol.2018.07.128.
- [68] A. Christ, D. Barowsky, M. Gekle, and O. Thews, “A hydraulic model of cardiovascular physiology and

- pathophysiology embedded into a computer-based teaching system for student training in laboratory courses,” *Adv. Physiol. Educ.*, vol. 44, no. 3, pp. 423–429, 2020, doi: 10.1152/ADVAN.00069.2020.
- [69] “Vasoconstricción: qué es, cómo funciona, y para qué sirve.”
<https://psicologiaymente.com/salud/vasoconstriccion> (accessed Jun. 27, 2022).
- [70] A. Quiróz, “Sistema Venoso. El Aparato Circulatorio: vasos sanguíneos y hemodinamia.,” *Principios Anatomía y Fisiol. Médica Panam.*, vol. 1, no. 2, p. 17, 2012, [Online]. Available:
https://www.academia.edu/download/31314985/Aderval_anatomia_sistema_venoso.pdf.

