



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**

**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID  
ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES**

**GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES**

# **OPTIMIZACIÓN DE UN DISPOSITIVO DE BOMBEO ASIMÉTRICO**

**Autor:**

**Muñoz Sánchez, Álvaro**

**Tutores:**

**Barrios Collado, César**

**García Díaz, Manuel**

**Departamento de Ingeniería  
Energética y Fluidomecánica**

**Valladolid, mayo de 2023.**



*En agradecimiento a mi familia y amigos que me han acompañado y apoyado  
en este largo trayecto.*



## Resumen

El bombeo asimétrico se caracteriza por ser una técnica de bombeo sin válvulas en el que la presión ejercida por el actuador se localiza en la mitad del elemento activo, siendo la instalación asimétrica respecto de dicho elemento ya que si fuera completamente simétrico no habría generación de flujo. Una posible aplicación del bombeo asimétrico es la implementación de implantes activos cardiovasculares para personas que padecen el Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico y necesitan someterse al procedimiento de Fontan.

El objetivo va a ser optimizar el dispositivo de bombeo asimétrico variando los diferentes parámetros de la instalación y conseguir así las mejores prestaciones posibles. También se describirá la instalación con su correspondiente modelo en 3D y se explicará cómo se ha elaborado el actuador que comprime el tubo flexible.

**Palabras clave:** bombeo asimétrico, procedimiento de Fontan, efecto Liebau, sistema circulatorio sanguíneo, resonancia.

## Abstract

Asymmetrical pumping is characterized by being a valveless pumping technique in which the pressure exerted by the actuator is in the middle of the active element, the installation being asymmetric with respect to said element, since if it were full symmetric there would be no flow generation. The most promising application of asymmetric pumping is the realization of cardiovascular implants for people who suffer Hypoplastic Left Heart Syndrome and need to undergo the Fontan procedure.

The objective will be to optimize the asymmetric pumping device by varying the different parameters of the installation and achieve the best possible performance. The installation will also be described with its corresponding 3D model, and it will be explained how the actuator that compresses the flexible tube has been made.

**Keywords:** asymmetric pumping, Fontan procedure, Liebau-effect, blood circulatory system, resonance.



## ÍNDICE

<b>1</b>	<b>Introducción.....</b>	<b>13</b>
1.1	Bombeo sin válvulas.....	13
1.2	Estado del arte .....	14
1.2.1	Estudio de Liebau .....	14
1.2.2	Estudio de Thomann .....	15
1.2.3	Estudio de Takagi y Saijo.....	16
1.2.4	Estudio de Takayi y Takahashi .....	16
1.2.5	Estudio de Hickerson y Rinderknecht.....	17
1.2.6	Estudio de Bringley et al. ....	18
1.2.7	Estudio de Wen, Yeh et al.....	19
1.2.8	Estudio de Manopoulos .....	19
1.2.9	Estudio de Anatol et al.....	20
1.3	Aplicaciones del bombeo sin válvulas.....	21
1.3.1	Ámbito sanitario .....	21
1.3.2	Ámbito electrónico .....	24
1.4	Problema a resolver.....	25
1.5	Objetivos .....	25
1.6	Contenido.....	25
<b>2</b>	<b>Materiales y métodos .....</b>	<b>27</b>
2.1	Descripción de la instalación de bombeo asimétrico .....	27
2.1.1	Depósitos.....	28
2.1.2	Sistema de tuberías.....	30
2.1.3	Caudalímetros por ultrasonidos.....	31
2.1.4	Sensores de presión .....	32
2.1.5	Caja de control .....	34
2.1.6	Caja de regulación de frecuencia .....	35
2.1.7	Actuador .....	36
2.2	Metodología de medida.....	42
2.3	Adquisición de datos .....	44
<b>3</b>	<b>Resultados y discusión.....</b>	<b>47</b>
3.1	Actuador mecánico vs Soft Robot de silicona .....	48
3.2	Barrido de frecuencias variando la geometría de la instalación .....	52
3.3	Duty cycle y presiones de trabajo.....	53
3.4	Evolución temporal del caudal y las presiones .....	55
<b>4</b>	<b>Conclusiones .....</b>	<b>59</b>
<b>5</b>	<b>Otros aspectos de interés .....</b>	<b>61</b>
5.1	Líneas futuras.....	61

5.2	Financiación.....	61
5.3	Diseminación .....	61
6	<i>Presupuesto</i> .....	65
6.1	Mano de obra.....	65
6.2	Material.....	65
6.3	Licencias software .....	66
6.4	Presupuesto total .....	67
7	<i>Bibliografía</i> .....	69

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema instalación de bombeo de impedancia [1].	13
Figura 2. Esquema de instalación de bombeo asimétrico [1].	14
Figura 3. Esquema de la instalación de bombeo sin válvulas de Liebau [2].	14
Figura 4. Configuración de toroide y condiciones de contorno [3].	15
Figura 5. Instalación de bombeo en T de Takagi y Saijo [4].	16
Figura 6. Instalación de Takagi y Takahashi [6].	17
Figura 7. Esquema de la instalación de Hickerson y Rinderknecht [7].	17
Figura 8. Esquema de la instalación de Bringley et al. [8].	18
Figura 9. Esquema de la instalación de Wen, Yeh et al. [9].	19
Figura 10. Instalación de bombeo de Manopoulos [10].	20
Figura 11. Instalación de bombeo asimétrico de Anatol et al. [1].	21
Figura 12. Corazón normal (izquierda). Corazón con Síndrome Izquierdo Hipoplásico (derecha) [11].	22
Figura 13. Procedimiento de Norwood [12].	23
Figura 14. Procedimiento de Glenn [13].	23
Figura 15. Procedimiento de Fontan [13].	23
Figura 16. Esquema de la bomba utilizada en el experimento [9].	24
Figura 17. Instalación de bombeo asimétrico.	27
Figura 18. Diseño instalación 3D. Nótese los dos depósitos, los dos tramos de tubería rígida de distintas longitudes y conjunto del tubo flexible y el actuador entre ambos.	27
Figura 19. Depósito de aspiración.	28
Figura 20. Depósito de impulsión.	29
Figura 21. Depósitos garrafa de la instalación anterior.	29
Figura 22. Tubería rígida de impulsión.	30
Figura 23. Tramo transparente de la tubería rígida.	30
Figura 24. Tubo de látex.	31
Figura 25. Caudalímetros unidireccionales Sonoflow.	31
Figura 26. Sensor de presión para medir el nivel del depósito de impulsión.	32
Figura 27. Manómetro a la entrada del látex.	33
Figura 28. Caja de control.	35
Figura 29. Caja de regulación de frecuencia.	36
Figura 30. Actuador que comprime el tubo de látex.	36
Figura 31. Actuador mecánico (izquierda) y actuador de silicona (derecha).	37
Figura 32. Plano Soft Robot.	37
Figura 33. Molde A y pieza A sujeto por tornillos.	38
Figura 34. Balanza electrónica y silicona A y B.	38
Figura 35. Robot mezclador y soporte.	39
Figura 36. Bomba de vacío.	39
Figura 37. Papel de filtro.	40
Figura 38. Molde A con la mezcla curada.	40
Figura 39. Molde B.	41
Figura 40. Soft Robot.	41
Figura 41. Soft Robot codificado.	42
Figura 42. Software 'Laser Due'.	44
Figura 43. Ventana ciclo.	45
Figura 44. Ventana monitor.	45
Figura 45. Ventana ubicación fichero.	46
Figura 46. Curvas altura-caudal de los actuadores.	48
Figura 47. Curvas potencia hidráulica de los actuadores.	49

<i>Figura 48. Curvas de potencia consumida de los actuadores. ....</i>	<i>51</i>
<i>Figura 49. Curvas de rendimiento de los actuadores. ....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 50. Espectro de frecuencias para caudal máximo. ....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 51. Curva presión de trabajo frente a caudal. ....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 52. Curva duty cycle frente a caudal. ....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 53. Esquema de la instalación con los diferentes posicionamientos de caudalímetros y sensores de presión. ....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 54. Evolución temporal del caudal. ....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 55. Evolución temporal de la presión en la entrada de los depósitos. ....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 56. Evolución temporal de la presión a la entrada y salida del látex. ....</i>	<i>58</i>

## ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1. Características de los caudalímetros por ultrasonidos.....</i>	<i>32</i>
<i>Tabla 2. Características del captador de presión del depósito.....</i>	<i>33</i>
<i>Tabla 3. Propiedades sensor de presión absoluta .....</i>	<i>34</i>
<i>Tabla 4 Valores nominales de la instalación.....</i>	<i>47</i>
<i>Tabla 5. Costes mano de obra. ....</i>	<i>65</i>
<i>Tabla 6. Coste del material para la elaboración del Soft Robot. ....</i>	<i>65</i>
<i>Tabla 7. Coste del material para la instalación de bombeo asimétrico. ....</i>	<i>66</i>
<i>Tabla 8. Coste de las licencias software .....</i>	<i>67</i>
<i>Tabla 9. Costes totales .....</i>	<i>67</i>



# 1 Introducción

## 1.1 Bombeo sin válvulas

El bombeo sin válvulas es un fenómeno de flujo unidireccional sin válvulas, como su propio nombre indica, basado en el efecto Liebau. Una bomba de Liebau es una instalación que consta de un tubo flexible con dos partes diferenciadas: una parte más estrecha y otra parte más ancha.

El fenómeno de bombeo se produce como consecuencia de comprimir la fracción de tubería más ancha generando así un flujo de caudal hacia la zona más estrecha.

El efecto Liebau puede entenderse como la unión de dos tipos de bombeo: el de impedancia y el asimétrico. A continuación, se explicarán las diferencias entre estos dos tipos de bombeo:

**Bombeo de impedancia:** se produce en un circuito en el que hay tuberías con una gran diferencia de impedancias. El actuador o pinza en su caso que comprime, no se sitúa en el plano de simetría del tubo flexible siendo la instalación simétrica a ambos lados del tubo flexible. El efecto de bombeo se produce debido a la compresión que produce el actuador, añadiendo energía mecánica al fluido y produciendo una serie de ondas de presión que viajan a ambos lados del tubo flexible. Estas ondas al reflejarse, no se anulan ya que la distancia a ambos lados del actuador es distinta (Figura 1).

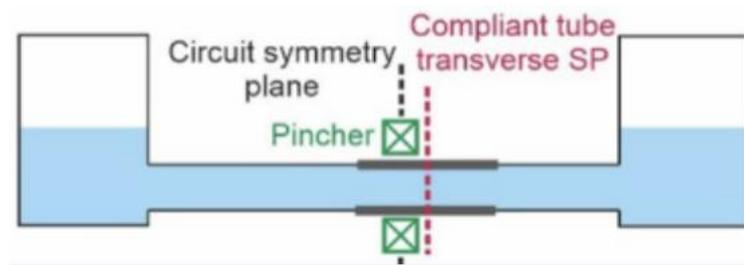


Figura 1. Esquema instalación de bombeo de impedancia [1].

**Bombeo asimétrico:** una de las grandes diferencias con respecto al bombeo de impedancia, es que el actuador se sitúa en el plano de simetría del tubo flexible y por lo tanto las ondas se cancelan al reflejarse. Debido a esto, es necesario que haya una asimetría en las tuberías rígidas del circuito que produzcan un gradiente de presión y, por lo tanto, flujo de caudal (Figura 2).

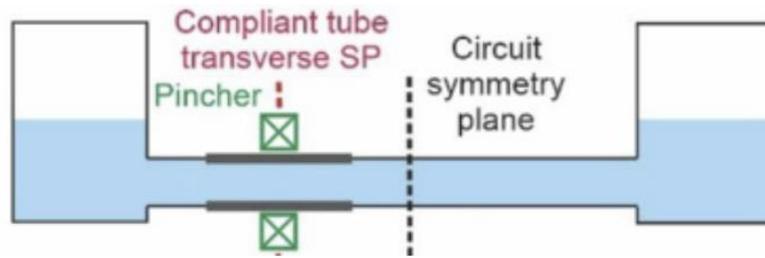


Figura 2. Esquema de instalación de bombeo asimétrico [1].

## 1.2 Estado del arte

Actualmente, existen muy pocos artículos y estudios sobre el bombeo asimétrico ya que es un tipo de bombeo sobre el que no se ha profundizado demasiado todavía. Casi todas las investigaciones se centran en el bombeo de impedancia.

Por ello, se relata a continuación, una serie de estudios e instalaciones que se han utilizado a lo largo de este tiempo para describir los diferentes tipos de bombeo.

### 1.2.1 Estudio de Liebau

En [2] se escribieron varios artículos en los que se describía un nuevo concepto de bomba. La instalación (Figura 3) constaba de un tubo elástico y otro rígido conectados y llenos de agua. El tubo elástico se comprime periódicamente en un lugar asimétrico generando un flujo que viaja de la parte más larga del tubo elástico a la más corta.

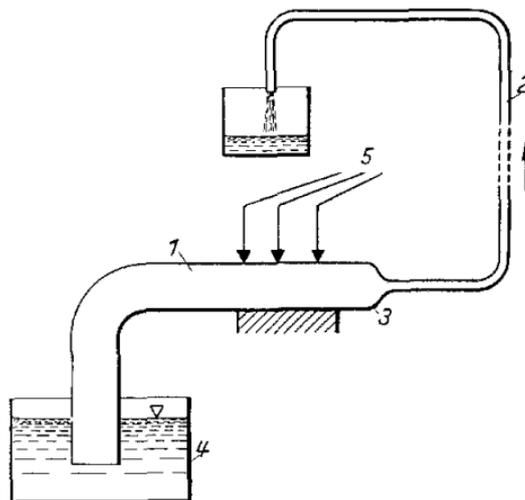


Figura 3. Esquema de la instalación de bombeo sin válvulas de Liebau [2].

Esta instalación fue el pionero del concepto de bomba sin válvulas, ya que habitualmente se usaban bombas con válvulas que te permitían seleccionar la dirección del fluido.

También se demostró, que este tipo de bombeo tiene una gran importancia en la circulación de la sangre de los embriones y en los posibles defectos de funcionamiento de las válvulas cardiacas en el corazón de un embrión.

### 1.2.2 Estudio de Thomann

En [3], se describe un modelo analítico ante la dificultad del problema a solucionar. Este modelo pretende proporcionar soluciones analíticas a un mecanismo que conduce a un movimiento del fluido axial indicando sus parámetros más importantes.

Para ello, se eligió un toroide como configuración con una parte rígida y otra flexible, ya que ofrecía unas condiciones de contorno perfectamente definidas para el modelo.

Se observó que se obtenían unas velocidades relativamente altas cerrando el tubo cerca de la unión entre el tubo rígido y elástico, concretamente en el punto A de la imagen (Figura 4).

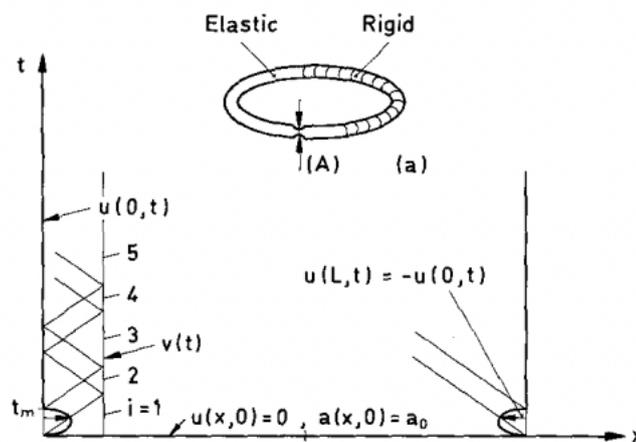


Figura 4. Configuración de toroide y condiciones de contorno [3].

Se comprobó que la presión acelera el flujo en una fracción de segundo, mientras que la desaceleración del fluido debido a la fricción tardó de 10 a 20 segundos. Debido a esto, se llegó a la conclusión de que la fricción no tiene una gran influencia en el modelo siempre que el número de Reynolds no sea muy bajo.

### 1.2.3 Estudio de Takagi y Saijo

En [4] se diseña una bomba de pistón sin válvulas con una unión en T para el sistema de tuberías con dos depósitos conectados a ambos extremos de las tuberías y un pistón en la tubería lateral que controla el flujo mediante el uso de un motor (Figura 5).

Este artículo se limitó a estudiar el caso en el que los términos de fuerza son despreciables, esto significa, que la resonancia no se produce.

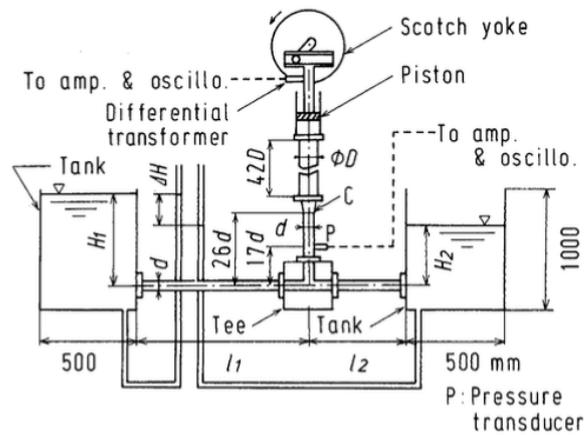


Figura 5. Instalación de bombeo en T de Takagi y Saijo [4].

Se llegó a la conclusión de que el fenómeno de bombeo ocurre cuando la diferencia entre las amplitudes de la velocidad de flujo en la tubería principal, la energía correspondiente a la diferencia entre las energías cinéticas a ambos lados de la tubería principal y la energía pérdida en la unión entre la tubería y el depósito se almacenan en uno de los depósitos que están conectados a la tubería.

También se elaboró un modelo matemático que explicara este fenómeno variando los diferentes parámetros de la instalación.

### 1.2.4 Estudio de Takagi y Takahashi

En [6], la instalación empleada (Figura 6) es la misma que en [4], con la diferencia de que se modifica la bomba con el objetivo de observar como se comporta el efecto de la resonancia a bajas frecuencias.

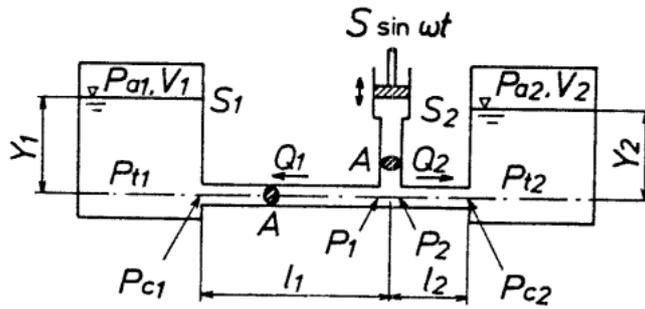


Figura 6. Instalación de Takayi y Takahashi [6].

Se observó que a bajas frecuencias, la presión media en uno de los depósitos es mayor que en el otro, disminuyendo esta diferencia a medida que se va acercando la frecuencia a la de resonancia.

Además, las pérdidas de fricción de la tubería y de la unión en T son menores que en el anterior artículo, influyendo esta última considerablemente en las características de la bomba.

### 1.2.5 Estudio de Hickerson y Rinderknecht

En [7] se probó que, en una instalación con un tubo flexible conectado a otro de diferente impedancia (Figura 7), se puede producir un flujo en cualquier dirección pellizcando periódicamente la sección flexible asimétricamente. Se investigó como influyen los diferentes parámetros del actuador en el bombeo, como la posición y el tamaño del actuador, la frecuencia de pellizco, los materiales y la presión intramural.

También se probó una versión microescala de la bomba que demostró la viabilidad del diseño.

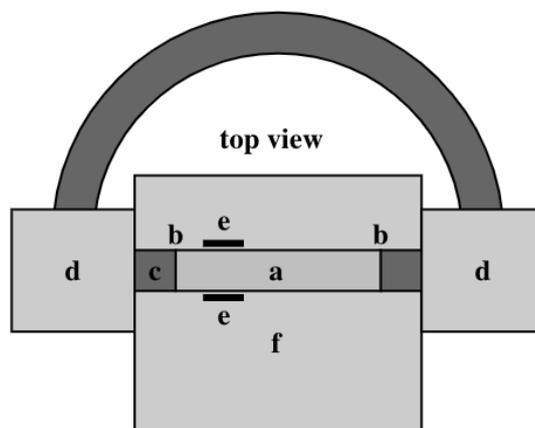


Figura 7. Esquema de la instalación de Hickerson y Rinderknecht [7].

En este experimento, se comprobó que tanto la frecuencia como el ciclo de trabajo son parámetros que influyen notablemente en la producción del flujo. Además, el caudal tiene una relación no lineal con la frecuencia, produciéndose flujo reverso.

Por último, se llegó a la conclusión de que la bomba de impedancia es más eficiente que la peristáltica.

### 1.2.6 Estudio de Bringley et al.

En [8], Bringley et al. construyeron una bomba sin válvulas consistente en dos tubos, uno elástico y otro rígido, conectados en lazo cerrado y lleno de agua (Figura 8). Observaron que, al apretar la zona flexible en una posición asimétrica, se recrea el efecto Liebau.

También se formuló un modelo simple mediante ecuaciones de diferencias ordinarias para comprender un poco mejor este tipo de bombeo.

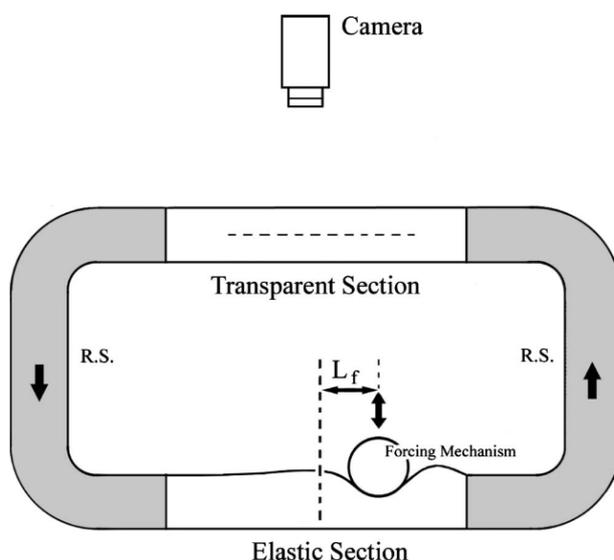


Figura 8. Esquema de la instalación de Bringley et al. [8].

Se observó en los experimentos realizados, que el flujo va en la dirección observada por Liebau, excepto a bajas frecuencias donde aparecen en ocasiones flujos reversos. Aparte, a medida que se va aumentando la frecuencia del actuador, se van obteniendo velocidades de flujo superiores.

En cuanto al modelo matemático, se observa que la resonancia modifica el comportamiento del flujo y la generación de ondas forma un papel clave en el bombeo. Este modelo sirve para predecir el flujo de bombas con diferentes parámetros y puede ayudar al diseño de bombas con unas propiedades deseadas.

### 1.2.7 Estudio de Wen, Yeh et al.

La instalación en [9] describe la utilización por primera vez de una bomba de impedancia sin válvulas en el ámbito de los sistemas electrónicos de alto rendimiento. Consta de un tubo de látex conectada en los extremos por tubos de cobre de diferente impedancia y un motor con una leva que es la que comprimirá el tubo de látex (Figura 9).

El flujo se produce debido a un gradiente de presión, producido al combinarse las ondas debidas a la compresión y las ondas reflejadas.

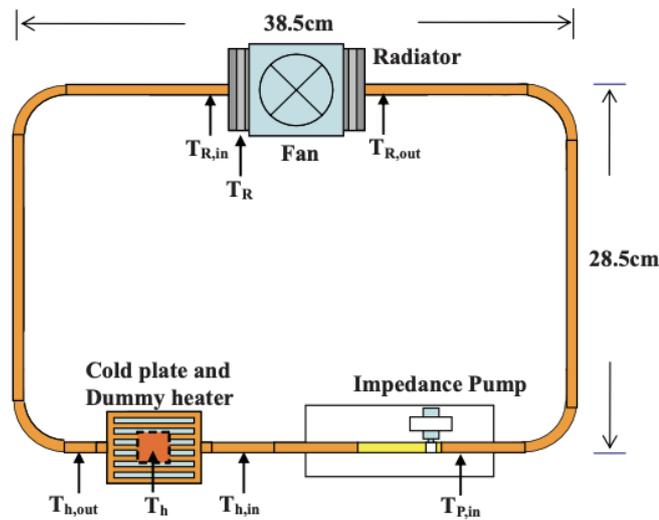


Figura 9. Esquema de la instalación de Wen, Yeh et al. [9].

Con los resultados obtenidos en el experimento se comprobó que se mantenía la temperatura del circuito en lazo cerrado.

Pero el gran inconveniente fueron las pérdidas de carga en las tuberías, que provocaron una ligera disminución del caudal necesitándose sistemas de refrigeración óptimos para reducir estas pérdidas en aplicaciones futuras.

### 1.2.8 Estudio de Manopoulos

Uno de los estudios más recientes sobre las bombas sin válvulas es en [10], en el que se estudia la generación de flujo en un circuito de lazo cerrado horizontal con una bomba sin válvulas (Figura 10).

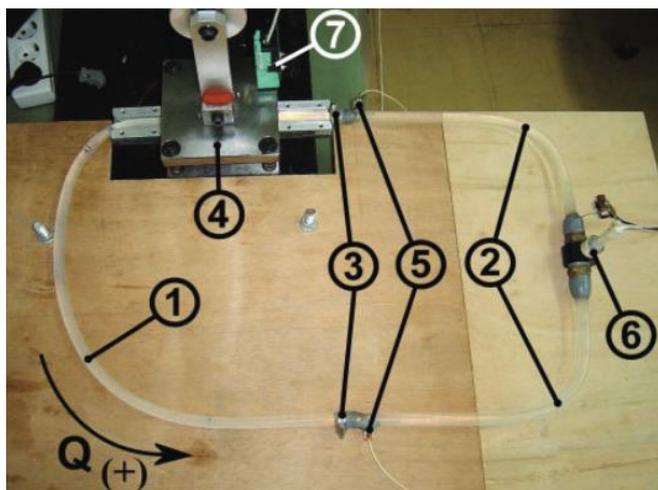


Figura 10. Instalación de bombeo de Manopoulos [10].

Se examinaron cómo influían los diferentes parámetros de la instalación en la generación de flujo, comprimiendo el tubo en diferentes posiciones del tubo flexible, diferentes contracciones del tubo y frecuencias de pellizco.

Se llegó a la conclusión de que el máximo caudal aparece a una frecuencia cercana a la natural del sistema y que a bajas frecuencias el flujo es prácticamente nulo independientemente de la posición del actuador. En el caso en que la compresión se produjo en el plano simétrico, sí que se registró flujo a frecuencias cercanas a la natural. Lo más importante es que, cambiando la ubicación del pinzamiento, se observó flujo reverso a medida que se iba alejando el actuador de la zona central del tubo flexible.

Por último, se probó que la eficiencia volumétrica de la bomba aumentaba con la amplitud de compresión, llegando a un valor cercano del 100%.

### 1.2.9 Estudio de Anatol et al.

En [1], se describe uno de los pocos estudios con una instalación basada en el bombeo asimétrico y que ha servido de base para desarrollar este proyecto. La instalación en cuestión (Figura 11) cuenta con dos depósitos, uno de aspiración y otro de impulsión, conectados a dos tubos rígidos y estos a su vez, están unidos a un tubo flexible de látex que, debido a la gran diferencia de resistencia hidráulica de los tubos rígidos genera el flujo neto de bombeo.

Se usó un diafragma mecánico creado en la impresora 3D y accionado mediante un pistón de aire comprimido para comprimir el tubo flexible en el plano de simetría del látex. El cierre del diafragma se configuró para ser controlado mediante Arduino Nano disponiendo de dos modos de actuación, frecuencia manual y automática.



Figura 11. Instalación de bombeo asimétrico de Anatol et al. [1]

Se observó que las prestaciones máximas de altura y caudal se obtienen a una frecuencia determinada llamada frecuencia de resonancia y que no existe una relación lineal entre el caudal y la frecuencia. A pesar de las pobres prestaciones fuera de la resonancia, no se observó en ningún momento flujo inverso, es decir alturas y caudales negativos.

También se apreció, que a medida que aumenta el grosor de la pared del látex, mayores son las prestaciones de la bomba. Para cada grosor de pared, se observó una buena repetitividad lo que da a entender que las propiedades a lo largo del tubo son homogéneas.

Para concluir, el bombeo asimétrico demostró un rango de prestaciones satisfactorio para dispositivos pediátricos de asistencia cardiaca. Este tipo de bombeo es más simple que otros (peristáltico), aunque ante los pocos estudios realizados, es necesario perfeccionar la técnica.

### 1.3 Aplicaciones del bombeo sin válvulas

El pionero del bombeo sin válvulas fue Liebau, y desde entonces se ha avanzado mucho en este campo hasta el punto de utilizarse en algunos aspectos de nuestra vida cotidiana.

A continuación, se procede a explicar dos posibles ámbitos de aplicación: sanidad y electrónica.

#### 1.3.1 Ámbito sanitario

El bombeo sin válvulas juega un papel fundamental en el ámbito sanitario gracias a la utilización de injertos cardiovasculares. Estos injertos son básicos para pacientes que necesitan de la generación de un flujo adicional debido a enfermedades congénitas del corazón, como es el caso del Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico.

El Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico (SCIH) es una enfermedad congénita que representa del 2 al 4% de las cardiopatías

congénitas y es una de las más frecuentes en el corazón izquierdo. Esta cardiopatía aparece en los recién nacidos debido a un escaso desarrollo del ventrículo izquierdo, afectando al correcto tránsito del flujo de la sangre debido a su escasez.

Como se puede apreciar en la imagen (Figura 12), las diferencias entre un corazón normal y otro con Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico son apreciables a simple vista. Un corazón con este defecto congénito tiene el ventrículo izquierdo, así como la válvula aórtica poco desarrollados. Además, la válvula mitral no está formada o es muy pequeña, lo que ocasiona que haya una circulación muy pequeña del flujo sanguíneo oxigenado al resto del cuerpo, produciéndose así el defecto mencionado anteriormente.

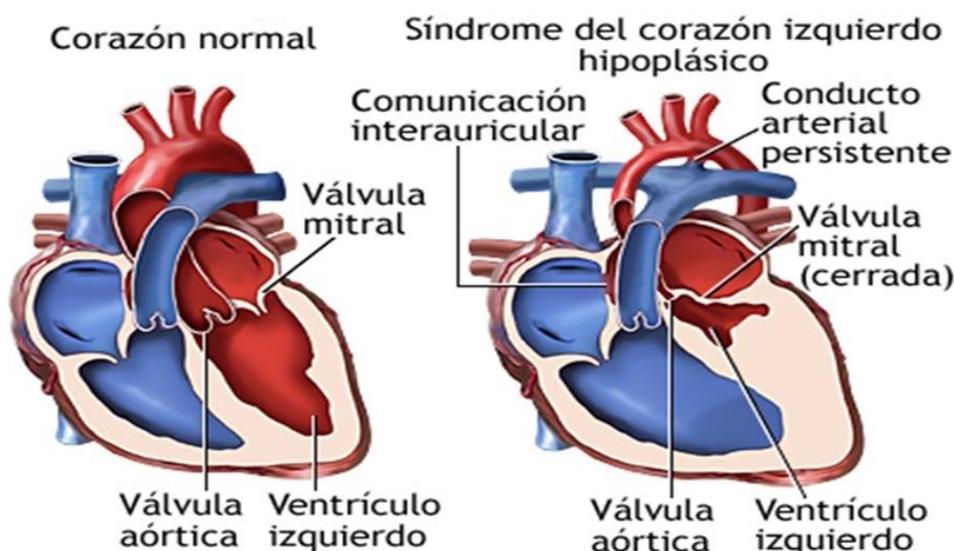


Figura 12. Corazón normal (izquierda). Corazón con Síndrome Izquierdo Hipoplásico (derecha) [11].

Debido a este incorrecto funcionamiento, se ve la necesidad de realizar una serie de cirugías para ayudar al bombeo correcto de la sangre y alargar la vida del paciente. Los procedimientos son los siguientes:

- **Procedimiento de Norwood:** se coloca una aorta más grande y se conecta a la arteria pulmonar para que haya flujo sanguíneo al cuerpo. Como se ha conectado la arteria pulmonar a la nueva aorta, es necesario crear una derivación para que circule sangre a los pulmones (Figura 13).

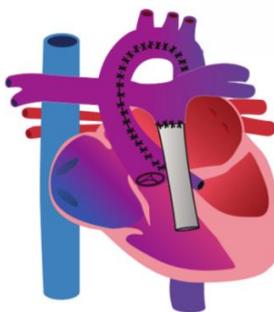


Figura 13. Procedimiento de Norwood [12].

- **Procedimiento de Glenn:** se retira la derivación impuesta en el procedimiento de Norwood y se conecta la vena cava a la arteria pulmonar para que fluya la cantidad adecuada de sangre a los pulmones (Figura 14).

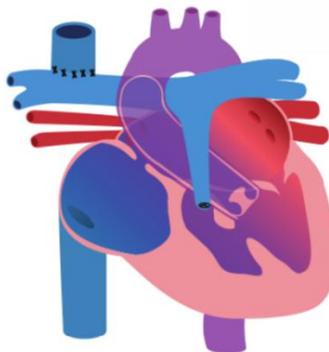


Figura 14. Procedimiento de Glenn [13].

- **Procedimiento de Fontan:** se introduce un injerto cardiovascular que conecta la vena cava inferior a la arteria pulmonar. Este injerto dispone de un pequeño orificio que lo conecta a la aurícula derecha, suministrando un poco de sangre al corazón y ayudando a la adaptación de los pulmones a este nuevo flujo (Figura 15).

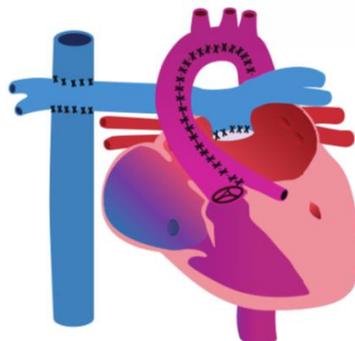


Figura 15. Procedimiento de Fontan [13].

Este último procedimiento es el más importante en lo que concierne a este proyecto, debido a que se van a utilizar injertos de Fontan basado en un mecanismo de bombeo sin válvulas, siendo el objetivo optimizar el injerto para que circule una cantidad óptima de sangre.

### 1.3.2 Ámbito electrónico

La gestión térmica en equipos electrónicos como la unidad central de procesamiento (CPU) y la unidad de procesamiento gráfico (GPU) de ordenadores, ha adquirido una gran importancia en los últimos años. Su rendimiento y fiabilidad va a depender del control de la temperatura.

Con la intención de resolver estos problemas, se pensó en la utilización de microbombas como dispositivos de refrigeración líquida, debido a que disipan una gran cantidad de calor además de ser pequeñas, configurables y con un bajo consumo en energía y ruido.

Como ya se comentó en [9], Wen et al. fueron los primeros en utilizar una bomba de impedancia sin válvulas (Figura 16) para la gestión térmica de sistemas electrónicos de alto rendimiento.

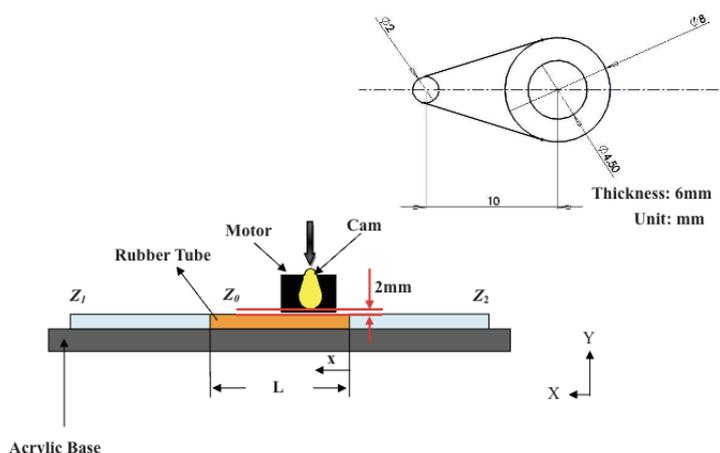


Figura 16. Esquema de la bomba utilizada en el experimento [9].

En el experimento se observó que el rendimiento de la bomba depende la frecuencia de actuación, en el caso presente el voltaje de entrada, y la posición. Además, en el sistema de refrigeración por agua en circuito cerrado elaborado en esta prueba, mantuvo la temperatura de trabajo en 57,8°C, disipando 60 W.

Estos resultados demostraron la viabilidad de las bombas de impedancia en la gestión térmica de los sistemas electrónicos de alto rendimiento, aunque es necesario optimizar su rendimiento haciendo una elección adecuada del material del tubo flexible y modificando parámetros

como la longitud del tubo flexible, la frecuencia de actuación y la posición para ampliar el rango de extracción de calor de la bomba.

## 1.4 Problema a resolver

El bombeo asimétrico es uno de los principales fenómenos del efecto Liebau junto al bombeo de impedancia. Sin embargo, existen muy pocas investigaciones sobre el bombeo asimétrico y los parámetros que lo caracterizan, centrándose la mayor parte de las investigaciones en el bombeo de impedancia.

El problema a tratar consiste en ir definiendo los parámetros del dispositivo de bombeo asimétrico y modificarlos para optimizar las prestaciones de la instalación, estando siempre en el rango de los requisitos fisiológicos para los dispositivos circulatorios ( $\sim 1$  L/min y  $< 30$  mmHg).

## 1.5 Objetivos

La realización de este trabajo va a perseguir el alcance de una serie de objetivos, tanto principal como secundarios, que permitan ayudar a comprender el tema que se va a abordar.

El objetivo principal va a ser el siguiente:

- Optimizar un dispositivo de bombeo asimétrico mediante la modificación de sus parámetros nominales y así alcanzar unas mayores prestaciones de la instalación.

Una vez definido el objetivo principal del proyecto, se procede a definir los objetivos secundarios:

- Diseño y elaboración de actuador de silicona (llamado Soft Robot) para la compresión del tubo de látex.
- Puesta a punto de la instalación con sus correspondientes modificaciones y purga de aire.
- Control y manejo del software informático para la toma de datos, necesario para interpretar los resultados del ensayo.

## 1.6 Contenido

El presente documento se va a dividir en las siguientes secciones:

- **Introducción:** se presenta el problema a tratar y se establecen una serie de objetivos principales y secundarios para la elaboración del proyecto. Además, se establece la estructura y diferentes capítulos en los que se va a dividir el presente documento. Incluye una revisión del estado del

arte, donde se explican los principales antecedentes mediante su correspondiente búsqueda bibliográfica.

- **Materiales y métodos:** se describen cada uno de los elementos que conforman la instalación, haciendo hincapié en la elaboración del Soft Robot y se explican las mejoras con respecto a instalaciones anteriores. Además, también se presentan los fundamentos físicos y la metodología empleada. Por último, se realiza una ligera descripción del programa informático utilizado para la toma de datos.
- **Resultados:** se muestran los diferentes resultados de los ensayos que se han realizado en el estudio experimental.
- **Conclusiones:** se presentan las conclusiones de este trabajo.
- **Otros aspectos de interés:** líneas futuras, financiación y diseminación.
- **Presupuesto:** estimación del coste económico para la realización de este trabajo.
- **Bibliografía.**

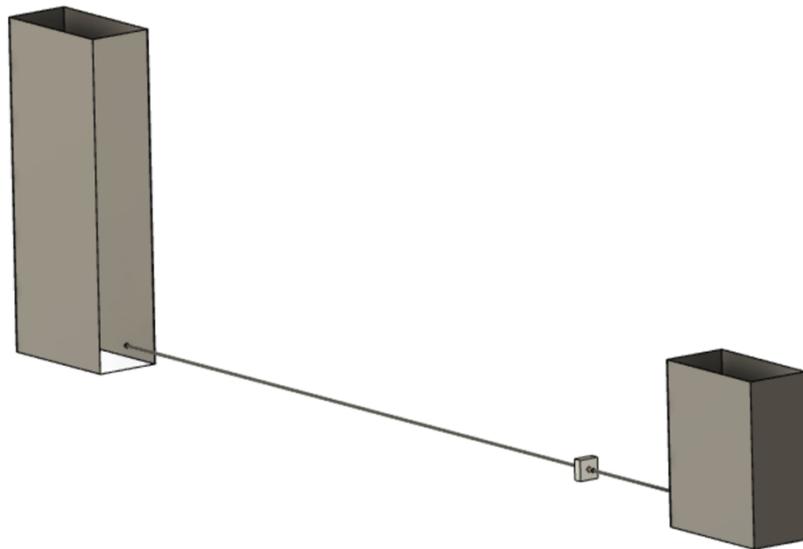
## 2 Materiales y métodos

### 2.1 Descripción de la instalación de bombeo asimétrico

La instalación de bombeo asimétrico que se ha utilizado para realizar todos los experimentos expuestos en este trabajo (Figura 17 y Figura 18), consta de un circuito formado por dos tubos, uno flexible y otro rígido de distintas longitudes, que permiten el bombeo mediante la compresión del tubo flexible en la mitad de su longitud realizada por un actuador.



*Figura 17. Instalación de bombeo asimétrico.*



*Figura 18. Diseño instalación 3D. Nótese los dos depósitos, los dos tramos de tubería rígida de distintas longitudes y conjunto del tubo flexible y el actuador entre ambos.*

La lista de elementos que componen la instalación es la siguiente:

- Depósitos.
- Sistema de tuberías.
- Caudalímetros por ultrasonidos.
- Sensores de presión.
- Caja de control.
- Caja de regulación de frecuencia.
- Actuador.

A continuación, se procederá a explicar cada uno de los elementos de los que se compone la instalación y las variaciones que ha habido respecto a instalaciones anteriores.

### 2.1.1 Depósitos

Dos depósitos de diferente tamaño (Figura 19 y Figura 20) conforman la instalación. El depósito pequeño tiene un volumen de 135 L, y es el más cercano al actuador que realiza la función de bomba sin válvulas, de ahí que se llame depósito de aspiración, y un segundo depósito más grande de 270 L de capacidad, llamado depósito de impulsión equipado con una luz para poder apreciar mejor las medidas.

Ambos depósitos se llenan mediante una manguera introducida en el depósito más pequeño hasta su valor nominal antes de cada experimento (en nuestro caso 40 cm) y están conectados al circuito mediante una tubería en su parte inferior.



*Figura 19. Depósito de aspiración.*



*Figura 20. Depósito de impulsión.*

La diferencia con la instalación anterior, en la que se tenían unos depósitos garrafa (Figura 21), radica en que la capacidad de los depósitos aumenta (permitiendo bombear mayores alturas sin que se desborden) y son transparentes, lo que nos permite apreciar con más exactitud el nivel del agua. Además, la mayor sección transversal permite amortiguar las oscilaciones de la superficie.



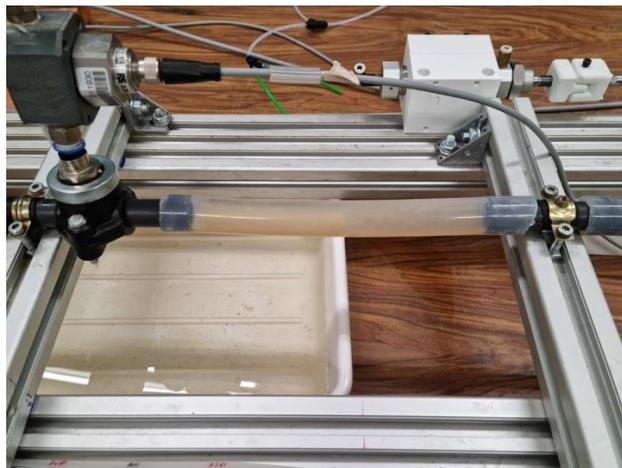
*Figura 21. Depósitos garrafa de la instalación anterior.*

### 2.1.2 Sistema de tuberías

En este caso, se pueden diferenciar entre dos tuberías rígidas compuestas por PVC y una tubería flexible de látex que une ambas tuberías rígidas. El tramo más pequeño de tubería rígida se denomina tramo de aspiración, y su diámetro es de 16 mm y longitud de 75 cm en condiciones nominales. El otro tramo, tramo de impulsión (Figura 22), consta de un diámetro de 16 mm y longitud de 325 cm. Cabe destacar, que la longitud del tramo de impulsión y aspiración se puede variar para optimizar las prestaciones del dispositivo. Dentro de la tubería rígida, se puede distinguir un tramo transparente (Figura 23) donde se ubican los caudalímetros para medir el flujo de caudal.

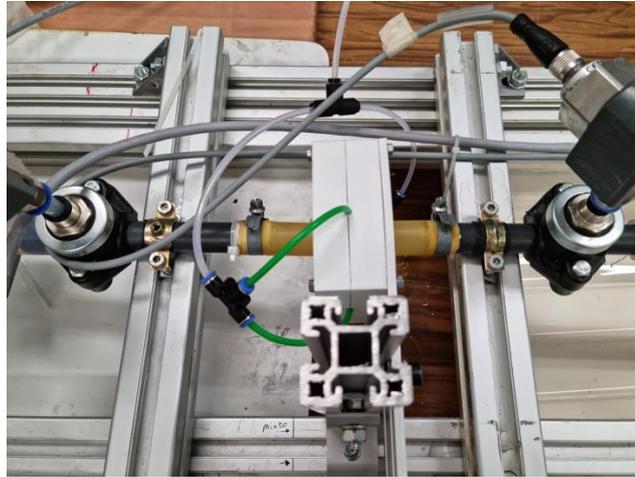


*Figura 22. Tubería rígida de impulsión.*



*Figura 23. Tramo transparente de la tubería rígida.*

El tramo de látex (Figura 24) se une a ambas tuberías rígidas mediante dos bridas metálicas, colocándose el actuador en la zona central del tubo de látex.



*Figura 24. Tubo de látex.*

### 2.1.3 Caudalímetros por ultrasonidos

Se dispone de dos caudalímetros unidireccionales móviles (Figura 25 y Tabla 1) ubicados en el tramo transparente del tramo rígido de aspiración, que permiten medir el flujo de caudal que atraviesa la zona donde se encuentra ubicado el caudalímetro.

El caudalímetro dispone de dos sensores situados uno en frente del otro, donde cada sensor transmite y recibe señales ultrasónicas, mientras se mide a la vez el tiempo de tránsito de la señal. Una vez el fluido comienza a circular las señales se aceleran en la dirección del caudal, pero se ralentizan en la dirección opuesta. Esta diferencia en la señal corresponde al caudal medido por el instrumento de medida.



*Figura 25. Caudalímetros unidireccionales Sonoflow.*

Marca	Sonotec
Modelo	Sonoflow CO.55/100 V 2.0
Principio de medición	Ultrasonidos
Caudal máximo	10 L/min
Ciclo de medida	20 ms
Corriente requerida	100 mA máximo
Alimentación	12-30 V
Salida analógica	4-20 mA
Material	Acero inoxidable y plástico
Rango de temperaturas	Fluido: de 0 a 140°C Ambiente: de 0 a 70°C Almacenaje: de -20 a 70°C
Adaptador para conexión del tubo	Diámetro exterior: 8 mm Diámetro interior: 4mm

Tabla 1. Características de los caudalímetros por ultrasonidos.

#### 2.1.4 Sensores de presión

El dispositivo de bombeo asimétrico cuenta con tres sensores de presión. El primero de ellos (Figura 26 y Tabla 2), está conectado en el depósito de descarga y sirve para medir la altura de la columna de líquido en dicho depósito.



Figura 26. Sensor de presión para medir el nivel del depósito de impulsión.

Marca	KELLER
Modelo	PD-23
Material de la carcasa	Acero inoxidable
Precisión	<math>\pm 0.5\%</math> FE
Temperatura de operación	Almacenaje: de -40 a 100°C
Tensión de alimentación	8-28 V
Salida analógica	4-20 mA
Rango de presión	De 0 a 0.2 bar

*Tabla 2. Características del captador de presión del depósito.*

De igual forma, se cuenta con otros dos sensores de presión manométrica a la entrada y la salida del látex (Figura 27 y Tabla 3).



*Figura 27. Manómetro a la entrada del látex.*

Marca	RS
Modelo	IPSL 828-5811
Material de la carcasa	Acero inoxidable
Precisión	<math>\pm 0.25\% / FS</math>
Temperatura de operación	De -40 a 125°C
Tensión de alimentación	9-32 V
Salida analógica	4-20 mA
Tipo de sensor	Cerámico
Rango de presión	De -1 a 1 bar

Tabla 3. Propiedades sensor de presión absoluta

### 2.1.5 Caja de control

Este dispositivo fabricado por el departamento (Figura 28), consta en su interior de bobinas y condensadores que se encargan de registrar las medidas llevadas a cabo en el experimento.

Dispone en la parte posterior de una serie de puertos, que permiten la conexión con los sensores de presión y los caudalímetros para recoger los datos obtenidos, una conexión con las electroválvulas que se encargan de controlar el caudal del agua y mandar los pulsos al actuador que comprime el látex. También se dispone de un puerto con conexión al ordenador, que permite transferir los datos al programa “Laser Due”.



Figura 28. Caja de control.

### 2.1.6 Caja de regulación de frecuencia

Este dispositivo (Figura 29) se encarga de accionar las electroválvulas del actuador, de tal manera que, al recibir la señal de caudal, se introduce el aire comprimido al actuador por medio de un conducto y se produce el flujo de caudal.

El programa utilizado para la caja es Arduino, y permite cambiar de frecuencia manual a automática fácilmente. Además, se puede modificar el parámetro duty cycle, que es el porcentaje de tiempo que el tubo está comprimido en un ciclo. Los dos modos de frecuencia programados en Arduino son los siguientes:

- **Frecuencia manual:** se elige la frecuencia a la que se quiere que trabaje el actuador haciendo girar una ruleta y esta se mantiene constante durante todo el proceso.
- **Frecuencia automática:** la caja detecta el máximo de señal del caudal gracias a que el caudalímetro está conectado a esta por medio de las electroválvulas, y manda una señal al actuador de manera que se comprime el látex, consiguiendo de esta manera la frecuencia óptima.

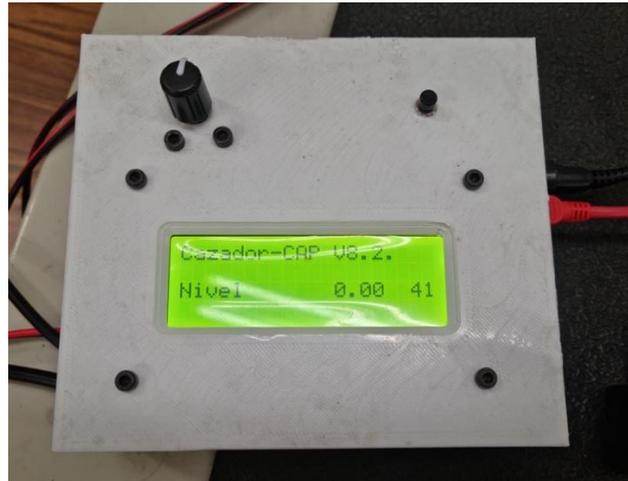


Figura 29. Caja de regulación de frecuencia.

### 2.1.7 Actuador

Se encarga de comprimir el tubo de látex produciendo un flujo entre los dos depósitos. También llamado 'Soft Robot' (Figura 30) debido a que se ha elaborado con esta tecnología, está compuesto de una mezcla de dos siliconas y consta de 4 aberturas diametralmente opuestas, por donde se colocan cuatros tubos que llevan el aire comprimido al actuador, permitiendo de esta forma que se hinche el Soft Robot ejerciendo la presión sobre el látex.



Figura 30. Actuador que comprime el tubo de látex.

En este sentido, se diferencia de la anterior instalación en el material del actuador. Como se observa en la imagen (Figura 31), el actuador que se utilizó en la primera instalación es mecánico y rígido, y se acciona mediante un pistón neumático, mientras que el actual es más blando y hace que el látex se desgaste menos y tenga más duración.



Figura 31. Actuador mecánico (izquierda) y actuador de silicona (derecha).

El mundo de los Soft Robot está en pleno desarrollo y funcionamiento debido a la necesidad de crear robots con componentes blandos, que permitan imitar la interacción de los movimientos de los músculos en el ámbito industrial.

Para el presente experimento, se ha elaborado un actuador compuesto de dos siliconas que comprimirá el tubo de látex en su zona central produciéndose el flujo de líquido de un depósito a otro. En su realización se han empleado los siguientes elementos:

- Dos botes de silicona: silicona A y B.
- Papel de filtro.
- Cámara de vacío.
- Molde A, pieza A y molde B.
- Robot mezclador.

Como se puede observar en el plano (Figura 32), se ha elaborado un Soft Robot de un determinado radio por el que se introducirá el tubo flexible a comprimir. El actuador cuenta con 4 orificios por los que se introducirá aire comprimido mediante la actuación de una electroválvula.

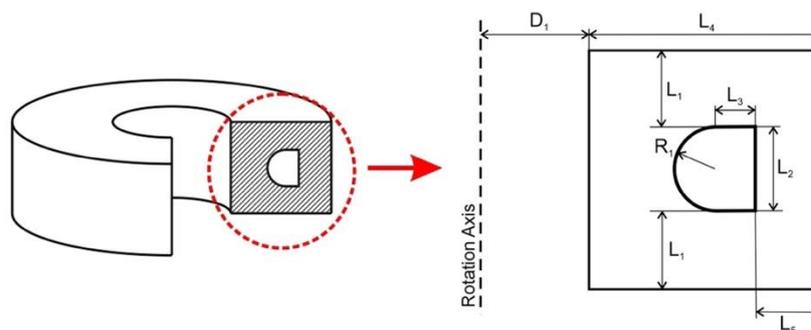


Figura 32. Plano Soft Robot.

El proceso de elaboración de un Soft Robot no es muy laborioso, pero requiere de un tiempo para su curado y posterior utilización. A continuación, se procede a describir los pasos para su proceso de fabricación:

1. Se coloca la pieza A en el interior del molde A y se ajustan los tornillos para dejar el espacio de las tomas de aire (Figura 33).



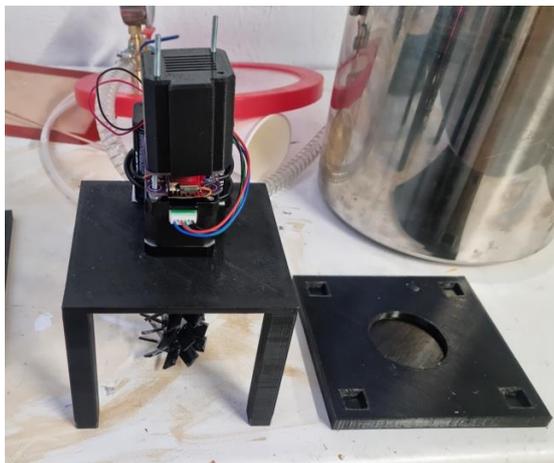
Figura 33. Molde A y pieza A sujeto por tornillos.

2. Se prepara la mezcla de silicona para realizar la pieza A. Para ello, con ayuda de una jeringuilla y una balanza electrónica de precisión (Figura 34), se inyectan 85 g de la silicona A y 85 g de la silicona B en un vaso de plástico.



Figura 34. Balanza electrónica y silicona A y B.

3. Colocamos el vaso en el soporte del robot mezclador (Figura 35) y lo introducimos en la bomba de vacío (Figura 36). El objetivo de este proceso va a ser eliminar todas las burbujas de aire que se hayan introducido en la silicona y que puedan ocasionar posteriormente la rotura del actuador, mientras el robot mezclador homogeniza la mezcla. Una vez eliminadas todas las burbujas, se saca el vaso de la bomba.



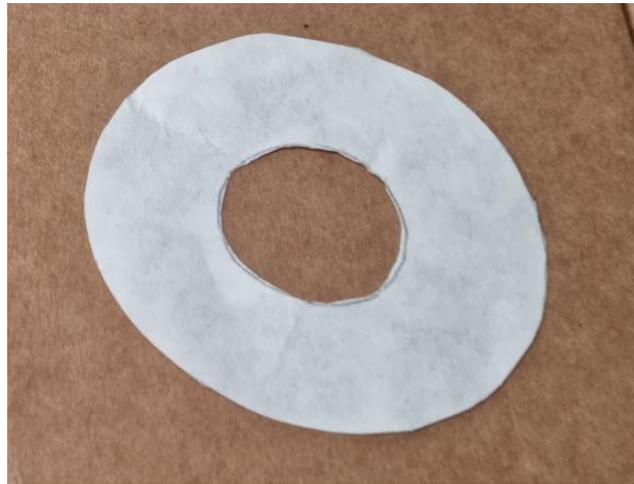
*Figura 35. Robot mezclador y soporte.*



*Figura 36. Bomba de vacío.*

4. Quitar la pieza A al molde y rellenarlo con una capa de la silicona para poder poner el papel de filtro (Figura 37). El objetivo del papel va a ser el de proteger al actuador dotándole de mayor duración para los posteriores ensayos. Una vez puesto, se atornilla la pieza A al molde y se rellena de silicona hasta enrase. Dejamos curar 24 horas para que

la silicona adquiera consistencia. Una vez curado, se retiran los tornillos y la pieza A y se deja la mezcla en el molde (Figura 38).



*Figura 37. Papel de filtro.*



*Figura 38. Molde A con la mezcla curada.*

5. A continuación, se elabora la segunda parte del Soft Robot con el molde B (Figura 39). Para ello, se procederá de la misma forma que en el paso 2 y 3, con la única diferencia de que la mezcla estará compuesta de 15 g de la silicona A y 15 g de la silicona B, ya que al ser más pequeño el molde B se necesita menos cantidad de mezcla.



*Figura 39. Molde B.*

6. Una vez eliminadas las burbujas de aire de la mezcla, se vierte una capa de la mezcla en el molde, se coloca un papel de filtro y se vierte el resto de la mezcla hasta que enrase.
7. Por último, se encaja el molde A con la mezcla curada en el molde B y se deja curar otras 24 horas. Desencajamos el molde y ya se tendría el actuador listo para ensayar (Figura 40).



*Figura 40. Soft Robot.*

Una vez visto el diseño y la elaboración del Soft Robot, se procede a codificar de la siguiente manera:

- 1) Elemento adicional. Se nombra de la siguiente forma:

- a. SP: sin papel.
  - b. CP: con papel.
  - c. CPE: con papel de filtro.
- 2) Fecha de fabricación.
- 3) Tipo de molde utilizado: molde normal o prima (mejorado).



*Figura 41. Soft Robot codificado.*

Por ejemplo, en la figura de imagen Figura 41) se trata de un Soft Robot con papel de filtro, fabricado el 7 de diciembre y elaborado con el molde prima.

## 2.2 Metodología de medida

Lo primero de todo será poner en marcha la instalación. Para ello se llenan los dos depósitos de agua hasta su altura nominal que es de 40 cm, y se elige la relación de longitudes (parámetro  $\lambda$ ) que se quiere ensayar mediante la colocación de tubos rígidos de PVC. Una vez colocados, se instala el tubo de látex de 10 cm a ensayar entre los tubos rígidos de impulsión y aspiración, mediante la fijación de dos bridas metálicas y se comprueba que no haya burbujas de aire en la instalación que puedan ocasionar mediciones erróneas del flujo de caudal. Se instala, como ya se ha comentado anteriormente, un actuador de silicona Soft Robot colocado en el plano de simetría transversal del tubo de látex, que estará alojado en el interior de una caja y atornillado a la instalación.

Una vez adecuada toda la instalación, se procede a fijar el parámetro duty cycle (proporción del ciclo de compresión en el que el actuador permanece cerrado) y un Arduino controla el cierre del actuador mediante una electroválvula. Como ya se comentó anteriormente, el programa tiene dos modalidades: automático y manual. En modo manual, se elige una frecuencia cualquiera y se mantiene durante todo el ensayo, mientras que en el modo

automático un caudalímetro capta el momento de mayor caudal y manda una señal determinando la frecuencia de resonancia para cada instante.

Las frecuencias a las que va a trabajar el actuador van a ser siempre menores a 5 Hz, y esta relación entre la frecuencia del flujo pulsátil y los efectos viscosos se va a representar mediante el parámetro adimensional de Womersley, representado por (1), donde  $R$ ,  $\rho$ ,  $\mu$ , y  $f$  son el radio de la tubería, la densidad del fluido que transcurre por la instalación (en este caso agua), la viscosidad del fluido y la frecuencia.

$$Wo = R \sqrt{\frac{\rho f}{\mu}} \quad (1)$$

Basándonos en la ecuación (1) el número de Womersley tiene un valor de 21, dentro del rango en el que se encuentran los valores típicos del flujo pulsátil en el sistema circulatorio.

Suponiendo un caudal de 1 L/min, se calcula el número de Reynolds mediante (2) y tenemos un valor de 1000, correspondiendo a un flujo laminar. Al aplicar la ecuación de Darcy-Weisbach (3) con  $f = 64/Re$ , se estiman unas pérdidas de carga de menos de 2 mm, valor que será despreciable.

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu} \quad (2)$$

$$H_p = \frac{8Q^2}{\pi^2 D^4 g} f \frac{L}{D} \quad (3)$$

Para concluir este apartado de metodología, se explican los dos tipos de ensayo que se van a realizar en el trabajo experimental.

El primero de ellos es el estacionario, que consiste en la unión de los depósitos por una tubería de retorno. Ambos depósitos se mantienen en nivel constante, y la bomba trabaja en un punto de poca altura y alto caudal (cerca del caudal máximo). Este tipo de ensayo se utilizó en el estudio de los caudales instantáneos en cada uno de los tramos de la instalación; las presiones instantáneas a la entrada y salida del látex; barrido de frecuencias; variación de la relación de longitudes en el caudal; variación de duty cycle y variación de la presión neumática de trabajo del actuador.

En el segundo tipo de ensayo, el no estacionario, se trabaja sin retorno, permitiendo el vaciado y el llenado de los depósitos de aspiración e impulsión, respectivamente. De esta forma se puede observar la evolución temporal de la bomba en todos sus puntos de trabajo, desde el caudal máximo y altura nula, hasta la altura máxima y caudal nulo. El ensayo no estacionario se utilizó para obtener las curvas características de la bomba y comparar el actador Soft Robot con el actuador mecánico.

## 2.3 Adquisición de datos

La adquisición de datos se realiza mediante un programa informático llamado Laser Due, instalado en un ordenador que está conectado mediante un cable USB a la caja de control que registra todas las medidas del experimento.

Como se puede observar en la imagen (Figura 42), este programa tiene muchas funciones, sin embargo, en el experimento se van a utilizar un número determinado de ellas que se explicará a continuación.



Figura 42. Software 'Laser Due'.

Antes de empezar a registrar datos, es necesario configurar los diferentes parámetros del experimento en la función Ciclo del apartado Configuración (Figura 43). En esta ventana, se podrán configurar parámetros como el tiempo entre cada disparo láser, el número de ciclos y el tiempo de duración de cada escalón. En el caso que nos conlleva, únicamente se va a modificar el parámetro Número de Ciclos, dependiendo del tiempo que requiera cada experimento.

T1-Retardo Disparo Laser	250	ms
T2-Numero de Ciclos	120	Ciclos
T3-Tiempo Escalón	6000	ms
T4-Periodo Muestreo	1000	us

Guardar

Figura 43. Ventana ciclo.

Otra función que va a ser de gran interés es la de Monitor en el apartado Control Manual. Esta ventana permite controlar los valores de los caudalímetros y los sensores de presión antes de realizar un ensayo y comprobar su correcto funcionamiento. Las casillas de la parte superior de la imagen (Figura 44) que se van a seleccionar son la de escalado y media. La casilla Escalado muestra los valores aplicados ya en sus unidades respectivas, y la casilla Media trata las medias de los datos vistos en el monitor.

<input checked="" type="checkbox"/> Escalado	<input type="checkbox"/> Calibrado	<input checked="" type="checkbox"/> Media
Ciclo	0.98	
Ciclo 2	0.48	
Sin asignar 3	990.66	
Sin asignar 4	494.83	
Sin asignar 5	-49.84	
P dep	39.25	mbar
Q1	-2519.41	ml/min
Q2	-2506.55	ml/min
P1	-38.52	mbar
P2	-41.62	mbar
R11	-124.96	Sin asignar
R12	-124.75	Sin asignar

Figura 44. Ventana monitor.

Una vez que se ha comprobado el correcto funcionamiento de los sensores, ya se puede empezar a grabar datos. Para ello va a ser de gran utilidad la función Ciclo Fichero en el apartado del programa Ejecución Ciclo, ya que al ejecutar esta función aparecerá una ventana (Figura 45) que pedirá la ubicación donde se quieren guardar los datos leídos en formato Excel.

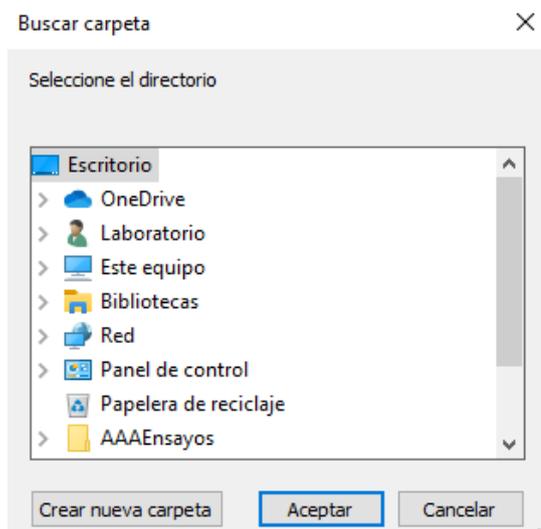


Figura 45. Ventana ubicación fichero.

Terminado de recibir los datos y realizado el experimento, los datos son procesados y analizados en Matlab.

### 3 Resultados y discusión

En este capítulo, se mostrarán los resultados del estudio experimental realizado para la optimización del dispositivo del bombeo asimétrico.

Para ello se realizará una comparación entre un actuador mecánico y uno de silicona mostrando sus curvas características, se realizará un barrido de frecuencia cambiando el parámetro  $\lambda$  (relación de longitudes), también se variará  $\gamma$  (duty cycle) y la presión neumática suministrada al actuador. Por último, se modificará la ubicación de los sensores para conocer la presión en los diferentes puntos de la instalación.

Antes de empezar la experimentación, se adoptan para los diferentes parámetros de la instalación, una serie de valores nominales (Tabla 4) que sirven de referencia para ir variándolos en busca de las prestaciones óptimas del dispositivo.

Instalación	Parámetro	Símbolo	Nominal
Fluido	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	$\rho$	1000
	Viscosidad (kg/m/s)	$\mu$	0.001
Ciclo	Frecuencia (Hz)	f	Resonante
	Duty cycle (%)	$\gamma$	33
Circuito	Altura (cm) // Volumen (L) inicial depósitos	$h_{1-2}$ // $V_{1-2}$	40 // 72
	Diámetro interior tubería rígida aspiración (mm)	$D_1$	16
	Diámetro interior tubería rígida impulsión (mm)	$D_2$	16
	Longitud tramo aspiración (m)	$L_1$	0.75
	Longitud tramo impulsión (m)	$L_2$	3.25
	Longitud horizontal total (m)	L	4
Látex	Diámetro interior látex (mm)	$D_3$	20
	Espesor del látex (mm)	wt	0.7
	Longitud látex (cm)	$L_3$	10
Soft Robot	Presión de trabajo (bar)	$P_t$	1.4
	Anchura región compresión SR (cm)	a	2
Configuración	Relación de Longitudes	$\lambda = (L_2/L_1)$	4.33
	Relación de Diámetros	$\beta = (D_1/D_2)^4$	1
	Relación longitud comprimida	$k = (a/L_3)$	0.2

Tabla 4 Valores nominales de la instalación.

### 3.1 Actuador mecánico vs Soft Robot de silicona

Para el presente experimento, se estudia el efecto de los dos tipos de actuadores descritos en el capítulo anterior, observándose las prestaciones que puede dar la bomba con cada uno de ellos.

Las curvas características carga-caudal relacionan dos variables: la altura, que es la energía por unidad de masa que la bomba puede suministrar al fluido, y el caudal, que es la cantidad de agua que pasa por la tubería en un tiempo determinado.

La altura manométrica de la bomba (H) se calcula en (4). Esto es, la diferencia entre las alturas del depósito de impulsión y el de aspiración; o la diferencia entre la altura del depósito de impulsión respecto a su valor inicial, multiplicado por dos.

$$H = \frac{P_d - P_s}{\rho g} = 2 \frac{P_d - P_{d,0}}{\rho g} \quad (4)$$

Se pueden apreciar las curvas altura-caudal de los dos tipos de actuadores (Figura 46), en rojo el Soft Robot y en azul el mecánico. En la gráfica se observa cómo, el Soft Robot puede alcanzar mayores alturas y caudales que el actuador mecánico en las mismas condiciones de bombeo (nominales).

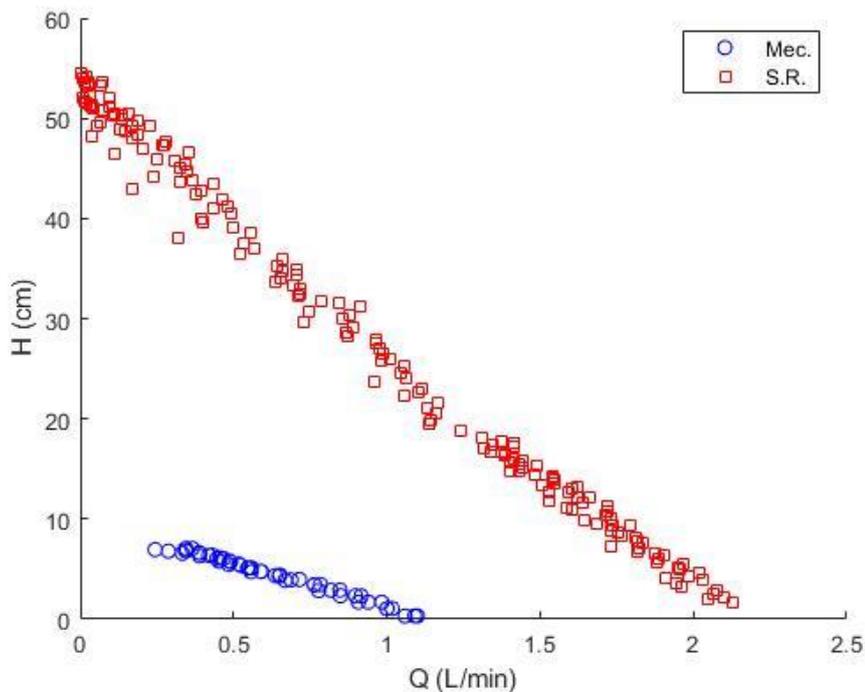


Figura 46. Curvas altura-caudal de los actuadores.

Otra curva habitual es la que implica el rendimiento de la bomba en función del caudal que circula. Para calcular el rendimiento, es necesario conocer la potencia transmitida al fluido ( $W$ ), que es el trabajo útil de la bomba por unidad de tiempo y calculada mediante la ecuación (5).

$$W = \rho g Q H \quad (5)$$

Se grafican los valores de la potencia hidráulica (Figura 47) y se aprecia como, la potencia que transmite el actuador de al fluido es mayor comparada con la del mecánico, obteniéndose su valor máximo para un caudal de aproximadamente 1 L/min y disminuyendo para caudales menores y mayores.

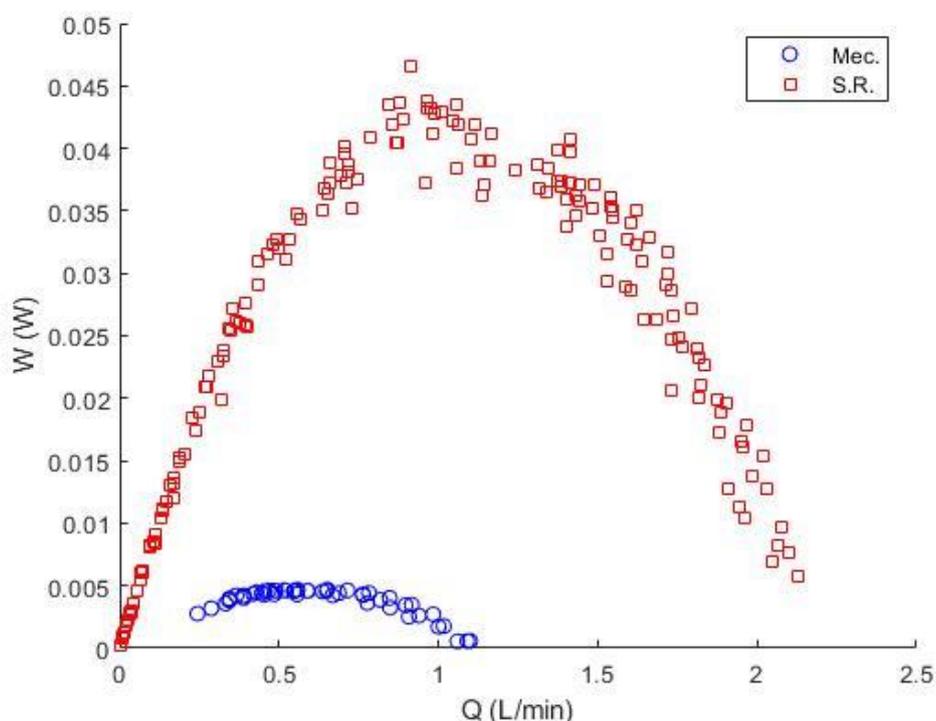


Figura 47. Curvas potencia hidráulica de los actuadores.

Una vez conocida la potencia transmitida al fluido, es necesario calcular la potencia de accionamiento para poder deducir el rendimiento.

Para calcular la potencia de accionamiento, se evalúa la energía consumida por el Soft Robot en cada ciclo, considerando que solo se expande comprimiendo completamente el tubo; el proceso es isotérmico y el trabajo de las fuerzas másicas y energía cinética son despreciables. La energía consumida por ciclo puede calcularse mediante la entalpía de la masa de aire comprimido que entra desde la red en (6),

$$\Delta\mathcal{H} = \Delta m h = \Delta m c_p T = \frac{c_p}{R} \left( P \left( V_0 + \frac{\pi D^2}{4} \ell_2 \right) - P_0 V_0 \right) \quad (6)$$

donde  $\mathcal{H}$ ,  $c_p$ ,  $T$ ,  $m$ ,  $R$ ,  $P$ ,  $P_0$ ,  $V_0$ ,  $D$  y  $\ell_2$  son, respectivamente, la energía consumida (entalpía), el calor específico a presión constante, la temperatura, la masa de aire en el interior del Soft Robot, la constante específica del gas, las presiones absolutas de suministro e inicial (atmosférica), el diámetro interior del Soft Robot en reposo y la longitud de la cámara del Soft Robot. La energía por ciclo calculada mediante (6) para el Soft Robot es de 9,056 J/ciclo. Para el actuador mecánico, la energía consumida es calcula mediante (7), donde  $s$  es la carrera del pistón. Para el actuador mecánico, la energía consumida es de 6,34 J/ciclo.

$$\Delta\mathcal{H} = \Delta m h = \Delta m c_p T = \frac{2c_p P \frac{\pi D^2}{4} s}{R} \quad (7)$$

Entonces, la potencia de accionamiento,  $W_d$ , se calcula en (8) como el producto de la energía por ciclo y la frecuencia de compresión del tubo de látex.

$$W_d = \Delta\mathcal{H} f \quad (8)$$

La potencia consumida por la bomba se representa en la siguiente gráfica (Figura 48). En ella se observa, que la potencia consumida por la bomba con el actuador mecánico es constante en torno a un valor de 11 W, mientras que en el Soft Robot empieza en un valor alrededor de los 21 W y va disminuyendo a medida que aumenta el caudal.

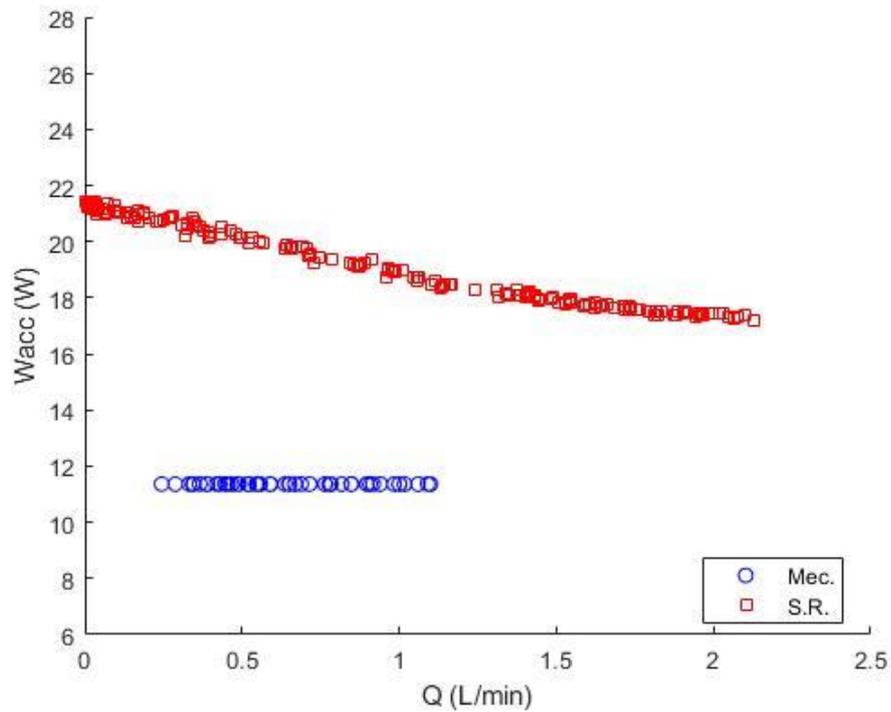


Figura 48. Curvas de potencia consumida de los actuadores.

Una vez conocida la potencia real y teórica, se calcula el rendimiento mediante (9) como el cociente entre la potencia hidráulica y la potencia consumida por la bomba ( $W_d$ ).

$$\eta = \frac{W}{W_d} \quad (9)$$

En la gráfica (Figura 49), se observa las curvas de rendimiento de los dos actuadores empleados en la experimentación y se comprueba cómo con el actuador Soft robot de silicona se tienen unos rendimientos muy superiores al mecánico, aunque como aspecto de mejora cabe señalar que los dos son muy bajos y es conveniente optimizar el diseño para reducir el consumo de aire comprimido.

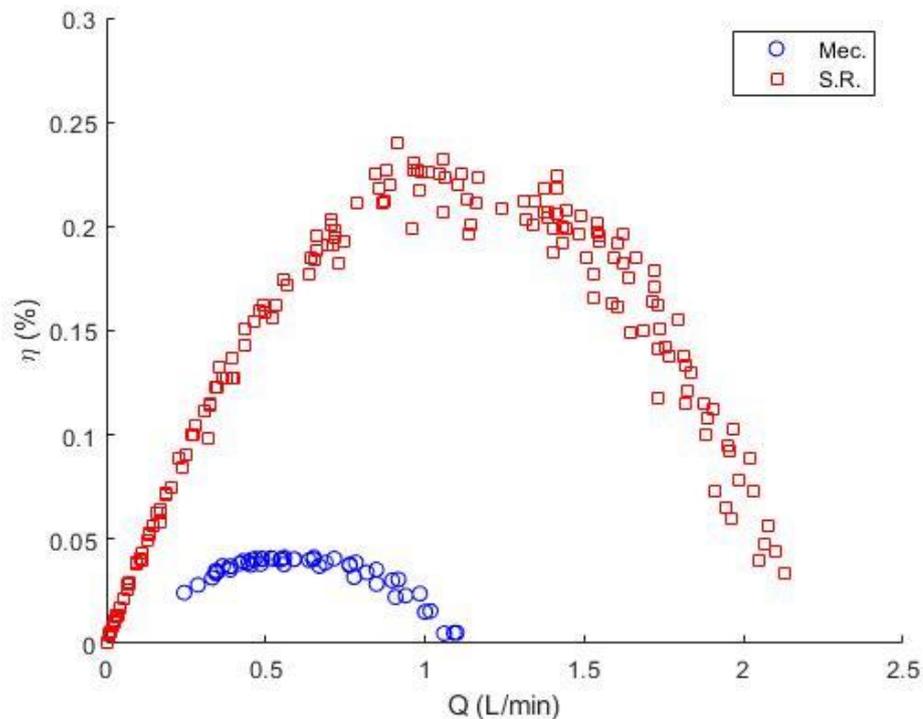


Figura 49. Curvas de rendimiento de los actuadores.

### 3.2 Barrido de frecuencias variando la geometría de la instalación

En este ensayo se realiza un barrido de frecuencias para caudal máximo, cambiando la longitud de los tramos de aspiración e impulsión y manteniendo el valor de la longitud total constante. Se realiza el experimento para tres valores distintos:

- $\lambda=3$ :  $L_1=1$  m,  $L_2=3$  m.
- $\lambda=4,33$ :  $L_1=0,75$  m,  $L_2=3,25$  m.
- $\lambda=4,5$ :  $L_1=0,72$  m,  $L_2=3,28$  m.

La caja de regulación se coloca en frecuencia manual, y escogemos frecuencias que van desde valores pequeños en los que no se observa un rendimiento significativo hasta el doble de la frecuencia de resonancia.

En la gráfica (Figura 50), se observa que no existe una relación lineal entre el caudal y la frecuencia. Además, el caudal máximo se obtiene a la frecuencia resonante habiendo una caída brusca de las prestaciones a medida que nos alejamos de la resonancia. Cabe destacar que existe flujo reverso, es decir, caudales negativos para frecuencias del doble de la de resonancia. En cuanto a la relación de longitudes, se ve que las tres curvas siguen una tendencia similar y el caudal máximo se obtiene para un  $\lambda=4,5$ , siendo menor

para una relación de longitudes inferior y superior a este valor. Por lo tanto, la relación de longitudes sí que influye en las prestaciones de la bomba.

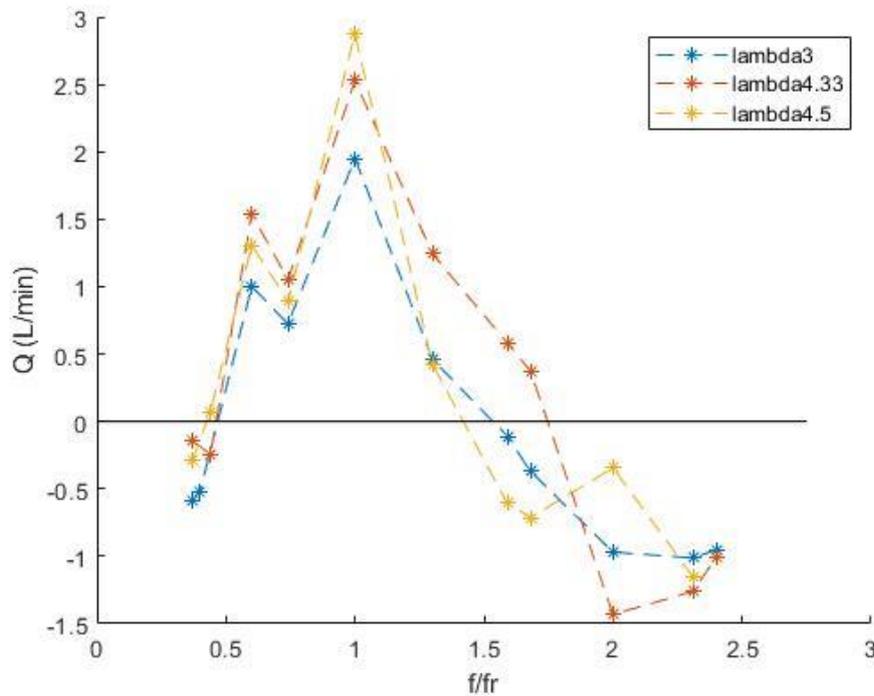


Figura 50. Espectro de frecuencias para caudal máximo.

### 3.3 Duty cycle y presiones de trabajo

En este apartado, se muestran los resultados de cómo afectan las variaciones del duty cycle y las presiones de trabajo con las que trabaja el actuador, a las prestaciones de la bomba.

Para empezar, el duty cycle es un parámetro del actuador que indica el porcentaje de tiempo que el Soft Robot está comprimiendo el tubo de látex en un ciclo de trabajo. Se calcula mediante (10), siendo  $T_{on}$  el tiempo que el Soft Robot está comprimiendo el látex y  $T_{off}$  el tiempo de reposo.

$$Duty\ cycle\ (\gamma) = \frac{T_{on}}{T_{on} + T_{off}} \quad (10)$$

En este ensayo, el actuador trabaja a la frecuencia óptima y la variación del duty cycle se controla mediante un microcontrolador, en nuestro caso Arduino. La presión del aire comprimido que se introduce al actuador para que comprima el tubo de látex, se varía manualmente mediante un manoregulador.

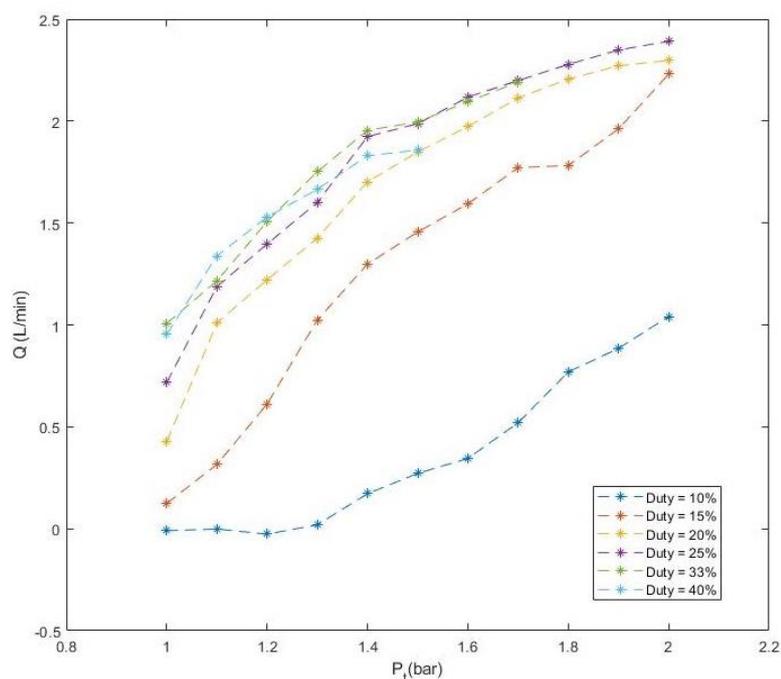


Figura 51. Curva presión de trabajo frente a caudal.

Los valores graficados en la Figura 51 muestran una clara tendencia creciente. A medida que aumenta la presión a la que trabaja el actuador, mayor es el caudal que circula por la instalación para los mismos valores de duty cycle. Cabe destacar que para valores de duty cycle muy bajos (10%) se necesita una presión mínima en el actuador.

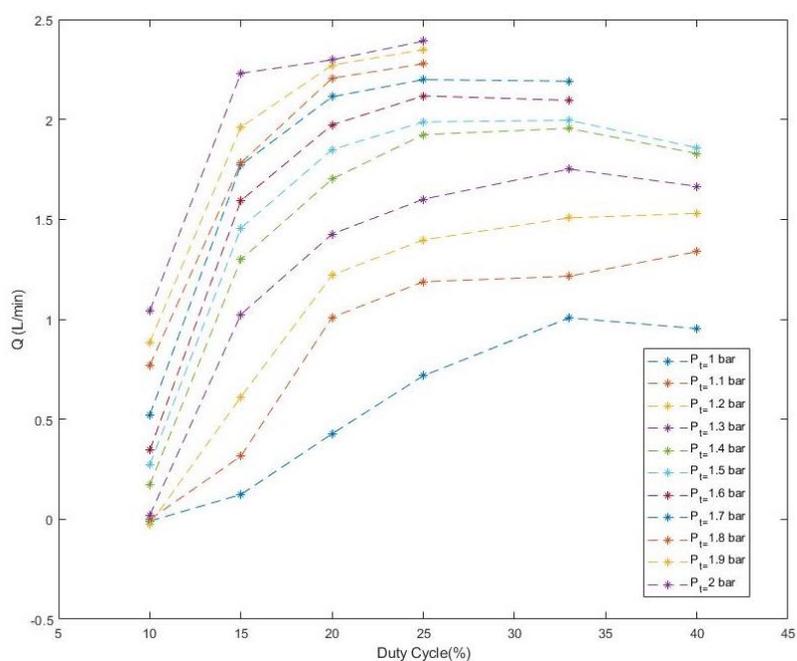


Figura 52. Curva duty cycle frente a caudal.

En esta otra gráfica (Figura 52), se observa que el caudal es mayor a medida que aumenta el duty cycle, alcanzándose el máximo para un valor del 33%. Para valores mayores a éste, disminuyen las prestaciones de la bomba y se obtiene menos caudal.

Cabe destacar que, para presiones altas hay ciertos valores de caudal que no se han podido registrar ya que el Soft Robot se traba y no trabaja con normalidad. Por ello, la presión óptima de trabajo para el duty cycle del 33% es de 1,7 bar.

### 3.4 Evolución temporal del caudal y las presiones

En este último experimento, se estudia cómo evoluciona en el tiempo el caudal y las presiones en los distintos puntos de la instalación. El ensayo se realiza con las condiciones óptimas de bombeo, siendo el duty cycle del 33% y la relación de longitudes igual a 4,5.

Para ello se parte de los dos caudalímetros en la posición F1 y F2 en la zona de aspiración, siendo F2 una posición fija debido a que es el caudalímetro de control y variando el restante en las posiciones F3 y F4 en la zona de impulsión. Los caudalímetros en F2 y F3 están orientados para medir el flujo que va del depósito 1 al 2, es decir valores positivos, y los caudalímetros en F1 y F4 miden el flujo que va del depósito 2 a 1, siendo valores negativos de caudal.

Lo mismo que se ha hecho con los caudalímetros se realiza con los sensores de presión. Inicialmente se sitúan en P3 y P4 para ir desplazándose por el resto de los posicionamientos, con el objetivo de ver cómo evoluciona la presión en el tiempo en los distintos puntos de la instalación (Figura 53).

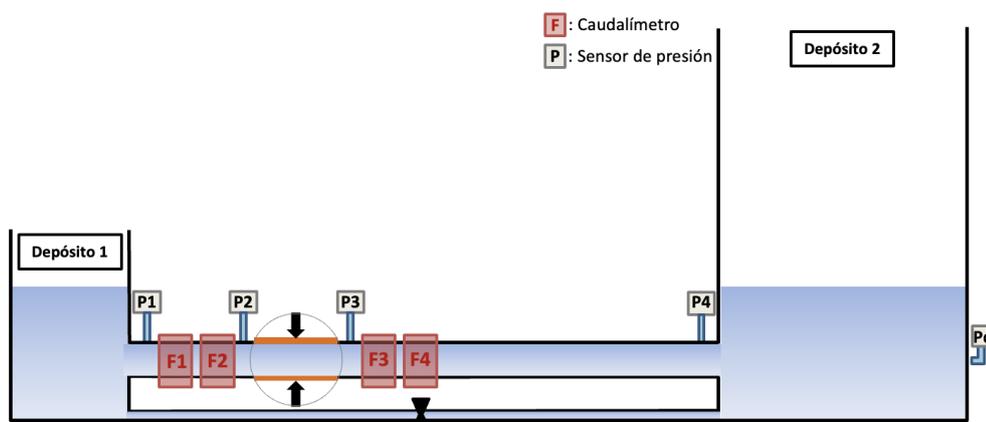


Figura 53. Esquema de la instalación con los diferentes posicionamientos de caudalímetros y sensores de presión.

En la Figura 54 se observa un promedio de 120 ciclos de caudal instantáneo (respecto a la fase del ciclo) que circula por la instalación en los tramos de aspiración e impulsión, cuando se intercambian los caudalímetros en las posiciones mencionadas anteriormente, es decir, un ensayo con los caudalímetros en F1 y F2, otro en F2 y F3 y el último en F2 y F4.

La curva azul de aspiración resulta de los valores del caudalímetro en las posiciones F1 y F2 durante el ensayo, y se observa una gran amplitud en los caudales debido a que es menor la resistencia hidráulica que se tiene que superar en este tramo. La curva roja de impulsión resulta de los caudalímetros en F3 y F4, y se observa cómo la curva presenta menores caudales comparados con los de aspiración, ya que este tramo posee mayor longitud y hay mayores pérdidas de carga que la onda debe superar. Ambas ondas de caudal están aproximadamente desfasadas 180°.

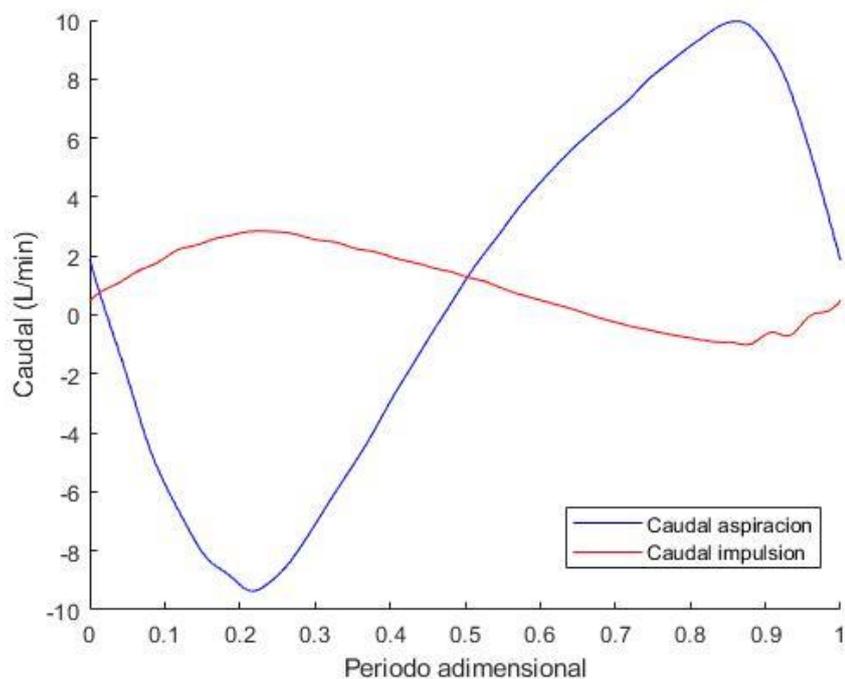


Figura 54. Evolución temporal del caudal.

En la Figura 55 se muestran las presiones en las entradas de los depósitos. Se aprecia como, la onda de presión del depósito de impulsión tiene muy poca amplitud, en el depósito de aspiración se crean una mayor oscilación debido a que el tramo de aspiración mueve un mayor volumen de agua originando un mayor caudal que el tramo de impulsión, por ello resultando en una onda de presión más pronunciada. El valor medio de ambas ondas es similar, y se encuentran en fase.

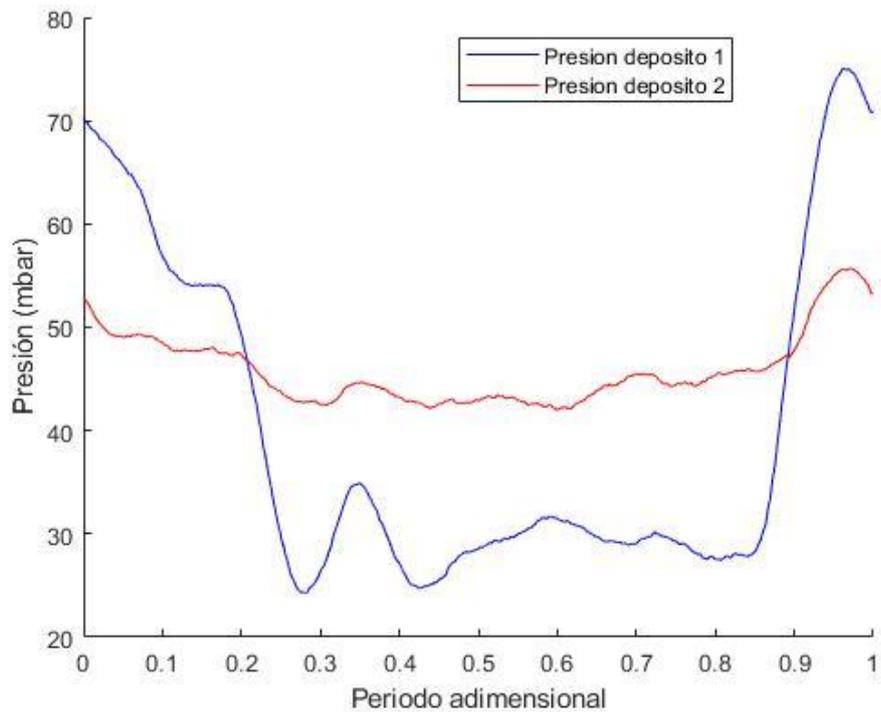


Figura 55. Evolución temporal de la presión en la entrada de los depósitos.

Los ciclos promediados de presiones a la entrada y salida del látex se muestran en la Figura 56. En ambas representaciones se observa como las ondas de presión son similares. El tramo de depresión en la onda de la salida del látex es más pronunciado, debido a que la onda de presión en el tramo de aspiración vuelve antes que en el tramo de impulsión. Es decir, cuando el tubo de látex se empieza a llenarse por el lado de la tubería aspiración, aún se está vaciando por el lado de impulsión. Se observa cómo se obtienen las presiones nulas o negativas cuando el tubo de látex está vacío de líquido. Ambas ondas se encuentran en fase.

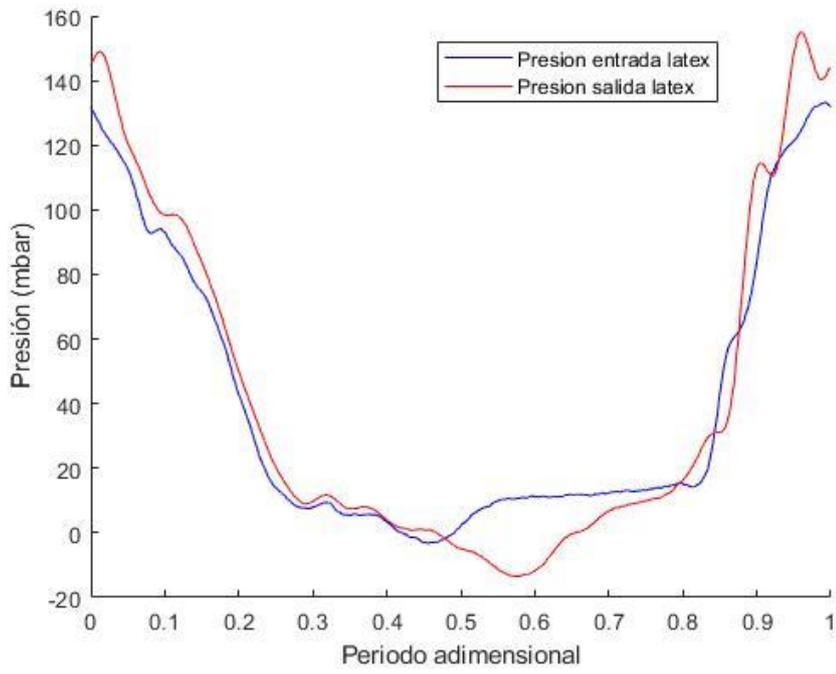


Figura 56. Evolución temporal de la presión a la entrada y salida del látex.

## 4 Conclusiones

Las principales conclusiones de este trabajo son las siguientes:

- Se ha desarrollado un nuevo actuador basado en Soft Robot de silicona, más adecuado al ámbito sanitario.
- El empleo del Soft Robot de silicona consigue mejores prestaciones de bombeo (altura, caudal y rendimiento) que con el actuador mecánico.
- El caudal máximo de la bomba tiene un valor máximo para la relación de longitudes de 4,5.
- Se ha observado flujo reverso cuando la frecuencia de accionamiento está alejada de la frecuencia de resonancia.
- Las prestaciones de bombeo mejoran a medida que aumenta el duty cycle hasta un valor del 33%, para luego disminuir para valores mayores.
- El caudal bombeado depende de la presión de trabajo del actuador. A mayor presión que se le inyecta al actuador mayor es el caudal, llegando hasta una presión máxima de 1,7 bar para un duty cycle óptimo del 33%. Para duty cycles muy bajos (10%) se necesita una presión mínima de trabajo para que haya caudal.
- La onda de caudal instantáneo en el tramo de aspiración tiene mayor amplitud que en el de impulsión, debido a que este tramo es más corto y hay menos pérdidas de carga.



## 5 Otros aspectos de interés

### 5.1 Líneas futuras

Las líneas futuras derivadas de este trabajo podrían ser las siguientes:

- Explorar otras geometrías de Soft Robot.
- Realizar modelos unidimensionales de simulación numérica de la instalación de bombeo asimétrico, utilizando la información de los sensores para validar dichos modelos.
- Diseñar una instalación más compacta para aplicaciones reales.

### 5.2 Financiación

Este proyecto está subvencionado por la Junta de Castilla y León bajo el programa: “Subvenciones del programa de apoyo a proyectos de investigación financiados por fondos FEDER” de número de proyecto VA182P20.

### 5.3 Diseminación

Un abstract con contenido relacionado con este trabajo ha sido admitido en la conferencia Second Spanish Fluid Mechanics Conference, que se celebrará en a principios de julio de 2023 en Barcelona.

**Design of a Non-invasive Cardiovascular Assist Device based on Asymmetric Valveless Pump Technology**

J. Anatol, M. García-Díaz, C. Barrios-Collado, J. A. Moneo-Fernández, F. Castro-Ruiz, J. Sierra-Pallares

*Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica & ITAP  
 Universidad de Valladolid, Paseo del Cauce 59, 47011 Valladolid, SPAIN.*

The aim of this study is to design an asymmetrical valveless pump based on soft robotics technology. Asymmetric pumping is achieved by periodically compressing a flexible tube in its plane of symmetry by means of an actuator, as long as the rigid pipes connected at its ends are hydraulic asymmetrical. One of the most interesting applications is the use of valveless pumping to improve blood circulation in patients with hypoplastic left heart syndrome who have undergone the Fontan surgery.

**INTRODUCTION**

In many applications in biomedical engineering, it is necessary to pump fluids without coming into contact with them. One option is to use the so-called valveless pumping, the most well-known types of which are peristalsis and the Liebau phenomenon [1].

Valveless pumping based on the Liebau effect [2] works by the periodic pinching of a flexible element (a compliant tube) asymmetrically in terms of either the pincher position, or the circuit, or a combination of both [3].

This simple pumping mechanism allows, for example, blood circulation in the embryonic phase due to the absence of valves in the heart [4]. It has also been studied in other physiological fields as a pumping system in the human aorta [5].

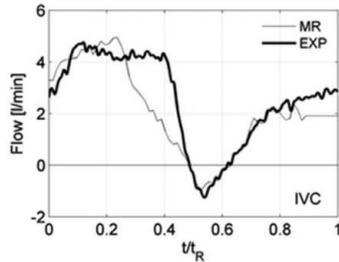


FIG 1. Temporal evolution of the flow in the inferior vena cava (IVC).  $t_R$ : respiratory cycle period [6].

Establishment of the so-called Fontan circulation is a palliative surgical treatment for patients with a univentricular heart condition. These patients undergo a series of surgical procedures in which the left ventricle is reconstructed from the right ventricle and a graft is placed connecting the inferior and superior venae cavae to the pulmonary arteries. Blood flow through the inferior vena cava (IVC) is intimately related to the respiratory cycle because of the proximity of the blood vessel to the lungs., the variation in lung volume modifies

the IVC environment and thus the flow rate. On the other hand, diaphragm movement also influences IVC flow during the respiratory cycle as the shape of the mediastinum varies, where the IVC is located. Blood flow through the IVC increases during inspiration and decreases during expiration [6], figure 1. The objective of this work is to increase this flow and minimize the reverse flow phase. To this end, it is proposed to include a graft assist device based on asymmetric valveless pump technology.

**DESIGN**

The core of a Liebau pump is a flexible compliant tube and the pinching mechanism. The pinching mechanism consists of an actuator, based on soft robotics technology, that compresses the compliant tube, referred to as the pincher. The performance of this type of pump has been described in depth in [3]. Figure 2 shows the evolution of the instantaneous flow

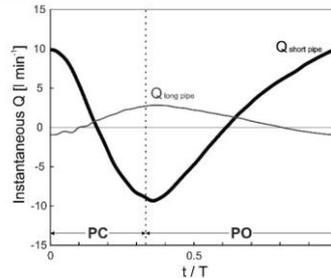


FIG 2. Temporal evolution of instantaneous flows in the rigid pipes. PC: Pincher closed (33% of T), PO (Pincher open). T: compression cycle period.

rate in the pipes connected to the compliant tube where one of them was several times longer than the other. This asymmetry results in the appearance of a net flow towards the longer side. Figure 3 shows the flowrate-head curve provided by the pump in stationary tests.

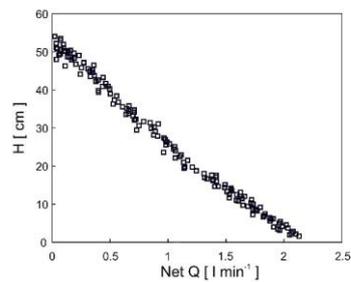


FIG 3. Flowrate-head curve provided by the pump in stationary tests.

A mock circulation loop, figure 4 was used to mimic a Fontan circulation and to study the performances of our pump under physiological-like conditions. This installation consists of two constant level reservoirs, silicone pipes and a transparent Fontan graft model. The reservoirs can vary their vertical position by means of two displacers. The fluid flows from the N reservoir to the S reservoir and from there to the discharge reservoir. The working fluid has been a mixture of water and glycerin with blood-like properties.

To achieve a flow rate evolution similar to that shown in figure 1, two servomotors have been used as valves. These modify the head loss in the model's inlet piping. This system allows to achieve a negative flow for short periods of time, simulating reverse flow.

The instrumentation consists of four pressure sensors and two unidirectional ultrasonic flowmeters. The pressure sensors were located at each of the inlets and outlets of the model. The uncertainties in the pressure sensors and flow meters were 4% and 2%, respectively.

The prototype assist device consists of a compliant tube with a pneumatic pincher and two compliant chambers, to dampen flow peaks, figure 2. The prototype is mounted at the entrance of the model corresponding to the inferior vena cava.

#### CONCLUSIONS

The use of valveless pumping could be a good option to improve blood circulation in patients with Fontan surgery. Nevertheless, the pump design achieved would have to be transformed into a biologically compatible design. Finally, this design would be necessary to be tested in vitro before its possible implantation in patients.

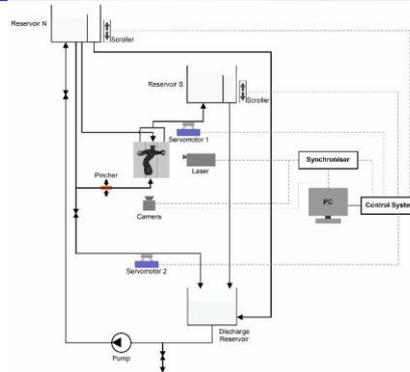


FIG 4. A mock of a Fontan circulation loop.

#### ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank the Junta de Castilla y León for funding this work as part of the program "Subvenciones del programa de apoyo a proyectos de investigación financiados por fondos FEDER", project number VA182P20.

#### REFERENCES

- [1] T. Kenner, M. Moser, I. Tanev y K. Ono, «The Liebau-effect or on the optimal use of energy for the circulation of blood,» *Scripta Medica Facultatis Medicae Universitatis Brunensis Masarykianae*, vol. 73, nº 1, p. 9-14, 2000.
- [2] G. Liebau, «On a valveless pump principle (Ger),» *Naturwissenschaften*, vol. 327, p. 1, 1954.
- [3] J. Anatol, M. García-Díaz, C. Barrios-Collado, J. A. Moneo-Fernández, M. Horvath, T. Parra, F. Castro-Ruiz, E. T. Roche y J. Sierra-Pallares, «Experimental study of an asymmetric valveless pump to elucidate insights into strategies for pediatric extravascular flow augmentation,» *Scientific Reports*, vol. 12, nº 1, p. 22165, 2022.
- [4] F. Hiermeier y J. Männer, «Kinking and Torsion Can Significantly Improve the Efficiency of Valveless Pumping in Periodically Compressed Tubular Conduits. Implications for Understanding of the Form-Function Relationship of Embryonic Heart Tubes,» *Journal of Cardiovascular Development and Disease*, vol. 4, nº 4, 2017.
- [5] N. M. Pahlevan y M. Gharib, «In-vitro investigation of a potential wave pumping effect in human aorta,» *Journal of Biomechanics*, vol. 46, nº 13, p. 2122-2129, 2013.
- [6] M. Vukicevic, T. Conover, M. Jaeggli, J. Zhou, G. Pennati, T.-Y. Hsia y R. S. Figliola, «Control of respiration-driven retrograde flow in the subdiaphragmatic venous return of the Fontan circulation,» *ASAIO Journal*, vol. 60, nº 4, p. 391-399, 2014.



## 6 Presupuesto

En el presente apartado se realiza una estimación de todos los costes que acarrea el proyecto, tanto los referidos a mano de obra, como materiales empleados y, por supuesto, las licencias software utilizadas para registrar e interpretar los resultados adquiridos en la experimentación.

### 6.1 Mano de obra

La mano de obra se dividirá en ingenieril y técnica dependiendo de las tareas realizadas, consistiendo estas en el desarrollo, dirección y montaje de la instalación, así como supervisión de esta.

A continuación, se adjunta una tabla (Tabla 5) con los costes relacionados con la mano de obra para unas horas de trabajo.

Tipo de mano de obra	Cantidad (horas)	Coste unitario (€/h)	Coste total (€)
Ingenieril	360	40,00	14.400,00
Técnica	150	30,00	4.500,00
<b>Subtotal</b>			<b>18.900,00</b>

Tabla 5. Costes mano de obra.

El coste total de mano de obra es de **18.900,00 €**.

### 6.2 Material

En la siguiente tabla se muestran los costes asociados a la adquisición de materiales empleados para la elaboración del Soft Robot (Tabla 6), así como los correspondientes a la instalación (Tabla 7).

Material para la elaboración del Soft Robot	Cantidad (unidades)	Coste unitario (€/unidad)	Coste total (€)
Kit de silicona	1	48,00	48,00
Impresión 3D moldes	1	14,35	14,35
<b>Subtotal (€)</b>			<b>62,35</b>

Tabla 6. Coste del material para la elaboración del Soft Robot.

Material para la instalación de bombo asimétrico	Cantidad (unidades)	Coste unitario (€/unidad)	Coste total (€)
Soporte de aluminio instalación	1	249,30	249,30
Caudalímetro	2	50,00	100,00
Arduino Due	1	43,50	43,50
Electroválvula	1	151,37	151,37
Depósito	2	41,00	82,00
Tubo de látex	1	9,50	9,50
Tubería de PVC	1	13,40	13,40
Impresión 3D acoplador Soft Robot	1	19,85	19,85
Válvula	2	12,28	24,56
Manómetro RS	1	226,00	226,00
Sensor de presión KELLER	1	325,00	325,00
Electrónica	1	50,00	50,00
Otros (tornillos, arandelas, bridas...)		50,00	50,00
<b>Subtotal (€)</b>			<b>1344,48</b>

*Tabla 7. Coste del material para la instalación de bombeo asimétrico.*

La suma del coste para la elaboración del Soft Robot y los componentes de la instalación de bombeo asimétrico, da como resultante **1406,83 €**.

### 6.3 Licencias software

Por último, se incluyen las licencias software empleadas durante el desarrollo del proyecto (Tabla 8).

Licencia software	Horas empleadas (h)	Coste unitario (€/h)	Coste total (€)
Matlab R2021b	20	0,098	1,96
Microsoft Office 2021	300	0,017	5,10
<b>Subtotal (€)</b>			<b>7,06</b>

Tabla 8. Coste de las licencias software

El coste total de licencias de software es de **7,06 €**.

#### 6.4 Presupuesto total

El presupuesto del proyecto entero, incluyendo mano de obra, material y licencias software se ilustra en la siguiente tabla (Tabla 9). Este presupuesto asciende a un valor de **20.313,89 €**.

Tipo de coste	Coste total (€)
Mano de obra	18900,00
Material	1406,83
Licencias software	7,06
<b>Total (€)</b>	<b>20313,89</b>

Tabla 9. Costes totales



## 7 Bibliografía

- [1] J. Anatol *et al.*, “Experimental study of an asymmetric valveless pump to elucidate insights into strategies for pediatric extravascular flow augmentation,” *Sci Rep*, vol. 12, no. 1, p. 22165, 2022, doi: 10.1038/s41598-022-26524-0.
- [2] G. Liebau, “On a valveless pump principle (Ger),” *Naturwissenschaften*, vol. 327, p. 1, 1954.
- [3] H. Thomann, “A simple pumping mechanism in a valveless tube,” *Zeitschrift für angewandte Mathematik und Physik ZAMP*, vol. 29, no. 2, pp. 169–177, 1978, doi: 10.1007/BF01601511.
- [4] T. Takagi, S; Saijo, “Study of a Piston Pump, without valves.,” *Bulletin of the JSME*, vol. 26, no. 218, 1983.
- [5] Sergio Catalán Lanzarote, “Diseño de un banco de pruebas para bombeo asimétrico,” Universidad de Valladolid, 2022.
- [6] K. Takagi, S.; Takahashi, “Study of a Piston Pump without Valves (2nd Report),” *Bulletin of JSME*, vol. 28, no. 239, 1985.
- [7] 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, 2005, doi: 10.1007/s00348-005-0946-z.
- [8] T. T. Bringley, S. Chilress, N. Vandenberghe, and J. Zhang, “An experimental investigation and a simple model of a valveless pump,” *Physics of Fluids*, vol. 20, no. 3, 2008, doi: 10.1063/1.2890790.
- [9] C. Y. Wen, S. J. Yeh, K. P. Leong, W. S. Kuo, and H. Lin, “Application of a valveless impedance pump in a liquid cooling system,” *IEEE Trans Compon Packaging Manuf Technol*, vol. 3, no. 5, pp. 783–791, 2013, doi: 10.1109/TCPMT.2012.2230298.
- [10] C. Manopoulos, S. Tsangaris, and D. Mathioulakis, “Net flow generation in closed-loop valveless pumping,” *Proc Inst Mech Eng C J Mech Eng Sci*, vol. 234, no. 11, pp. 2126–2142, 2020, doi: 10.1177/0954406220904110.
- [11] MedlinePlus en español, “Síndrome del corazón izquierdo hipoplásico,” *Bethesda (MD): Biblioteca Nacional de Medicina (EE.UU.)*, Oct. 10, 2021. [https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp\\_imagepages/19886.htm](https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/19886.htm) (accessed Mar. 17, 2023).

- [12] PROMESA, “Cirugías Paliativas y su clasificación (Parte III),” Jun. 04, 2019. [www.promesaencasa.com/cirugias-paliativas-y-su-clasificacion-parte-iii/](http://www.promesaencasa.com/cirugias-paliativas-y-su-clasificacion-parte-iii/) (accessed Mar. 17, 2023).
- [13] PROMESA, “Cirugías Paliativas y su clasificación (Parte IV),” Jun. 04, 2019. [www.promesaencasa.com/cirugias-paliativas-y-su-clasificacion-parte-iv/](http://www.promesaencasa.com/cirugias-paliativas-y-su-clasificacion-parte-iv/) (accessed Mar. 17, 2023).