



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

**FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES**

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

**ESTUDIO DE LA VIABILIDAD DE
UNA BOMBA DE LIEBAU PARA
DISPOSITIVOS DE CIRCULACIÓN
EXTRACORPÓREA**

Autora:

Sofía Balbuena García

Tutores:

Manuel Ángel Rubio Chaves

Joaquín Anatol Hernández

Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica

Valladolid, 1 de julio de 2024

TÍTULO: Estudio de la viabilidad de una bomba de Liebau para dispositivos de circulación extracorpórea

AUTORA: Sofía Balbuena García

TUTORES: Manuel Ángel Rubio Chaves
Joaquín Anatol Hernández

DEPARTAMENTO: Ingeniería Energética y Fluidomecánica

TRIBUNAL:

PRESIDENTE: José Sierra Pallares

SECRETARIO: Manuel Ángel Rubio Chaves

VOCAL: Eduardo Soudah Prieto

FECHA: 1 de julio de 2024

CALIFICACIÓN:

Agradecimientos

Me gustaría comenzar manifestando mi gratitud hacia mis tutores, Manuel Ángel Rubio Chaves y Joaquín Anatol Hernández. Su confianza, paciencia y dedicación han sido fundamentales a lo largo del desarrollo de este Trabajo de Fin de Grado. También quiero mencionar a todos los profesores del Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica, quienes me han hecho sentir muy cómoda y me han ayudado en todo lo posible durante mi estancia en el laboratorio.

Además, quiero agradecer el apoyo constante recibido por parte de Inés, Sergio, Andrés, Jaime, María y Bea. Gracias por ayudarme y motivarme a mejorar cada día. Habéis sido un pilar fundamental en mi vida durante estos cuatro años, sin vosotros este camino habría sido mucho más difícil.

Finalmente, me gustaría expresar mi más sincero agradecimiento a mi familia. Papá, mamá, Daniel y Óscar, no tengo palabras para agradecer todo el cariño y el apoyo incondicional que me habéis dado durante toda mi vida. Siempre habéis creído en mí mucho más de lo que yo lo hago, impulsándome a cumplir mis objetivos y dándome las oportunidades para lograrlos. Gracias por transmitirme lo orgullosos que estáis de mí, ahora y siempre. Sin vosotros, nunca habría llegado a ser la persona que soy hoy, y mucho menos, Ingeniera Biomédica.

Resumen

La oxigenación por membrana extracorpórea o ECMO, es una modalidad de soporte vital extracorpóreo, que permite el mantenimiento de la homeostasis del paciente de forma temporal, en casos de fallo cardiopulmonar y/o shock cardiogénico. Los dispositivos ECMO sustituyen provisionalmente las funciones del corazón y los pulmones, necesitando para ello un mecanismo de bombeo eficaz. En este trabajo se presenta una bomba sin válvulas basada en el efecto Liebau, como posible sistema de bombeo en circuitos ECMO. Estas novedosas bombas pueden sustituir a las empleadas actualmente, de rodillos y centrífugas, con el fin de evitar los problemas asociados a estas, como hemólisis o recirculación. Para probar la viabilidad de las bombas de Liebau como dispositivo de asistencia a la circulación sanguínea extracorpórea, se ha diseñado un bucle circulatorio que emula la hemodinámica de la parte derecha del corazón, conectado a un circuito ECMO en configuración veno-venosa (VV-ECMO) con la bomba de Liebau integrada. Dicha bomba mostró una asistencia del flujo en el circuito ECMO, tanto para flujos sanguíneos fisiológicos pediátricos, como para adultos en bajos rangos de funcionamiento. A su vez, los ensayos realizados demostraron de forma experimental, las ventajas de la bomba Liebau sobre las bombas tradicionalmente empleadas, como la capacidad de generar un flujo pulsátil, lo que supone una gran ventaja en aplicaciones biomédicas.

Palabras claves

Efecto Liebau, Bombeo sin válvulas, ECMO, Bucle circulatorio sanguíneo, Flujo pulsátil.

Abstract

Extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) is a modality of extracorporeal life support, that allows the temporary maintenance of a patient's homeostasis in cases of cardiopulmonary failure and/or cardiogenic shock. ECMO devices temporarily replace the functions of the heart and lungs, requiring an efficient pumping mechanism to do so. This paper presents a valveless pump based on the Liebau effect as a potential pumping system in ECMO circuits. These novel pumps can replace the currently used roller and centrifugal pumps to avoid associated problems such as hemolysis or recirculation. To test the viability of Liebau pumps as a device for extracorporeal blood circulation assistance, a circulatory loop emulating the hemodynamics of the right side of the heart was designed, connected to an ECMO circuit in veno-venous configuration (VV-ECMO) with the Liebau pump integrated. This pump demonstrated

assistance in the ECMO circuit flow for both pediatric and adult physiological blood flows, at low operational ranges. Additionally, the conducted tests experimentally demonstrated the advantages of the Liebau pump over traditionally used pumps, such as the ability to generate pulsatile flow, which represents a significant advantage in biomedical applications.

Keywords

Liebau Effect, Valveless Pumping, ECMO, Blood Circulatory Loop, Pulsatile Flow

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....	25
1.1. Introducción.....	25
1.2. Objetivos generales	26
1.3. Objetivos específicos.....	26
1.4. Estructura del trabajo.....	27
CAPÍTULO 2: DESARROLLO DEL TFG	28
2.1. Sistema circulatorio	28
2.2. Estado del arte de ECMO	32
2.2.1. Tipos de ECMO	32
2.2.2. Evolución histórica de ECMO. Problemas asociados.....	34
2.3. Bomba de Liebau.....	36
2.4. Métodos	38
2.4.1. Instalación experimental.....	38
Circuito AD - BFS.....	39
Circuito VV - ECMO	42
2.4.2. Instrumentación empleada	48
2.4.3. Reproducción del ciclo fisiológico cardiaco.....	54
Bomba de engranajes	57
Bomba centrífuga.....	57
2.4.4. Control del ciclo de Liebau	60
CAPÍTULO 3: RESULTADOS.....	63
3.1. Ciclo fisiológico cardiaco con bomba de engranajes.....	63
3.2. Ciclo fisiológico cardiaco con bomba centrífuga	68
3.3. Rendimiento bomba Liebau.....	75
3.4. Rendimiento bomba Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.....	78
3.5. Análisis de prestaciones y comportamiento.....	81
3.5.1. Condiciones adultas.....	81
3.5.2. Condiciones pediátricas	88
CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES	97
Presupuesto	100

Referencias103

Anexos107

Anexo I: Control del ciclo fisiológico cardiaco 107

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Representación de las cavidades del corazón humano	29
Figura 2: Circulación de la sangre a lo largo del cuerpo humano.....	30
Figura 3: Representación del corazón y sus estructuras	31
Figura 4: Configuración Venovenosa del sistema ECMO [7].	33
Figura 5: Configuración Venovenosa periférica del sistema ECMO [7].	34
Figura 6: Esquema del efecto Liebau [18]: 1) Tubo flexible de mayor diámetro, 2) Tubo flexible de menor diámetro, 3) Zona de unión, 4) Depósito, 5) Compresión del tubo. .	37
Figura 7: Representación de los distintos tipos de bombes: a) Sin bombeo, b) Bombeo de impedancia, c) Bombeo asimétrico, d) Combinación de ambos que da el bombeo de Liebau [20].....	38
Figura 8: Instalación experimental. AD-BFS con el modelo anatómico y circuito VV-ECMO. 1) VCI, 2) VCS, 3) VT, 4) Tubería de retorno, 5) Tubería de drenaje, 6) Válvulas, 7) MBL, 8) EV ₃ , 9) EV ₄ , 10) Caja de control MBL, 11) Caja de adquisición y control del ciclo.....	39
Figura 9: Modelo anatómico 3D de la aurícula derecha y venas cavas, con sus diferentes partes.....	40
Figura 10: Esquema general con la bomba de engranajes.....	41
Figura 11: Esquema general con la bomba centrífuga.	42
Figura 12: Circuito VV-ECMO.....	43
Figura 13: Módulo de la bomba de Liebau (MBL) especificando sus distintas partes..	44
Figura 14: Dos estados del actuador y del tubo flexible. a) Actuador cerrado con <i>soft robot</i> hinchado, compresión tubo flexible, b) Actuador abierto con <i>soft robot</i> deshinchado, tubo flexible sin comprimir.	45
Figura 15: a) y b) módulo del <i>soft robot</i> empleado, c) módulo del <i>soft robot</i> encerrado en su carcasa que orienta su deformación.....	45

Figura 16: Actuador del MBL con módulos del <i>soft robot</i> encerrados en su carcasa correspondiente.....	45
Figura 17: Esquema del circuito VV-ECMO con MBL.....	46
Figura 18: Fabricación <i>soft robot</i> . a) Moldes empleados, b) Proceso de fabricación con el orden de utilización de los moldes.....	48
Figura 19: Diagrama esquemático de la instalación completa, donde se especifica la posición de los elementos de medición y las señales medidas.....	49
Figura 20: Caudalímetro Sonoflow CO.55/230 v2.0.....	49
Figura 21: Caudalímetro Sonoflow CO.55/100 v2.0.....	50
Figura 22: Sensor de presión y su soporte.	52
Figura 23: Electroválvula empleada para el control del ciclo fisiológico cardiaco en AD-BFS.....	53
Figura 24: Electroválvula empleada para el control de Liebau en VV-ECMO.....	54
Figura 25: Caudales fisiológicos digitalizados de las venas cavas superior e inferior en función del tiempo (Q_{VCS} y Q_{VCI}).	55
Figura 26: Caudal total de entrada a la aurícula derecha digitalizado (Q_{total}) en función del tiempo.....	56
Figura 27: Caudal fisiológico (a) y digitalizado (b) eyectado por la aurícula derecha en función del tiempo (Q_{VT}).	56
Figura 28: Ejemplo de ciclo enviado por el software 'Control Láser' a la bomba de engranajes.....	57
Figura 29: Esquema del funcionamiento de la bomba centrífuga.....	58
Figura 30: a) y b) Electroválvulas empleadas para el control del ciclo fisiológico cardiaco. c) Válvula con la que se controla manualmente la presión de la bomba centrífuga. ...	59
Figura 31: Ejemplo de ciclo enviado a la Bomba Centrífuga.....	60
Figura 32: Caja de control de bomba de Liebau con Arduino Nano.	61

Figura 33: Electroválvulas conectadas a la caja de control donde se encuentra el Arduino Nano.	62
Figura 34: Señal de caudal enviada a la bomba (negra), caudal proporcionado por la bomba (azul), desviación típica (roja) y ciclo fisiológico cardiaco (azul discontinua) en función del tiempo. El caudal del ciclo fisiológico cardiaco está multiplicado por k_0	64
Figura 35: Señal de caudal enviada a la bomba (negra), caudal proporcionado por la bomba (azul) y desviación típica (roja) en función del tiempo.....	65
Figura 36: Señal de caudal enviada a la bomba (negra), caudal proporcionado por la bomba (azul), desviación típica (roja) y ciclo fisiológico cardiaco (azul discontinua) en función del tiempo. El caudal del ciclo fisiológico cardiaco está multiplicado por k_2	66
Figura 37: Señal de caudal enviada a la bomba (negra), caudal proporcionado por la bomba (azul), desviación típica (roja) y ciclo fisiológico cardiaco (azul discontinua) en función del tiempo.....	67
Figura 38: Esquema del funcionamiento de la bomba centrífuga.....	68
Figura 39: Estado de EV_1 y EV_2 en función del tiempo.....	69
Figura 40: a) Caudal total proporcionado por la bomba (azul), desviación típica (negra) y caudal del ciclo fisiológico (azul discontinua) en función del tiempo. b) y c) Estado de las electroválvulas EV_1 y EV_2 en función del tiempo, siendo A abierta y C cerrada.....	70
Figura 41: a) Caudal de la vena cava superior proporcionado por la bomba (naranja), desviación típica (negra) y caudal del ciclo fisiológico (naranja discontinua) en función del tiempo. b) Caudal de la vena cava inferior proporcionado por la bomba (morada), desviación típica (negra) y caudal del ciclo fisiológico (morada discontinua) en función del tiempo. c) y d) Estado de las electroválvulas EV_1 y EV_2 en función del tiempo, siendo A abierta y C cerrada.	71
Figura 42: a) Caudal de la válvula tricúspide proporcionado por la bomba (negra), desviación típica (gris) y caudal del ciclo fisiológico (negra discontinua) en función del tiempo. b) y c) Estado de las electroválvulas EV_1 y EV_2 en función del tiempo, siendo A abierta y C cerrada.....	72
Figura 43: Diagrama esquemático de la instalación completa, donde se especifica la posición de los elementos de medición y las señales medidas.....	73
Figura 44: Representación de distintas medidas cuando solo actúa la bomba centrífuga. a) Caudal de la vena cava inferior (Q_{VCI}) y vena cava superior (Q_{VCS}). b) Caudal de la válvula tricúspide (Q_{VT}). c) Caudal de retorno (Q_R). d) Caudal de drenaje (Q_D). e) Presión en la vena cava superior (P_{VCS}). f) Presión en la tubería de drenaje (P_D).	74

Figura 45: Caudal neto eyectado por la bomba de Liebau en función de la frecuencia de cierre.....	75
Figura 46: Caudal eyectado por la bomba de Liebau en función del tiempo, medido en la tubería de retorno.....	76
Figura 47: Representación de distintas medidas cuando solo actúa la bomba de Liebau. a) Caudal de la vena cava inferior (Q_{VCI}) y vena cava superior (Q_{VCS}). b) Caudal de la válvula tricúspide (Q_{VT}). c) Caudal de retorno (Q_R). d) Caudal de drenaje (Q_D). e) Presión en la vena cava superior (P_{VCS}). f) Presión en la tubería de drenaje (P_D).	77
Figura 48: Caudal eyectado por la bomba de Liebau en presencia del ciclo fisiológico cardiaco en función del tiempo, medido en la tubería de retorno.	78
Figura 49: Representación de distintas medidas cuando actúa la bomba de Liebau junto al ciclo fisiológico cardiaco. a) Caudal de la vena cava inferior (Q_{VCI}) y vena cava superior (Q_{VCS}). b) Caudal de la válvula tricúspide (Q_{VT}). c) Caudal de retorno (Q_R). d) Caudal de drenaje (Q_D). e) Presión en la vena cava superior (P_{VCS}). f) Presión en la tubería de drenaje (P_D).	79
Figura 50: Análisis frecuencial de los experimentos con Liebau y Centrífuga.	80
Figura 51: Caudal de la vena cava inferior (Q_{VCI}) en función del tiempo para cada configuración. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.	82
Figura 52: Caudal de la vena cava superior (Q_{VCS}) en función del tiempo para cada configuración. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.	83
Figura 53: Caudal de salida de la aurícula (Q_{VT}) en función del tiempo para cada configuración. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.	84
Figura 54: Caudal de drenaje (Q_D) en función del tiempo para cada configuración. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.....	85
Figura 55: Caudal de retorno (Q_R) en función del tiempo para cada configuración a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.....	86
Figura 56: Presión en la vena cava superior (P_{VCS}) en función del tiempo para cada configuración. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.	87

Figura 57: Presión en la tubería de drenaje (P_D) en función del tiempo para cada configuración a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.	88
Figura 58: a) Caudal de la vena cava superior proporcionado por la bomba (naranja) y caudal del ciclo fisiológico (naranja discontinua) en función del tiempo. b) Caudal de la vena cava inferior proporcionado por la bomba (morada) y caudal del ciclo fisiológico (morada discontinua) en función del tiempo. c) y d) Estado de las electroválvulas EV_1 y EV_2 en función del tiempo, siendo A abierta y C cerrada.....	89
Figura 59: Caudal de la vena cava inferior (Q_{VCI}) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.....	90
Figura 60: Caudal de la vena cava superior (Q_{VCS}) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.....	91
Figura 61: Caudal de salida de la aurícula (Q_{VT}) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.....	92
Figura 62: Caudal de drenaje (Q_D) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.....	93
Figura 63: Caudal de retorno (Q_R) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.....	94
Figura 64: Presión en la vena cava superior (P_{VCS}) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.....	95
Figura 65: Presión en la tubería de drenaje (P_D) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.....	96
Figura 66: Arduino Due en la caja de adquisición y control.	107
Figura 67: Pantalla principal del software 'Control Láser'.	108
Figura 68: Sensores y sus especificaciones del software 'Control Láser'.	108

Figura 69: Monitor donde se muestran los valores recogidos por los distintos sensores del software 'Control Láser'	109
Figura 70: Control del ciclo enviado en el software 'Control Láser'.	110
Figura 71: Control de los tiempos del ciclo en el software 'Control Láser'.	110
Figura 72: Software 'Control Láser' mientras se recopilan los datos.	110

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Valores de referencia de las dimensiones del circuito VV-ECMO.....	46
Tabla 2: Características de los caudalímetros de la rama AD-BFS (F_{VCI} , F_{VCS} y F_{VT})..	50
Tabla 3: Características de los caudalímetros de la rama VV-ECMO (F_D y F_R).	51
Tabla 4: Características de los sensores de presión.....	52
Tabla 5: Características de las electroválvulas empleadas para el control del ciclo fisiológico cardiaco en AD-BFS.....	53
Tabla 6: Características de las electroválvulas empleadas para el control de Liebau en VV-ECMO.....	54
Tabla 7: Codificación empleada para el control de las electroválvulas.	60
Tabla 8: Estado de las electroválvulas en función de la señal enviada.	69
Tabla 9: Señal enviada a la bomba centrífuga para reproducir el ciclo fisiológico cardiaco.....	69
Tabla 10: Presupuesto de personal.....	100
Tabla 11: Presupuesto de equipos.....	100
Tabla 12: Presupuesto de materiales.....	101
Tabla 13: Presupuesto total.....	102

NOMENCLATURA

AD	Aurícula derecha
AD-BFS	Bucle fisiológico simulado de la aurícula derecha
CFAD	Cámara flexible de la aurícula derecha
d	Diámetro interno tramo flexible de las tuberías de drenaje y retorno
D	Diámetro interno tramo rígido de las tuberías de drenaje y retorno
D_f	Diámetro interno tubo flexible de látex
ECMO	Oxigenación por membrana extracorpórea
EV ₁	Electroválvula 1 de AD-BFS
EV ₂	Electroválvula 2 de AD-BFS
EV ₃	Electroválvula 3 de VV-ECMO
EV ₄	Electroválvula 4 de VV-ECMO
f	Frecuencia
f_c	Frecuencia de cierre
f_r	Frecuencia de resonancia
F _{VCI}	Caudalímetro en la vena cava inferior
F _{VCS}	Caudalímetro en la vena cava superior
F _{VT}	Caudalímetro en la válvula tricúspide
F _D	Caudalímetro en la tubería de drenaje
F _R	Caudalímetro en la tubería de retorno
L ₁	Longitud tramo rígido en tubería de drenaje
L ₂	Longitud tramo rígido en tubería de retorno
L ₃	Longitud tramo flexible en tubería de drenaje
L ₄	Longitud tramo flexible en tubería de retorno
L _D	Longitud tubería de drenaje
L _d	Anchura de la zona de compresión
L _f	Longitud tubo flexible de látex
L _p	Longitud entre los planos de simetría del tubo flexible y la región de compresión

L_R	Longitud tubería de retorno
L_T	Longitud del circuito VV-ECMO
MBL	Módulo de la bomba de Liebau
P	Presión
P_{VCS}	Presión vena cava superior
P_D	Presión conducto de drenaje
P_{H1}	Presión de hinchado primer módulo de <i>soft robot</i>
P_{H2}	Presión de hinchado segundo módulo de <i>soft robot</i>
Q	Caudal
Q_D	Caudal de drenaje
Q_R	Caudal de retorno
Q_{VCI}	Caudal vena cava inferior
Q_{VCS}	Caudal vena cava superior
Q_{VT}	Caudal válvula tricúspide
t	Tiempo
VCI	Vena cava inferior
VCS	Vena cava superior
VT	Válvula tricúspide
VV-ECMO	Circuito de Oxigenación por membrana extracorpórea en configuración veno-venosa
γ	<i>Duty cycle</i>
λ	L_R/L_D

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1. Introducción

En este trabajo se va a comprobar la viabilidad de una bomba de Liebau como parte del circuito ECMO en configuración veno-venoso (VV-ECMO), para su uso como dispositivo de asistencia a la circulación sanguínea extracorpórea. Con este propósito, se diseñará y construirá una instalación experimental, donde encontraremos el circuito ECMO, conectado a un modelo anatómico impreso en 3D de aurícula derecha y venas cavas, además de una bomba que reproducirá el ciclo fisiológico cardíaco. Las bombas de Liebau, forman parte de un tipo de bombas sin válvulas, con numerosas ventajas estudiadas durante el desarrollo de este trabajo. Se trata de una novedosa forma de impulsar la sangre a través del circuito VV-ECMO.

Para el estudio del efecto de la bomba de Liebau en pacientes, se necesita conseguir reproducir el ciclo fisiológico cardíaco experimentalmente, siendo fundamental el uso de una bomba que impulse el fluido de forma similar al corazón. Por lo tanto, primero se realizarán numerosas pruebas con dos bombas, una de engranajes y otra centrífuga, donde se tratará de conseguir un ciclo cardíaco, parecido al fisiológico encontrado en la bibliografía.

A continuación, se realizarán varios ensayos comprobando el funcionamiento de la bomba de Liebau en el circuito ECMO sin ciclo fisiológico cardíaco. Así, se conseguirán ajustar los distintos parámetros que afectan a su comportamiento, obteniendo el rendimiento óptimo.

Una vez encontrados los valores óptimos para los distintos parámetros que afectan al desempeño de la bomba de Liebau, esta se pondrá en marcha junto con la reproducción del ciclo fisiológico cardíaco. De esta manera, se comprobará la influencia mutua del corazón y el bombeo del circuito ECMO.

Por último, esto mismo se estudiará para pacientes pediátricos, usando el ciclo fisiológico cardíaco obtenido de la bibliografía. Este nuevo ciclo fisiológico pediátrico, se combinará con la acción de la bomba de Liebau, obteniendo los resultados de este tipo de bombeo en pacientes de otro rango de edades.

1.2. Objetivos generales

El objetivo general es **estudiar la viabilidad de la bomba de Liebau como dispositivo de asistencia a la circulación extracorpórea, específicamente en un circuito VV-ECMO**. Se analizará el caudal impulsado y los parámetros de operación adecuados para conseguirlo.

1.3. Objetivos específicos

Como objetivos específicos podemos destacar los siguientes:

- Realizar una revisión bibliográfica acerca de los antecedentes en dispositivos ECMO, bombas empleadas y problemas asociados.
- Buscar en la bibliografía acerca de conocimientos básicos en anatomía y fisiología del corazón humano.
- Explorar los datos reales de flujos y ciclos cardiacos en la bibliografía, aplicables a nuestro estudio.
- Construir la instalación experimental que se va a emplear durante todo este estudio, junto con su limpieza y mantenimiento.
- Dominar y controlar el funcionamiento de las bombas centrífugas y de engranajes, empleadas para reproducir el ciclo fisiológico cardiaco.
- Adquirir, manejar y procesar los datos registrados en los distintos experimentos que se van a realizar, mediante el uso de distintos software y programas como Matlab.
- Reproducir de una forma replicable el ciclo fisiológico cardiaco, empleando una de las bombas disponibles. Se debe conseguir tanto para el rango de flujos fisiológicos adultos como pediátricos.
- Manejar y perfeccionar el uso y control de la bomba de Liebau.
- Desarrollar una metodología de construcción de *soft robots* empleados en la bomba de Liebau.
- Ajustar de forma precisa los distintos parámetros de la bomba de Liebau que afectan a su comportamiento, para conseguir un rendimiento óptimo.
- Comprobar que la acción combinada del ciclo fisiológico cardiaco y la bomba de Liebau da buenos resultados.
- Analizar el desempeño de la bomba de Liebau en distintas condiciones fisiológicas, en rangos pediátricos y adultos. De esta forma se determina si distintos flujos fisiológicos influyen en el comportamiento de la bomba.

1.4. Estructura del trabajo

La memoria de este trabajo de fin de grado se divide en siete apartados:

- 1) **Introducción:** Se presenta el trabajo de modo general y se especifican los distintos objetivos que se van a tratar de completar durante este estudio.
- 2) **Desarrollo del TFG:** En este apartado se comienza poniendo en contexto acerca del sistema circulatorio y del estado del arte de la bomba de Liebau. Se desarrollan ciertos aspectos importantes, como los tipos de configuraciones ECMO existentes además de la evolución histórica, junto con los problemas asociados a las distintas bombas empleadas, los cuales queremos evitar con esta nueva propuesta. A su vez, se explica detalladamente el funcionamiento de la bomba de Liebau. A continuación, se describe de forma exhaustiva la instalación experimental empleada en el laboratorio, detallando los distintos materiales empleados. Por otro lado, se justifica cómo se ha llevado a cabo el control del ciclo cardiaco y el ciclo de Liebau, explicando también como se adquieren y presentan los datos. Por último, se especifican los distintos ciclos fisiológicos cardiacos que se van a tratar de reproducir, los cuales se basan en la búsqueda bibliográfica previamente realizada.
- 3) **Resultados:** En este apartado se presentan los datos obtenidos en cada grupo de experimentos, junto a la discusión de estos mismos. Se va a dividir en varios apartados, en función de las partes seguidas en el trabajo experimental. Primero se abordará la reproducción del ciclo fisiológico cardiaco con cada una de las bombas disponibles (de engranajes y centrífuga). Después, se realiza un análisis del rendimiento de Liebau y un ajuste de los distintos parámetros que afectan a su comportamiento, para así obtener el máximo potencial de esta bomba. A continuación, se analizará el rendimiento de esta misma en condiciones fisiológicas. Por último se comparan los resultados obtenidos de estos experimentos en condiciones fisiológicas adultas y pediátricas. Por lo tanto, se analizará si distintos flujos fisiológicos influyen en el rendimiento de la bomba de Liebau.
- 4) **Conclusiones:** Se ponen en manifiesto los principales hallazgos a lo largo de este trabajo, justificando si se han alcanzado los objetivos planteados al principio.
- 5) **Presupuestos.**
- 6) **Referencias.**
- 7) **Anexos.**

CAPÍTULO 2: DESARROLLO DEL TFG

Como se ha mencionado, en este trabajo se va a abordar la implantación de un sistema de bombeo dentro de un circuito ECMO, en configuración Veno-Venosa. Por lo tanto, se va a describir detalladamente el sistema circulatorio, y en concreto, la aurícula derecha, ya que es la principal implicada en estos sistemas. Toda la información acerca de la descripción anatómica, ha sido encontrada en los libros de anatomía humana de las referencias [1], [2], [3].

Seguidamente, se hará una revisión bibliográfica acerca del estado del arte de los sistemas ECMO implantados en la actualidad. Se describirán las distintas configuraciones existentes y todos los avances e inconvenientes de los sistemas vigentes. Como solución a la problemática actual, se explicará la propuesta innovadora de este trabajo, la bomba de Liebau.

2.1. Sistema circulatorio

El sistema circulatorio humano está formado por el corazón, órgano encargado de bombear la sangre, y distintos vasos sanguíneos. Entre estos últimos podemos diferenciar las arterias, que salen del corazón y distribuyen la sangre por las diferentes partes de nuestro cuerpo; las arteriolas, ramificaciones de estas últimas; capilares, vasos sanguíneos de paredes delgadas que se encargan del intercambio de sustancias a nivel celular; las venas y vénulas, que retornan la sangre al corazón.

El corazón es un órgano muy complejo, encargado de proporcionar el bombeo de sangre hacia las distintas partes del cuerpo, con el fin de oxigenar y aportar los nutrientes necesarios a nuestros tejidos, para conseguir el correcto funcionamiento del organismo.

Este órgano se encuentra alojado en el mediastino, ligeramente desplazado hacia a izquierda. Como podemos ver en la Figura 1, está formado por dos mitades separadas por el tabique cardiaco, la izquierda y la derecha. En ambas mitades encontramos dos cavidades, la aurícula (en la parte superior) y el ventrículo (en la parte inferior). Por lo tanto, tenemos cuatro cámaras o cavidades: la aurícula y el ventrículo derecho, y la aurícula y el ventrículo izquierdo.

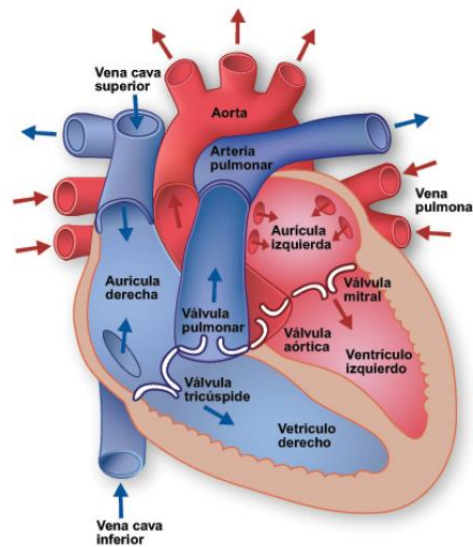


Figura 1: Representación de las cavidades del corazón humano
Fuente : <https://cardiosalud.org/corazon-y-salud/como-funciona-tu-corazon/>.

A su vez, podemos distinguir dos tipos de circulaciones en nuestro organismo, representadas en la Figura 2. La primera de ellas, denominada circulación mayor o sistémica, de la cual se encarga la parte izquierda del corazón, es de alta presión en comparación con la otra. Se encarga de transportar la sangre oxigenada a los distintos tejidos del cuerpo y después retornarla al corazón. El otro tipo de circulación, denominada menor o pulmonar, de la cual se encarga la parte derecha del corazón. Esta circulación se ocupa de enviar la sangre desoxigenada a los pulmones, para que allí se produzca el intercambio gaseoso, y una vez oxigenada esta sea devuelta al corazón.

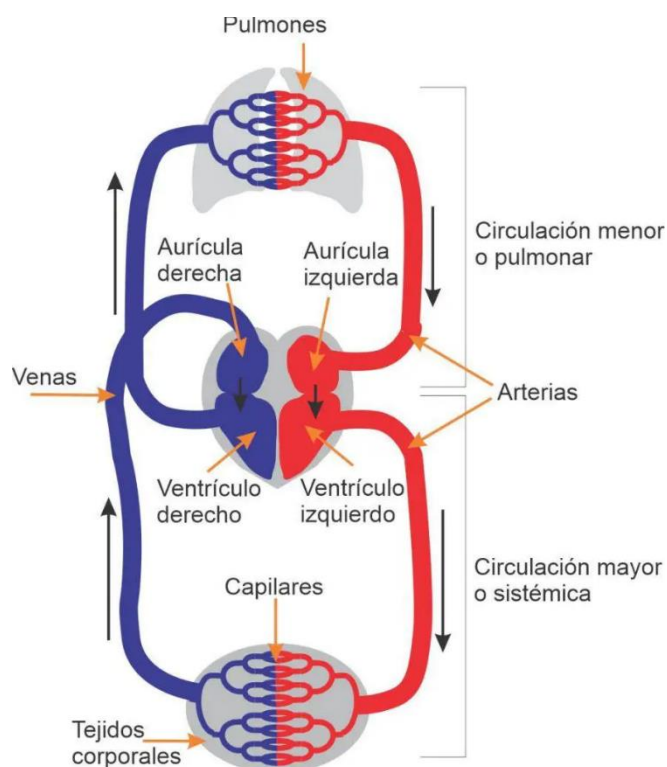


Figura 2: Circulación de la sangre a lo largo del cuerpo humano

Fuente: <https://leerciencia.net/la-sangre-sus-funciones-componentes-y-tipos/>.

La aurícula derecha es una cavidad de forma elipsoide, situada justo encima del ventrículo derecho, y de forma anterior y lateral a la aurícula izquierda, como podemos ver en la Figura 1. Esta cavidad recibe sangre desoxigenada proveniente del sistema circulatorio mayor (el que recorre la mayor parte de nuestro cuerpo oxigenando los diferentes tejidos) como se aprecia en la Figura 2. Dicha sangre, también denominada como venosa, representada en azul, se introduce en la aurícula a través de las venas cavas superior (VCS) e inferior (VCI) [4]. Además, también desemboca en ella la sangre venosa que irriga al propio corazón, a través del seno coronario.

Anatómicamente, esta aurícula, está formada por distintas estructuras: La cresta terminal, el apéndice, istmo cavo-tricúspideo, la válvula de Eustaquio, el orificio del seno coroideo y válvula de Tebas [4].

Internamente, en la aurícula derecha, se pueden apreciar los orificios de desembocadura de las distintas venas que llegan a ella. En la parte más elevada encontramos donde acaba la vena cava superior; por la parte más baja, la desembocadura de la vena cava inferior, donde se inserta una pequeña válvula semilunar (válvula de Eustaquio). Cerca del tabique que separa las aurículas (tabique interauricular), se encuentra la desembocadura del seno coronario, con otra pequeña válvula semilunar. También podemos encontrar en el mencionado tabique, la fosa oval, una pequeña depresión que indica que, en edades

tempranas del desarrollo fetal, ambas aurículas estaban comunicadas por lo que llamamos foramen oval, sin embargo, en los adultos esto no ocurre.

En las paredes externas podemos observar los músculos pectíneos. En la parte anterior, encontramos la orejuela derecha, un pequeño receso que también presenta dichos músculos.

La aurícula derecha se comunica con el ventrículo a través del orificio auriculoventricular, localizado anteriormente, donde se aloja la válvula tricúspide. Esta válvula está formada por diferentes partes, mostradas en la Figura 3: el anillo fibroso, tres valvas que originan su nombre, músculos papilares y cuerdecillas tendinosas. En el anillo fibroso, se insertan las tres valvas (anterior o interfundibular, posterior o marginal, interna o septal). El músculo cardiaco, también denominado miocardio, presenta unas prolongaciones, los músculos papilares, de donde se proyectan las cuerdecillas tendinosas (hilos fibrosos), las cuales se insertan en las valvas.

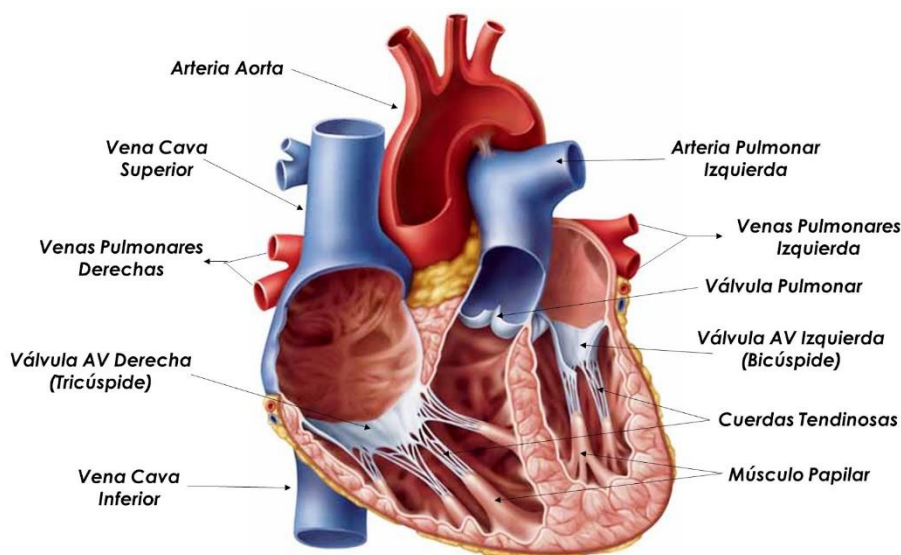


Figura 3: Representación del corazón y sus estructuras

Fuente: <https://docctorcito.blogspot.com/2015/07/>.

Gracias a la acción de sus distintas estructuras, la válvula tricúspide se abre durante la diástole ventricular, lo que permite, junto a la relajación de los músculos ventriculares, el llenado de este mismo, desplazando hacia abajo las tres valvas. Durante la sístole o contracción del ventrículo derecho, esta válvula se cierra por contracción de los músculos papilares, que tensan las cuerdas tendinosas, de esta forma se evita que la sangre vuelva a entrar en las aurículas en vez de salir del corazón.

Cabe destacar que, las paredes de las aurículas son mucho más delgadas, lisas y distensibles que las de los ventrículos, ya que necesitan menos masa muscular. Esto es porque estos últimos deben impulsar con más fuerza la

sangre hacia fuera del corazón, mientras que las aurículas únicamente la impulsan hacia los ventrículos.

2.2. Estado del arte de ECMO

La oxigenación de membrana extracorpórea o ECMO, es un sistema de asistencia respiratoria y circulatoria, ampliamente extendido en pacientes con shock cardiogénico e insuficiencia respiratoria, lo que permite un aporte adecuado de oxígeno a los distintos tejidos [5].

Esta técnica es capaz de suministrar soporte hemodinámico completo y, a corto plazo, reemplazar la función del corazón y pulmones por completo. Durante un periodo de tiempo limitado, se pueden evitar los daños provocados por hipoperfusión de órganos vitales como el cerebro. De esta manera, se proporciona algo más de tiempo para tratar y recuperar la función cardiaca. Sin embargo, si no fuese posible conseguir que el corazón retome sus funciones, el ECMO puede servir como mecanismo de ayuda en la transición a un mecanismo de asistencia ventricular duradero, o a un trasplante de corazón [6].

El uso de la oxigenación por membrana extracorpórea comenzó alrededor de 1970. Sin embargo, en 2007, el empleo de este procedimiento se incrementó considerablemente, cerca del 400% en Estados Unidos. Los motivos por los cuales sucedió este aumento, fueron los avances tecnológicos que sufrieron los distintos componentes del circuito de oxigenación, los cuales provocaron que la técnica ECMO fuese más duradera, segura y de menor tamaño [6].

El circuito típicamente implementado, contiene una bomba de sangre, un oxigenador, distintas cánulas (de drenaje y retorno), sensores de flujo y presión, intercambiador de calor (o calentador) y puntos de acceso tanto arteriales como venosos [7].

Esta técnica, consiste en extraer sangre de la circulación venosa a través de la cánula de drenaje, impulsarla mediante la bomba para hacerla pasar a través de un pulmón artificial (oxigenador), donde se oxigena y se elimina el dióxido de carbono que contiene. Seguidamente, dicha sangre se devuelve al paciente a través de una arteria o una vena, en función del tipo de ECMO que se implemente [8].

2.2.1. Tipos de ECMO

En función del lugar donde se devuelva la sangre ya oxigenada, hablamos de dos tipos de ECMO: Veno-Arterial (VA-ECMO) o Veno-Venoso (VV-ECMO).

En los dos casos, es necesario tanto una vía de drenaje de la sangre, como una de retorno, solo que esta última cambia el lugar de descarga, aunque puede haber otras diferencias.

En el caso de VV-ECMO, representado en la Figura 4, típicamente se drena la sangre de la vena cava inferior, gracias a la implantación de una cánula en la vena femoral derecha. La sangre regresa a la circulación del paciente, mediante una cánula en la vena yugular interna derecha, que acaba desembocando en la vena cava superior. De esta forma, se extrae la sangre de la vena cava inferior, se oxigena e impulsa hacia la vena cava superior, la cual se dirige a la aurícula derecha del corazón. En la mayoría de los casos, se seleccionan como vasos de drenaje y reingreso los anteriormente mencionados, se pueden elegir otros aunque menos frecuentemente. En este tipo de oxigenación por membrana extracorpórea, la sangre sigue siendo bombeada al cuerpo por la acción del corazón, por lo tanto, solo puede ser implementada en casos en los que, aunque la función pulmonar esté deteriorada, la cardíaca debe funcionar correctamente [7].

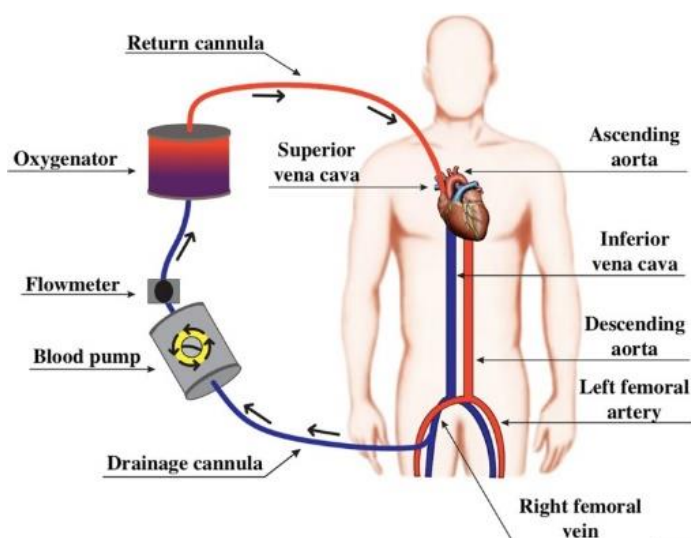


Figura 4: Configuración Veno-venosa del sistema ECMO [7].

En cuanto a la VA - ECMO tenemos a su vez dos tipos, la periférica y la central, en función de las venas y arterias empleadas para drenaje y retorno de la sangre. En VA-ECMO periférica, representada en la Figura 5, la sangre de la vena cava inferior se drena a través de una cánula en la vena femoral derecha, y su retorno a la circulación del paciente se realiza a través de la vena femoral izquierda, es decir, una rama de la arteria aorta. En el caso de la configuración central, la cánula de drenaje se posiciona directamente en la aurícula derecha, la de retorno en el segmento ascendente de la aorta. La diferencia entre central y periférica simplemente es la cercanía al corazón de los lugares de inserción de las cánulas [7].

Por lo tanto, en VA-ECMO, tanto en la configuración central como en la periférica, se hace un bypass del corazón, pues extraemos sangre desoxigenada de una gran vena central y se devuelve ya oxigenada en una arteria. Es por ello por lo que, este tipo de oxigenación por membrana extracorpórea, se utiliza para casos en los que falla la función cardiaca, independientemente de si lo hace o no la pulmonar [6], [7].

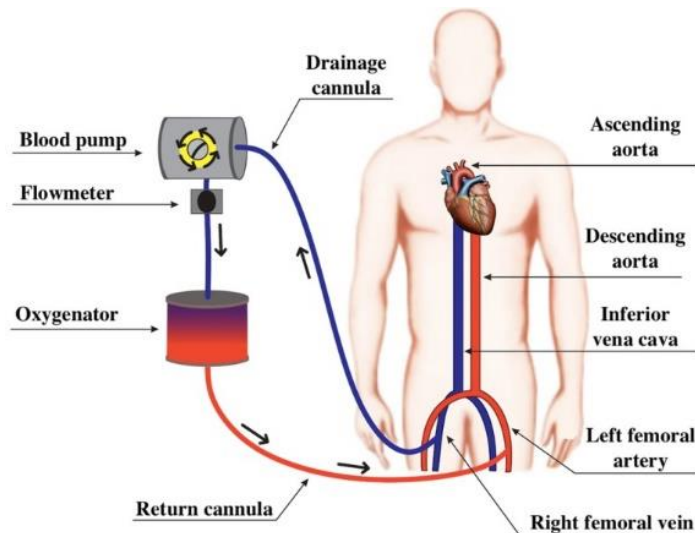


Figura 5: Configuración Veno-Arterial periférica del sistema ECMO [7].

2.2.2. Evolución histórica de ECMO. Problemas asociados.

A lo largo de los años, la tendencia del uso de distintos mecanismos dentro del ECMO ha ido variando. Además, en las tres décadas pasadas, gracias a la publicación de diferentes estudios favorables, el uso de ECMO ha aumentado considerablemente [9].

En los últimos años, se ha tomado un enfoque nuevo a la hora de implementar ECMO, este consta del uso de circuitos revestidos, lo que ha provocado una reducción de la respuesta inflamatoria. De esta forma, las distintas cánulas y tubos empleados en el circuito, se recubren con alguna sustancia no trombogénica, como suele ser la heparina o la fosforilcolina. De esta manera, se evita la formación de coágulos en el circuito, permitiendo así el uso de niveles más bajos de anticoagulación sistémica, lo que nos lleva a evitar el riesgo de hemorragia grave. A su vez, este recubrimiento permite que la absorción de fármacos por el circuito sea menor, además de una disminución en la respuesta inmune por parte del paciente [9].

Por otra parte, los oxigenadores han sufrido diversos cambios debidos a los avances tecnológicos. Los primeros que se desarrollaron eran de silicona, pero provocaban una gran respuesta inflamatoria, además de no poder eliminar

todo el aire residual durante el cebado [9]. Después, se pasó al uso de membranas de fibra hueca de polipropileno, reduciendo la respuesta inflamatoria, ofreciendo menos resistencia al flujo y con un cebado más eficaz. Sin embargo, estos últimos tenían una vida útil muy reducida debido al deterioro de los materiales. Finalmente, se optó por oxigenadores de fibra hueca no porosos, gracias al desarrollo de los materiales de polimetilpenteno, que permiten la difusión de gases, pero no de líquidos [10]. Estos últimos mejoraban la resistencia al flujo, reducían la respuesta inmune además de tener una mejor vida útil. Gracias a este descenso en la respuesta inmune por parte del paciente, se formaban menos depósitos de plaquetas, lo que disminuía considerablemente la resistencia al paso del flujo y la rotura de los glóbulos rojos [9].

También han surgido nuevas tecnologías aplicables a las cánulas. Las cánulas de doble luz eran muy exitosas en pacientes pediátricos, por el contrario, en adultos, hace unos años producían una reducción del flujo y riesgo de recirculación. En la actualidad, dichas cánulas de doble luz se han mejorado, incluyendo puertos de retorno venoso adicionales, para obtener un buen drenaje de las cavas, lo cual ha hecho que su uso aumente exponencialmente. Además, estas nuevas cánulas reducen la recirculación, pues dirigen el retorno de sangre a través de la válvula tricúspide. El éxito de este novedoso tipo de cánulas, se ha combinado con un solo sitio de canulación, lo que reduce el sangrado y el riesgo de infección, provocando que, el uso en V-V ECMO para adultos, haya aumentado considerablemente [9]. La colocación con un solo sitio de canulación, sin embargo, suele ser más complicada, es por ello por lo que se suele recurrir a la fluoroscopia o ecocardiografía, para ayudar a su inserción [10].

En cuanto a las bombas, en los inicios de la ECMO se utilizaban las de rodillos o hélices, sin embargo, estas tienen numerosas desventajas, ya que la presión y las fuerzas mecánicas de la tubería desembocan en un alto riesgo de rotura [9]. Además, el calor y la fricción de las hélices impulsaba a la hemólisis de los componentes sanguíneos [10]. Estas bombas fueron reemplazadas por las centrífugas, ya que su ausencia de válvulas lograba reducir los riesgos asociados a la hemólisis y trombogénesis con este tipo de bomba [10], [11].

Como consecuencia, las nuevas tendencias indican un uso de bombas centrífugas, ya que permiten el desarrollo de circuitos de ECMO más compactos, simplificados y con menos recursos, de esta manera su implantación es mucho más ágil, además de reducir el número de puertos de entrada al paciente [10].

Sin embargo, aunque la hemólisis y trombosis se hayan reducido considerablemente, estos problemas no se han resuelto completamente, siguen existiendo, lo que constituye un gran inconveniente para el ECMO [11]. A su vez, este tipo de bombas centrífugas provocan un flujo constante, no pulsátil, al contrario que el de nuestro corazón, que sí lo es. Esta ausencia de pulsatilidad,

es una de las causas de la recirculación de sangre oxigenada, además, provoca frecuentemente lesión renal aguda en pacientes pediátricos [11].

El bombeo de sangre en un paciente no es constante, sino que es pulsátil, debido a las contracciones y relajaciones de nuestro corazón. Por lo que, para asegurar y mantener el flujo circulatorio de manera artificial con un dispositivo como el ECMO, se debería instaurar un flujo pulsátil, el cual es imposible de conseguir con las bombas antes mencionadas [12].

Los datos de los circuitos ECMO usados en menores de edad entre 2010 y 2015 vienen recogidos en el registro ELSO [13]. Observando la recopilación, se llegó a la conclusión de que la hemólisis fue una complicación severa en el 14% de los casos, y la lesión renal aguda en el 20% de los pacientes pediátricos sometidos a ECMO con bombas centrífugas.

Otro estudio relacionado demostró que, la formación de trombos en el interior del impulsor de la bomba, afectaba casi al 45% de los pacientes con bombas centrífugas en el circuito ECMO [14]. Además, en otro estudio diferente, se encontraron evidencias del 41% de los pacientes con este tipo de bombas en el circuito ECMO, presentaban trombos [15]. Como ya se ha mencionado, a todo esto se le suma el problema de la recirculación, potenciado por la ausencia de pulsatilidad de las bombas centrífugas. Al eyectar un flujo constante, favorecen la recirculación por el sistema ECMO de sangre que ya ha sido previamente oxigenada, lo cual ralentiza el proceso y hace que no sea del todo eficiente [16].

En resumen, para mejorar los problemas encontrados en las bombas usadas para impulsar la sangre a través del circuito ECMO, sería conveniente conseguir con ella un flujo pulsátil que se asemejase lo más posible al flujo sanguíneo real, lo cual no es posible con las bombas usadas hasta ahora. De esta manera, se conseguiría una mejor función del órgano a tratar y se reducirían las complicaciones asociadas, lo que constituiría un gran avance de la tecnología actual [12], [17]. Por lo tanto, para evitar estos problemas mencionados, es fundamental la búsqueda otro sistema de bombeo de la sangre a través del circuito ECMO, que pueda ofrecer un flujo pulsátil, como por ejemplo, la bomba de Liebau.

2.3. Bomba de Liebau

El efecto Liebau fue estudiado por primera vez en 1954, a partir de la publicación alemana 'Über ein ventillosen Pumpprinzip' [18]. Esto significa, usar el principio de bomba sin válvulas, desarrollado por Gerhart Liebau, cuyo esquema se detalla en la Figura 6.

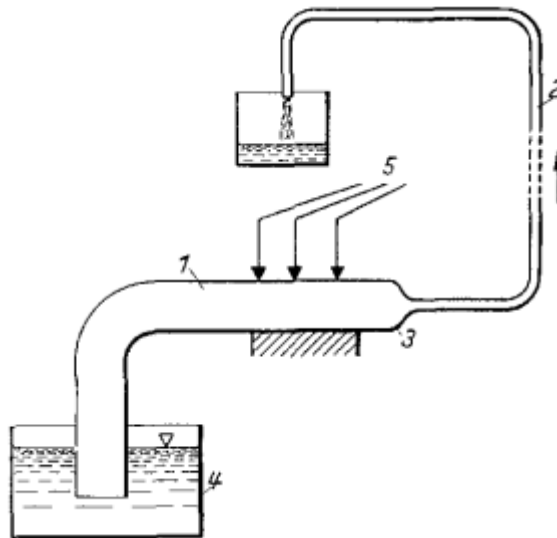


Figura 6: Esquema del efecto Liebau [18]: 1) Tubo flexible de mayor diámetro, 2) Tubo flexible de menor diámetro, 3) Zona de unión, 4) Depósito, 5) Compresión del tubo.

La bomba de Liebau entra dentro de la categoría de bombas sin válvulas. Es un dispositivo, que mecánicamente, es bastante simple. Solo se necesita una tubería deformable o elástica, conectada por sus extremos con una tubería rígida, la cual no se deforma, además de una compresión periódica y una configuración asimétrica [19].

Una bomba de Liebau está formada por la combinación de dos mecanismos de bombeo, el bombeo de impedancia y el bombeo asimétrico, ambos representados en la Figura 7. El primero de estos, se consigue mediante la diferencia de impedancia provocada por un tubo flexible, que en sus extremos está conectado a tubos completamente rígidos, no deformables. A esto se le suma, que, la compresión provocada por el actuador no se produce en el plano de simetría longitudinal del tubo deformable o elástico. Esto provoca que se produzcan ondas de presión hacia los extremos del tubo flexible, las cuales no se anulan entre sí, gracias a que la compresión no se encuentra en el plano simétrico. Como resultado, se crea un bombeo que impulsa un flujo desde un extremo hacia el otro de la tubería [19].

En cuanto al bombeo asimétrico, el actuador se encuentra en el plano de simetría del tubo flexible, y en este caso, no hay mecanismo de impedancia. Sin embargo, existe una resistencia hidráulica diferente entre las tuberías rígidas y la flexible, basada en la asimetría en cualquiera de los parámetros de la instalación, como el material, longitud o diámetro. En este trabajo únicamente se va a tener en cuenta la longitud, por lo que la tubería rígida hacia la que queremos dirigir el flujo es considerablemente más larga que la tubería rígida de la que proviene el fluido.

La bomba de Liebau surge de la combinación de ambos mecanismos, una compresión situada fuera del plano de simetría del tubo flexible y dos conductos rígidos a los extremos del flexible con longitudes diferentes [19]. Estos mecanismos se resumen en la Figura 7.

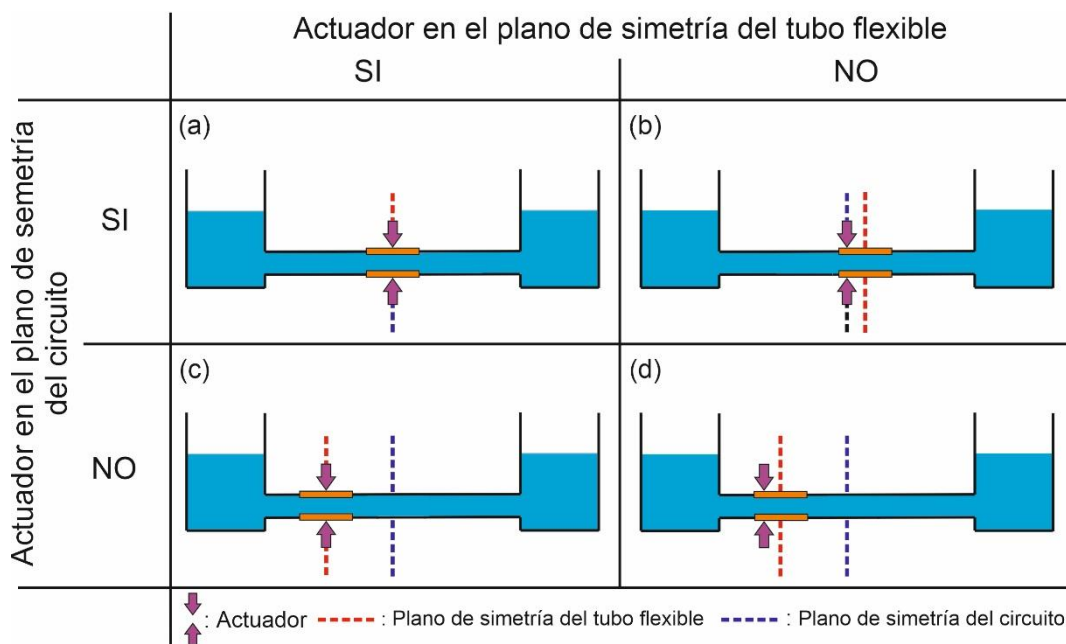


Figura 7: Representación de los distintos tipos de bombes: a) Sin bombeo, b) Bombeo de impedancia, c) Bombeo asimétrico, d) Combinación de ambos que da el bombeo de Liebau [20].

Se ha optado por esta configuración ya que existen varios trabajos previos que confirman su óptimo rendimiento [19], [20].

2.4. Métodos

2.4.1. Instalación experimental

La instalación desarrollada para este trabajo consta de varias partes, en todas ellas se usó agua destilada como fluido de trabajo. Encontramos dos circuitos diferenciados: el bucle fisiológico simulado de la aurícula derecha, AD-BFS, y el circuito ECMO simplificado en configuración veno-venosa, VV-ECMO.

Dentro del AD-BFS, se sitúa una bomba encargada de reproducir el ciclo fisiológico cardíaco, conectada a un modelo anatómico impreso en 3D de aurícula y venas cavas. En el circuito VV-ECMO, encontramos el módulo de la bomba de Liebau, MBL. Todo este montaje se muestra en la Figura 8, posteriormente se describe cada parte de manera detallada.

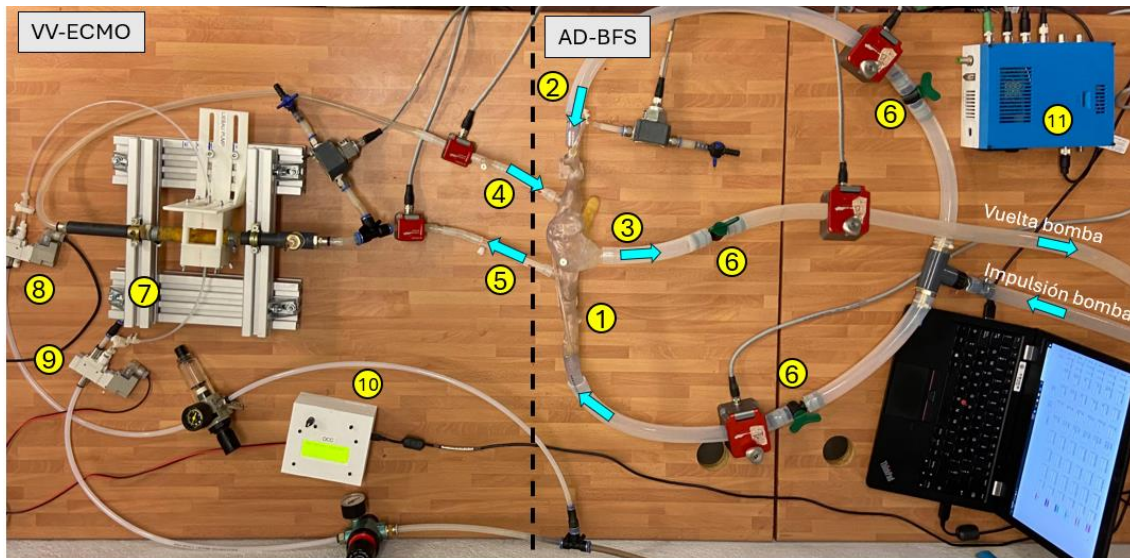


Figura 8: Instalación experimental. AD-BFS con el modelo anatómico y circuito VV-ECMO. 1) VCI, 2) VCS, 3) VT, 4) Tubería de retorno, 5) Tubería de drenaje, 6) Válvulas, 7) MBL, 8) EV₃, 9) EV₄, 10) Caja de control MBL, 11) Caja de adquisición y control del ciclo.

Circuito AD - BFS

El bucle fisiológico simulado de la aurícula derecha, está compuesto por un modelo anatómico 3D de dicha aurícula y venas cavas, conectado a través de tuberías, a la bomba que reproducirá el ciclo fisiológico cardíaco. En este modelo de la aurícula derecha, desemboca tanto la vena cava superior (VCS) como la vena cava inferior (VCI), las cuales se conectan con la tubería de impulsión de la bomba, como se muestra en la Figura 8. Además, consta del orificio que simula la válvula tricúspide (VT), conectado a una tubería de vuelta, encargada de retornar el fluido hacia el depósito. Tras el depósito, el fluido vuelve a pasar por la bomba y se impulsa de nuevo por el circuito.

Todos estos conductos empleados en esta parte de la instalación son iguales. Se tratan de tuberías de PVC semiflexible de 20,85 mm de diámetro interior. Además, se dispone de varias válvulas, representadas con el número 6 en la Figura 8, que permiten regular el flujo a través de los distintos conductos como las venas cavas.

El modelo anatómico de la aurícula derecha y venas cavas fue fabricado mediante impresión 3D, basándose en la fisiología de un paciente real, por lo que su forma representa a la perfección una aurícula derecha fisiológica. Además, para tener en cuenta la deformación elástica que sufre la aurícula, pues nuestro modelo anatómico es rígido (a diferencia del órgano real) añadimos una cámara flexible (CFAD). Esta cámara está formada por un tubo de látex con un

espesor de pared de 0,3 mm, un diámetro interno de 20 mm y una longitud de 15 cm. Existen en este modelo anatómico, distintos orificios para medir la presión (en la VCI, en la VCS y en la AD) y un orificio de purga para eliminar el aire. En la Figura 9 se representa este modelo anatómico junto con las distintas partes identificadas.

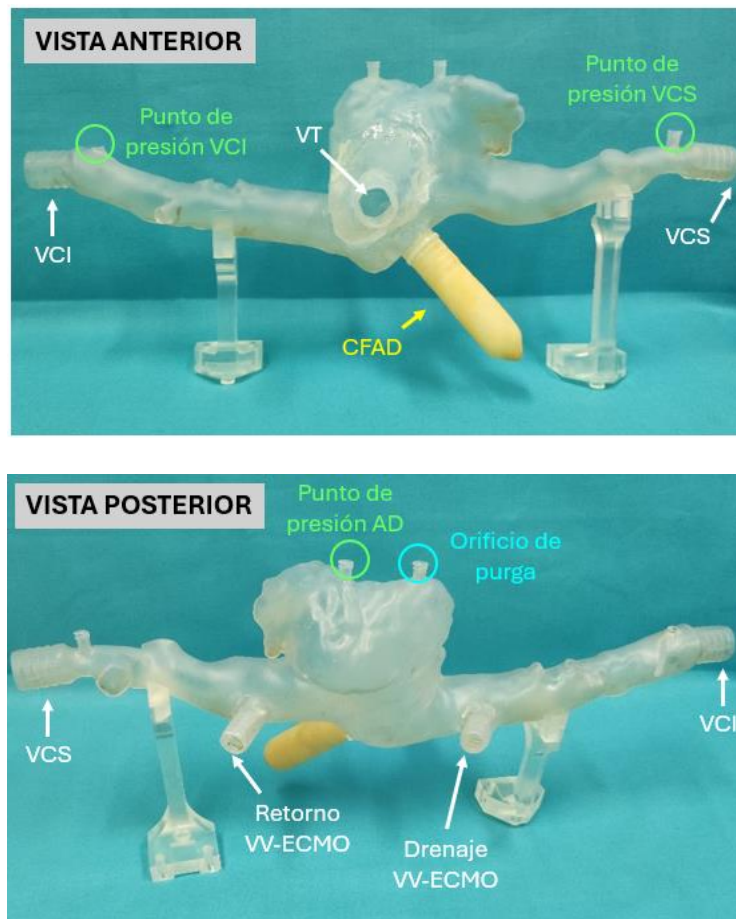


Figura 9: Modelo anatómico 3D de la aurícula derecha y venas cavas, con sus diferentes partes.

Como ya se ha mencionado, este modelo anatómico, al igual que una aurícula real, recibe el fluido, a través de las venas cavas, las cuales están conectadas a la bomba que usaremos para reproducir el ciclo fisiológico cardiaco. A su vez, el fluido sale del modelo a través del orificio de la válvula tricúspide. En el caso real, este orificio estaría conectado con el ventrículo derecho, pero en esta instalación, se comunica con una tubería que devuelve el fluido al depósito de la bomba.

La bomba empleada para impulsar el fluido en el circuito AD-BFS puede ser de engranajes o centrífuga, las cuales se describen a continuación.

Bomba engranajes

Para reproducir el flujo cardiaco que llega al modelo anatómico, primero se empleó una bomba de engranajes, una bomba de desplazamiento positivo la cual se muestra en la Figura 10. En esta bomba se selecciona las revoluciones en función del caudal que se quiere conseguir, con sucesivos intervalos con los que se pretende reproducir el ciclo fisiológico cardiaco. El fluido que regresa del modelo anatómico se almacena en un depósito, desde donde la bomba lo recoge e impulsa hacia las venas cavas de nuevo.

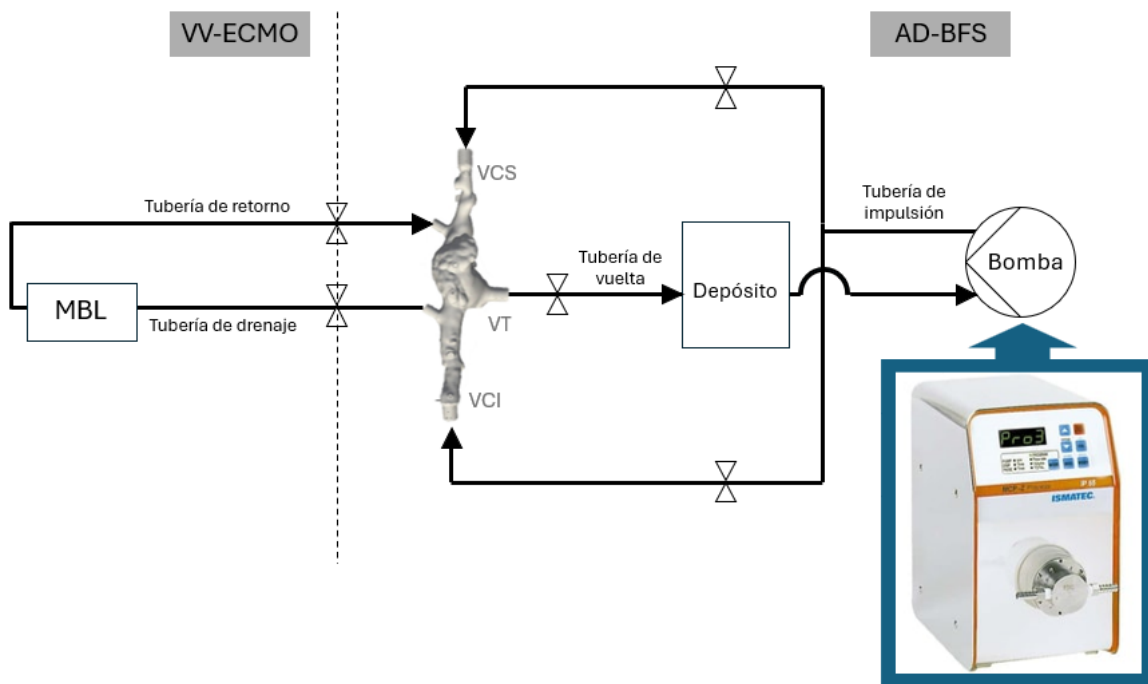


Figura 10: Esquema general con la bomba de engranajes.

Esta bomba se acabó descartando como método para reproducir el ciclo fisiológico cardiaco, ya que no fue capaz de impulsar el caudal suficiente, además, su inercia imposibilita conseguir distintos caudales en un corto periodo de tiempo. Esta problemática se detallará ampliamente en el apartado de resultados.

Bomba centrífuga

Finalmente, se acabó empleando una bomba centrífuga para reproducir el ciclo fisiológico cardiaco. En este caso, no se controlaba el caudal eyectado en cada instante, si no la apertura y cierre de dos electroválvulas, mediante distintos intervalos de tiempo. La configuración final empleada con esta bomba se detalla en la Figura 11.

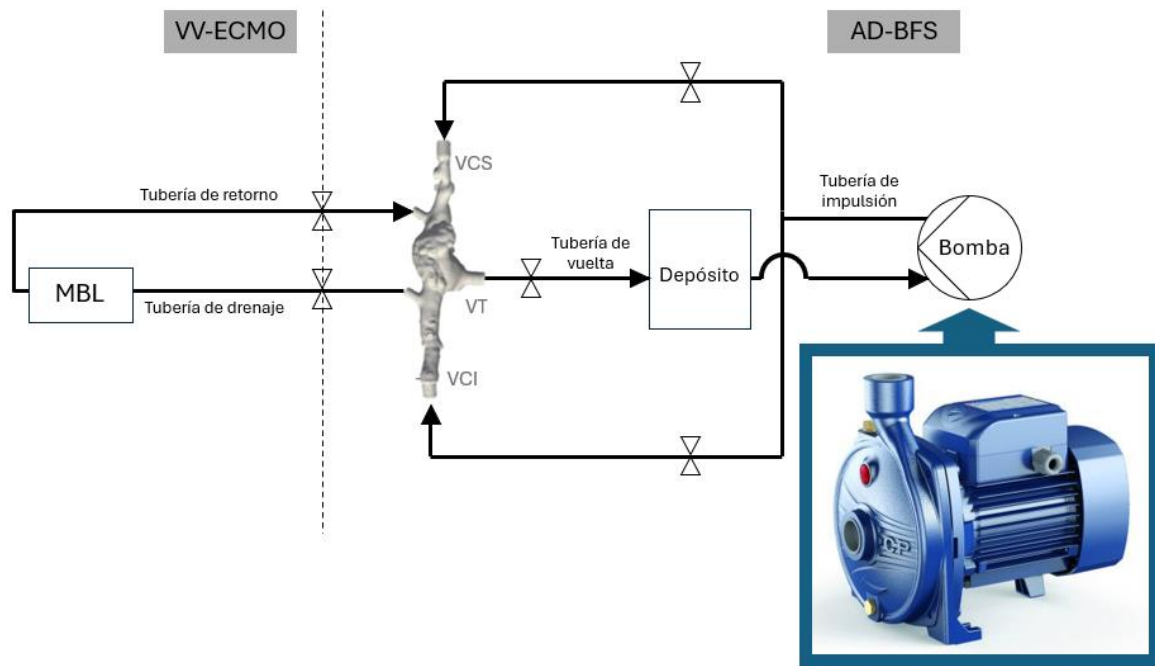


Figura 11: Esquema general con la bomba centrífuga.

Al contrario que en el caso anterior, con esta bomba centrífuga, si se consiguió alcanzar el caudal necesario para reproducir el ciclo fisiológico cardiaco. Además, ofrece buenas características en cuanto a cambios instantáneos de caudal, lo cual hace que se asemeje al comportamiento del corazón.

Circuito VV - ECMO

El circuito ECMO, en configuración veno-venosa, está formado por el módulo de la bomba de Liebau (MBL), conectado a través de una tubería de drenaje y de retorno al modelo de la aurícula derecha y venas cavas. El funcionamiento general se basa en, extraer el fluido de la unión de la vena cava inferior (VCI) con la aurícula derecha, hacerlo pasar por la bomba de Liebau, y devolverlo a través de la vena cava superior (VCS), en este caso, empleando un sistema de doble canulación [21]. Las longitudes de las tuberías que conectan con el tubo flexible de látex deben ser desiguales. De esta forma, para que el fluido salga de VCI a VCS, el lado corto será el que conecte la VCI con el tubo flexible (tubería de drenaje), con una longitud $L_D = 59,25$ cm. El lado largo, el que conecta el tubo flexible con VCS (tubería de retorno), con una longitud $L_R = 186,25$ cm. La relación de longitud entre el lado corto (drenaje) y el largo (retorno) se pone en manifiesto a través del parámetro $\lambda = L_R/L_D$, que en este caso es de 3,14.

Ambos conductos, el de drenaje y retorno, están formados por una parte rígida situada en el MBL a continuación del tubo flexible de látex, y otra flexible conectada con el modelo anatómico. Las distintas dimensiones de todas las tuberías mencionadas se detallan posteriormente en la Figura 17 y Tabla 1.

En la Figura 12 se muestra este circuito VV-ECMO con las tuberías de retorno y drenaje indicadas.

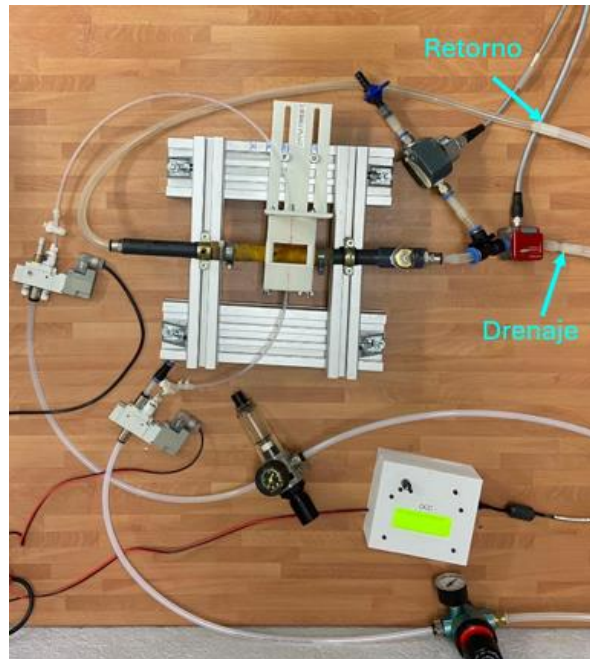


Figura 12: Circuito VV-ECMO.

El MBL, representado en la Figura 13, compuesto por la bomba Liebau, está formado por un tubo de látex, el cual denominamos tubo flexible, conectado en ambos extremos por conductos rígidos. Alrededor del tubo flexible, que corresponde a la zona de compresión, se va a encontrar el actuador, encargado de comprimir dicho tubo, para así generar el bombeo. Gracias a estas diferencias en impedancias entre la zona deformable y la rígida, y a la asimetría en las longitudes de las tuberías de drenaje y retorno, las ondas de presión se propagan a través del circuito, proporcionando el bombeo sin válvulas que estamos buscando.

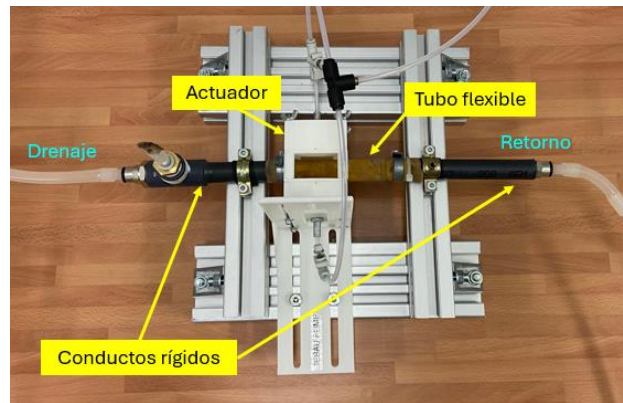


Figura 13: Módulo de la bomba de Liebau (MBL) especificando sus distintas partes.

El tubo flexible construido en látex, en el cual se produce la compresión, fue fabricado en el propio laboratorio. De esta forma se controlaron las características y propiedades mecánicas que se querían obtener, las cuales ya vienen detalladas en estudios anteriores, realizados en este mismo laboratorio [19].

En cuanto al actuador empleado, este está compuesto por un *soft robot* formado por dos módulos, fabricados en el laboratorio, cada uno de ellos colocados a cada lado del tubo flexible por donde pasa el fluido. Estos dos módulos, se controlan de manera neumática, gracias al suministro de aire comprimido a una presión específica para cada uno. El actuador, se encarga de la compresión del tubo flexible de látex durante el ciclo, proporcionando el bombeo. Cuando cada módulo del *soft robot* se llena del aire suministrado, estos se deforman, comprimiendo el tubo flexible. Al cesar el suministro de aire a presión, los módulos se desinflan, volviendo a su posición natural, dejando de comprimir el tubo flexible.

De esta manera, en un ciclo tenemos dos estados: actuador cerrado por el *soft robot* hinchado, y actuador abierto por el *soft robot* deshinchado (en su posición natural), estas dos configuraciones se representan en la Figura 14. Para que la deformación de los módulos del *soft robot* solo se dirija hacia el tubo flexible, ya que es lo que nos interesa para comprimirlo, introducimos cada uno de ellos dentro de una carcasa rígida, con una apertura orientada hacia el tubo flexible. En la Figura 15, se muestran los módulos del *soft robot* utilizados y la carcasa en la que estos se introducen para restringir su deformación. Además, en la Figura 16 se representa toda la estructura del actuador al completo.

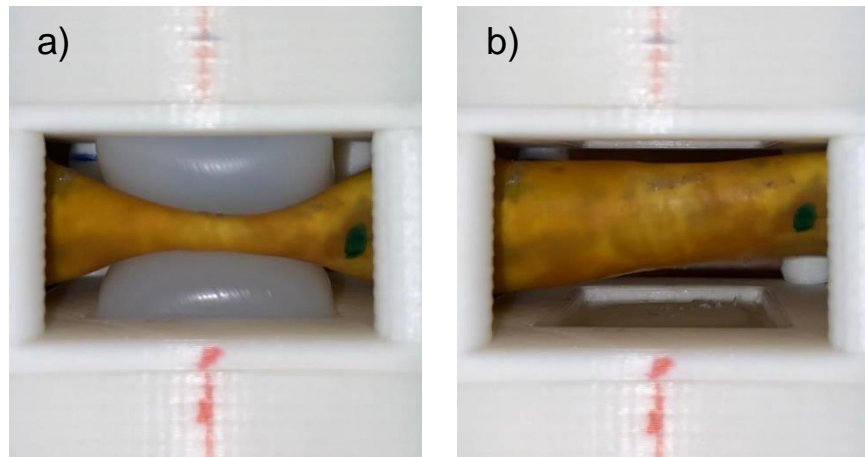


Figura 14: Dos estados del actuador y del tubo flexible. a) Actuador cerrado con *soft robot* hinchado, compresión tubo flexible, b) Actuador abierto con *soft robot* deshinchado, tubo flexible sin comprimir.

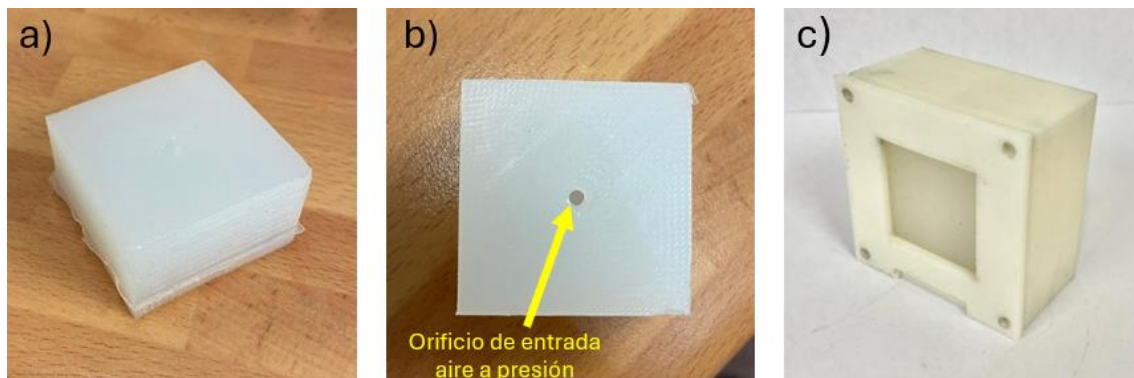


Figura 15: a) y b) módulo del *soft robot* empleado, c) módulo del *soft robot* encerrado en su carcasa que orienta su deformación.

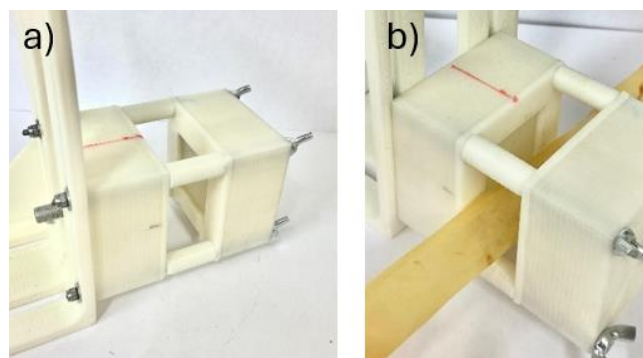


Figura 16: Actuador del MBL con módulos del *soft robot* encerrados en su carcasa correspondiente.

Además, como se ha explicado en apartados previos y como se aprecia en la Figura 13, para conseguir un bombeo de fluido, el actuador está colocado fuera del plano de simetría del tubo deformable, orientado hacia el lado de drenaje, en este caso el cercano a la VCI.

A pesar de que, a lo largo de este apartado se han ido aclarando algunos parámetros, en la Figura 17 se representan todas las dimensiones esenciales para el montaje de este dispositivo. En la Tabla 1, se recoge toda la información relevante acerca de los valores que toman cada una de estas dimensiones.

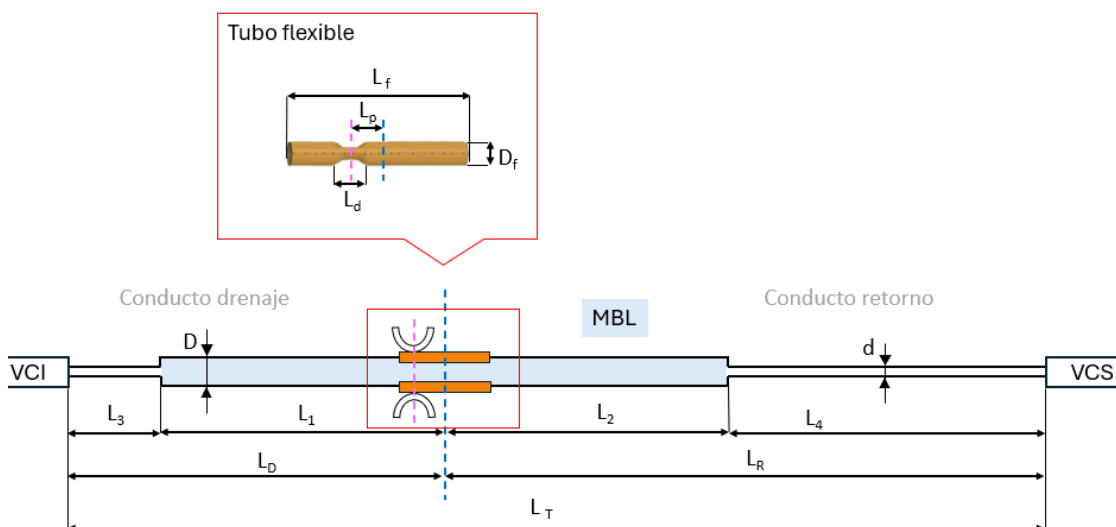


Figura 17: Esquema del circuito VV-ECMO con MBL.

Parámetro	Valor
D	16 mm
d	10 mm
D _f	10 mm
L ₁	22 cm
L ₂	21 cm
L ₃	37,25 cm
L ₄	165,25 cm
L _D	59,25 cm
L _R	186,25 cm
L _T	245,5
L _f	10 cm
L _d	2 cm
L _p	-2,5 cm
λ	3,14

Tabla 1: Valores de referencia de las dimensiones del circuito VV-ECMO.

Fabricación *soft robot*:

Cabe destacar que, los *soft robots* empleados a lo largo de los ensayos, fueron fabricados en el laboratorio durante el transcurso de este trabajo. Para ello, se desarrolló una metodología, probando distintas formas y procesos de fabricación. De esta manera, se pudo conseguir exitosamente las características y propiedades mecánicas deseadas para estos ensayos.

Primero, se diseñaron los distintos moldes a emplear, perfeccionando el tamaño y sus dimensiones. Tras distintas pruebas, finalmente se optó por los detallados en la Figura 18. Una vez diseñado el modelo final, se utilizó la impresión 3D para obtenerlos. Encontramos tres moldes diferentes (A, A1 y B) los cuales fueron usados a lo largo de todo este trabajo.

Para la fabricación de cada módulo, primero se mezclan los dos componentes de la silicona de platino translúcida, material con el que se construye el *soft robot* en su totalidad. Una vez obtenidas las cantidades exactas, se remueve la mezcla para así evitar la presencia de grumos. Acto seguido, el fluido resultante se introduce en una cámara de vacío, para así eliminar todas las burbujas creadas durante la mezcla, ya que, estas burbujas pueden provocar la rotura del *soft robot* al debilitar sus paredes. Posteriormente, una vez eliminados los grumos y burbujas, se vierte el contenido en los moldes.

La metodología desarrollada para el empleo de los moldes se detalla en la Figura 18. Primero se debían encajar el molde A con el molde A1, siendo este último colocado en la parte superior. Además, es necesario colocar un tornillo en el molde A, para así crear el orificio, antes mostrado, por donde debe entrar el aire a presión. De esta manera, una vez colocados correctamente los moldes y el tornillo, se procede a rellenar el molde A, encargándose el molde A1 de crear la cámara de aire dentro del módulo del *soft robot*, donde se acumulará el aire a presión suministrado en los futuros experimentos. Se deja secar esta primera parte del módulo aproximadamente 3 o 4 horas.

A continuación, una vez seco, se retira el molde A1 y el tornillo. El resto de los elementos (el molde A y la parte de silicona ya seca) se encajan en el molde B y se gira todo el conjunto como se indica en la Figura 18. Seguidamente, se procede a realizar de nuevo la mezcla de silicona ya indicada anteriormente (mezcla, remover y cámara de vacío), ya que este tipo de silicona, una vez añadidos sus dos componentes, tiene un tiempo de trabajo de 30 minutos únicamente. Se pasa a verter la silicona en el conjunto de moldes ya mencionado (A y B), rellenando hasta el borde, de tal manera que se forme una pared uniforme. Una vez transcurridas las 3 o 4 horas necesarias para su secado, se retiran todos los moldes, consiguiendo de esta manera uno de los módulos del *soft robot*. Se necesita repetir todo este proceso para obtener el otro módulo necesario, para formar un *soft robot* completo y así emplearlo en el actuador.

Este proceso se repitió numerosas veces, ya que, se necesitaron muchos *soft robots* a lo largo de este trabajo, pues se acababan rompiendo tras varios ciclos de uso.

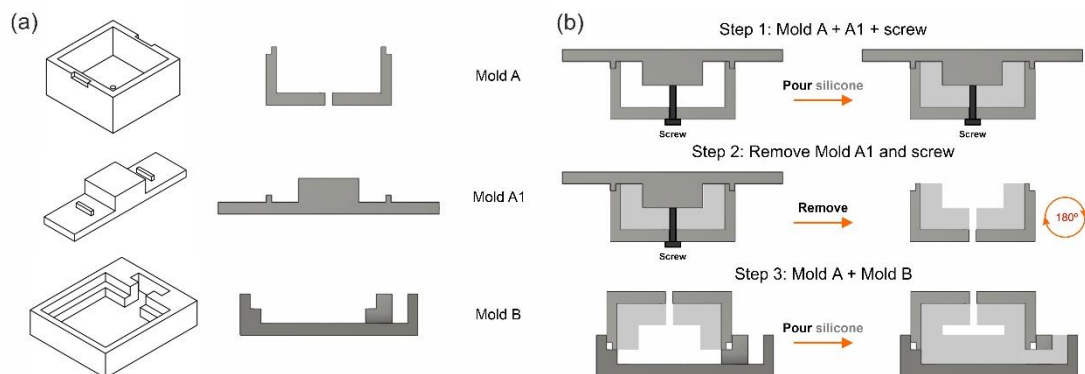


Figura 18: Fabricación *soft robot*. a) Moldes empleados, b) Proceso de fabricación con el orden de utilización de los moldes.

2.4.2. Instrumentación empleada

A parte de todos estos elementos mencionados, encargados de proporcionar el bombeo de Liebau y la reproducción del ciclo fisiológico cardiaco, tenemos otros elementos de medida localizados a lo largo de toda la instalación, su localización se especifica en la Figura 19.

Cabe destacar que, durante todo este estudio, se va a seguir un código de colores para facilitar la interpretación de las distintas figuras y resultados. De esta forma, todos los datos recopilados (ya sean caudales o presiones) de una misma zona se van a representar con el mismo color. El código de colores empleado va a ser:

- Vena cava superior (VCS): **Naranja**
- Vena cava inferior (VCI): **Morado**
- Válvula tricúspide (VT): **Negro**
- Rama de drenaje en VV-ECMO (D): **Verde**
- Rama de retorno en VV-ECMO (R): **Rojo**
- Bomba que reproduce el ciclo fisiológico cardiaco (Total): **Azul**

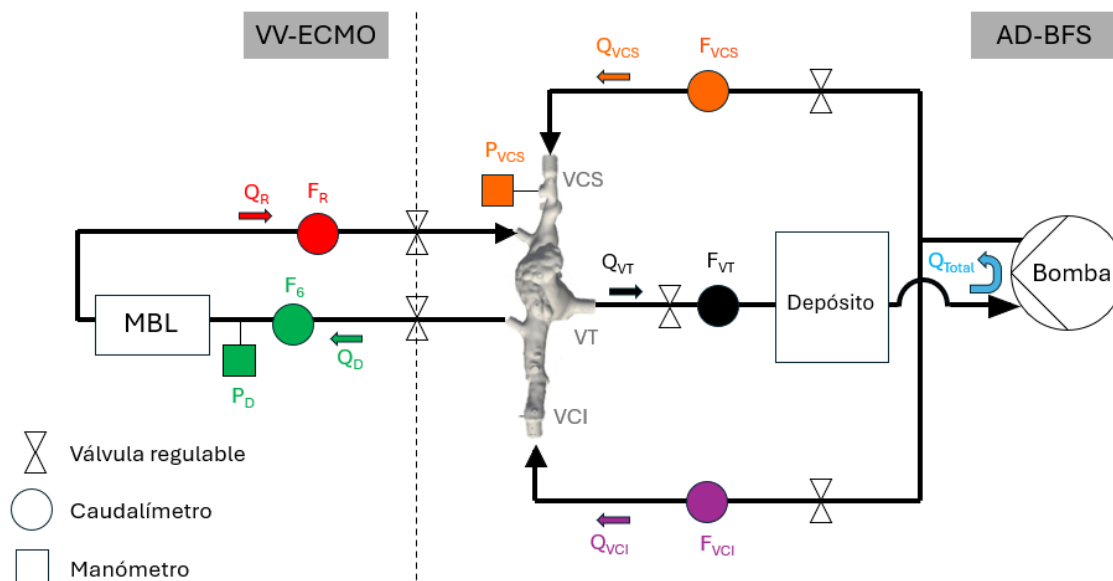


Figura 19: Diagrama esquemático de la instalación completa, donde se especifica la posición de los elementos de medición y las señales medidas.

En nuestra instalación, disponemos de cinco caudalímetros móviles, los cuales son ultrasónicos y bidireccionales, distribuidos según la Figura 19 ya mostrada. Cuentan con una abrazadera que abarca todo el diámetro del tubo, gracias a la cual, consiguen medir sin entrar en contacto con el medio. Sin embargo, no todos son iguales, los podemos dividir en dos grupos en función de sus características.

Los tres primeros, F_{VCI} , F_{VCS} y F_{VT} , se encuentran posicionados en el circuito AD-BFS, localizados según se muestra en la Figura 19. Se representan en la Figura 20, y en la Tabla 2 se especifican sus características.



Figura 20: Caudalímetro Sonoflow CO.55/230 v2.0

Fuente: <https://sentinelprocess.com/flow-control/sonotec-co-55-non-invasive-flow-sensor>.

Marca	Sonotec
Modelo	Sonoflow CO.55/230 v2.0
Material	Aluminio y PMMA
Principio de medición	Ultrasonidos
Caudal máximo	50 L/min
Ciclo de medida	20 ms
Adaptador para conexión del tubo	Diámetros: exterior 8 mm / interior 4 mm
Anchura del canal	23 mm
Dimensiones (mm); peso (g)	66x75x72; 510
Tensión de alimentación	12-30 V (DC)
Corriente eléctrica	100 mA máximo
Rango de temperaturas del fluido	0-140 °C
Salida analógica	4- 20 mA

Tabla 2: Características de los caudalímetros de la rama AD-BFS (F_{VCI} , F_{VCS} y F_{VT})

Los dos caudalímetros restantes, modelo Sonoflow CO.55/100 v2.0, son representados en la Figura 21 y mostradas sus características en la Tabla 3. Estos se encuentran en la parte VV-ECMO del circuito, denominados F_D y F_R , según la disposición mostrada anteriormente en la Figura 19.



Figura 21: Caudalímetro Sonoflow CO.55/100 v2.0

Fuente: <https://sentinelprocess.com/flow-control/sonotec-co-55-non-invasive-flow-sensor>.

Marca	Sonotec
Modelo	Sonoflow CO.55/100 v2.0
Material	Aluminio y PMMA
Principio de medición	Ultrasonidos
Caudal máximo	10 L/min
Ciclo de medida	20 ms
Adaptador para conexión del tubo	Diámetros: exterior 8 mm / interior 4 mm
Anchura del canal	10 mm
Dimensiones (mm); peso (g)	44x44x35; 138
Tensión de alimentación	12-30 V (DC)
Corriente eléctrica	100 mA máximo
Rango de temperaturas del fluido	0-140 °C
Salida analógica	4- 20 mA

Tabla 3: Características de los caudalímetros de la rama VV-ECMO (F_D y F_R).

Todos los caudalímetros son empleados para medir flujos instantáneos. El primer caudalímetro (F_{VCI}) se localiza en una de las tuberías de entrada al modelo anatómico, en concreto, en la vena cava inferior, por lo que se encarga de medir Q_{VCI} . El segundo caudalímetro (F_{VCS}) se encuentra en la otra tubería de entrada al modelo anatómico, en la vena cava superior, midiendo Q_{VCS} . El tercer caudalímetro (F_{VT}), posicionado a la salida del modelo anatómico, encargado de medir el flujo por la válvula tricúspide, denominado Q_{VT} . Respecto al cuarto caudalímetro (F_D), este se coloca en el circuito VV-ECMO, se localiza en la tubería de drenaje de la bomba de Liebau, midiendo así Q_D . El último caudalímetro (F_R), también se coloca en el VV-ECMO, en la tubería de retorno de la bomba de Liebau, midiendo de esta forma el caudal de retorno o Q_R . Esta disposición mencionada se representa en la Figura 19, dónde podemos ver de forma exacta en que rama se sitúa cada caudalímetro.

Además, se utilizan dos sensores de presión, P_{VCS} y P_D , localizados, uno en la rama AD-BFS y otro en la rama VV-ECMO, según la disposición de la Figura 19. En la Figura 22 podemos ver los sensores de presión empleados, junto con el soporte de acople al circuito hidráulico. En la Tabla 4 se resumen sus principales características.



Figura 22: Sensor de presión y su soporte.

Marca	RS
Modelo	SS-GM1P1-5C
Tipo de sensor	Cerámico
Rango de medidas (presiones manométricas)	Desde -1 hasta 1 bar
Precisión	$\pm 0.156\%$ BFSL
Material de la carcasa	Acero Inoxidable
Adaptador para conexión del tubo	Diámetros: exterior 8 mm / interior 4 mm
Temperatura de operación	De -20°C a 125°C
Tensión de alimentación	9 -32 V (CC)
Corriente eléctrica	28 mA máximo
Salida analógica	4 - 20 mA

Tabla 4: Características de los sensores de presión.

Estos sensores de presión se mantienen fijos a lo largo de todos los experimentos. El primero de ellos (P_{VCS}), se encuentra en la vena cava superior, justo antes de desembocar en el modelo anatómico 3D, por lo tanto, mide la presión a la entrada de dicho modelo. El segundo de ellos (P_D), se encuentra en la tubería de drenaje del circuito de Liebau, midiendo la presión en esa zona.

Como ya se ha recalcado, en la Figura 19 mostrada anteriormente, podemos ver la localización de todos los instrumentos de medición explicados, especificando también el criterio de dirección positiva del flujo mediante las flechas dibujadas.

También cabe mencionar, la presencia de varias electroválvulas en esta instalación experimental, las cuales son fundamentales en el correcto funcionamiento de todo el montaje, ya que se encargan de permitir o bloquear el

flujo. Disponemos de cuatro electroválvulas, dos de ellas, localizadas en AD-BFS (EV₁ y EV₂), y otras dos en el circuito VV-ECMO (EV₃ y EV₄). Las dos primeras son empleadas para el control del ciclo fisiológico cardiaco, permitiendo o bloqueando el paso del fluido cuando se está usando la bomba centrífuga, su control se detallará posteriormente en su correspondiente apartado. Las otras dos restantes, son utilizadas en el VV-ECMO para controlar el funcionamiento de la Bomba de Liebau. Se encargan del paso de aire a presión hacia los módulos del *soft robot*, localizados en el actuador del MBL, permitiendo el hinchado y vaciado de estos. A su vez, el control y funcionamiento de estas se detallará en el apartado correspondiente al control del ciclo de Liebau.

Las electroválvulas EV₁ y EV₂, empleadas en AD-BFS para el control del ciclo fisiológico cardiaco reproducido con la bomba centrífuga, se muestran en la Figura 23, y sus características técnicas se resumen en la Tabla 5. Son electroválvulas 2/2, normalmente cerradas cuando no se aplica tensión, ya que son del tipo todo/nada.



Figura 23: Electroválvula empleada para el control del ciclo fisiológico cardiaco en AD-BFS

Fuente: <https://www.mecafluid.eu/en/catalog/>.

Marca	Asco
Modelo	Solenoid valves 2/2 Series 262
Viscosidad máxima	65 mm ² /s
Tiempo de respuesta	5 – 25 ms
Material	Acero inoxidable y elastómero fluorado
Voltaje	24 V – 48 V
Adaptador para conexión del tubo	Diámetros: exterior 10 mm / interior 6 mm
Temperatura de operación	De -25 °C a 80 °C

Tabla 5: Características de las electroválvulas empleadas para el control del ciclo fisiológico cardiaco en AD-BFS.

Las electroválvulas EV₃ y EV₄, utilizadas en VV-ECMO para el control del MBL mediante el hinchado y deshinchado del *soft robot*, se muestran en la Figura 24, y sus características técnicas se resumen en la Tabla 6. Son electroválvulas que se encuentran normalmente cerradas cuando no se aplica tensión, ya que, al igual que las anteriores, son del tipo todo/nada.



Figura 24: Electroválvula empleada para el control de Liebau en VV-ECMO
Fuente: <https://es.rs-online.com/web/p/valvulas-neumaticas-de-accionamiento-electrico/6862668>.

Marca	SMC
Modelo	Solenoid valves 5/2 Series SY5000
Viscosidad máxima	65 mm ² /s
Tiempo de respuesta	5 – 10 ms
Material	Aluminio Presfundido
Voltaje	24 V – 48 V
Adaptador para conexión del tubo	Diámetros: exterior 8 mm / interior 4 mm
Temperatura de operación	De -10 °C a 50 °C
Presión de operación	0,15 – 0,7 MPa

Tabla 6: Características de las electroválvulas empleadas para el control de Liebau en VV-ECMO.

2.4.3. Reproducción del ciclo fisiológico cardiaco

Como se ha mencionado, con nuestra bomba centrífuga o de engranajes, vamos a tratar de reproducir posteriormente el bombeo fisiológico del corazón. Para ello, necesitamos datos reales de pacientes, para así tratar de asemejarnos

lo máximo posible a la situación fisiológica real. Por lo tanto, en este apartado se van a mostrar los datos de los flujos cardíacos reales, encontrados en distintos estudios [22], [23]. Estos datos obtenidos, nos van a servir de modelo para después, programar el ciclo fisiológico cardíaco más parecido posible.

Primero se adquieren los datos de los caudales de la vena cava superior e inferior, recopilados en base a la bibliografía consultada [22]. A su vez, obtenemos los distintos datos fisiológicos que representan el flujo eyectado por la aurícula derecha, que corresponde con el atravesado por la válvula tricúspide, ya que dicha válvula conecta la aurícula con su correspondiente ventrículo [23]. Estos caudales, tanto los de las venas cavas, como el de la válvula tricúspide, son anatómicamente accesibles de medir, sin embargo, otros flujos relevantes en este trabajo no. Es el caso del flujo total de entrada a la aurícula derecha, lo que corresponde al caudal eyectado por la bomba que reproduzca el flujo fisiológico, no es anatómicamente posible de medir, ya que, en el cuerpo humano este flujo está separado en los dos antes mencionados, el de la vena cava superior y el de la vena cava inferior.

Por lo tanto, basándonos en estos estudios [22], [23], nos encargamos de digitalizar los flujos de entrada y salida de la aurícula derecha (en la vena cava superior e inferior, y en la válvula tricúspide). Estos datos, fueron a su vez ajustados por un spline cúbico, de tal manera que la onda se asemejase perfectamente a la realidad. Estos caudales se muestran en la Figura 25.

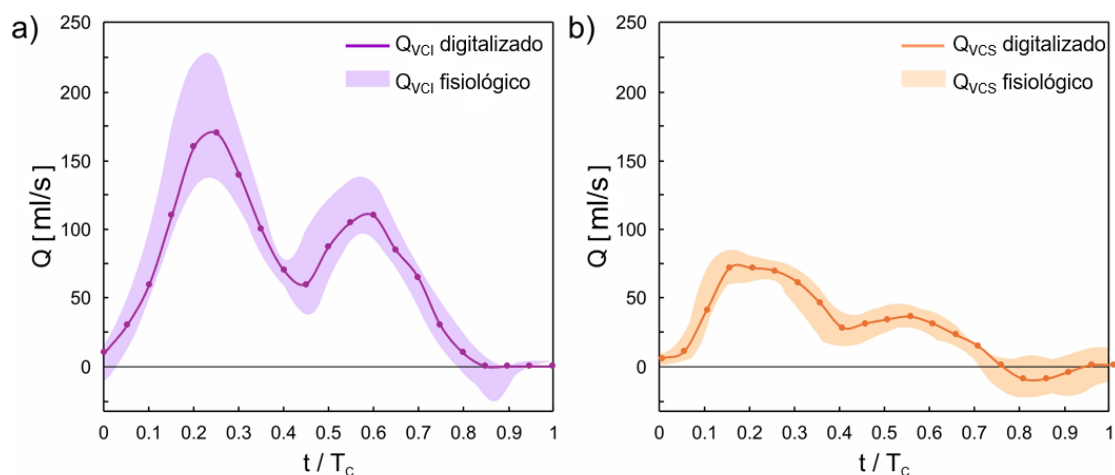


Figura 25: Caudales fisiológicos digitalizados de las venas cavas superior e inferior en función del tiempo (Q_{VCS} y Q_{VCI}).

Como en experimentos futuros nos va a ser de gran interés conocer todo el flujo de entrada a la aurícula derecha, a lo que hemos llamado Q_{total} , este se calcula como la suma de los caudales que acabamos de hallar. Ya se ha explicado antes, que este flujo no es anatómicamente posible de medir, puesto que la sangre entra a la aurícula por dos conductos, las venas cavas. Por lo

tanto, este Q_{total} se representa en la Figura 26, habiendo sumado los flujos de las venas cavas digitalizados, al que también se le aplica un spline cúbico.

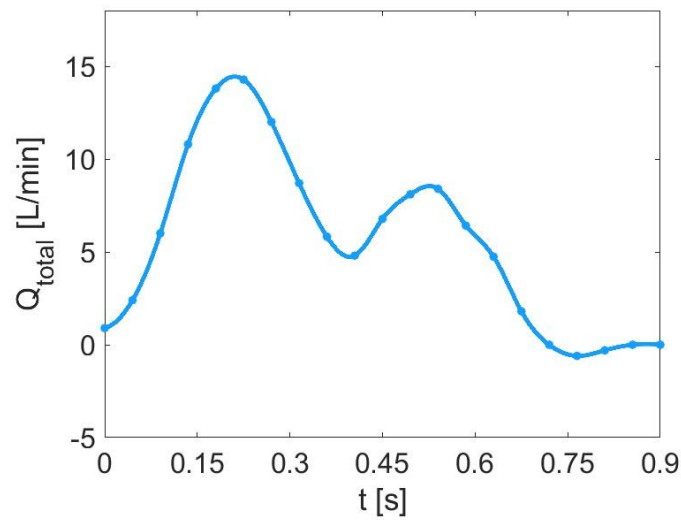


Figura 26: Caudal total de entrada a la aurícula derecha digitalizado (Q_{total}) en función del tiempo.

También se digitalizan los datos respecto al caudal fisiológico eyectado por la aurícula derecha, el caudal que atraviesa la válvula tricúspide, en nuestro caso correspondería al caudal que retorna al depósito la bomba empleada. En este caso, a la digitalización también se aplica un spline cúbico para mayor similitud con los datos reales, representado en la Figura 27.

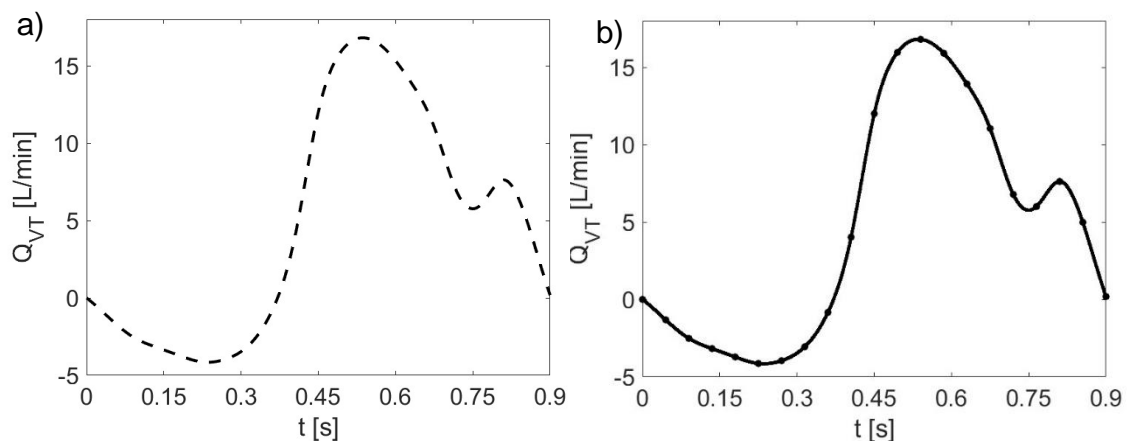
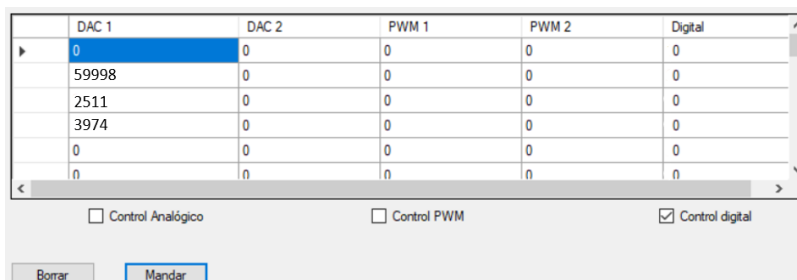


Figura 27: Caudal fisiológico (a) y digitalizado (b) eyectado por la aurícula derecha en función del tiempo (Q_{VT}).

Una vez digitalizados los caudales que se van a tratar de reproducir, se van a controlar las bombas utilizadas para esta tarea. Se empleó en ambos casos, un Arduino Due, que registra cada milisegundo, los datos recopilados por los caudalímetros y los sensores de presión, además de enviar información. Como software de adquisición de datos y control del ciclo, empleamos el programa diseñado por José Ángel Moneo Fernández, llamado 'Control Laser'. El empleo de este software para el control del ciclo fisiológico cardiaco se explica detalladamente en el Anexo I.

Bomba de engranajes

El control del funcionamiento de la bomba de engranajes se realiza mediante la elección del caudal en cada instante temporal. Para ello, el ciclo se ha dividido en seis escalones con una duración de 150 ms cada uno. Utilizando la función 'Curvas' del software 'Control Láser', se envía en cada intervalo de tiempo o escalón, un caudal determinado. Esta sucesión de caudales se determina en la primera columna del software mencionado, según vemos en la Figura 28.



	DAC 1	DAC 2	PWM 1	PWM 2	Digital
▶	0	0	0	0	0
	59998	0	0	0	0
	2511	0	0	0	0
	3974	0	0	0	0
	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0

Control Analógico
 Control PWM
 Control digital

Figura 28: Ejemplo de ciclo enviado por el software 'Control Láser' a la bomba de engranajes.

Este software también es el encargado de recoger la información. Nos presenta por la pantalla del ordenador los valores recogidos por los sensores en cada instante de tiempo, permitiéndonos almacenar la información, para después graficar los resultados.

Bomba centrífuga

Para reproducir el comportamiento de un corazón real, se necesita conseguir los flujos cardiacos correspondientes a las dos fases cardiacas, la sístole y la diástole. En esta bomba, a diferencia de la anterior, no se controla directamente el caudal en cada instante de tiempo, si no que, este parámetro

depende directamente de la presión que nosotros suministremos, y de la apertura y cierre de dos electroválvulas.

Para controlar un caudal constante que eyecta la bomba, que va a coincidir con el máximo que queremos alcanzar a lo largo del ciclo, hay que ajustar la presión suministrada por esta de una forma manual. Esto se realiza teniendo en cuenta los datos recopilados por los caudalímetros. Se va aumentando la presión en la bomba manualmente, mediante una válvula, representada en la Figura 30, y en la pantalla del ordenador, vamos viendo como el caudal va aumentando hasta el deseado.

Una vez alcanzado el caudal constante requerido, pasamos a enviar ciclos, ya que el bombeo real de un corazón no es constante si no pulsátil. Para ello necesitamos diferentes caudales en distintos instantes de tiempo. Como en este caso el caudal viene dado por la presión, y no es cómodo ni reproducible ir cambiando dicha presión manualmente, se introdujeron dos electroválvulas. En función de la apertura o cierre de estas electroválvulas, el fluido pasa a través de nuestra instalación (por la rama AD-BFS donde se encuentra el modelo 3D de la aurícula derecha y venas cavas) o se desvía por un circuito auxiliar que conduce directamente hasta el depósito.

La electroválvula EV_2 controla el paso del fluido desde el depósito hasta el circuito de nuestra instalación. La electroválvula restante, EV_1 , controla el circuito auxiliar, es decir, retorno del fluido desde el depósito hasta si mismo otra vez, pasando por la bomba. Este circuito auxiliar es de vital importancia para que así, cuando no queramos que circule fluido por la aurícula, desviamos el fluido por esta rama, haciendo que la bomba siga dando la misma presión solo que el fluido va por un camino diferente.

Por lo tanto, mediante las electroválvulas EV_1 y EV_2 , controlamos el ciclo fisiológico cardiaco, para reproducir la sístole y diástole. Cuando queremos que el fluido circule por nuestro circuito, abrimos EV_2 y cerramos EV_1 . Cuando queremos que no circule fluido por nuestro circuito, cerramos EV_2 y abrimos EV_1 , y todo el fluido se desvía hacia el depósito de nuevo. Este funcionamiento se detalla en la Figura 29 para facilitar la comprensión.

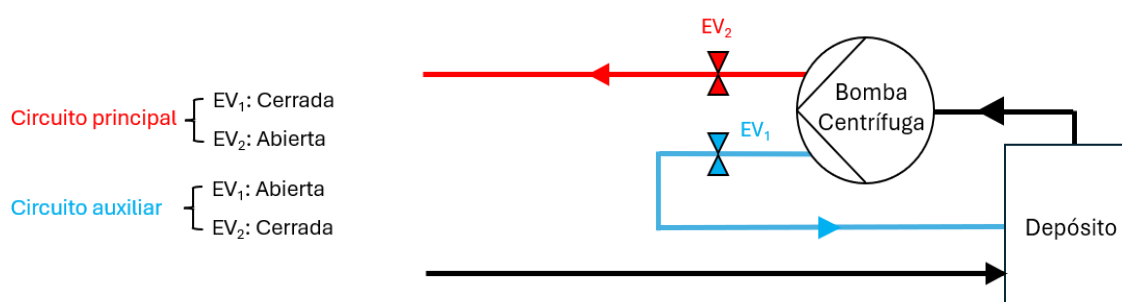


Figura 29: Esquema del funcionamiento de la bomba centrífuga.

En la Figura 30 se representan cada una de las válvulas anteriormente mencionadas, tanto las electroválvulas EV₁ y EV₂, como la válvula manual usada para suministrar presión a la bomba centrífuga.

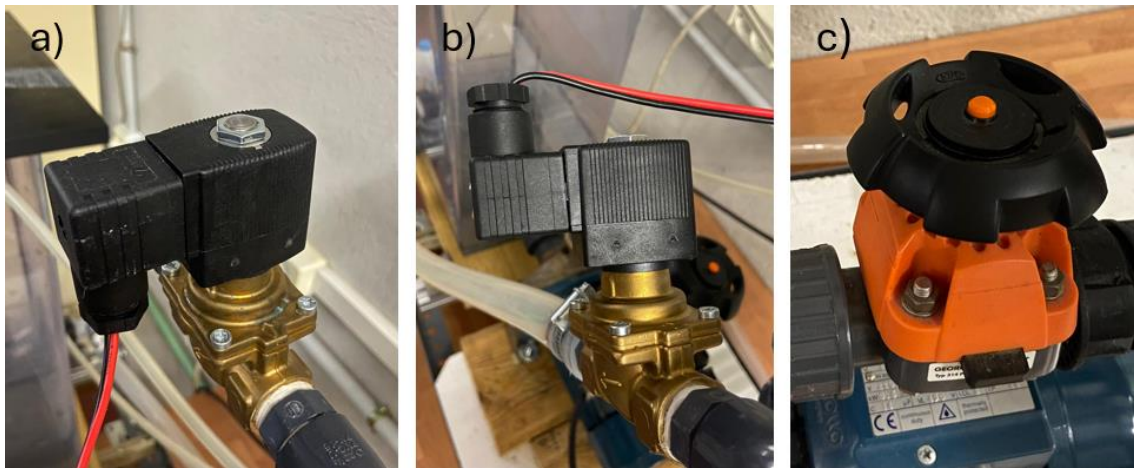


Figura 30: a) y b) Electroválvulas empleadas para el control del ciclo fisiológico cardíaco. c) Válvula con la que se controla manualmente la presión de la bomba centrífuga.

Por lo tanto, conseguimos la pulsatilidad gracias a la apertura de estas dos electroválvulas, que hacen que en distintos instantes de tiempo, el fluido circule por la aurícula o por el contrario, circule por el circuito auxiliar. Para conseguir asemejarnos al ciclo fisiológico cardíaco, hay que ir probando los distintos tiempos en los que se mantienen abiertas o cerradas estas válvulas.

De igual manera que con la bomba anterior se controlaban los caudales en cada instante de tiempo, ahora se controla si las electroválvulas están cerradas o abiertas en cada instante. Por lo tanto, en el software 'Control Láser' ya mencionado, mandamos señales de apertura o cierre a las electroválvulas, en función del ciclo que vayamos a imitar. Al igual que antes, la duración de los escalones (aunque todos tienen que durar lo mismo) se puede ir variando, con esto vamos a ir probando hasta alcanzar el ciclo que queramos.

La apertura o cierre de dichas electroválvulas se establece enviando un determinado número en cada intervalo a la bomba centrífuga, empleando el software mencionado. Este número indica que electroválvula está cerrada y cual abierta, pudiéndose dar cuatro casos diferentes, codificados con números del 0 al 3, en función de lo que se pretenda conseguir. Esta codificación se detalla a continuación, en la Tabla 7.

Señal enviada	EV ₁	EV ₂
0	cerrada	cerrada
1	abierta	cerrada
2	cerrada	abierta
3	abierta	abierta

Tabla 7: Codificación empleada para el control de las electroválvulas.

Por lo tanto, si en un determinado instante de tiempo queremos que el fluido circule por nuestra instalación, en la columna del control digital del ciclo en el software empleado, se envía un 2 (EV₂ abierta y EV₁ cerrada). Si por el contrario, queremos que el fluido no circule por nuestra instalación, se envía un 1, y el fluido pasa directamente desde el depósito por la bomba y de nuevo al depósito (EV₁ abierta y EV₂ cerrada). Si queremos que el fluido pase por ambos circuitos, el auxiliar y el de nuestra instalación, seleccionamos 3 (EV₁ y EV₂ abiertas). Si no queremos que el fluido circule, seleccionamos 0 (EV₁ y EV₂ cerradas).

En la Figura 31 se muestra un ejemplo de un ciclo donde: en el primer escalón el fluido circula por el circuito auxiliar; en el segundo y tercero el fluido recorre nuestra instalación; y en el resto, el fluido no circula por ningún circuito.

DAC 1	DAC 2	PWM 1	PWM 2	Digital
0	0	0	0	1
0	0	0	0	2
0	0	0	0	2
0	0	0	0	0
0	0	0	0	0
0	0	0	0	0

Control Analógico
 Control PWM
 Control digital

Borrar Mandar

Figura 31: Ejemplo de ciclo enviado a la Bomba Centrífuga.

2.4.4. Control del ciclo de Liebau

En cuanto al control de la bomba de Liebau, localizada en la rama VV-ECMO, al igual que anteriormente, se emplea el software 'Control Láser' y Arduino Due para registrar datos. Sin embargo, para enviar y controlar su funcionamiento, usaremos otro dispositivo, un Arduino Nano.

Como ya se ha explicado anteriormente, la bomba de Liebau consta de dos fases: el actuador abierto, dejando pasar el fluido a través del tubo flexible, y el actuador cerrado, comprimiendo el tubo flexible. En la primera de estas fases mencionadas, en la que el actuador se encuentra abierto, cada uno de los

módulos del *soft robot* localizados a ambos lados de dicho actuador, se encuentran en su posición normal, no están deformados, ya que no se le está proporcionando aire a presión. En la fase cerrada, los módulos del *soft robot* encapsulados en sus carcasas se hinchan, debido al suministro de aire a presión, lo que hace que estos compriman el tubo flexible. En esta fase del actuador cerrado, el aire comprimido se conduce hacia la cámara interna de cada módulo del *soft robot*, provocando su deformación hacia el tubo flexible, pues la coraza rígida en la que se encuentra solo le permite expandirse en esa dirección, como ya se ha explicado anteriormente. La compresión de tubo flexible provoca que el fluido que había en su interior se propague hacia sus extremos.

Al porcentaje del periodo del ciclo en el que el actuador está cerrado (los módulos del *soft robot* deformados por el llenado de aire), comprimiendo el tubo flexible, lo llamamos *duty cycle* (γ), parámetro que nos sirve para controlar el ciclo [24].

$$\gamma = \frac{t_{\text{cerrado}}}{t_{\text{cerrado}} + t_{\text{abierto}}}$$

Otro parámetro de gran interés es la frecuencia de cierre (f_c), siendo el número de veces que el actuador cierra el tubo flexible por segundo. Se trata de la inversa del periodo del ciclo.

Mediante el dispositivo Arduino Nano, antes mencionado, encerrado en la caja de control representada en la Figura 32, podemos programar la frecuencia de cierre y el *duty cycle*. Este dispositivo se conecta al ordenador, y se encarga de, dependiendo del valor elegido de los parámetros antes mencionados, controlar las electroválvulas del actuador. De esta forma, se determina el momento de cierre y apertura del actuador, controlando el suministro de aire a presión hacia el *soft robot*.



Figura 32: Caja de control de bomba de Liebau con Arduino Nano.

El control de dicho suministro de aire a presión, para conseguir la apertura y cierre del actuador, por medio de la deformación del *soft robot*, se lleva a cabo gracias a dos electroválvulas, EV₃ y EV₄. Ambas se abren y se cierran simultáneamente, controladas por el Arduino Nano ya mencionado. Cuando se abren, dejan pasar el aire a presión hacia los módulos del *soft robot*, los cuales se hinchan, comprimiendo el tubo flexible. Sin embargo, cuando las electroválvulas se cierran, los módulos del *soft robot* sufren una despresurización, deshinchándose y volviendo a su forma habitual, lo que provoca una reapertura de actuador. En la Figura 33 se muestra tanto las dos electroválvulas empleadas para este fin, como la caja de control conectada a ellas, donde se encuentra el Arduino Nano utilizado.

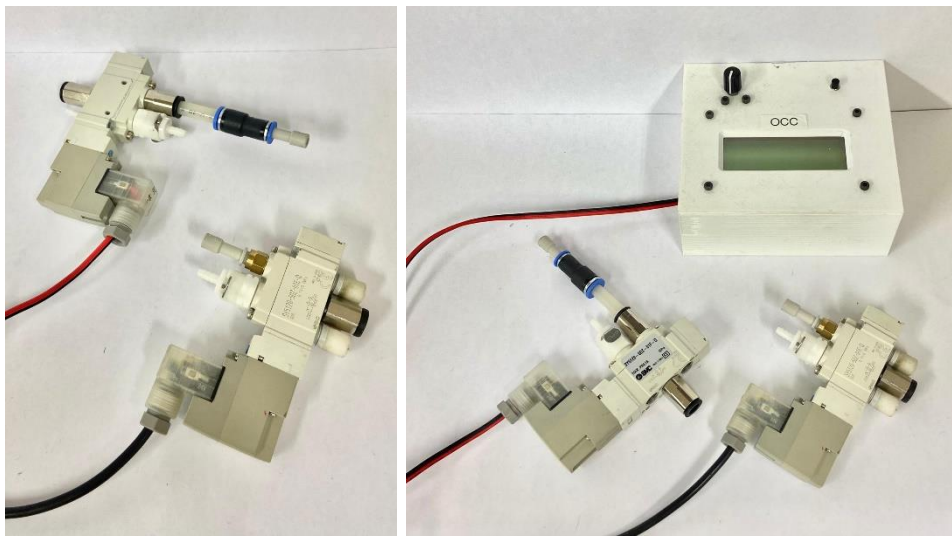


Figura 33: Electroválvulas conectadas a la caja de control donde se encuentra el Arduino Nano.

Además, también podemos controlar la presión de llenado de los módulos del *soft robot*, solamente de forma manual, gracias a dos manómetros, cada uno de ellos instalados en serie con las electroválvulas mencionadas. Con cada uno de estos manómetros se determina la presión para cada módulo, puesto que, al ser fabricados manualmente y tener además, conductos de diferente largura, estos pueden necesitar distintas presiones para hincharse adecuadamente. De esta manera, se consigue especificar por separado la presión de cada uno de ellos, consiguiendo un hinchado uniforme de ambos. Estos manómetros no están conectados al ordenador, pues no tienen interés especial en relación con las señales analizadas, simplemente se usan para saber que presión se introduce a cada módulo del *soft robot* y conseguir una deformación similar en ambos.

CAPÍTULO 3: RESULTADOS

Los ensayos realizados a lo largo de este trabajo se pueden clasificar en tres grupos principalmente. El primer tipo de experimentos consiste en conseguir reproducir los caudales del ciclo fisiológico cardiaco, digitalizados en el apartado anterior. Se va a evaluar la capacidad de la bomba de engranajes y la bomba centrífuga, para lograr un bombeo lo más parecido posible al fisiológico.

Una vez conseguido un ciclo similar al cardiaco, se pasará al segundo bloque de ensayos. En este conjunto de pruebas, se analizará el rendimiento de la bomba de Liebau en solitario, sin el ciclo fisiológico cardiaco. Se ajustarán los distintos parámetros, para conseguir el rendimiento óptimo de la bomba de Liebau.

Por último, se analizará el efecto de la bomba de Liebau simultáneamente con el ciclo fisiológico cardiaco, evaluando cómo se comportan los dos a la vez. En este último ensayo, se tienen en funcionamiento tanto la bomba que reproduce el ciclo fisiológico cardiaco como la bomba de Liebau.

3.1. Ciclo fisiológico cardiaco con bomba de engranajes

Primero tratamos de reproducir el ciclo fisiológico con la bomba de engranajes, para ello se han realizado cuatro experimentos. En el primero, mandando el ciclo fisiológico cardiaco que se desea reproducir; en el segundo, tratando de hallar el tiempo en alcanzar el máximo y el mínimo; en el tercero, ajustando los caudales al tiempo de un ciclo fisiológico cardiaco; por último, modificando el tiempo del ciclo en función de las restricciones de la bomba.

El primer paso es comprobar que el funcionamiento de la bomba es el esperado, para ello, es necesario asegurarse que la bomba es capaz de impulsar el caudal programado. Esta comprobación se hizo de manera experimental, en el modo manual de la bomba se especificó un caudal, y se comprobó con los datos medidos por los caudalímetros que este era similar al enviado. Seguidamente, se repitió esto mismo pero seleccionando el caudal en el ordenador. De esta manera se aseguró que, el caudal enviado por la bomba era igual al medido por los caudalímetros.

También se comprobó el caudal máximo alcanzado por la bomba de engranajes, el cual era de 7,310 l/min. Esto supone una limitación considerable,

pues como podemos apreciar en la Figura 26, donde se representa el Q_{total} que debería llegar a la aurícula derecha en un caso real, al corazón llegan hasta casi 15 l/min. Es por ello por lo que, al no ser capaz de bombear más de 7 l/min, se necesitó ajustar los distintos ciclos digitalizados en el apartado anterior, para adaptarlos a las condiciones de esta bomba. Por lo tanto, el caudal de los ciclos fisiológicos fue multiplicado por una constante $K_0 = 0,375$, para así obtener el ciclo equivalente.

Comenzamos enviando a la bomba el ciclo propiamente fisiológico, el cual tiene una duración de 0,9 segundos, programando distintos caudales en distintos instantes de tiempo, como se detalla en apartados anteriores. En este caso, se quiso reproducir el caudal de entrada a la aurícula derecha, Q_{total} , representado anteriormente en la Figura 26. Sin embargo, los datos recopilados por los caudalímetros no se parecen en nada al ciclo fisiológico enviado, como se puede apreciar en la Figura 34. Cabe mencionar que, en el tiempo dado, el caudal ni siquiera es capaz ni de alcanzar el máximo ni el mínimo.

En la Figura 34 se muestra, de color azul, el promedio de los datos de flujo recopilados por los caudalímetros en cada instante de tiempo, y en color rojo la desviación típica de dichos datos. A su vez, la línea discontinua azul representa el ciclo fisiológico cardíaco que se desea conseguir, junto con la señal de caudal enviada a la bomba, en color negro.

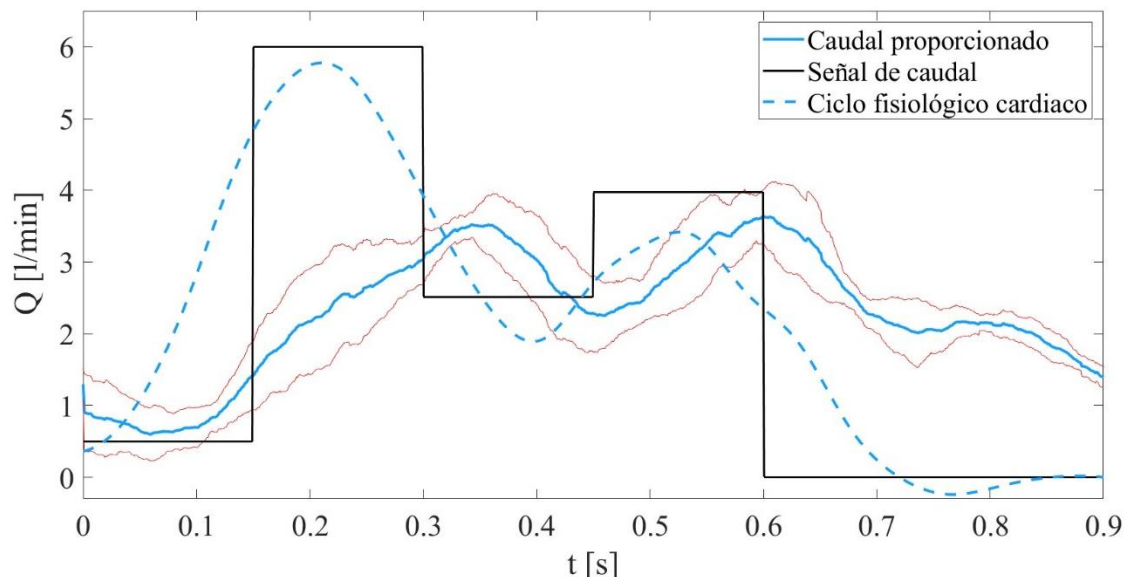


Figura 34: Señal de caudal enviada a la bomba (negra), caudal proporcionado por la bomba (azul), desviación típica (roja) y ciclo fisiológico cardíaco (azul discontinua) en función del tiempo. El caudal del ciclo fisiológico cardíaco está multiplicado por k_0 .

Realizamos tres experimentos más para comprobar si, con esta bomba de engranajes, podríamos representar fielmente el ciclo cardiaco real, o si por el contrario, no es útil para esta tarea. En todos ellos se está considerando como caudal objetivo el total de entrada a la aurícula derecha, lo que hemos denominado anteriormente Q_{total} .

En el siguiente experimento, se va a comprobar si dicha bomba es capaz de alcanzar su máximo (7 l) y su mínimo (0 l) en un intervalo de tiempo aceptable. Se calcula cual es el mínimo tiempo que tarda esta bomba en pasar de un caudal nulo a un caudal máximo, y cuanto tarda de un caudal máximo a un caudal nulo. Estos parámetros son importantes pues condicionan en gran medida si es factible o no reproducir el ciclo fisiológico cardiaco.

En la Figura 35 se puede observar la señal enviada a la bomba y el caudal proporcionado por ella. La máxima pendiente positiva posible, del caudal proporcionado es 12 l/s; y la máxima pendiente negativa es -4,13 l/s. Una limitación destacable, es, como podemos ver, la gran diferencia entre el aumento instantáneo de caudal y el descenso. El tiempo que tarda en pasar de un caudal 0 a un caudal máximo es mucho menor que el que tarda desde un máximo hasta 0, lo cual puede dificultar considerablemente reproducir el ciclo fisiológico cardiaco.

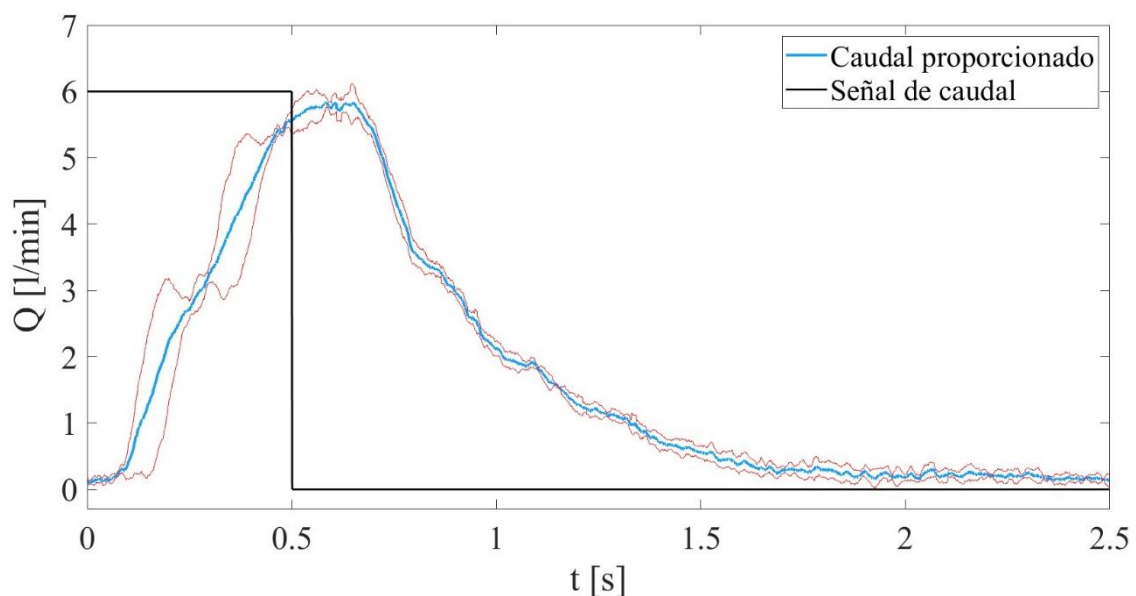


Figura 35: Señal de caudal enviada a la bomba (negra), caudal proporcionado por la bomba (azul) y desviación típica (roja) en función del tiempo.

A continuación, realizamos otro experimento en el que vamos a comprobar cuál es el mejor resultado que podemos obtener con esta bomba, en el tiempo real de un ciclo fisiológico (0,9 s). Vamos a visualizar que es lo más parecido que podríamos obtener al ciclo fisiológico cardiaco con esta bomba de engranajes.

En función de los valores de pendientes adquiridos en el anterior experimento, se determina la constante $K_1 = 0,3$ por la que multiplicaríamos los caudales de nuestro ciclo, con lo que idealmente obtendríamos un ciclo similar al fisiológico. Se espera hallar un ciclo con la misma forma de onda, solo que con caudales bastante menores, pues esta bomba presenta dificultades para reproducir cambios muy bruscos de caudal.

Sin embargo, al llevarlo a la práctica, debido a la gran diferencia entre la pendiente positiva y negativa máximas, la forma de onda apenas se parece a la fisiológica. Con el objetivo de mejorar estos resultados, se probaron con constantes sucesivamente pequeñas, hasta llegar a $K_2 = 0,1$. Al reducir esta constante, se reduce la dimensión de los cambios de caudal que necesita proporcionar la bomba. Esta última, tampoco nos dio unos resultados parecidos a los fisiológicos, pero, de todas las probadas, fue la que mejores resultados obtuvo. Se representa en la Figura 36, dónde podemos apreciar que el parecido con el ciclo fisiológico cardiaco es mínimo.

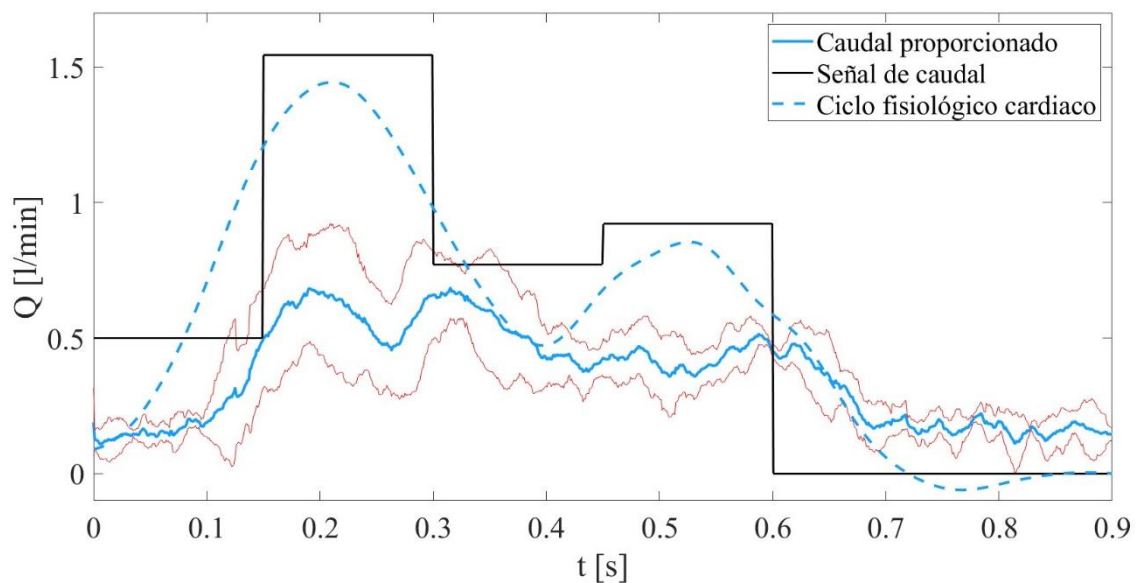


Figura 36: Señal de caudal enviada a la bomba (negra), caudal proporcionado por la bomba (azul), desviación típica (roja) y ciclo fisiológico cardiaco (azul discontinua) en función del tiempo. El caudal del ciclo fisiológico cardiaco está multiplicado por k_2 .

Como conclusión de los experimentos realizados hasta el momento, para conseguir reproducir un ciclo similar con esta bomba de engranajes, se necesita aumentar considerablemente el tiempo total del ciclo. De esta manera, aunque para nuestro trabajo no es viable utilizarla, ya que no se puede emplear para imitar un corazón real, sí que se podría utilizar esta bomba para otros

procedimientos donde el tiempo de ciclo no fuese tan restrictivo como en nuestro caso.

Por lo tanto, tratamos de averiguar cuánto habría que aumentar el tiempo total del ciclo, para reproducir los caudales instantáneos del ciclo fisiológico cardiaco. En sucesivas pruebas, se llegó a la conclusión de que, el tiempo mínimo en el que se puede conseguir un ciclo parecido al fisiológico con la bomba de engranajes, es de 2,25 segundos. De esta manera, se mantiene la forma de onda deseada comprometiendo el tiempo del ciclo. Como podemos ver en la Figura 37, el tiempo total de este ciclo es más del doble de lo normal, por lo que en nuestro caso, esta bomba no nos sirve para el desarrollo de este trabajo.

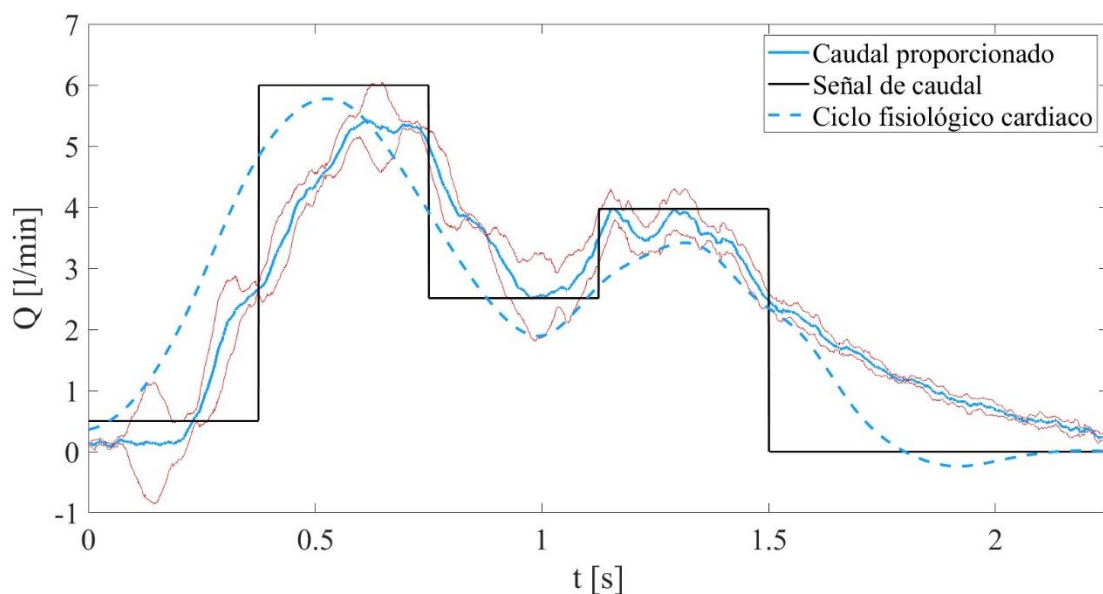


Figura 37: Señal de caudal enviada a la bomba (negra), caudal proporcionado por la bomba (azul), desviación típica (roja) y ciclo fisiológico cardiaco (azul discontinua) en función del tiempo.

En conclusión, con esta bomba no se fue capaz de conseguir un ciclo similar al real, ya que los cambios de caudal que se requieren son demasiado bruscos y en instantes de tiempo muy cortos, más de lo que la bomba de engranajes es capaz de proporcionar con sus características.

3.2. Ciclo fisiológico cardiaco con bomba centrífuga

Una vez comprobado que con una bomba de engranajes no fue posible reproducir el ciclo fisiológico cardiaco, se instaló en su lugar una bomba centrífuga. Como se ha detallado en apartados anteriores, el control de esta bomba se realiza mediante el tiempo de apertura y cierre de las electroválvulas ya descritas. Para recordar su funcionamiento, en la Figura 38 se introduce de nuevo el esquema de la bomba centrífuga junto con el uso de las electroválvulas.

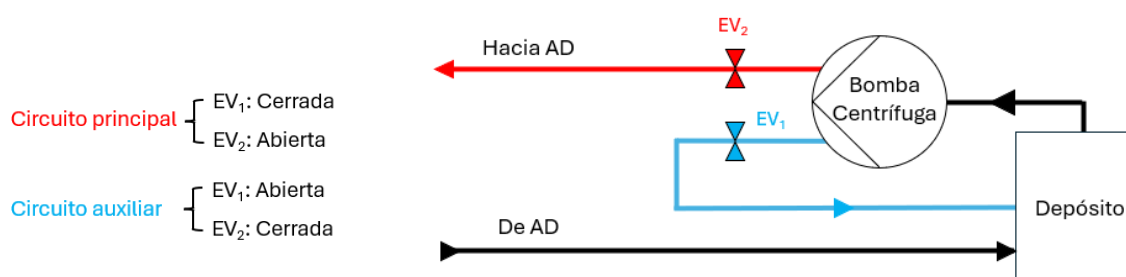


Figura 38: Esquema del funcionamiento de la bomba centrífuga.

Primero, tratamos de reproducir un caudal total eyectado por la bomba similar al que llega al corazón, antes denominado como Q_{total} . Se hacen distintas pruebas, enviando ciclos diferentes a la bomba con el software 'Control Láser', cuyo funcionamiento ha sido detallado anteriormente. De esta forma, durante numerosas pruebas se utilizaron variados ciclos para determinar cuál se asemeja más al Q_{total} del ciclo fisiológico cardiaco. Finalmente, de dichos experimentos se seleccionó, por su similitud al flujo real, el ciclo que se muestra en la Tabla 9. Como ya se explicó en su correspondiente apartado, el control de esta bomba se realiza eligiendo que electroválvula se quiere mantener abierta y cual cerrada en función del tiempo. La duración de cada ciclo enviado será de 0,9 segundos, correspondiéndose con el tiempo antes establecido por los ciclos fisiológicos cardiacos digitalizados.

En la Tabla 8 se representa el estado de cada electroválvula en función del valor elegido. De esta forma, se facilita la comprensión de la información de la Tabla 9, dónde se muestra la señal finalmente enviada a la bomba en cada instante temporal. Sorprendentemente el ciclo que mejor funciona es bastante simple, ya que el golpe de ariete causado en las electroválvulas juega un papel importante en las ondas conseguidas.

Señal	EV ₁	EV ₂
0	Cerrada	Cerrada
1	Abierta	Cerrada
2	Cerrada	Abierta
3	Abierta	Abierta

Tabla 8: Estado de las electroválvulas en función de la señal enviada.

Tiempo (s)	Señal	Tiempo (s)	Señal
0	1	0,45	1
0,03	2	0,48	1
0,06	2	0,51	1
0,09	2	0,54	1
0,12	2	0,57	1
0,15	2	0,6	1
0,18	1	0,63	1
0,21	1	0,66	1
0,24	1	0,69	1
0,27	1	0,72	1
0,3	1	0,75	1
0,33	1	0,78	1
0,36	1	0,81	1
0,39	1	0,84	1
0,42	1	0,87	1

Tabla 9: Señal enviada a la bomba centrífuga para reproducir el ciclo fisiológico cardiaco.

Para ayudar a la comprensión de los datos enviados a la bomba centrífuga, en la Figura 39, se resume la información mostrada en la Tabla 9. En esta se muestra el estado de las electroválvulas en función del tiempo, facilitando así la interpretación de la señal enviada, dónde A significa abierta y C cerrada.

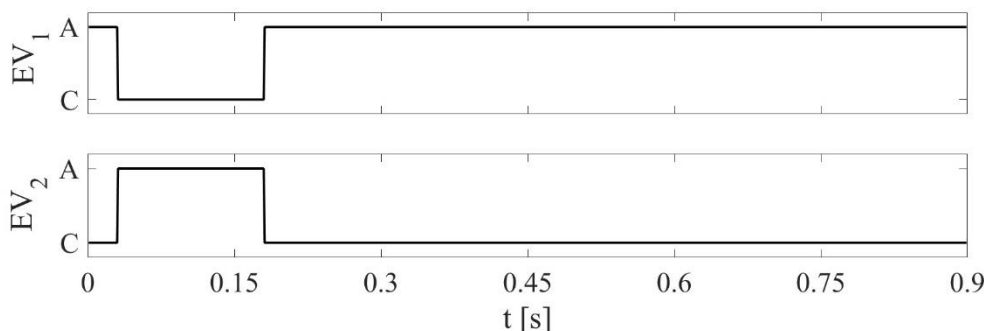


Figura 39: Estado de EV₁ y EV₂ en función del tiempo

Una vez enviada la señal, a partir de los datos recopilados, se obtiene el promedio de Q_{total} durante diez ciclos (azul), junto con su desviación típica (negro), representado en la Figura 40. Como ya se ha mencionado antes, este

Q_{total} se calcula a través de la suma de los caudales en la vena cava superior e inferior, Q_{VCI} y Q_{VCS} respectivamente. Se muestra a su vez el Q_{total} del ciclo fisiológico cardíaco (línea azul discontinua). Para mejorar la comprensión de los datos, se representaron de nuevo el estado de las dos electroválvulas durante el transcurso del ciclo.

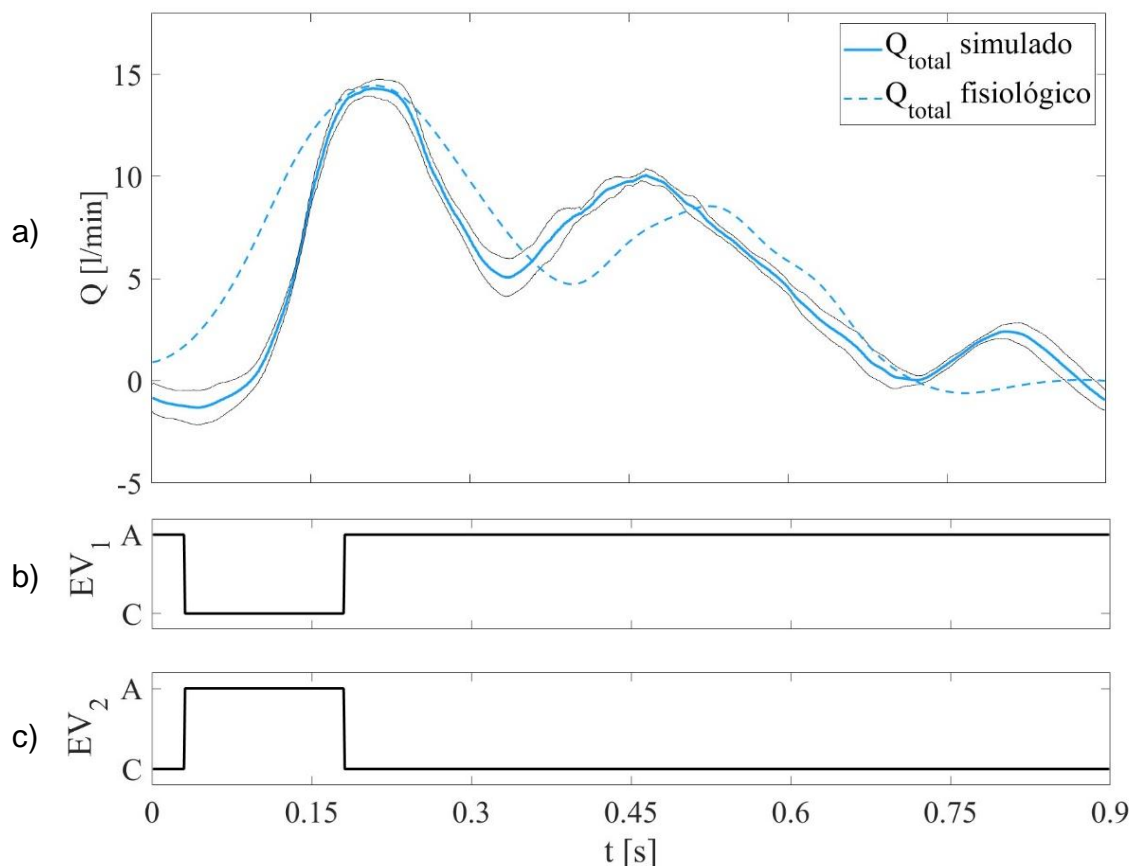


Figura 40: a) Caudal total proporcionado por la bomba (azul), desviación típica (negra) y caudal del ciclo fisiológico (azul discontinua) en función del tiempo. b) y c) Estado de las electroválvulas EV_1 y EV_2 en función del tiempo, siendo A abierta y C cerrada.

Una vez conseguido un Q_{total} similar al fisiológico de la bibliografía, se pasa a ajustar individualmente los flujos por cada una de las venas cavas. La relación entre el flujo que atraviesa las mencionadas venas, extraída de los datos fisiológicos bibliográficos, tiene un promedio de 2,4 [22]. Es decir, el caudal de la vena cava inferior es 2,4 veces mayor que el de la vena cava superior en cada instante temporal. Por lo tanto, ajustando las válvulas distribuidas en la instalación en cada una de estas venas, se consigue que los flujos que las atraviesan cumplan relación mencionada.

Una vez se ha ajustado la instalación, en la Figura 41 se representan los flujos Q_{VCI} y Q_{VCS} junto a su comparación con los ciclos fisiológicos. A su vez,

como en el caso anterior, se representan también la apertura y cierre de las electroválvulas a lo largo del ciclo.

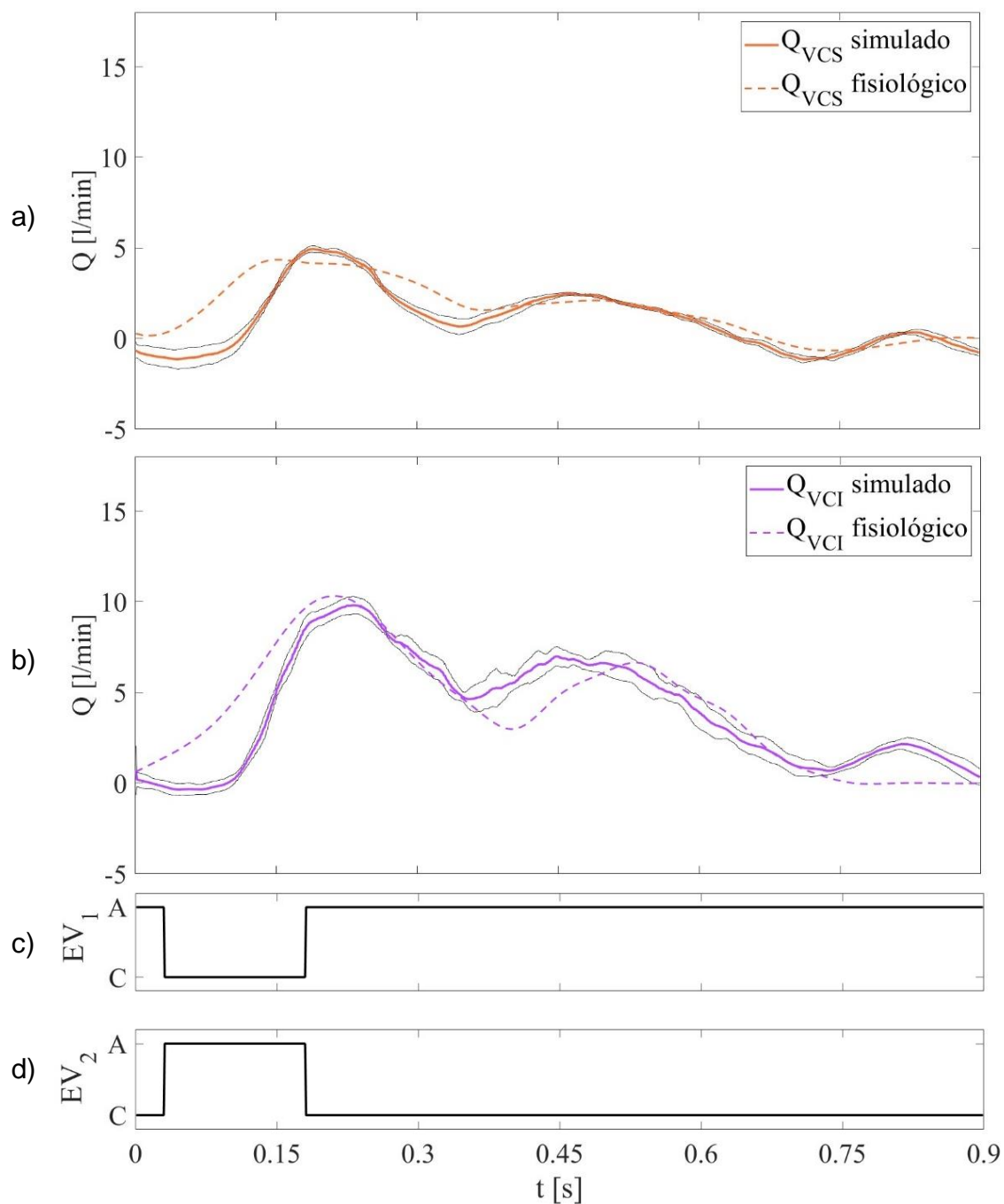


Figura 41: a) Caudal de la vena cava superior proporcionado por la bomba (naranja), desviación típica (negra) y caudal del ciclo fisiológico (naranja discontinua) en función del tiempo. b) Caudal de la vena cava inferior proporcionado por la bomba (morada), desviación típica (negra) y caudal del ciclo fisiológico (morada discontinua) en función del tiempo. c) y d) Estado de las electroválvulas EV_1 y EV_2 en función del tiempo, siendo A abierta y C cerrada.

Por último, se va a medir el flujo de salida del modelo anatómico de la aurícula derecha. Se va a comparar este caudal con el de la salida de la aurícula derecha de un corazón real, denominado Q_{VT} , el cual ha sido digitalizado a partir de la bibliografía en apartados anteriores [23].

Se vuelve a enviar el ciclo detallado en la Tabla 9. En la Figura 42, se representa el promedio de Q_{VT} reproducido frente al fisiológico, junto a su desviación típica. Además, se muestra la apertura y cierre de las electroválvulas empleadas.

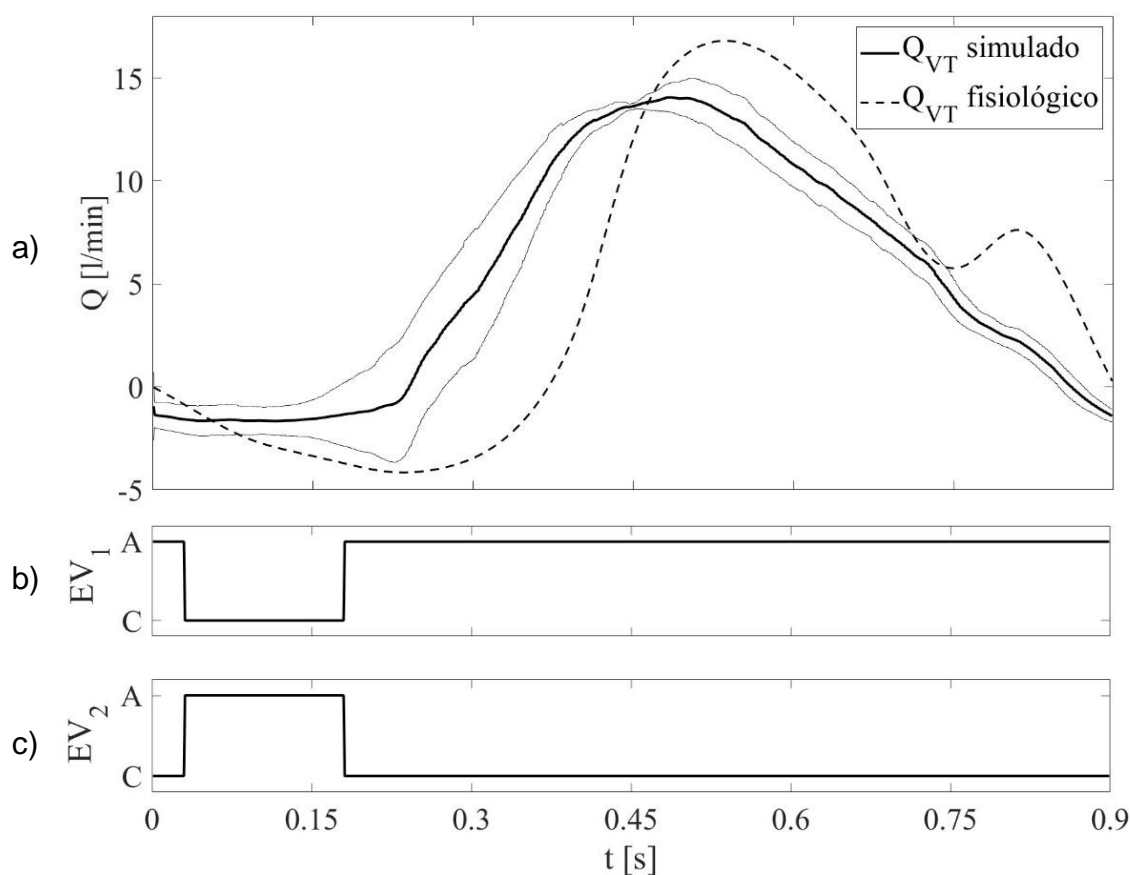


Figura 42: a) Caudal de la válvula tricúspide proporcionado por la bomba (negra), desviación típica (gris) y caudal del ciclo fisiológico (negra discontinua) en función del tiempo. b) y c) Estado de las electroválvulas EV_1 y EV_2 en función del tiempo, siendo A abierta y C cerrada.

Si observamos los resultados de los ciclos reproducidos obtenidos en los tres experimentos, en comparación con los ciclos fisiológicos, se ha conseguido reproducir estos últimos de una manera bastante similar. Con esta bomba centrífuga, a diferencia de la de engranajes, se ha conseguido reproducir los flujos que atraviesan las venas cavas, Q_{VCI} y Q_{VCS} , y la suma de ellos, Q_{total} . Sin embargo, al intentar reproducir el caudal que eyecta un corazón real, Q_{VT} , no se

han conseguido unos resultados tan buenos como en los dos casos anteriores. Aun así, este Q_{VT} sigue siendo bastante similar al fisiológico. Cabe destacar la reproductibilidad de los resultados, ya que en todos los caudales reproducidos, la desviación típica es muy baja.

Con el fin hacer más comprensibles los datos que se presentarán a continuación, se incluye de nuevo el esquema general de la instalación. En la figura 43 se recuerdan las distintas señales medidas junto a su código de colores correspondiente.

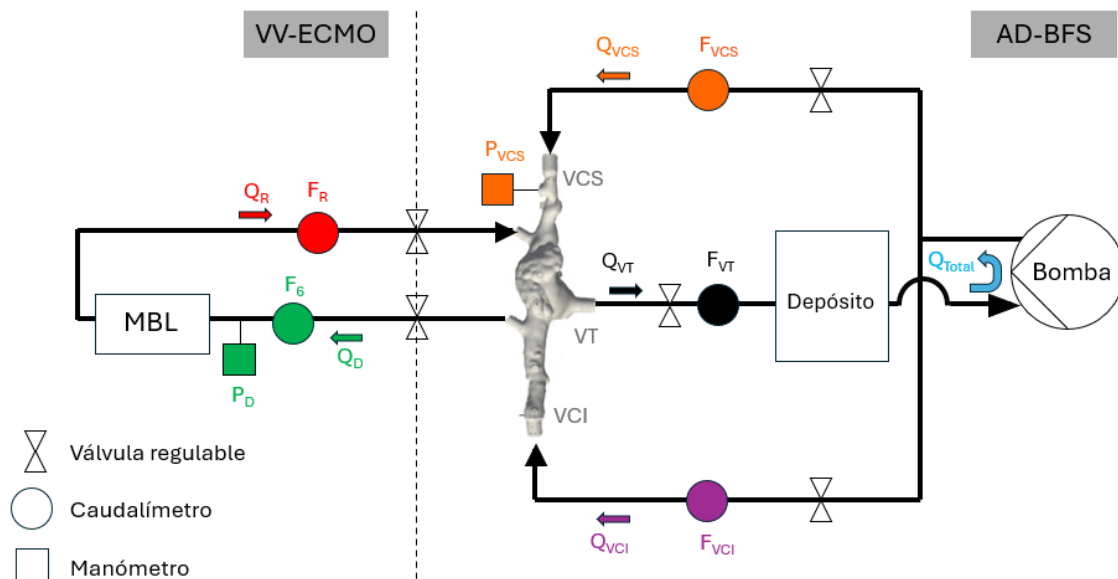


Figura 43: Diagrama esquemático de la instalación completa, donde se especifica la posición de los elementos de medición y las señales medidas.

Para acabar, se realizó un último experimento, donde se realizaron mediciones en distintas partes de la instalación, para así poder comparar después con los resultados obtenidos en los distintos apartados de este trabajo. Esta representación se muestra en la Figura 44, donde podemos identificar la localización de los caudales y presiones medidos, gracias a la posición y código de colores detallados en la Figura 43.

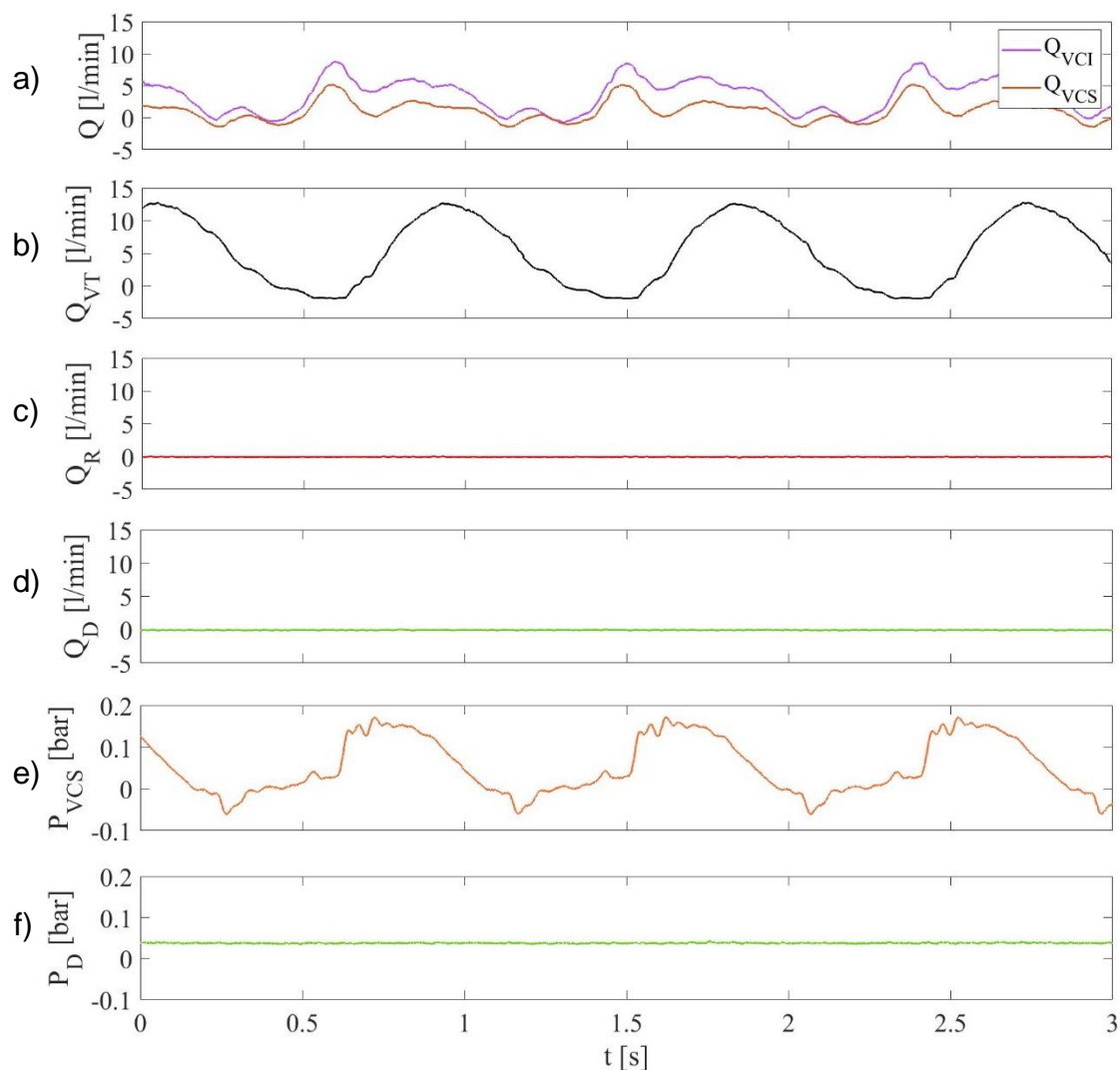


Figura 44: Representación de distintas medidas cuando solo actúa la bomba centrífuga. a) Caudal de la vena cava inferior (Q_{VCI}) y vena cava superior (Q_{VCS}). b) Caudal de la válvula tricúspide (Q_{VT}). c) Caudal de retorno (Q_R). d) Caudal de drenaje (Q_D). e) Presión en la vena cava superior (P_{VCS}). f) Presión en la tubería de drenaje (P_D).

De esta manera, se ha justificado la implantación de esta bomba para reproducir el ciclo fisiológico cardíaco, ya que los resultados obtenidos fueron notablemente mejores en comparación con la bomba de engranajes utilizada anteriormente. De aquí en adelante se usará esta configuración en todo momento.

3.3. Rendimiento bomba Liebau

Este conjunto de experimentos, tiene como finalidad analizar la actuación de la bomba de Liebau sin la influencia del ciclo fisiológico cardiaco reproducido en el apartado anterior. De esta manera, se va a comprobar la acción de la bomba de Liebau sin la bomba centrífuga.

El objetivo de estos ensayos va a ser maximizar el rendimiento de la bomba de Liebau, tratando de encontrar los valores óptimos de los parámetros que influyen en su comportamiento. Se quiere encontrar la configuración óptima que maximice el caudal neto bombeado (Q_{net}), para ello, se calcula el promedio del Q_R , tratando de evitar en la medida de lo posible los flujos reversos.

El primer paso es encontrar la frecuencia de cierre del actuador (f_c) en la cual el rendimiento de la bomba es máximo, es decir, se maximice el caudal eyectado por esta. Este valor de la f_c se denomina frecuencia de resonancia (f_r), y para hallarla, se debe realizar un barrido de frecuencias, obteniendo la idónea para el bombeo [25], [26]. En la Figura 45 se representa la relación entre el caudal neto eyectado por la bomba, Q_{net} , respecto a la frecuencia de cierre del actuador. Cabe destacar que, se mantuvieron los valores de presión ($P_{H1} = P_{H2} = 1$ bar) y de *duty cycle* ($\gamma = 33\%$) empleados en otros trabajos anteriores [19], [20].

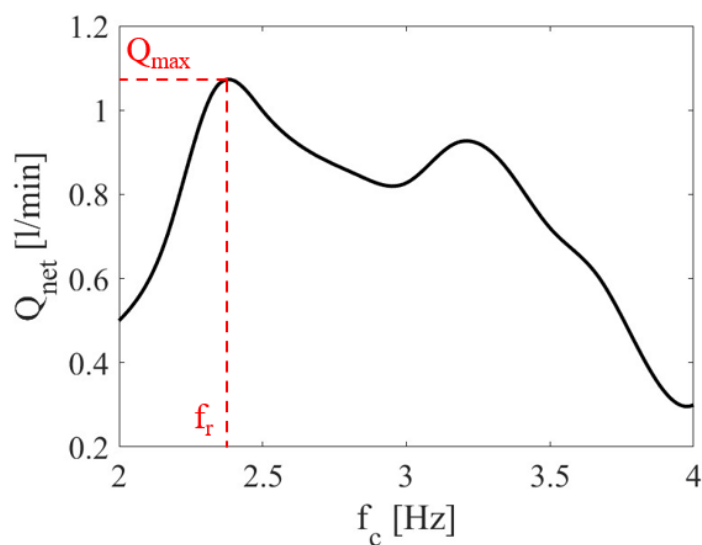


Figura 45: Caudal neto eyectado por la bomba de Liebau en función de la frecuencia de cierre.

Como podemos ver en el barrido de frecuencias representado en la Figura 45, la relación entre el caudal neto y la frecuencia de cierre del actuador es no lineal, lo cual es una de las características de la bomba de Liebau. Esta mencionada no-linealidad, es una de las principales diferencias de la bomba de

Liebau respecto a otras que tampoco tienen válvulas, como es el caso de la bomba peristáltica [27], [28].

Una vez determinada la frecuencia de cierre óptima del actuador, la frecuencia de resonancia, $f_r = 2,33$ Hz, tratamos de ajustar el resto de los parámetros. Un aumento en la presión de hinchado del *soft robot*, desemboca en una mayor rapidez a la hora de cierre por parte del actuador, y por lo tanto, un mayor caudal neto, según las demostraciones realizadas en estudios anteriores en este mismo laboratorio [20]. Por lo tanto, se hicieron varias pruebas aumentando la presión de hinchado de ambos módulos del *soft robot*, controlada de forma manual e independientemente para cada uno de ellos por dos manómetros, junto con su electroválvula correspondiente. De esta forma, se obtuvieron las presiones óptimas, $P_{H1} = 1,2$ bar y $P_{H2} = 1,4$ bar, las cuales permitían un hinchado homogéneo y simultáneo de ambos módulos, comprimiendo el tubo flexible cuando esto ocurre, sin llegar al punto de rotura.

Respecto al *duty cycle* (γ), se optó por mantener el valor usado previamente, ya que, a pesar de que se realizaron numerosos ensayos, no se encontraron notorias mejoras aumentando o disminuyendo este mismo, por lo que se continuó con $\gamma = 33\%$.

Por lo tanto, con una frecuencia de cierre del actuador $f_r = 2,33$ Hz, unas presiones de hinchado de los módulos del *soft robot* de $P_{H1} = 1,2$ bar y $P_{H2} = 1,4$ bar, y un *duty cycle* $\gamma = 33\%$ se consiguió el bombeo representado en la Figura 46. Los datos mostrados fueron medidos en el lado largo de la bomba de Liebau, en la tubería de retorno de la bomba, que desemboca en la vena cava superior.

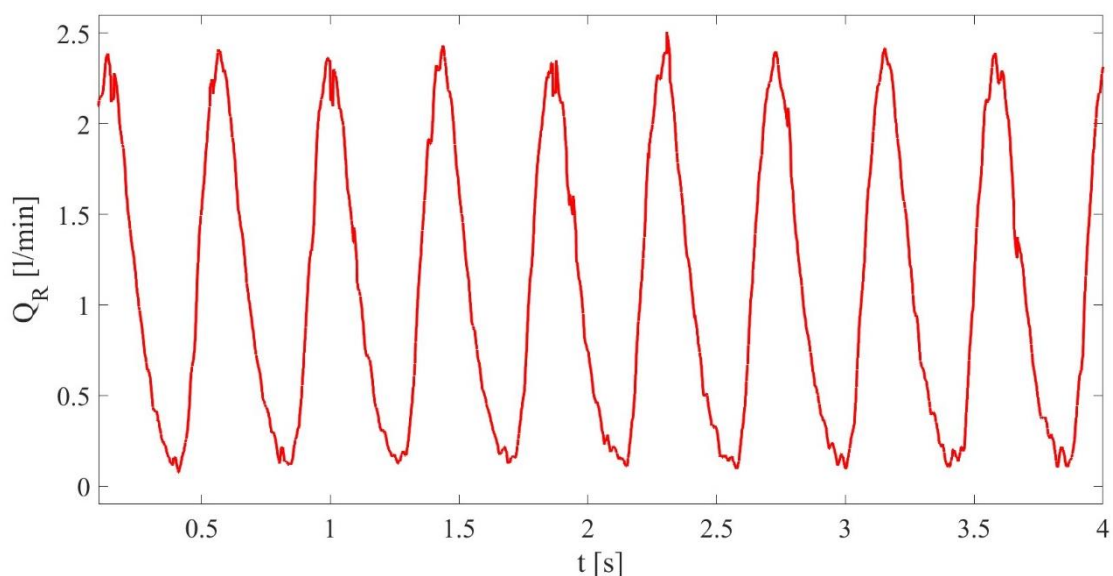


Figura 46: Caudal eyectado por la bomba de Liebau en función del tiempo, medido en la tubería de retorno.

Realizando el promedio del flujo bombeado representado en la Figura 46, obtenemos un $Q_{\text{net}} = 1,102$ l/min. El máximo caudal instantáneo alcanzado es de 2,5 l/min, y el mínimo es de 0,12 l/min. Además, se puede comprobar en la gráfica, como no hay flujo reverso, lo cual es otra ventaja a tener en cuenta a la hora de emplear la bomba de Liebau.

Por último, en la Figura 47, se representa otro experimento, manteniendo las mismas condiciones antes mencionadas, con el objetivo de comparar posteriormente. A parte del caudal eyectado por la bomba de Liebau, se representan el resto de las presiones y caudales recogidos a lo largo de toda la instalación

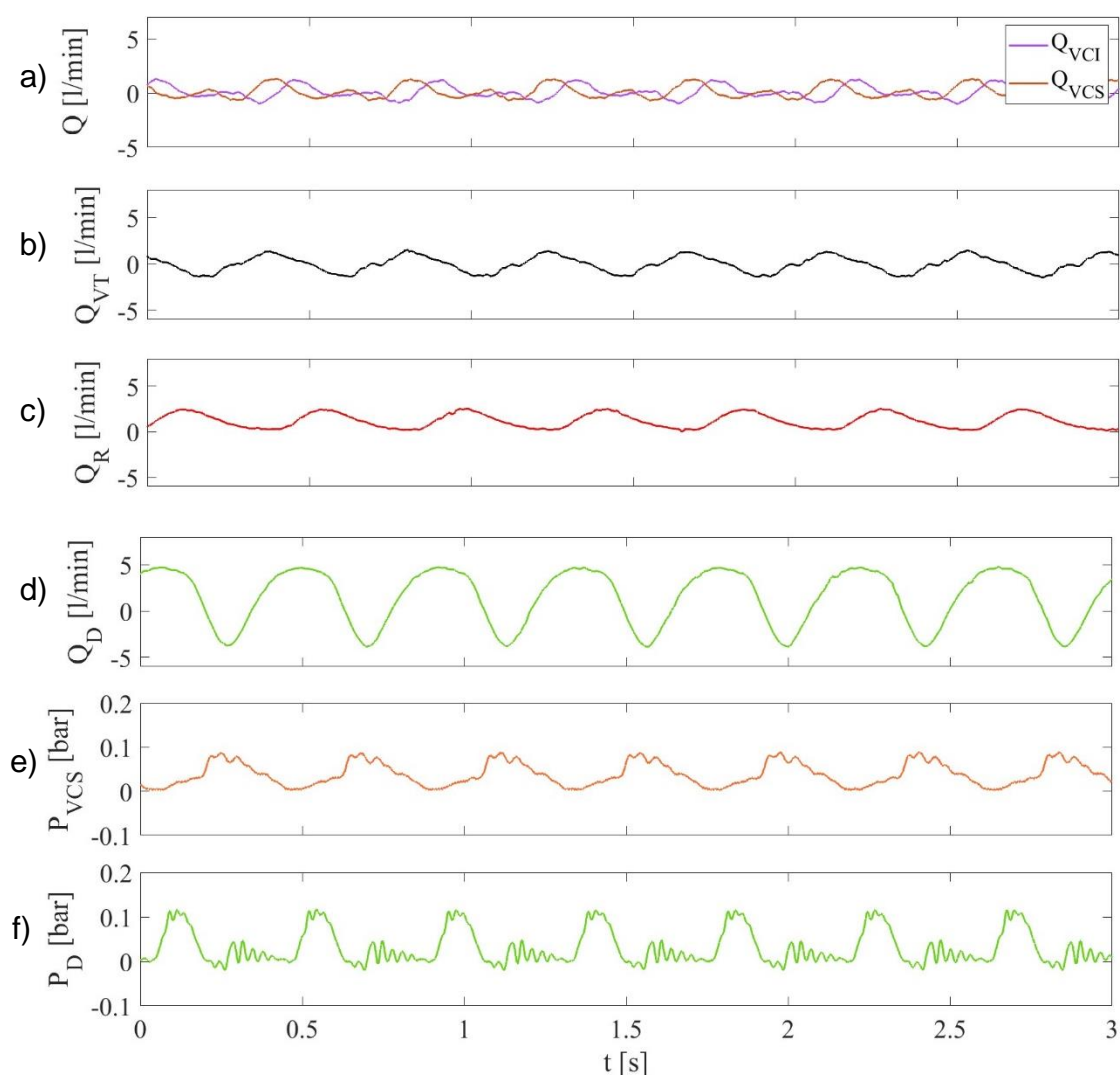


Figura 47: Representación de distintas medidas cuando solo actúa la bomba de Liebau. a) Caudal de la vena cava inferior (Q_{VCI}) y vena cava superior (Q_{VCS}). b) Caudal de la válvula tricúspide (Q_{VT}). c) Caudal de retorno (Q_R). d) Caudal de drenaje (Q_D). e) Presión en la vena cava superior (P_{VCS}). f) Presión en la tubería de drenaje (P_D).

3.4. Rendimiento bomba Liebau con ciclo fisiológico cardiaco

Para estudiar cual sería el efecto de la bomba de Liebau en un paciente real, se realizaron varios ensayos, comprobando el rendimiento de esta junto con el ciclo fisiológico cardiaco. En este conjunto de experimentos, tenemos tanto la bomba de Liebau como la bomba centrífuga funcionando simultáneamente. De esta forma, se simula el caso de un paciente conectado a un dispositivo ECMO.

Al igual que en los experimentos anteriores, se empleó la frecuencia de resonancia antes calculada, $f_r = 2,33$ Hz. A su vez, se mantuvieron los valores de presión y el *duty cycle* utilizado.

En la Figura 48 se representa el caudal eyectado por Liebau, medido en la tubería de retorno hacia el modelo anatómico 3D de la aurícula derecha, hallado en el experimento realizado con ambas bombas en marcha.

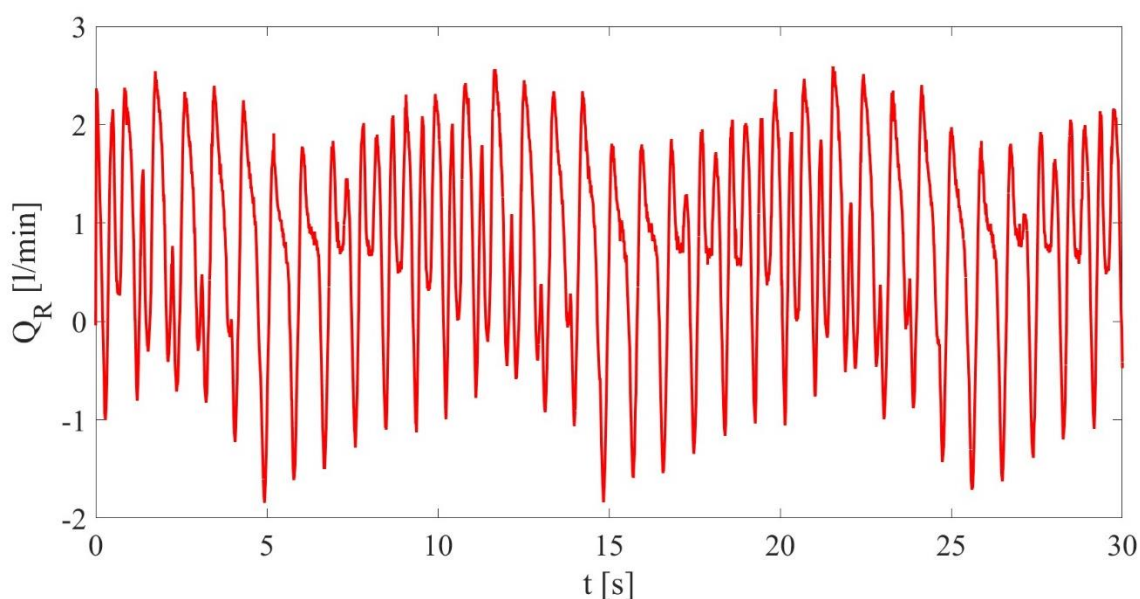


Figura 48: Caudal eyectado por la bomba de Liebau en presencia del ciclo fisiológico cardiaco en función del tiempo, medido en la tubería de retorno.

En este caso, si se promedia el flujo eyectado por esta bomba del sistema VV-ECMO, se obtiene un caudal neto $Q_{net} = 0,971$ l/min, el cual sería aportado por el sistema VV-ECMO al paciente. Estos datos fundamentan el buen comportamiento de la bomba de Liebau al actuar junto al bombeo fisiológico, ya que, al reproducir estas condiciones, se ha obtenido un caudal positivo aceptable. El valor del caudal neto aportado por Liebau, entra dentro del rango utilizado para ECMO de bajo flujo en pacientes adultos [29]

Seguidamente, con el fin de una futura comparación, y para demostrar la reproducibilidad de los datos, representamos otro experimento realizado, manteniendo las mismas condiciones antes detalladas. Este experimento se representa en la Figura 49, como en los anteriores apartados, a parte del caudal eyectado por la bomba de Liebau, se recopilaron otros datos a mayores de distintos caudales y presiones en otros puntos de la instalación. Estos se interpretan según el código de colores ya mencionado.

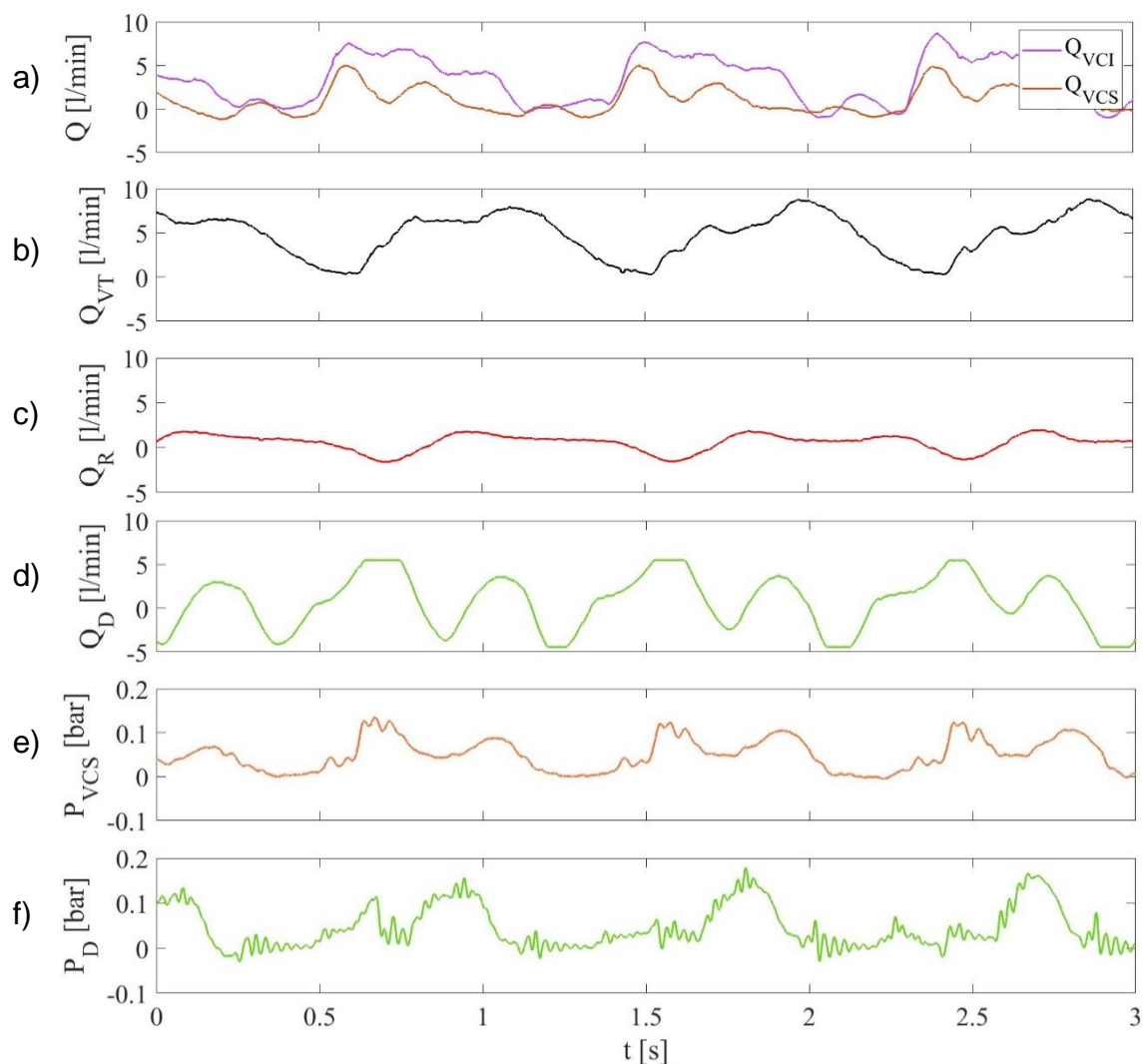


Figura 49: Representación de distintas medidas cuando actúa la bomba de Liebau junto al ciclo fisiológico cardíaco. a) Caudal de la vena cava inferior (Q_{VCI}) y vena cava superior (Q_{VCS}). b) Caudal de la válvula tricúspide (Q_{VT}). c) Caudal de retorno (Q_R). d) Caudal de drenaje (Q_D). e) Presión en la vena cava superior (P_{VCS}). f) Presión en la tubería de drenaje (P_D).

De estas pruebas realizadas acerca del funcionamiento de Liebau con el ciclo fisiológico cardíaco en marcha, podemos sacar información importante si realizamos un análisis del contenido frecuencial. Se realiza la transforma de

Fourier a la señal de Q_R representada anteriormente en la Figura 48. Esta transformada es una herramienta matemática de gran utilidad a la hora de analizar señales periódicas, ya que se encarga de transformar las señales desde el dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. De esta manera, se consigue descomponer la señal registrada del Q_R en sus componentes frecuenciales principales, representados en la Figura 50.

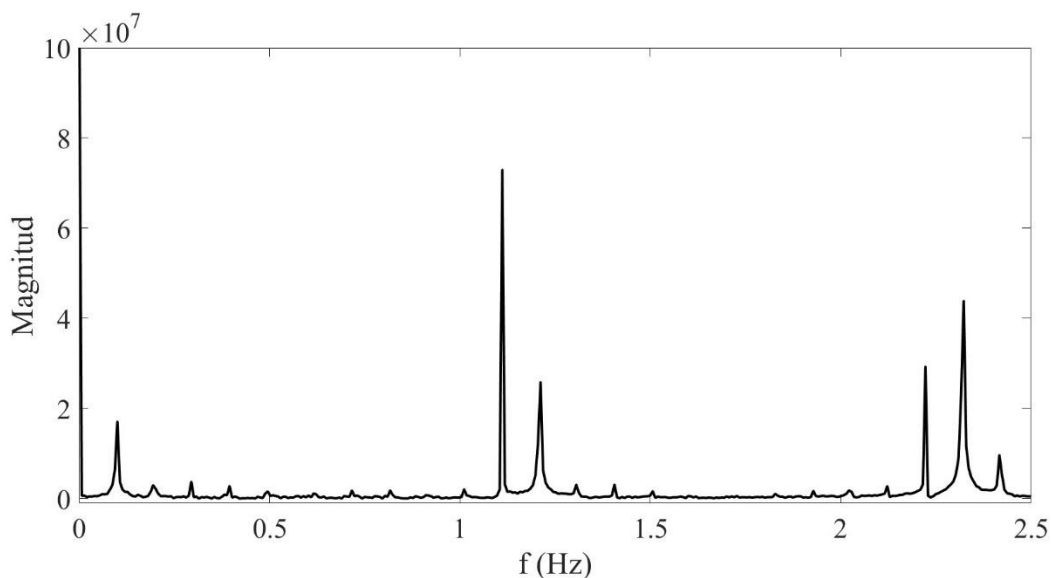


Figura 50: Análisis frecuencial de los experimentos con Liebau y Centrífuga.

Como podemos observar en la Figura 50, encontramos distintos componentes frecuenciales que destacan respecto al resto. El primero de ellos, $f = 2,3$ Hz, viene dado por la frecuencia de cierre del actuador de la bomba de Liebau. El segundo componente destacable es $f = 1,1$ Hz, que representa la frecuencia cardíaca, en este caso, el número de ciclos por segundo proporcionados por la bomba centrífuga, ya que estos ciclos tienen un periodo de 0,9 segundos. Por último, cabe destacar $f = 0,1$ Hz, que corresponde a la periodicidad que se aprecia en la gráfica con las dos bombas encendidas representada en la Figura 48, ya que se observa un patrón que se repite cada 10 segundos. Ambas bombas, centrífuga y Liebau, se acompañan cada 10 segundos, lo cual se demuestra calculando el mínimo común múltiplo entre las frecuencias de cada bomba antes mencionadas. El resto de las componentes frecuenciales son menos interesantes ya que representan distintos armónicos de las frecuencias descritas.

3.5. Análisis de prestaciones y comportamiento

El objetivo de este apartado es comparar cada una de las tres configuraciones empleadas en cada uno de los apartados anteriores. Además, todos los experimentos llevados a cabo hasta el momento han sido realizados en condiciones adultas, por lo que estos se han repetido adaptados a ciclos fisiológicos pediátricos. De esta manera, se van a comparar las tres configuraciones abordadas a lo largo de este trabajo, tanto en adultos como en niños.

3.5.1. Condiciones adultas

En el caso de las condiciones adultas, con el objetivo de comparar los resultados obtenidos en las distintas configuraciones estudiadas de los anteriores apartados, se realizaron tres ensayos consecutivos, manteniendo los mismos parámetros y condiciones de medida ya especificados.

En el primero de estos tres ensayos, corresponde únicamente al ciclo fisiológico cardíaco. En este, se encuentra solamente la bomba centrífuga en funcionamiento, ya que es la que se encarga de reproducir el latido de un paciente real. En el segundo, se analiza el rendimiento de la bomba de Liebau en solitario sin el ciclo fisiológico, por lo que la bomba centrífuga no se encuentra funcionando. Por último, en el tercer ensayo, se analiza el comportamiento de Liebau con la reproducción del ciclo fisiológico, es decir, con ambas bombas actuando simultáneamente. Este último caso, es el que se asemejaría a las condiciones de un paciente conectado a un dispositivo ECMO.

A lo largo de este apartado se presentarán todas las señales de flujo y presión medidas a lo largo de nuestra instalación. Para facilitar la comparación entre los tres experimentos realizados, en cada figura se mostrará una misma señal medida en cada una de las tres configuraciones: la primera gráfica para el primer ensayo (solo centrífuga), la segunda gráfica para el segundo (solo Liebau), y la última gráfica para el tercer ensayo (Liebau y centrífuga). Además, se implementará el código de colores ya mencionado para así simplificar aún más.

Por lo tanto, en la Figura 51, se aprecia el caudal de la vena cava inferior, Q_{vci} , medido en cada una de las tres configuraciones.

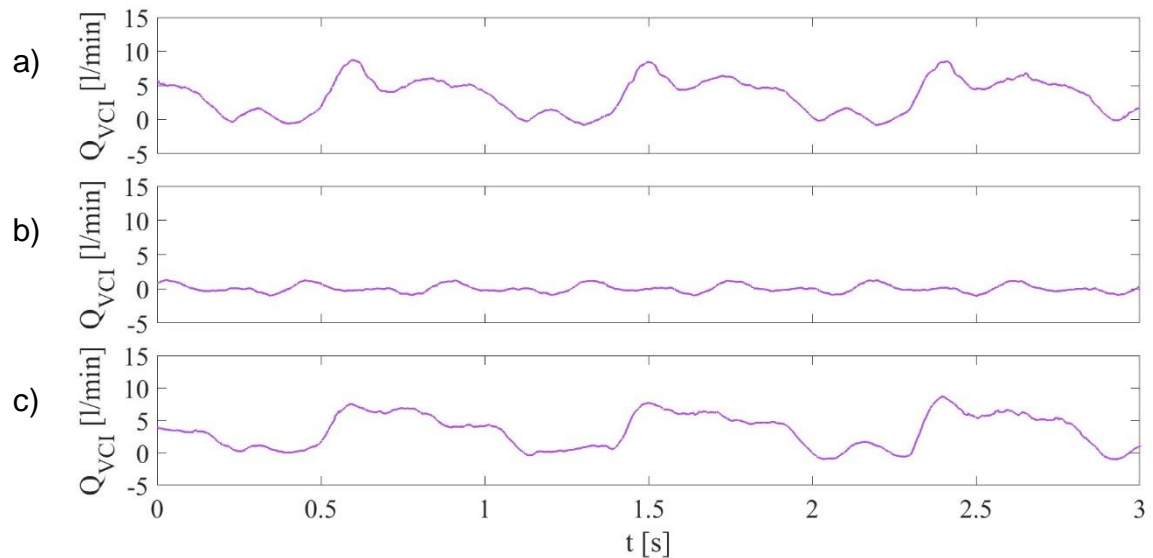


Figura 51: Caudal de la vena cava inferior (Q_{VCI}) en función del tiempo para cada configuración. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

En la Figura 51 se observa como los caudales en cada uno de los tres ensayos son diferentes. En la primera gráfica (a) se distinguen los dos picos característicos del ciclo fisiológico cardiaco, pues solo se encuentra en funcionamiento la bomba centrífuga, que trata de reproducir dicho ciclo. En la segunda gráfica (b) el caudal es mucho menor, ya que únicamente se tiene en funcionamiento la bomba de Liebau, la cual tiene un bombeo bastante inferior a la centrífuga. En la última gráfica (c), al tener ambas bombas en marcha, se aprecian los dos picos del ciclo fisiológico cardiaco, suavizados por la acción de la bomba de Liebau. Para respaldar estas conclusiones, se ha promediado los caudales mostrados, obteniendo en cada caso: a) 3.53 l/min, b) 0,128 l/min, c) 3.54 l/min. Observamos como el caudal neto es mucho menor cuando solo actúa la bomba de Liebau (b) y por ello, al tener las dos bombas actuando (c), el caudal es muy similar al obtenido con solo la bomba centrífuga (a).

A continuación, en la Figura 52, se representa el caudal que atraviesa la vena cava superior, Q_{VCS} , en los tres experimentos consecutivos realizados con las diferentes configuraciones.

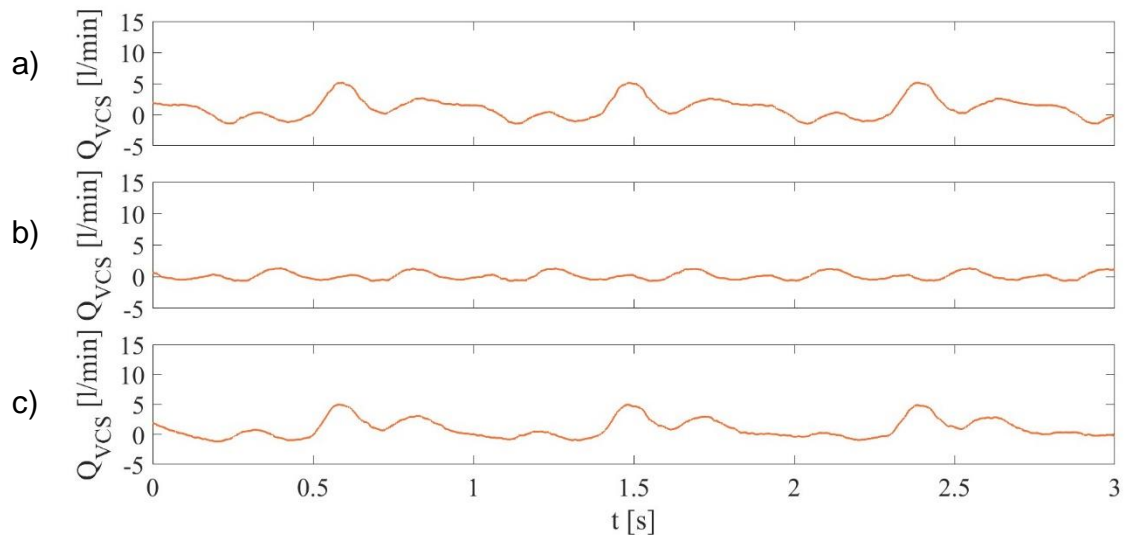


Figura 52: Caudal de la vena cava superior (Q_{VCS}) en función del tiempo para cada configuración. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

Se muestran en la Figura 52 los caudales medidos en la vena cava superior, al igual que en el anterior caso, estos son diferentes para cada configuración. En la primera gráfica (a) se observan claramente los dos picos resultantes de la reproducción del ciclo fisiológico cardiaco con la bomba centrífuga. En la segunda (b) este caudal disminuye enormemente, ya que solo actúa la bomba de Liebau, la cual propulsa menos caudal. Por último, en la tercera gráfica (c) se muestra la acción combinada de las dos bombas, por lo que se pueden observar los dos picos característicos del ciclo fisiológico cardiaco dados por la bomba centrífuga, además del suavizado causado por la acción de la bomba de Liebau. Si se promedian estos caudales obtenemos: a) 1,105 l/min, b) 0,105 l/min, c) 1,117 l/min. El caudal neto es muy pequeño cuando solo actúa la bomba de Liebau (b). Por lo tanto, al tener las dos bombas actuando (c), el caudal es muy similar al obtenido con solo la bomba centrífuga (a), ya que Liebau en este caso no aporta un gran incremento.

Seguidamente, se muestran los datos recopilados acerca del flujo que sale de la aurícula, Q_{VT} , en la Figura 53. Se representan los tres experimentos realizados con cada una de las distintas configuraciones.

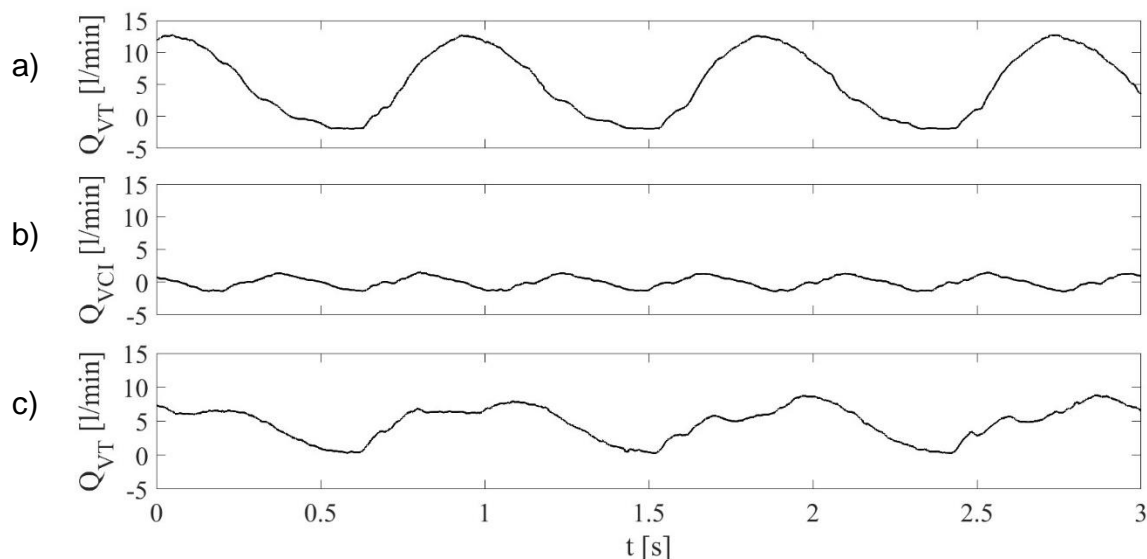


Figura 53: Caudal de salida de la aurícula (Q_{VT}) en función del tiempo para cada configuración. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

Observamos en esta Figura 53 el caudal de la válvula tricúspide para cada configuración. En la primera gráfica (a) se observa un caudal mucho mayor que en la segunda (b). Esto es debido a la acción de la bomba centrífuga al reproducir el ciclo fisiológico cardiaco, ya que, en esta segunda solo se tiene la bomba de Liebau, la cual bombea menos caudal. En la última gráfica (c) se puede observar una combinación de las dos anteriores. Se promedian los caudales obtenidos en cada caso, resultando: a) 4,51 l/min, b) 0,242 l/min, c) 4,6 l/min. Al igual que anteriormente, el caudal aportado por Liebau es bajo si comparamos el caso en el que actúa solo la bomba centrífuga (a) y el caso en el que actúan las dos (c), por lo que el promedio obtenido en ambos es muy similar. Esto se demuestra, ya que el caudal neto cuando solo actúa Liebau (b) es muy bajo.

En la Figura 54 se representa el caudal extraído de la VCI hacia el sistema VV-ECMO, por la rama de drenaje o tubería corta, denominado Q_D . A su vez, se representan los tres experimentos antes mencionados, cada uno con una de las distintas configuraciones estudiadas.

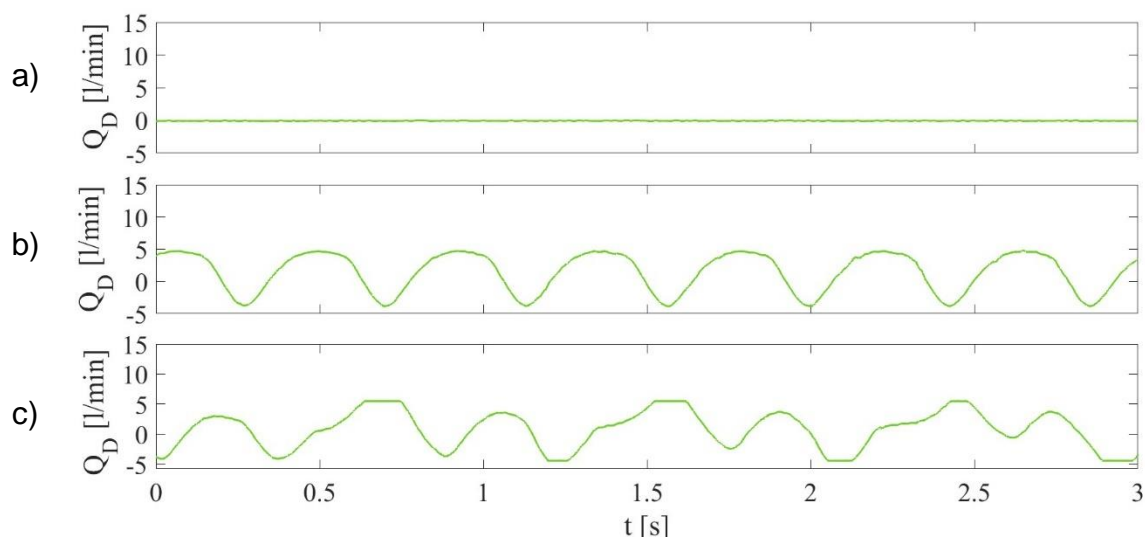


Figura 54: Caudal de drenaje (Q_D) en función del tiempo para cada configuración. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

Observamos en la Figura 54 las diferencias en el caudal de drenaje respecto a cada una de las configuraciones. En el primer caso (a), el caudal es nulo, ya que el fluido no está entrando en el circuito VV-ECMO, pues solamente se tiene encendida la bomba centrífuga, encargada de reproducir el ciclo fisiológico cardiaco. Sin embargo, en la segunda gráfica (b), podemos ver variaciones del caudal de drenaje, esto se debe a que únicamente se encuentra en funcionamiento la bomba de Liebau, por lo que el fluido si atraviesa el circuito VV-ECMO. Por último, en la tercera gráfica (c) al tener la acción combinada de las dos bombas, existe un caudal neto hacia el circuito VV-ECMO. Se calcularon los caudales promedio para cada configuración, siendo: a) 0 l/min, b) 0,79 l/min, c) 0,45 l/min. El caudal neto a través de la tubería de drenaje cuando solo tenemos la bomba centrífuga (a) es nulo. Si comparamos los caudales cuando solo tenemos Liebau funcionando (b) y cuando actúan ambas bombas (c), estos son similares, siendo mayor el primero. Esto se debe a que, cuando se encienden las dos bombas, el ciclo fisiológico cardiaco impide que una pequeña proporción del fluido se introduzca por el circuito VV-ECMO.

A continuación, en la Figura 55, se muestran los datos respecto al flujo que atraviesa la tubería de retorno (o larga) del circuito VV-ECMO a la VCS, denominado como Q_R . Se Como en los anteriores casos, se representan los tres experimentos mencionados, cada uno con una de las distintas configuraciones estudiadas.

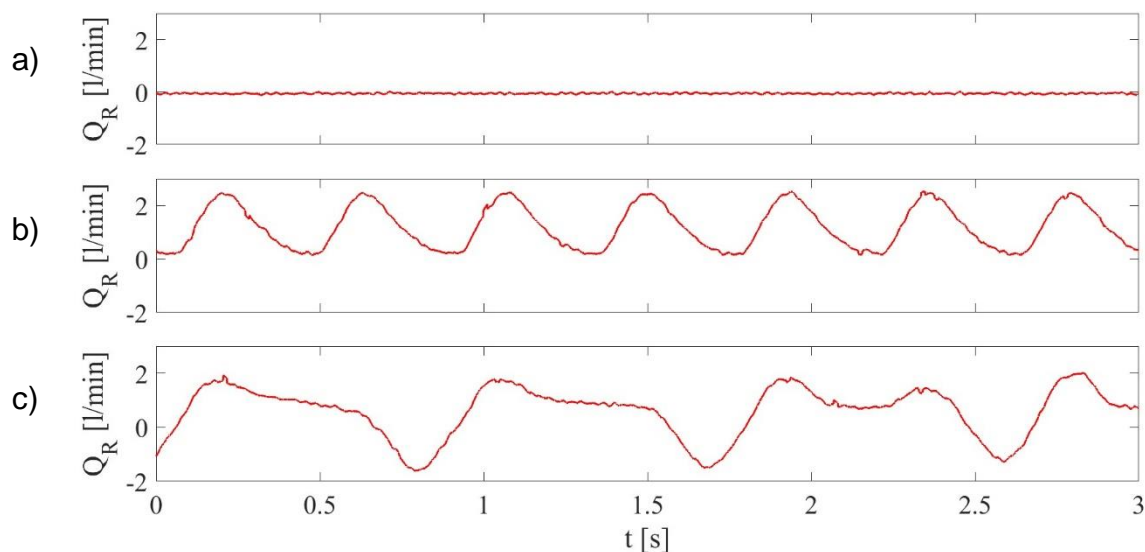


Figura 55: Caudal de retorno (Q_R) en función del tiempo para cada configuración a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

Podemos observar en la Figura 55 las diferencias en el caudal de retorno para las tres configuraciones. Cuando solo tenemos activa la bomba centrífuga que reproduce el ciclo fisiológico cardiaco (a), el caudal es nulo, ya que el fluido no entra ni sale del circuito VV-ECMO. En el segundo caso (b), al tener solamente en funcionamiento la bomba de Liebau, hay un bombeo de fluido a través de este circuito VV-ECMO, por lo que en la gráfica se aprecian variaciones en el caudal de retorno. Cuando se combina la acción de las dos bombas (c), sigue habiendo bombeo a través del circuito VV-ECMO, aunque los cambios de caudal son más bruscos, en este caso, también con caudales negativos. Se calcularon los promedios de los caudales observados, resultando en: a) 0 l/min, b) 1,02 l/min, c) 0,97 l/min. El caudal que atraviesa la tubería de retorno en el primer caso es nulo (a). El promedio de los caudales cuando actúa solo Liebau (b) y cuando actúan ambas bombas (c), son bastante parecidos, aunque es mayor el primero. Esto ocurre porque al activar ambas bombas, el ciclo fisiológico cardiaco impide que una pequeña proporción del fluido entre en el circuito VV-ECMO.

Seguidamente, se representa, en la Figura 56, las mediciones de presión en la vena cava superior, P_{VCS} para cada uno de los tres experimentos.

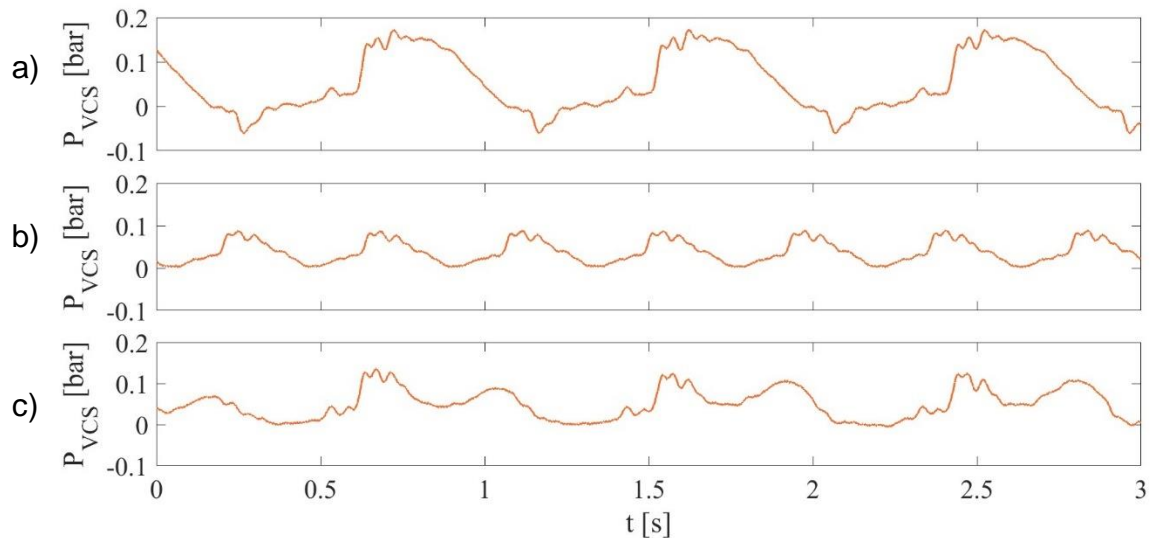


Figura 56: Presión en la vena cava superior (P_{VCS}) en función del tiempo para cada configuración. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

Respecto a la presión registrada en los tres ensayos en la vena cava superior, esta se representa en la Figura 56. Comparando las tres configuraciones, se observa como las variaciones de la presión se acentúan en la primera gráfica (a), ya que la bomba centrífuga eyecta un gran caudal. Sin embargo, la presión inducida por la bomba de Liebau en el segundo caso (b) es menor, por lo que ya se explicó anteriormente. En el último caso (c), al tener ambas bombas actuando, los cambios de presión son algo diferentes al primer caso, representan el efecto de la bomba Liebau cuando se pone el ciclo fisiológico cardiaco en marcha. Al promediar estas presiones, se obtiene: a) 0,055 bar, b) 0,038 bar, c) 0,051 bar. La bomba de Liebau eyecta menos caudal por lo que la presión neta es menor cuando esta actúa en solitario (b). La presión en los otros dos casos es muy similar por esto mismo (a y c).

Por último, en la Figura 57, se muestran los resultados recopilados respecto a la presión en la tubería de drenaje, P_D . Como en todos los casos anteriores, se representa a su vez los tres experimentos realizados, cada uno con una de las configuraciones estudiadas.

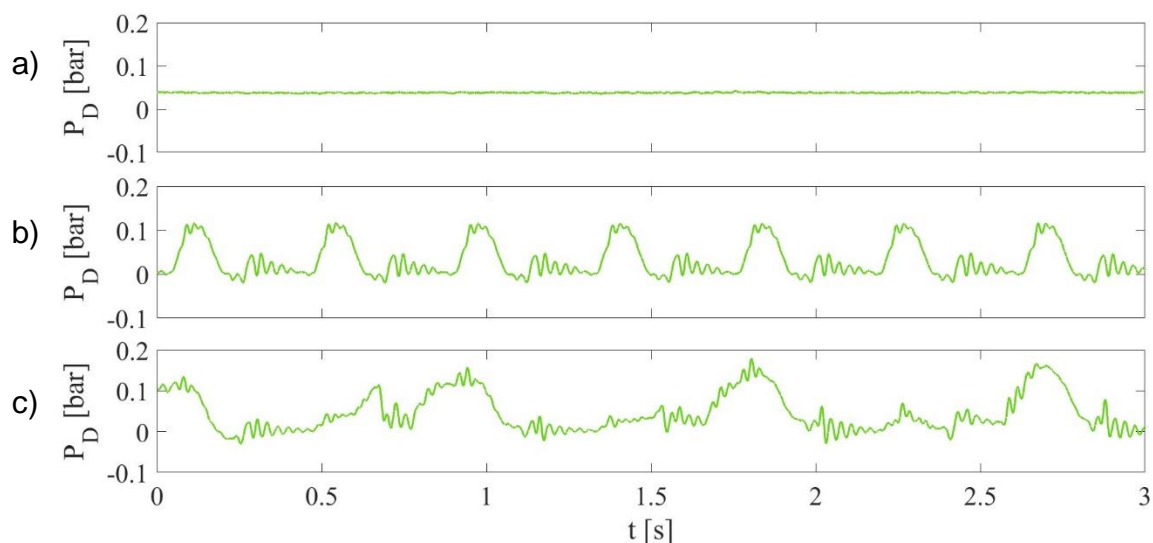


Figura 57: Presión en la tubería de drenaje (P_D) en función del tiempo para cada configuración a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

En esta Figura 57 se representa la presión en la tubería de drenaje para cada configuración. En la primera gráfica (a), la presión es constante y nula, ya que el fluido no está introduciéndose en el circuito VV-ECMO, que es donde se está realizando la medición. Sin embargo, en los dos siguientes casos (b y c), los cambios de presión son notables, sobre todo en el último, ya que se representa la acción combinada de Liebau con el ciclo fisiológico cardiaco. Se promedian estas presiones, resultando: a) 0 bar, b) 0,045 bar, c) 0,031 bar. Como ya se ha explicado, la presión neta cuando actúa solo la bomba centrífuga es 0. La presión en los otros dos casos es muy similar, sin embargo es levemente superior cuando actúa solo Liebau (b).

3.5.2. Condiciones pediátricas

Para comprobar el rendimiento de la bomba de Liebau no solo en condiciones adultas, como ha sido el caso de todos los ensayos anteriormente realizados, sino también en niños, se repitieron los mismos experimentos pero esta vez, tomando las condiciones pediátricas.

El gasto cardiaco es el volumen de sangre eyectado por el corazón en un minuto, y se calcula como el producto entre la frecuencia cardiaca y el volumen sistólico (volumen de sangre bombeado en cada latido) [30]. En adultos, este volumen de sangre eyectado se encuentra entre 4 y 6,5 l/min en pacientes sanos [31]. Sin embargo, en niños, este volumen se reduce considerablemente, siendo, en condiciones normales entre 1,3 y 3 l/min [32]. Por lo tanto, adaptamos el ciclo fisiológico cardiaco antes reproducido para adultos, a las condiciones

pediátricas. En la Figura 58 se representa el ciclo fisiológico cardíaco junto al reproducido por la bomba centrífuga, además del estado de las electroválvulas en función del tiempo. Se muestran los caudales de las venas cavas ya ajustados, Q_{VCI} y Q_{VCS} , los cuales se han calculado del promedio de diez ciclos. Además, se incluyen las desviaciones típicas de dichos promedios, demostrando la reproductividad de los datos, pues estas son bastante bajas.

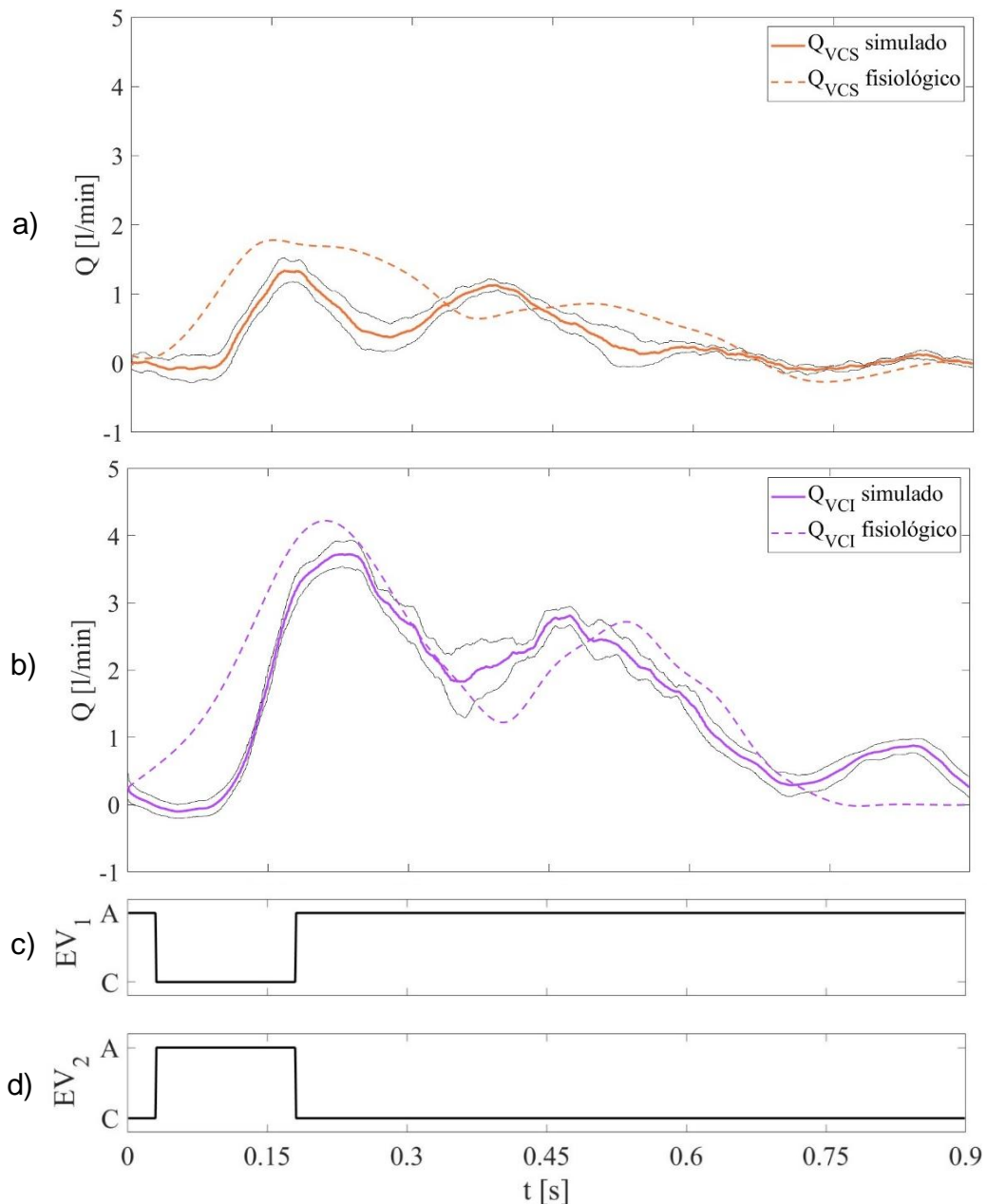


Figura 58: a) Caudal de la vena cava superior proporcionado por la bomba (naranja) y caudal del ciclo fisiológico (naranja discontinua) en función del tiempo. b) Caudal de la vena cava inferior proporcionado por la bomba (morada) y caudal del ciclo fisiológico (morada discontinua) en función del tiempo. c) y d) Estado de las electroválvulas EV_1 y EV_2 en función del tiempo, siendo A abierta y C cerrada.

Al igual que anteriormente, con estas nuevas condiciones se repiten los tres experimentos, cada uno con su configuración correspondiente. Se miden las mismas señales de flujo y presión que ya quedaron especificadas. Por lo tanto, en el primer experimento, solo actúa la bomba centrífuga reproduciendo el ciclo fisiológico cardíaco pediátrico; en el segundo, solamente puesta en marcha la bomba de Liebau; y en el tercero, se analiza el efecto conjunto de la bomba de Liebau con el ciclo fisiológico cardíaco pediátrico.

De la misma manera, se van a representar las distintas señales de flujo y presión medidas en toda la instalación. Para cada señal medida, se dispondrá una figura con tres gráficas, una para cada configuración, según el orden mencionado. Además, se incluye el código de colores empleado a lo largo de este trabajo, lo que facilita considerablemente la interpretación.

Comenzamos con la representación del caudal de la vena cava inferior, Q_{VCI} , en la Figura 59. Se representan los tres experimentos consecutivos, cada uno con su configuración correspondiente.

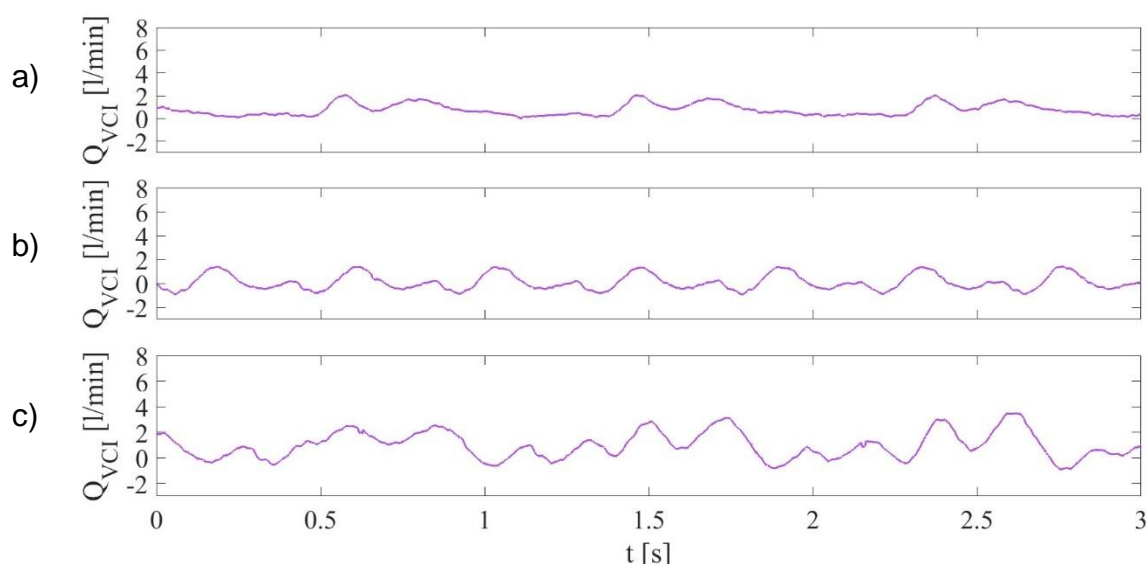


Figura 59: Caudal de la vena cava inferior (Q_{VCI}) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardíaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardíaco.

En esta Figura 59, se observa el caudal registrado en las tres configuraciones para la vena cava inferior. En la primera gráfica (a) vemos los picos característicos del ciclo fisiológico cardíaco que se ha reproducido. En la segunda (b) el flujo es mucho menor, ya que solo se tiene encendida la bomba de Liebau. Por último, en la tercera gráfica (c) se muestra una combinación de los dos anteriores casos, al tener ambas bombas encendidas, se aprecia un caudal bastante más alto en comparación con los anteriores casos. Para corroborar estas conclusiones, se ha promediado los caudales mostrados,

obteniendo en cada caso: a) 0.803 l/min, b) 0,084 l/min, c) 0.97 l/min. El caudal neto es menor cuando solo actúa la bomba de Liebau (b). Sin embargo, el caudal neto cuando solo se tiene la bomba centrífuga (a) no tan alto como en el caso adulto, por ello, cuando se encienden ambas bombas (c), el aumento de caudal en esta configuración causado por Liebau es considerable.

Seguidamente, se muestran los datos del flujo que atraviesa la vena cava superior, Q_{VCS} , en la Figura 60. Se representan los tres experimentos realizados con cada una de las configuraciones.

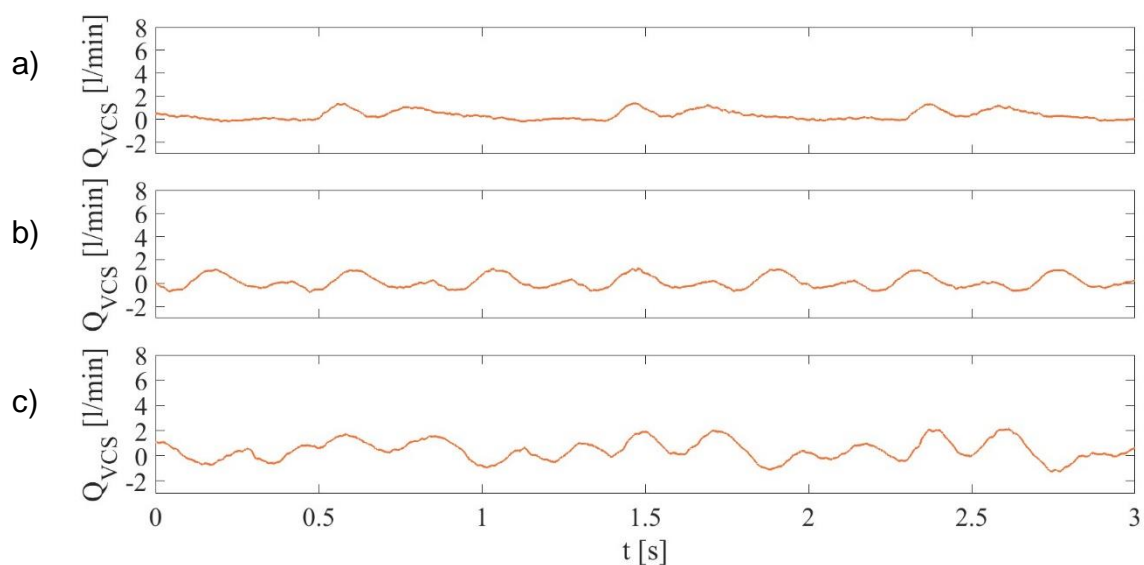


Figura 60: Caudal de la vena cava superior (Q_{VCS}) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

Como podemos observar en la Figura 60, los caudales en la vena cava superior son diferentes para cada uno de los tres experimentos. En la primera gráfica (a) se aprecian dos picos resultantes de la reproducción del ciclo fisiológico cardiaco con la bomba centrífuga. En la segunda (b) solo se encuentra en funcionamiento la bomba de Liebau, por lo cual el caudal representado es menor y no aparecen los picos característicos del ciclo fisiológico. Por último, en la tercera gráfica (c) se muestra la acción combinada de las dos bombas, el caudal sufre distintas fluctuaciones por ello. Promediando estos caudales obtenemos: a) 0,378 l/min, b) 0,091 l/min, c) 0,445 l/min. Al igual que en el caso anterior, a pesar de que el caudal cuando solo actúa Liebau es bajo (b), se aprecia un aumento en el caudal cuando tenemos las dos bombas funcionando a la vez (c) si se compara cuando solo lo está la bomba centrífuga (a).

A continuación, en la Figura 61, se muestra el caudal que se eyecta desde el modelo anatómico de la aurícula derecha hacia la bomba, denominado Q_{VT} .

Se representan los tres experimentos realizados con cada una de las distintas configuraciones.

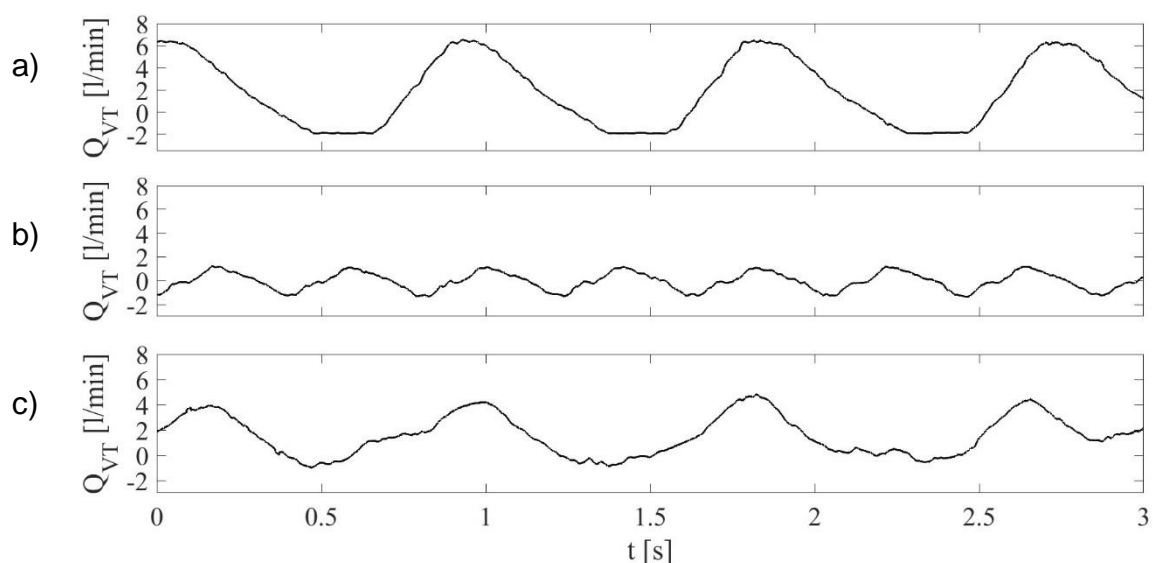


Figura 61: Caudal de salida de la aurícula (Q_{VT}) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

Observamos en esta Figura 61 el caudal de la válvula tricúspide de los tres experimentos realizados. En la primera gráfica (a) se aprecia un caudal mucho mayor que en la segunda (b), debido a la acción de la bomba centrífuga al reproducir el ciclo fisiológico cardiaco. En la última gráfica (c) se puede observar una combinación de las dos anteriores, al tener encendidas tanto la bomba de Liebau como la centrífuga. Se promedian los caudales obtenidos en cada caso, resultando: a) 0,388 l/min, b) 0,091 l/min, c) 0,4 l/min. Se vuelve a demostrar lo mismo, a pesar de Liebau tener un caudal bajo en solitario (b), cuando se encienden las dos bombas (c) el aumento del caudal es apreciable respecto a cuando solo actúa la bomba centrífuga (a).

En la Figura 62 se muestra el flujo que atraviesa la tubería de drenaje del circuito VV-ECMO, denominado Q_D . Como en los anteriores casos, se representan los tres experimentos mencionados, cada uno con una de las distintas configuraciones estudiadas.

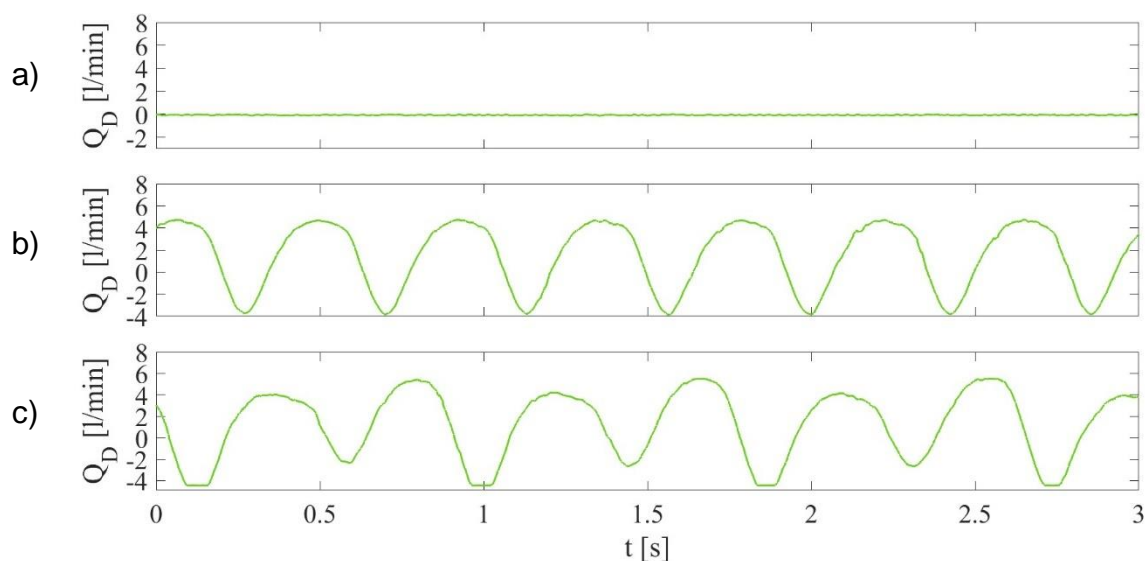


Figura 62: Caudal de drenaje (Q_D) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

En la Figura 62, se ha representado el caudal de drenaje, el cual es distinto para cada una de las configuraciones. En el primer caso (a), el caudal es nulo, ya que el fluido no está entrando en el circuito VV-ECMO, pues solamente se tiene el ciclo fisiológico cardiaco. Sin embargo, en la segunda gráfica (b), podemos ver variaciones del caudal de drenaje, esto se debe al funcionamiento de la bomba de Liebau en solitario. Por último, en la tercera gráfica (c) al tener la acción combinada de las dos bombas, existe un caudal neto hacia el circuito VV-ECMO, pero diferente al anterior caso, ya que, el ciclo fisiológico afecta al flujo bombeado por Liebau. Se calcularon los caudales promedio para cada configuración: a) 0 l/min, b) 0,788 l/min, c) 0,697 l/min. El caudal neto a través de la tubería de drenaje cuando solo tenemos la bomba centrífuga (a) es nulo. Si comparamos los caudales cuando solo tenemos Liebau funcionando (b) y cuando actúan ambas bombas (c), estos son similares, siendo mayor el primero. Esto se debe a que, cuando se encienden las dos bombas, el ciclo fisiológico cardiaco impide que una pequeña proporción del fluido se introduzca por el circuito VV-ECMO.

En la Figura 63 se representa el flujo que atraviesa la tubería de retorno del circuito VV-ECMO a la VCS, denominado Q_R . A su vez, se representan los tres experimentos antes mencionados, cada uno con una de las distintas configuraciones estudiadas.

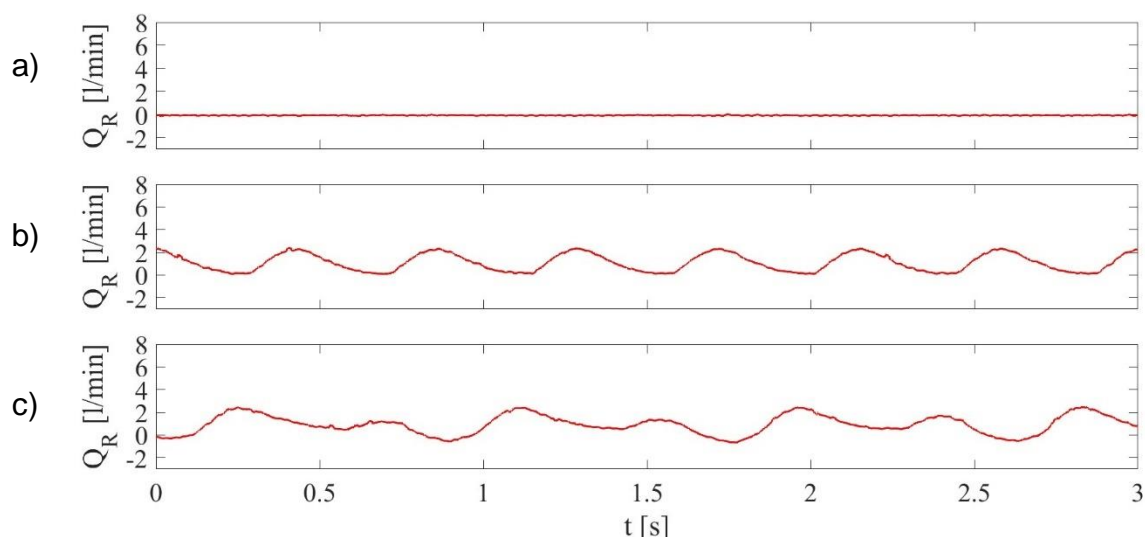


Figura 63: Caudal de retorno (Q_R) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco

En la Figura 63, se representan las diferencias en el caudal de retorno para las tres configuraciones. Cuando solo se encuentra actuando la bomba centrífuga que reproduce el ciclo fisiológico cardiaco (a) el caudal es nulo, ya que el fluido no entra ni sale del circuito VV-ECMO. En el segundo caso (b), al tener en funcionamiento la bomba de Liebau solamente, hay un bombeo de fluido a través de este circuito VV-ECMO, por lo que en la gráfica se muestran variaciones de este caudal. Cuando se combina la acción de las dos bombas (c) sigue habiendo bombeo a través del circuito VV-ECMO, aunque los cambios de caudal son más bruscos, en este caso, también con caudales negativos. Se calcularon los promedios de los caudales observados, resultando en: a) 0 l/min, b) 1,093 l/min, c) 1,01 l/min. El caudal que atraviesa la tubería de retorno es nulo (a). El promedio de los caudales cuando actúa solo Liebau (b) y cuando actúan ambas bombas (c), son bastante parecidos, aunque es ligeramente mayor el primero. Esto ocurre porque al activar ambas bombas, el ciclo fisiológico cardiaco impide que una pequeña proporción del fluido entre en el circuito VV-ECMO.

Seguidamente, en la Figura 64, se muestra la presión en la vena cava superior, denominada P_{VCS} . A su vez, se muestran las tres configuraciones empleadas a lo largo de este estudio, cada una de ellas en su respectivo experimento.

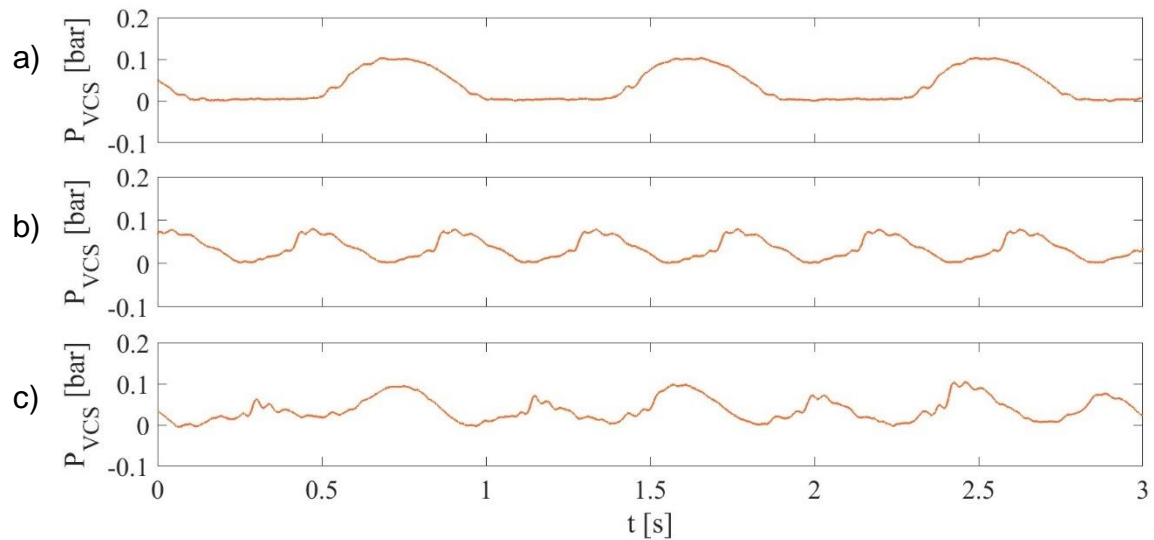


Figura 64: Presión en la vena cava superior (P_{VCS}) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

Representadas en la Figura 64, encontramos las presiones registradas en la vena cava superior durante los distintos experimentos. En la primera gráfica (a) se registra un cambio brusco de presión en cada ciclo, lo que correspondería a la sístole en un corazón real, ya que en este caso solo se tiene en marcha la reproducción del ciclo fisiológico cardiaco. En la segunda gráfica (b), la presión inducida por Liebau es bastante menor, ya que, solamente se encuentra esta encendida, la cual es capaz de bombear menos caudal. En la última gráfica (c), al representarse la acción conjunta de las dos bombas, los cambios de presión son algo diferentes, se combinan las presiones producidas por las dos en solitario. Promediando se obtiene: a) 0.039 bar, b) 0,025 bar, c) 0,038 bar. La bomba de Liebau eyecta menos caudal por lo que la presión neta es menor cuando esta actúa en solitario (b). La presión en los otros dos casos es muy similar por esto mismo (a y c).

Por último, se representa, en la Figura 65, la presión en la tubería de drenaje, o rama corta, del circuito VV-ECMO, denominada P_D . Como en todos los casos anteriores, se representa a su vez los tres experimentos realizados, cada uno con una de las configuraciones estudiadas.

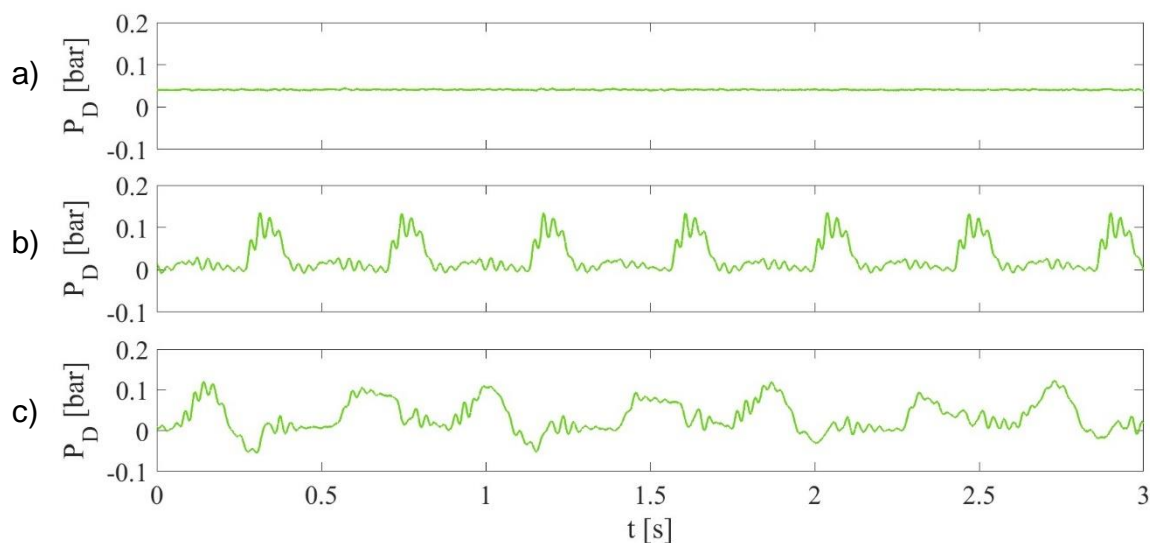


Figura 65: Presión en la tubería de drenaje (P_D) en función del tiempo para cada configuración del caso pediátrico. a) Solo ciclo fisiológico cardiaco, b) Solo bomba de Liebau, c) Liebau con ciclo fisiológico cardiaco.

Respecto a las variaciones de presión en la tubería de drenaje, estas se representan en la Figura 65. Comparando los tres casos, observamos como, en el primer caso (a) hay ausencia de presión, ya que al tener solamente la bomba centrífuga encendida, el fluido no entra en el circuito VV-ECMO. Sin embargo, en los dos casos siguientes (b y c), los cambios de presión son bastante evidentes ya que el fluido si se introduce por el circuito VV-ECMO, siendo más acentuados en el último caso, ya que se combina la acción de las dos bombas. Promediando estas presiones, se obtiene: a) 0 bar, b) 0,033 bar, c) 0,029 bar. Como ya se ha explicado, la presión neta cuando actúa solo la bomba centrífuga es 0 (a). La presión en los otros dos casos es muy similar, sin embargo es levemente superior cuando actúa solo Liebau (b).

De los tres experimentos realizados se extraen unos resultados muy similares a los obtenidos en adultos, aunque más notorios en este caso, ya que los caudales pediátricos son más bajos. Cabe destacar que, en el tercer experimento (bomba de Liebau con el ciclo fisiológico pediátrico) el promedio del caudal eyectado por Liebau en la rama de retorno es $Q_{net} = 1,01$ l/min. Este valor demuestra un buen desempeño de la bomba de Liebau ya que está dentro del rango utilizado para ECMO en pacientes pediátricos [7].

En definitiva, a pesar de que se ha demostrado que la bomba de Liebau ofrece las mismas prestaciones independientemente del caudal eyectado por el corazón. En el caso pediátrico, la bomba de Liebau tiene un mayor efecto, ya que el caudal que es capaz de proporcionar se aproxima al del flujo fisiológico cardiaco. En cambio en el caso adulto, al tener un flujo fisiológico de un caudal muy superior, el efecto de la bomba de Liebau es menor.

CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES

A lo largo de este trabajo de fin de grado, se ha estudiado la viabilidad de la bomba de Liebau como dispositivo de asistencia a la circulación extracorpórea en un circuito VV-ECMO. Para esta tarea, se ha logrado diseñar y construir una instalación experimental, dónde se incluye una rama VV-ECMO con dicha bomba, y una reproducción del ciclo fisiológico cardiaco, con un modelo anatómico impreso en 3D de la aurícula derecha y venas cavas.

La instalación empleada, se ha construido específicamente para este trabajo, de esta manera, se han conseguido las características necesarias para el correcto desarrollo de este estudio.

A su vez, se ha realizado una exhaustiva documentación en base a la bibliografía encontrada, acerca de los antecedentes en dispositivos ECMO, bombas empleadas hasta el momento y sus problemas asociados. También, se han consultado distintas fuentes bibliográficas acerca de conocimientos básicos en anatomía y fisiología del corazón humano, para así, entender mejor la contextualización de este trabajo. En la mencionada búsqueda bibliográfica, se han encontrado los datos reales de flujos y ciclos cardiacos, los cuales se han aplicado en este estudio.

Se ha dominado y controlado el funcionamiento de las bombas centrífuga y de engranajes, con las cuales se ha tratado de reproducir el ciclo fisiológico cardiaco. Gracias a ello, se ha podido demostrar la imposibilidad de la bomba de engranajes para reproducir un ciclo fisiológico real. Sin embargo, con la bomba centrífuga, se ha logrado reproducir el flujo cardiaco, no solo de adultos, sino también de pacientes pediátricos. Para realizar esta tarea, se adquirieron y procesaron los datos registrados en los distintos experimentos realizados, mediante el uso del software 'Control Láser' y Matlab.

Para lograr un buen rendimiento con la novedosa bomba de Liebau, se perfeccionó su uso mediante el ajuste de distintos parámetros, los cuales permitieron obtener un rendimiento óptimo, con un caudal neto máximo. A este logro contribuyó el desarrollo de la metodología de la construcción de *soft robots*, empleados en el funcionamiento de esta bomba.

Se ha demostrado que, esta bomba de Liebau funciona de manera correcta cuando se pone en funcionamiento a la vez que el ciclo cardiaco, llegando a bombear hasta un litro de fluido por minuto. Para conseguir esto, se realizaron distintos experimentos comparando varias situaciones, llegando finalmente a la conclusión de que, las prestaciones de la mencionada bomba son una potencial solución a los problemas de las bombas empleadas actualmente. Se reduce la

recirculación del fluido gracias a su pulsatilidad, además de disminuir la hemólisis y trombogénesis gracias a su ausencia de válvulas.

Por último, se demostró que las prestaciones de la bomba de Liebau, actuando simultáneamente con el ciclo fisiológico cardiaco, son independientes de la edad del paciente. Sin embargo, su funcionamiento destaca en el caso pediátrico, ya que el caudal que proporciona la bomba de Liebau se aproxima más al caudal del ciclo fisiológico cardiaco de niños que al de adultos.

Investigación futura:

La línea de investigación futura se centraría en completar la rama ECMO de la instalación, ya que en este trabajo no se ha incluido todos los dispositivos de un sistema de circulación extracorpórea real. Entre estos dispositivos a implementar estaría la unidad oxigenadora, encargada de extraer el dióxido de carbono de la sangre e inyectar el oxígeno a esta misma. También sería interesante incluir el calentador encargado de atemperar la sangre que se inyecta en el paciente, para así conseguir un procedimiento menos molesto para el individuo. A su vez, se deberían integrar las cánulas usadas en un paciente real, y sustituir el fluido de trabajo por uno similar a la sangre, como por ejemplo, una mezcla agua-glicerina.

Concretamente, en cuanto al diseño de la bomba de Liebau, las líneas de investigación futuras tratarán de mejorar sus características, procurando diseñar un actuador más robusto, capaz de proporcionar más caudal. En estudios futuros se abordará la implantación de un actuador de accionamiento eléctrico/electromagnético.

Presupuesto

Se va a realizar una estimación del presupuesto invertido en la realización de este trabajo de fin de grado.

Presupuesto de personal:

Personal	Nº Horas	€/h	Total (€)
Técnico de laboratorio	100	40	4000
Ingeniero	200	50	10000
Investigador postdoctoral	30	80	2400
Profesor	30	120	3600
Presupuesto total			20000

Tabla 10: Presupuesto de personal.

El coste total empleado en el personal finalmente, es de veinte mil euros.

Presupuesto de equipos:

Equipos	Nº Horas utilizado	Coste unitario €/h	Total (€)
Ordenador portátil	500	0,1867	93,35
Presupuesto total			93,35

Tabla 11: Presupuesto de equipos.

Para calcular el coste unitario de amortización, se ha tenido en cuenta que el uso total es de 5088 horas. El mencionado portátil tiene un coste de 1000€, con un valor residual de 50€, ya que cabe la posibilidad de reutilizar algunas piezas. Por lo tanto, el presupuesto total para los equipos es de noventa y tres euros con treinta y cinco céntimos.

Presupuesto de material:

Material	Cantidad	Coste unitario (€)	Coste total (€)
Arduino Nano	1	14,95	14,95
Arduino Due	1	53,00	53,00
Bomba de engranajes Ismatec MCP-Z	1	4700,00	4700,00
Bomba centrífuga Pedrollo CPM 132	1	218,38	218,38
Caudalímetro Sonoflow CO.55/230 v2.0	3	2000,00	6000,00
Caudalímetro Sonoflow CO.55/100 v2.0	2	1500,00	3000,00
Sensor de presión SS-GM1P1-5C	1	300,00	300,00
Electroválvula Solenoid valves 2/2 Series 262	2	116,00	232,00
Electroválvula Solenoid valves 5/2 Series SY5000	2	80,56	161,00
Depósito	1	10,00	10,00
Manómetro Keller	2	375,00	750,00
Actuador	1	18,00	18,00
Electrónica	1	50,00	50,00
Tuberías PVC	6 m	3.13/ m	18,78
Otros materiales			60,00
Presupuesto total			15586,11

Tabla 12: Presupuesto de materiales

Por lo tanto, el coste de material es de quince mil quinientos ochenta y seis euros. En otros materiales se tiene en cuenta las bridas, tornillos, tijeras, teflón... empleados.

Presupuesto total:

Tipo de presupuesto	Coste total (€)
Personal	20000
Equipos	93,35
Material	15586,11
presupuesto total	35679,46 €

Tabla 13: Presupuesto total

Finalmente el presupuesto total asciende a, aproximadamente, treinta y cinco mil euros.

Referencias

- [1] R. L. Drake and A. W. Vogl, “*Gray. Anatomía Básica*,” 2nd ed. Barcelona, Spain: Elsevier. 2018.
- [2] D. Drenckhahn and J. Waschke, “*Benninghoff & Drenckhahn. Compendio de Anatomía*.” 1st ed. Barcelona, Spain: Panamericana, 2010.
- [3] G. J. Tortora and B. Derrickson, “*Principios de Anatomía y Fisiología*,” 15th ed. Mexico City, Mexico: Panamericana. 2018.
- [4] R. M. Lang *et al.*, “Imaging assessment of the right atrium: anatomy and function,” *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*, vol. 23, no. 7, pp. 867–884, Jun. 2022, doi: 10.1093/EHJCI/JEAC011.
- [5] S. Torregrosa *et al.*, “Oxigenación de membrana extracorpórea para soporte cardíaco o respiratorio en adultos,” *Cirugía Cardiovascular*, vol. 16, no. 2, pp. 163–177, Apr. 2009, doi: 10.1016/S1134-0096(09)70162-7.
- [6] M. J. Chakaramakkil and C. Sivathasan, “ECMO and Short-term Support for Cardiogenic Shock in Heart Failure,” *Curr Cardiol Rep*, vol. 20, no. 10, pp. 1–8, Oct. 2018, doi: 10.1007/S11886-018-1041-4/METRICS.
- [7] R. C. de F. Chaves *et al.*, “Extracorporeal membrane oxygenation: a literature review,” *Rev Bras Ter Intensiva*, vol. 31, no. 3, p. 410, 2019, doi: 10.5935/0103-507X.20190063.
- [8] L. Lequier, S. B. Horton, D. M. McMullan, and R. H. Bartlett, “Extracorporeal Membrane Oxygenation Circuitry,” *Pediatr Crit Care Med*, vol. 14, no. 5 0 1, p. S7, Jun. 2013, doi: 10.1097/PCC.0B013E318292DD10.
- [9] K. J. Rehder, D. A. Turner, D. Bonadonna, R. J. Walczak, R. J. Rudder, and I. M. Cheifetz, “Technological advances in extracorporeal membrane oxygenation for respiratory failure,” *Expert Rev Respir Med*, vol. 6, no. 4, pp. 377–384, 2012, doi: 10.1586/ers.12.31.
- [10] D. B. Tulman *et al.*, “Veno-venous ECMO: A synopsis of nine key potential challenges, considerations, and controversies,” *BMC Anesthesiol*, vol. 14, no. 1, pp. 1–11, Aug. 2014, doi: 10.1186/1471-2253-14-65/FIGURES/3.
- [11] A. Maslach-Hubbard and S. L. Bratton, “Extracorporeal membrane oxygenation for pediatric respiratory failure: History, development and current status,” *World J Crit Care Med*, vol. 2, no. 4, p. 29, Nov. 2013, doi: 10.5492/WJCCM.V2.I4.29.

- [12] A. T. Gregory and A. R. Denniss, "Heart, Lung and Circulation in the COVID-19 Era: About COVID-19, Not Just About COVID-19," *Heart Lung Circ*, vol. 30, no. 12, p. 1792, Dec. 2021, doi: 10.1016/J.HLC.2021.10.001.
- [13] C. O'Brien, J. Monteagudo, C. Schad, E. Cheung, and W. Middlesworth, "Centrifugal pumps and hemolysis in pediatric extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) patients: An analysis of Extracorporeal Life Support Organization (ELSO) registry data," *J Pediatr Surg*, vol. 52, no. 6, pp. 975–978, Jun. 2017, doi: 10.1016/j.jpedsurg.2017.03.022.
- [14] C. A. Figueroa Villalba, D. M. McMullan, R. C. Reed, and W. L. Chandler, "Thrombosis in Extracorporeal Membrane Oxygenation (ECMO) Circuits," *ASAIO Journal*, vol. 68, no. 8, pp. 1083–1092, Aug. 2022, doi: 10.1097/MAT.0000000000001605.
- [15] D. G. Blauvelt, E. N. Abada, P. Oishi, and S. Roy, "Advances in extracorporeal membrane oxygenator design for artificial placenta technology," *Artif Organs*, vol. 45, no. 3, p. 205, Mar. 2021, doi: 10.1111/AOR.13827.
- [16] S. A. Conrad and D. Wang, "Evaluation of Recirculation During Venovenous Extracorporeal Membrane Oxygenation Using Computational Fluid Dynamics Incorporating Fluid-Structure Interaction," *ASAIO Journal*, vol. 67, no. 8, pp. 943–953, Aug. 2021, doi: 10.1097/MAT.0000000000001314.
- [17] B. Illum *et al.*, "Evaluation, Treatment, and Impact of Neurologic Injury in Adult Patients on Extracorporeal Membrane Oxygenation: a Review," *Curr Treat Options Neurol*, vol. 23, no. 5, p. 15, May 2021, doi: 10.1007/S11940-021-00671-7.
- [18] G. Liebau, "Über ein ventillofes Pumpprinzip," *Naturwissenschaften*, vol. 41, no. 14, p. 327, Jan. 1954, doi: 10.1007/BF00644490/METRICS.
- [19] J. Anatol *et al.*, "Experimental study of an asymmetric valveless pump to elucidate insights into strategies for pediatric extravascular flow augmentation," *Scientific Reports 2022 12:1*, vol. 12, no. 1, pp. 1–9, Dec. 2022, doi: 10.1038/s41598-022-26524-0.
- [20] J. Anatol, M. García-Díaz, C. Barrios-Collado, J. A. Moneo-Fernández, F. Castro-Ruiz, and J. Sierra-Pallares, "Experimental characterization of an asymmetric valveless pump based on soft robotics technology," *Physics of Fluids*, vol. 35, no. 6, Jun. 2023, doi: 10.1063/5.0150978.
- [21] C. Banfi *et al.*, "Veno-venous extracorporeal membrane oxygenation: cannulation techniques," *J Thorac Dis*, vol. 8, no. 12, pp. 3762–3773, 2016, doi: 10.21037/JTD.2016.12.88.

- [22] M. Markl *et al.*, “Time-resolved three-dimensional magnetic resonance velocity mapping of cardiovascular flow paths in volunteers and patients with Fontan circulation,” *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, vol. 39, no. 2, pp. 206–212, Feb. 2011, doi: 10.1016/j.ejcts.2010.05.026.
- [23] J. J. M. Westenberg *et al.*, “Mitral valve and tricuspid valve blood flow: Accurate quantification with 3D velocity-encoded MR imaging with retrospective valve tracking,” *Radiology*, vol. 249, no. 3, pp. 792–800, Dec. 2008, doi: 10.1148/radiol.2492080146.
- [24] A. I. Hickerson, D. Rinderknecht, and M. Gharib, “Experimental study of the behavior of a valveless impedance pump,” *Exp Fluids*, vol. 38, no. 4, pp. 534–540, Apr. 2005, doi: 10.1007/s00348-005-0946-z.
- [25] S. TAKAGI and T. SAIJO, “Study of a Piston Pump without Valves : 1st Report, On a Pipe-capacity-system with a T-junction,” *Bulletin of JSME*, vol. 26, no. 218, pp. 1366–1372, 1983, doi: 10.1299/jsme1958.26.1366.
- [26] S. TAKAGI and K. TAKAHASHI, “Study of a Piston Pump without Valves : 2nd Report, Pumping Effect and Resonance in a Pipe-capacity-system with a T-junction,” *Bulletin of JSME*, vol. 28, no. 239, pp. 831–836, 1985, doi: 10.1299/jsme1958.28.831.
- [27] S. Timmermann and J. T. Ottesen, “Novel characteristics of valveless pumping,” *Physics of Fluids*, vol. 21, no. 5, 2009, doi: 10.1063/1.3114603.
- [28] A. I. Hickerson and M. Gharib, “On the resonance of a pliant tube as a mechanism for valveless pumping,” *J Fluid Mech*, vol. 555, p. 141, May 2006, doi: 10.1017/S0022112006009220.
- [29] K. Lehle *et al.*, “Flow Dynamics of Different Adult ECMO Systems: A Clinical Evaluation,” *Artif Organs*, vol. 38, no. 5, pp. 391–398, 2014, doi: 10.1111/aor.12180.
- [30] S. Magder, “Volume and its relationship to cardiac output and venous return,” *Crit Care*, vol. 20, no. 1, Sep. 2016, doi: 10.1186/S13054-016-1438-7.
- [31] X. García *et al.*, “Estimación del gasto cardíaco: Utilidad en la práctica clínica. Monitorización disponible invasiva y no invasiva,” *Med Intensiva*, vol. 35, no. 9, pp. 552–561, 2011, doi: 10.1016/j.medin.2011.01.014.
- [32] Y. Singh *et al.*, “Recommendations for hemodynamic monitoring for critically ill children—expert consensus statement issued by the cardiovascular dynamics section of the European Society of Paediatric and Neonatal Intensive Care (ESPNIC),” *Crit Care*, vol. 24, no. 1, Dec. 2020, doi: 10.1186/S13054-020-03326-2.

Anexos

Anexo I: Control del ciclo fisiológico cardiaco

El control del ciclo fisiológico varía en función de la bomba a emplear para reproducir el bombeo cardiaco, sin embargo, en ambas situaciones se utilizan los mismos dispositivos y programas.

Se empleó un Arduino Due, representado en la Figura 66, que registra los datos recopilados por los caudalímetros y los sensores de presión cada milisegundo. Este dispositivo se utilizará, tanto como dispositivo de adquisición, ya que recoge los datos empleados durante este trabajo; como aparato de control del ciclo, pues se encarga de enviar distintos datos a las bombas para su control.



Figura 66: Arduino Due en la caja de adquisición y control.

Como software de adquisición de datos y control del ciclo, empleamos el programa diseñado por José Ángel Moneo Fernández, llamado 'Control Laser'. En la Figura 67 se representa su interfaz. Mediante este software, utilizado en la totalidad del desarrollo de este trabajo, se controla el funcionamiento de las bombas y además, se recogen y presentan los datos adquiridos por los distintos instrumentos de medida.



Figura 67: Pantalla principal del software 'Control Láser'.

Para una correcta interpretación de los datos, primero se deben ajustar los parámetros de medida, tanto de los caudalímetros como de los sensores de presión, en la pantalla 'sensores' representada en la Figura 68. Es necesario modificar los fondos de escala y offset de cada uno de los sensores. Los caudalímetros F_{VCS} , F_{VCI} y F_{VT} , tienen un fondo de escala de 20000 y un offset de -10000, puesto su rango de medida es de [-10000, 10000] ml/min. Los caudalímetros F_D y F_R , tienen un fondo de escala de 10000 y un offset de -5000, ya que su rango de medida es [-5000,5000] ml/min. Los sensores de presión, P_{VCS} y P_D , tienen un fondo de escala de 20000 y un offset de -10000, pues presentan un rango de medida de [-10000,10000] mbar. También se puede especificar el nombre de cada sensor, como por ejemplo Q_{VCI} para el caudal de la vena cava inferior, de esta manera se facilita la interpretación de los datos, puesto que este nombre determina como se guardan los registros.

Configuración Sensores

	4-20mA	Graficar	Fondo de Escala	Corrección Offset	Texto	Unidades	Coefficiente Cuadrático	Pendiente Recta Cal.	Cero Recta Calibración	Media Movil	Color
C1											
A11	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1	0	R1	Sin asignar	0	1	0	0	Color
A12	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1	0	R2	Sin asignar	0	1	0	0	Color
C2											
A13	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	8000	0	R3	Sin asignar	0	1	0	0	Color
A14	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	20000	-2000	R4	ml/min	0	1	0	0	Color
C3											
A15	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	20000	-2000	QVCI	ml/min	0	1	0	10	Color
A16	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	20000	-2000	QTV	Sin asignar	0	1	0	0	Color
C4											
A17	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1	0	R7	Sin asignar	0	1	0	0	Color
A18	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	20000	-9600	QVCS	ml/min	0	1	0	10	Color
C5											
A19	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	10000	-5000	Qnet_s	ml/min	0	1	0	10	Color
A110	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	10000	-5000	Qnet_J	ml/min	0	1	0	10	Color
C6											
A111	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2000	-980	P1	mbar	0	1	0	0	Color
A112	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2000	-975	P2	mbar	0	1	0	10	Color
C4											
AO1	7310				Salida1	Sin asignar					Grabar
AO2	7310				Salida2	Sin asignar					

Figura 68: Sensores y sus especificaciones Cuadr del software 'Control Láser'.

Otra de sus funcionalidades, a la hora de registrar datos, es la visualización a tiempo real de las mediciones que se están realizando, por parte de los caudalímetros o de los sensores de presión. Estos datos, se muestran en la pantalla 'monitor', como se representa en la Figura 69. En esta pantalla podemos ver el nombre de los distintos sensores anteriormente definidos y ajustados a sus características, junto con el valor que se está midiendo en ese instante. Ofrece la posibilidad de realizar una media y un escalado, lo cual nos permite una mejor interpretación de los datos.

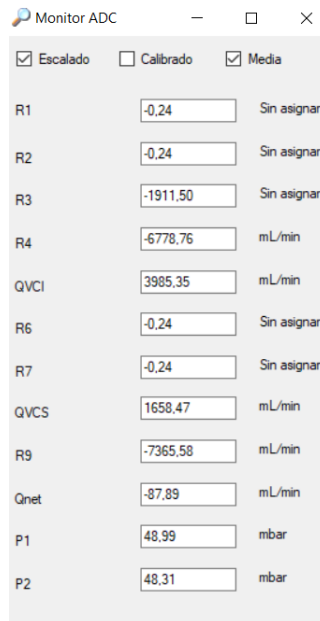


Figura 69: Monitor donde se muestran los valores recogidos por los distintos sensores del software 'Control Láser'.

Para enviar datos a la bomba que estemos empleando para reproducir el ciclo fisiológico cardíaco, usamos la pantalla de 'ciclo' y 'curvas'. En 'curvas', se detallan los valores enviados a la bomba en cada uno de los instantes de tiempo. Aquí se apreciará la principal diferencia del control entre la bomba de engranajes y la bomba centrífuga, ya que, el tipo de datos enviados no es el mismo. En la Figura 70 se muestra un ejemplo para la bomba centrífuga. Respecto a la pantalla de 'ciclos', mostrada en la Figura 71, en ella se define el número de ciclos y el tiempo que dura cada escalón.

	DAC 1	DAC 2	PWM 1	PWM 2	Digital
▶	0	0	0	0	1
	0	0	0	0	2
	0	0	0	0	2
	0	0	0	0	2
	0	0	0	0	2
	0	0	0	0	2

Control Analógico
 Control PWM
 Control digital

Figura 70: Control del ciclo enviado en el software 'Control Láser'.

Tiempos

T1-Retardo Disparo Laser ms

T2-Numero de Ciclos Ciclos

T3-Tiempo Escalón ms

Figura 71: Control de los tiempos del ciclo en el software 'Control Láser'.

Una vez definido el ciclo a enviar y los distintos parámetros necesarios para ello, pasamos a recopilar los datos recogidos por los sensores previamente especificados. Para realizar esta tarea, en el software 'Control Láser', hacemos uso de la función 'Ciclo Fichero'. De esta forma, se envían los datos especificados en el ciclo a la respectiva bomba, tantas veces como ciclos hayamos programado. Mientras esto ocurre, el software, junto con la acción del Arduino Due, va a ir recopilando los datos de caudal y de presión, recogidos por los distintos sensores durante el transcurso de cada ciclo, para después almacenarlos en un fichero y poder representarlos. La forma en la que aparece la pantalla del software mientras realizamos esta acción se representa en la Figura 72, donde aparece un apartado en amarillo donde pone 'En Ciclo', lo que significa que se está llevando a cabo la realización de este.



Figura 72: Software 'Control Láser' mientras se recopilan los datos.

El software guarda los datos en tablas en formato csv. Posteriormente, empleando el programa Matlab, creamos varios scripts que abran estos ficheros donde se han almacenado los distintos datos, y así poder representar los valores adquiridos en función del tiempo.

De esta manera, se han detallado las partes comunes para el control del ciclo fisiológico cardíaco en la bomba de engranajes y en la bomba centrífuga. Las diferencias en el control de cada una se han especificado durante el desarrollo de este trabajo.