



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

Universidad de Valladolid

Escuela de Ingenierías Industriales

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Mecánica

**Diseño y construcción de una
instalación para ensayos de
dispositivos FONTAN.**

Autor:

D. Anwar Aros El Morabet

Tutor:

D. Francisco Castro Ruiz

Ingeniería Energética y Fluidomecánica

*A mis padres, por su esfuerzo y valentía.
A mis hermanos, los amigos de toda mi vida.*

Resumen

Diseño y construcción de la instalación para estudiar el flujo estacionario y pulsante a través del injerto usado en la cirugía de Fontan para conectar la vena cava inferior a las arterias pulmonares.

La instalación contempla los incrementos de presión, los valores de caudal y la pulsatilidad del flujo para lo que se ha diseñado: la estructura de la instalación, los depósitos móviles de nivel constante y una válvula accionada por un servomotor para controlar el flujo a través del injerto objeto de estudio. Igualmente la instalación cuenta con los sensores necesarios y el sistema de control para que sea totalmente operativa.

El objetivo de la instalación será facilitar el estudio y diseño de nuevos injertos que permitan minimizar la pérdida de energía mecánica y la investigación sobre el uso de injertos activos peristálticos.

Palabras Clave

Cirugía de Fontan - Dispositivo de asistencia ventricular - Enfermedades congénitas del corazón - Flujo cardiaco - Dispositivos médicos experimentales.

Abstract

Design and construction of a fluid installation whose function is to study and test the conduit used during the Fontan procedure to connect the inferior vena cava to pulmonary arteries.

The installation developed considers pressure increments, flow values and flow pulsatility for what has been designed from the structure of the system, constant level moving tanks up to a valve actuated by a servo motor to control the flow through the studied conduit. The installation also includes the required sensors and the control system to make it fully operational.

The main goal of the installation will be to improve the study and the design of new Fontan conduit models that will minimize the mechanical energy dissipation and the investigation of ventricular assist devices.

Keywords

Fontan procedure - Ventricular assist devices - Congenital heart disease - Cardiac flow - Experimental medical devices.

Índice general

Índice general	5
Índice de figuras	7
Índice de tablas	9
1 Introducción	11
1.1 Contexto y motivación	11
1.2 Objetivos	12
1.3 Características del proyecto	12
1.4 Metodología utilizada	13
1.5 Contenido de la memoria	14
2 Marco teórico del proyecto	15
2.1 El corazón como máquina de fluidos	15
2.1.1 Flujo sanguíneo	19
2.2 Cirugía de Fontan	22
2.3 Implantes activos peristálticos en la cirugía de Fontan	27
3 Requisitos y diseño preliminar de la instalación	29
3.1 Instalación hidráulica existente	29
3.2 Instalación hidráulica a diseñar y construir	30
3.2.1 Fluido utilizado en la instalación	31
3.2.2 Requisitos de caudal y conductos	33
3.2.3 Requisito de presión en el modelo	34
3.2.4 Requisitos para la elección de la bomba hidráulica	34
3.2.5 Requisitos de los depósitos	36
3.2.6 Metodología para la realización de los ensayos.	38
3.3 Diseño preliminar de la instalación	38
4 Diseño de la instalación	43
4.1 Estudio de la variación del caudal y presión en la instalación	43
4.2 Dimensionamiento de conductos	50
4.3 Depósito de descarga	51
4.4 Depósitos móviles	53
4.5 Desplazador para los depósitos móviles	55
4.6 Válvula servo-controlada	59
4.7 Modelo Fontan implementado en la instalación	61
4.8 Instrumentación auxiliar	63

4.8.1	Caudalímetros	63
4.8.2	Sensor de presión	66
4.8.3	Sistema de control	67
4.9	Estructura soporte	69
4.10	Elección de la bomba hidráulica	71
4.11	Diseño final de la instalación	73
5	Construcción y montaje de la instalación hidráulica	75
5.1	Proceso de fabricación	75
5.1.1	Depósito de descarga	76
5.1.2	Depósitos móviles	76
5.1.3	Desplazador	77
5.1.4	Válvula servo-controlada	80
5.2	Proceso de montaje	81
5.3	Estimación de costes	82
6	Conclusiones	84
6.1	Conclusiones y trabajo futuro	84
6.2	Objetivos alcanzados y valoración personal	85
	Bibliografía	87
A	Anexo: Planos	88

Índice de figuras

1.1	Metodología utilizada en el proyecto.	13
2.1	Esquema de las partes del corazón [Fuente: Texas Heart Institute].	15
2.2	Modelo simple de una bomba de desplazamiento positivo.	16
2.3	Diagrama P-V de una bomba de desplazamiento positivo.	17
2.4	Relación presión-volumen en el ciclo cardíaco.	18
2.5	Esfuerzo cortante frente a velocidad de deformación para fluidos [Fuente: Lage Sousa].	20
2.6	Distribución de la sangre en los distintos componentes del sistema circulatorio [Fuente: Guyton y Hall].	20
2.7	Síndrome del corazón izquierdo hipoplásico [Fuente: KidsHealth].	22
2.8	Flujo sanguíneo tras la intervención de Norwood [Fuente: KidsHealth].	23
2.9	Flujo sanguíneo tras la intervención de Glenn [Fuente: KidsHealth].	24
2.10	Flujo sanguíneo tras la intervención de Fontan [Fuente: KidsHealth].	25
2.11	Esquema explicativo de la posición del injerto resultado de la cirugía de Fontan. .	25
2.12	Valores de presión y caudal en la circulación Fontan. Aorta (Ao), vena cava inferior (IVC), arteria pulmonar (PA), vena cava superior (SVC).	26
2.13	Flujo pulsante a través de la vena cava inferior.	27
2.14	Modelo explicativo del músculo artificial neumático para la cirugía Fontan.	28
3.1	Instalación existente en el laboratorio en CAD y modelo real.	29
3.2	Esquema del funcionamiento básico de la instalación.	30
3.3	Dependencia entre la temperatura y la densidad de la mezcla.	31
3.4	Dependencia entre la temperatura y la viscosidad dinámica de la mezcla.	32
3.5	Partículas trazadoras utilizadas.	33
3.6	Croquis para explicar la posición de los diferentes componentes.	35
3.7	Croquis de los depósitos de nivel constante y los orificios.	36
3.8	Croquis del depósito de descarga.	37
3.9	Metodología del ensayo en la instalación.	38
3.10	Esquema de la instalación.	41
4.1	Volumen de control para el estudio de la variación de caudal.	43
4.2	Esquema de los diámetros utilizados para el cálculo del coef. K.	45
4.3	Esquema de las alturas de la instalación.	46
4.4	Hoja Excel utilizada para los cálculos teóricos.	47
4.5	Dependencia entre el caudal a través del modelo y la diferencia de altura entre los depósitos.	48
4.6	Dependencia entre la diferencia de altura de los depósitos y la presión a la entrada al modelo.	49
4.7	Dependencia entre el caudal y la presión en la entrada al modelo.	49

4.8	Comparación entre diferentes dimensiones de conducto y el caudal a través del modelo.	50
4.9	Diseño del depósito de descarga.	51
4.10	Detalle de la entrada al depósito de descarga.	52
4.11	Diseño del depósito superior.	53
4.12	Diseño del soporte metálico para los depósitos superiores.	54
4.13	Unión móvil entre el depósito y el perfil metálico.	55
4.14	Motor NEMA 17.	56
4.15	Diseño del desplazador en la parte baja de la instalación.	57
4.16	Diseño final del desplazador.	58
4.17	Diseño de la válvula servo-controlada.	59
4.18	Ciclo de cierre de la válvula servo-controlada durante la experimentación.	60
4.19	Sección del modelo implementado en la instalación.	61
4.20	Base del modelo.	61
4.21	Diseño de la estructura para implementar el modelo en la instalación.	62
4.22	Caudalímetro SONOFLOW CO.55/100 V2.0.	64
4.23	Caudalímetro SONOFLOW IL.52/4.	65
4.24	Sensor de presión JUMO dTRANS p30.	66
4.25	Caja electrónica que controla el desplazador.	67
4.26	Caja electrónica que controla el servomotor.	67
4.27	Caja electrónica que funciona como sincronizador.	68
4.28	Diseño de la estructura de la instalación.	70
4.29	Bomba centrífuga magnética IWAKI MD-100R.	72
4.30	Curva funcionamiento IWAKI MD-100R.	72
4.31	Modelo CAD de la instalación.. . . .	73
5.1	Modelo del depósito de descarga utilizado en la instalación.	76
5.2	Modelo del depósito superior utilizado en la instalación.	77
5.3	Base de PVC en la instalación.	77
5.4	Perfil C-slot.	78
5.5	Unión de los perfiles C-slot.	78
5.6	Montaje de los desplazadores y las fijaciones.	79
5.7	Montaje final del desplazador sobre la base de PVC.	79
5.8	Ilustraciones sobre la tecnología de impresión 3D FDM [Fuente: E.Grames y SciELO].	80
5.9	Modelo de la válvula utilizada en la instalación.	81

Índice de tablas

3.1	Características del fluido utilizado en la instalación.	31
3.2	Características de las partículas trazadoras.	32
3.3	Propiedades del PVC.	39
4.1	Valores del coeficiente K.	45
4.2	Dimensiones de partida.	46
4.3	Características motor NEMA 17.	56
4.4	Características del servomotor TowerPro MG995.	60
4.5	Características del caudalímetro SONOFLOW CO.55/100 V2.0.	64
4.6	Características del caudalímetro SONOFLOW IL.52/4.	65
4.7	Características del sensor de presión JUMO dTRANS p30.	66
4.8	Características de la bomba hidráulica IWAKI MD-100R.	71
5.1	Propiedades del PLA.	80
5.2	Coste de los recursos humanos del proyecto.	82
5.3	Coste de los materiales asociados por el proyecto.	83

Capítulo 1

Introducción

1.1. Contexto y motivación

El corazón constituye el principal motor del cuerpo humano, su funcionamiento es similar al de dos bombas de desplazamiento positivo capaz de latir unas 100.000 veces al día bombeando aproximadamente 7.510 litros de sangre. El corazón esta unido al resto del cuerpo mediante una compleja red de arterias y capilares encargados de repartir la sangre oxigenada hacia los órganos, tejidos y células del organismo, y por otra parte las venas encargadas de retornar la sangre desoxigenada al corazón. [1]

Igualmente se puede hablar de defectos cardíacos congénitos, anomalías estructurales del corazón que afectan a 14 por cada 1.000 niños (en España), siendo una de las principales causas de mortalidad infantil en países desarrollados (4,58 % en España). [2]

Sin lugar a dudas, se trata de un problema de salud pública donde a pesar de que los avances tecnológicos han permitido que prácticamente todas las cardiopatías congénitas puedan tratarse y que la mortalidad infantil por enfermedades del corazón haya disminuido drásticamente todavía falta investigación por realizar.

Así, se propuso este TFG para tratar de crear una instalación hidráulica que pueda permitir simular las condiciones necesarias para analizar y optimizar el injerto implantado mediante la cirugía de Fontan, cirugía correctora final del síndrome del ventrículo izquierdo hipoplásico. De esta forma, se podrá simular el flujo cardíaco en el interior del modelo del injerto mediante una instalación modular que permita introducir variaciones en los parámetros de funcionamiento tal y como lo hace el cuerpo humano. Para el posterior estudio del campo de velocidades mediante técnica PIV¹.

En general, se trata de proporcionar una solución para simular un flujo con unos requisitos concretos, con total efectividad y al menor coste posible.

¹PIV: Particle Image Velocimetry (Velocimetría de imagen de partículas).

1.2. Objetivos

El objetivo principal de este TFG consiste en el diseño y construcción de una instalación hidráulica modular (a partir de una instalación construida anteriormente) que permita recrear un flujo con ciertas características fluidomecánicas (pulsatilidad, velocidad, densidad, viscosidad, etc.) para posteriormente hacer circular a través de un modelo, que intenta recrear el injerto utilizado durante la cirugía de Fontan encargado de unir la vena cava inferior a la arteria pulmonar, previamente diseñado y estudiado. De forma general, el objetivo final será el de estudiar el patrón de flujo a través del modelo apoyándose de la técnica PIV, mencionada anteriormente.

A partir del objetivo de crear una instalación hidráulica para el estudio del flujo a través del modelo, se desprenden los siguientes objetivos parciales que se detallan a continuación:

- Conocer el funcionamiento básico del corazón.
- Familiarizarse con los problemas del síndrome del ventrículo izquierdo hipoplásico y su posible solución mediante la reconstrucción de partes del corazón.
- Familiarizarse con la cirugía de Fontan.
- Estudiar los requisitos de diseño para la instalación hidráulica requerida.
- Diseño de la instalación.
- Planificar la construcción y montaje de la instalación.
- Ser capaz de elaborar una memoria detallada del proyecto.

1.3. Características del proyecto

A continuación se describen las características específicas del proyecto que condicionan su desarrollo:

- El proyecto tiene una duración media, el coste horas-hombre es de aproximadamente 300 horas.
- El equipo para el proyecto esta formado por el alumno del TFG y los técnicos de laboratorio ayudando en labores de diseño y fabricación, todo ello siendo supervisado por el respectivo tutor.
- Las funcionalidades del diseño se describieron al comienzo del proyecto, aunque los requisitos pueden sufrir cambios a lo largo del proyecto.
- Junto con el proyecto viene acompañado de la documentación necesaria en la que se describe el proceso, análisis y diseño del mismo.

1.4. Metodología utilizada

Durante la realización del proyecto se seguirá una metodología general como la mostrada en la Fig. 1.1.

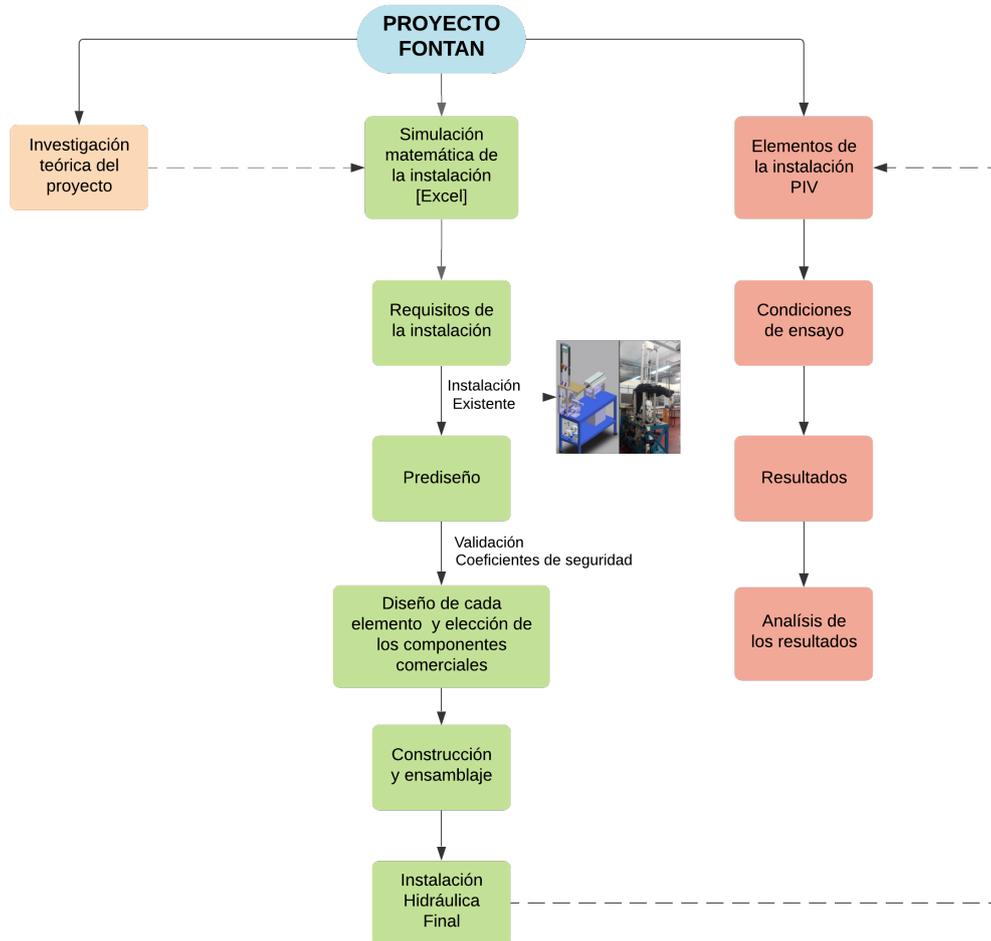


Figura 1.1: Metodología utilizada en el proyecto.

El primer paso será familiarizarse con todo el campo teórico que rodea al proyecto para posteriormente conocer las variables de las que dependerá la experimentación final y poder realizar una simulación meramente matemática para conocer las dependencias de las variables, como puede ser la altura de los diferentes depósitos y el caudal a través del modelo, que más adelante se explicará con mayor detalle.

A partir de la simulación se podrán conocer los requisitos que debe tener la instalación, que junto a la ya existente instalación en el laboratorio se obtendrá un primer diseño que intentará no alejarse de la instalación actual, siendo lo más modular posible para ahorrar costes y que pueda reutilizarse para otros experimentos semejantes.

El siguiente paso será el diseño en profundidad de cada elemento y la selección de los componentes comerciales que integran la instalación para la posterior construcción y ensamblaje total de la instalación.

Tras la construcción de la instalación los últimos pasos son los relativos a la puesta a punto y experimentación con el fin de obtener el patrón de flujo a través del modelo, para ello será necesario incorporar todos los elementos característicos de la tecnología de velocimetría de imágenes de partículas que junto a las condiciones de ensayo se podrán obtener los resultados para el posterior análisis y conclusión.

1.5. Contenido de la memoria

A continuación se describe cada uno de los capítulos y secciones que conforman esta memoria y una pequeña descripción de cada uno:

- **Capítulo 1. Introducción:** se describe el contexto en el que se desarrolla este trabajo y los motivos por los cuales se lleva a cabo. Además se indica la metodología utilizada.
- **Capítulo 2. Marco teórico del proyecto:** se detallan todos los aspectos teóricos necesarios para comprender el posterior diseño de la instalación hidráulica.
- **Capítulo 3. Requisitos y prediseño de la instalación hidráulica:** se analizan los requisitos funcionales de la instalación hidráulica para obtener un prediseño con el cuál trabajar.
- **Capítulo 4. Diseño de la instalación hidráulica:** se indica detalladamente las consideraciones propuestas para llegar al diseño final de la instalación.
- **Capítulo 5. Construcción y montaje de la instalación hidráulica:** se analizan los aspectos constructivos de la instalación que intervienen en la construcción de la instalación.
- **Capítulo 6. Conclusiones:** se exponen los objetivos alcanzados, la valoración personal y las líneas futuras del proyecto.
- **Bibliografía:** se indican las referencias bibliográficas consultadas a lo largo del proyecto.
- **Anexos:** formado por los diferentes planos de la instalación.

Capítulo 2

Marco teórico del proyecto

2.1. El corazón como máquina de fluidos

El corazón, mostrado en la Fig. 2.1, es un órgano muscular que funciona como una bomba de desplazamiento positivo, logrando la expulsión por reducción del volumen de la cámara, para impulsar la sangre a través del sistema circulatorio. En concreto se puede asimilar a dos bombas separadas por una pared muscular por la que la parte derecha bombea hacia los pulmones y la parte de la izquierda bombea hacia los órganos periféricos. [3] Este órgano se encuentra dividido en 4 cavidades, denominadas aurículas (cavidades superiores) y ventrículos (cavidades inferiores).

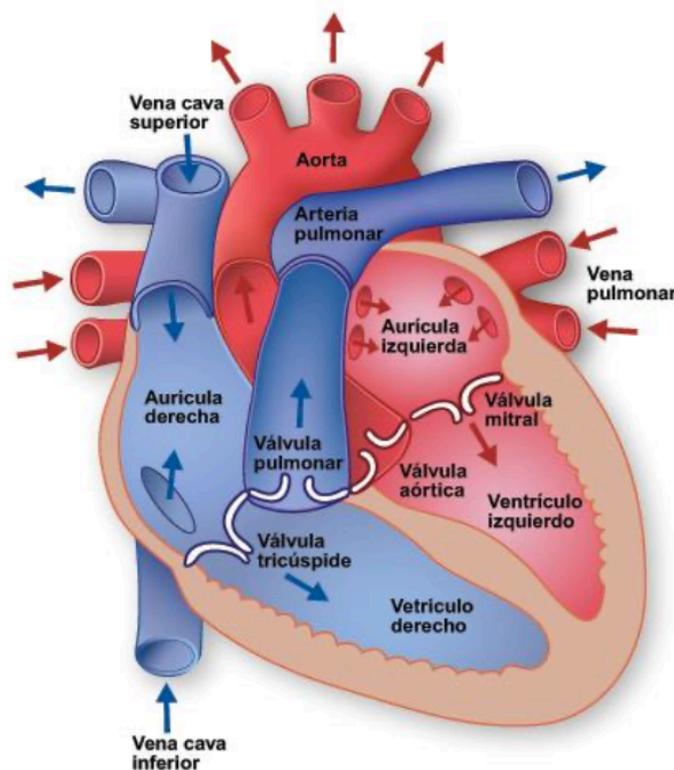


Figura 2.1: Esquema de las partes del corazón [Fuente: Texas Heart Institute].

- Aurícula derecha: cámara localizada en la parte superior y derecha encargada de recibir la sangre procedente de todas las partes del cuerpo, a excepción de los pulmones. En ella desembocan tres grandes venas como son la vena cava superior, la cava inferior y el seno coronario, que drena la sangre del corazón. La aurícula derecha conduce la sangre venosa desoxigenada hacia el ventrículo derecho a través de la válvula tricúspide.
- Ventrículo derecho: cavidad anterior del corazón separado del ventrículo izquierdo por el tabique interventricular. La sangre fluye del ventrículo derecho a través de la válvula semilunar pulmonar para llegar a los pulmones a través de la arteria pulmonar.
- Aurícula izquierda: cámara situada en la parte superior e izquierda, recibe la sangre oxigenada procedente de las venas pulmonares. Tras recibir la sangre oxigenada, esta es conducida hacia el ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral.
- Ventrículo izquierdo: cámara del corazón de mayor cantidad de tejido muscular, tiene una gran capacidad de bombeo por la que conduce la sangre a través de la válvula semilunar aórtica para llegar a la aorta ascendente y a todas las partes del cuerpo, excepto los pulmones.

Por otra parte las válvulas mitral y tricúspide cumplen una función primordial, impidiendo el flujo reverso desde los ventrículos hacia las aurículas durante la contracción del corazón. Las válvulas restantes, aórtica y pulmonar impiden a su vez el flujo reverso, hasta que exista un gradiente de presión anterógrada, desde las arterias aorta y pulmonar hacia los ventrículos durante la relajación del corazón.

En resumen, todas las partes del corazón junto a los mecanismos de contracción (sístole) y relajación (diástole) continuada producen la denominada pulsatilidad cardíaca, que a su vez determina el latido rítmico.

El comportamiento mecánico del corazón depende igualmente de la estructura y geometría de las cámaras, las características de las fibras musculares, el llenado cardíaco y la resistencia al flujo que impone la red vascular.

Al igual que se puede evaluar el rendimiento de una bomba de desplazamiento positivo, Fig. 2.2, usando la relación presión-volumen (P-V), como la mostrada en la Fig. 2.3, se puede caracterizar las fases del ciclo operativo del corazón. [4]

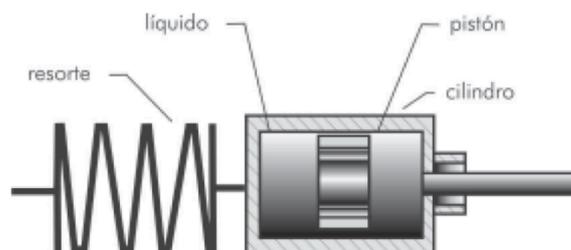


Figura 2.2: Modelo simple de una bomba de desplazamiento positivo.

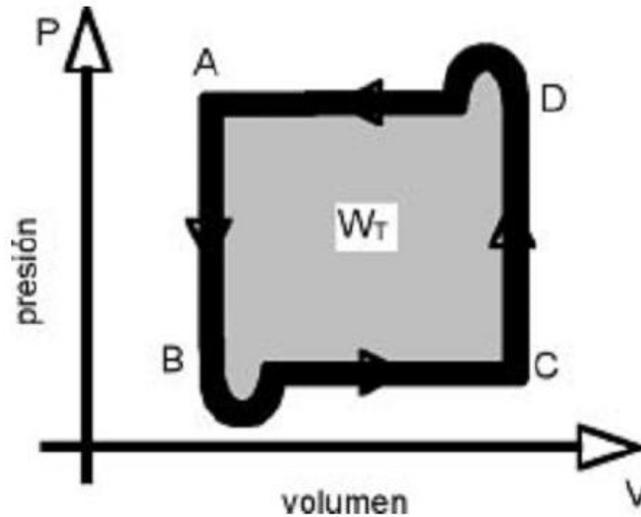


Figura 2.3: Diagrama P-V de una bomba de desplazamiento positivo.

- Tramo C-D: compresión, en el símil mecánico se cierra la válvula de entrada y el émbolo comienza a comprimir el fluido, mientras que en el corazón se reduce la longitud de las fibras y se aumenta el espesor de la pared, disminuyendo el volumen de la cámara.
- Tramo D-A: el fluido es liberado cuando se abre la válvula a presión constante en la bomba mecánica y a presión variable en el corazón.
- Tramo A-B: descompresión, el émbolo retrocede al mismo tiempo que se cierra la válvula produciéndose una rápida reducción de presión, en el corazón este proceso ocurre por la relajación de la pared muscular.
- Tramo B-C: en el caso mecánico se llena la cámara de fluido a presión constante mientras que en el corazón es un proceso complejo debido a los distintos fenómenos elásticos de la pared y el flujo de retorno sanguíneo.

También se puede caracterizar el trabajo realizado por el corazón al igual que en las bombas mecánicas, midiendo el área bajo la curva presión-volumen, Fig. 2.4. [4]

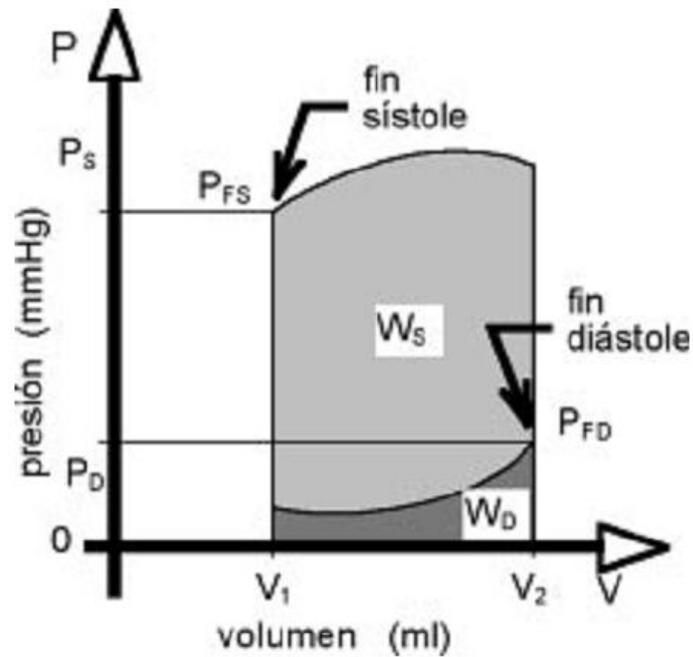


Figura 2.4: Relación presión-volumen en el ciclo cardíaco.

En primer lugar se puede observar que existe un trabajo interno (W_D), este trabajo define la energía consumida por el corazón para sostener las funciones propias de su operación como metabolismo celular, activación electroquímica de las fibras y generación de tensión en la pared.

El trabajo interno es proporcional a la tensión generada en la pared, por lo tanto la energía gastada es mayor cuando el corazón está dilatado. El gasto energético aumenta con el incremento de la frecuencia cardíaca, mayor velocidad de contracción de las fibras elásticas y viscosas, debido al aumento de las pérdidas.

Por otra parte el trabajo externo (W_S) se define como la cantidad de energía consumida en impulsar la sangre, con el consiguiente gasto energético para vencer la inercia de la masa sanguínea, compensar el factor elástico de la red vascular y vencer las pérdidas por el flujo viscoso.

El trabajo cardíaco, Ec.2.1, se define entonces como el producto de la presión alcanzada por el volumen de sangre acumulado durante la contracción.

$$W = P \cdot V \quad (2.1)$$

El trabajo se transfiere a la sangre en forma de energía cinética y energía de presión, Ec.2.2. La energía cinética dependerá de la masa y la velocidad sanguínea mientras que la energía de presión depende de la propia presión requerida para salvar las pérdidas del flujo y el volumen sistólico.

$$W = P \cdot V + \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2 \quad (2.2)$$

La potencia cardíaca, Ec.2.3, se define igualmente como el trabajo realizado en un tiempo determinado, o lo que es igual el producto de la presión generada durante la expulsión por la variación de volumen en el periodo evaluado.

$$P_C = \frac{dW}{dt} = P \cdot \frac{dV}{dt} \quad (2.3)$$

De nuevo se puede asimilar la operación del corazón con una maquina de fluidos en lo referido a las distintas formas de potencia:

- Potencia consumida: consumida por el corazón en cada contracción.
- Potencia neta: generada para producir presión de flujo y tensión en la pared muscular.
- Potencia útil: transmitida a la sangre para general la circulación.

Por otra parte y para finalizar con la similitud del corazón con una máquina de fluidos se puede calcular la eficiencia de la bomba cardíaca en términos de potencia. La eficiencia total, Ec.2.4, relaciona la potencia útil con la potencia consumida para medir el desempeño total de la bomba considerando la eficiencia hidráulica, la eficiencia mecánica y las perdidas de calor.

$$\eta_T = \frac{P_{util}}{P_{consumida}} \quad (2.4)$$

Debido a la dificultad de cuantificar la energía consumida en los diferentes procesos del ciclo cardíaco, se podría determinar la eficiencia total midiendo el trabajo útil (W_{util}) sobre el fluido y la energía consumida ($E_{consumida}$) proporcional a la cantidad de oxígeno consumido por el corazón, de tal forma se puede calcular la eficiencia total, Ec.2.5.

$$\eta_T = \frac{W_{util}}{E_{consumida}} \quad (2.5)$$

2.1.1. Flujo sanguíneo

La sangre es una solución homogénea compuesta por una suspensión en un medio acuoso de elementos formes (leucocitos, plaquetas y especialmente eritrocitos). [5]

Su función principal es proveer de nutrientes a las células del organismo, defensa ante infecciones y recuperación de los desechos que se generan (dióxido de carbono, ácido láctico, etc.).

El fluido sanguíneo presenta un coeficiente de compresibilidad más bien bajo (debido al componente acuoso de la sangre), por que tiene una densidad específica constante, en concreto la densidad de la sangre es de 1060 kg/m^3 .

En cuanto a la viscosidad, esta varía por factores como son la temperatura, la velocidad de flujo y el esfuerzo aplicado (proporcional a la velocidad) pudiéndose observar un comportamiento no newtoniano de la sangre Fig. 2.5. Simplificando, la sangre se puede considerar como un fluido incompresible, viscoso y homogéneo, con una viscosidad dinámica media de $3,5 \cdot 10^{-3}$ Pa·s a una temperatura de 38 °C. [3]

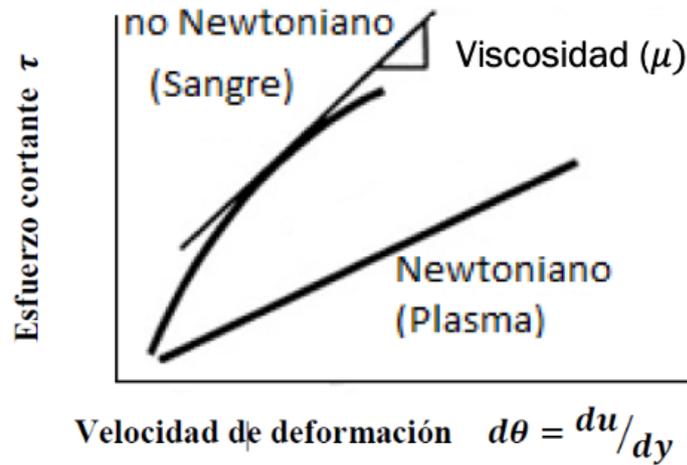


Figura 2.5: Esfuerzo cortante frente a velocidad de deformación para fluidos [Fuente: Lage Sousa].

Este volumen de sangre atraviesa una red de venas, arteria, capilares, etc. denominado como sistema circulatorio en un periodo de tiempo determinado, se habla entonces de caudal sanguíneo a través del sistema circulatorio. En la Fig. 2.6, se observa la distribución de la sangre en los diferentes componentes del sistema circulatorio.

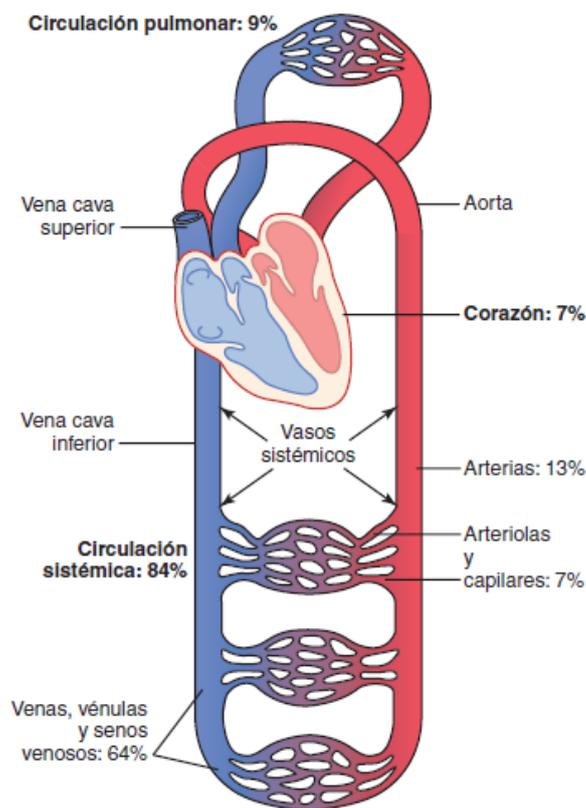


Figura 2.6: Distribución de la sangre en los distintos componentes del sistema circulatorio [Fuente: Guyton y Hall].

El caudal sanguíneo a través de los vasos viene determinado por la diferencia de presión (ΔP) y la resistencia del vaso al flujo sanguíneo (R_v), a esta relación se la conoce como la ley fundamental de la hemodinámica Ec.2.6.

$$Q = \frac{P_1 - P_2}{R_v} = \frac{\Delta P}{R_v} \quad (2.6)$$

Igualmente se puede evaluar la ley fundamental de la hemodinámica con la relación entre presión y flujo, deducida por Hagen-Poiseuille de tal forma que la diferencia de presión entre los dos extremos del vaso queda según la siguiente ecuación, Ec.2.7.

$$\Delta P = (P_1 - P_2) = \frac{128 \cdot \mu \cdot L}{\pi \cdot D^4} \cdot Q \quad (2.7)$$

Por la ecuación anterior se deduce que la resistencia hidrodinámica (R_v) se simplifica de la siguiente forma Ec.2.8.

$$R_v = \frac{128 \cdot \mu \cdot L}{\pi \cdot D^4} \quad (2.8)$$

2.2. Cirugía de Fontan

Antes de definir y caracterizar la cirugía de Fontan será importante poner en contexto la anomalía estructural del corazón que intenta paliar. De esta forma se define el síndrome del corazón izquierdo hipoplásico Fig. 2.7, nombre que designa a un grupo de malformaciones caracterizadas por un infradesarrollo notable de todo el lado izquierdo del corazón. El problema se desarrolla antes del nacimiento cuando no hay un crecimiento suficiente del ventrículo izquierdo y otras estructuras, esto lleva a un desarrollo incompleto o hipoplásico del ventrículo izquierdo y la aorta. En la mayoría de los casos, el ventrículo izquierdo y la aorta son mucho más pequeños de lo normal.

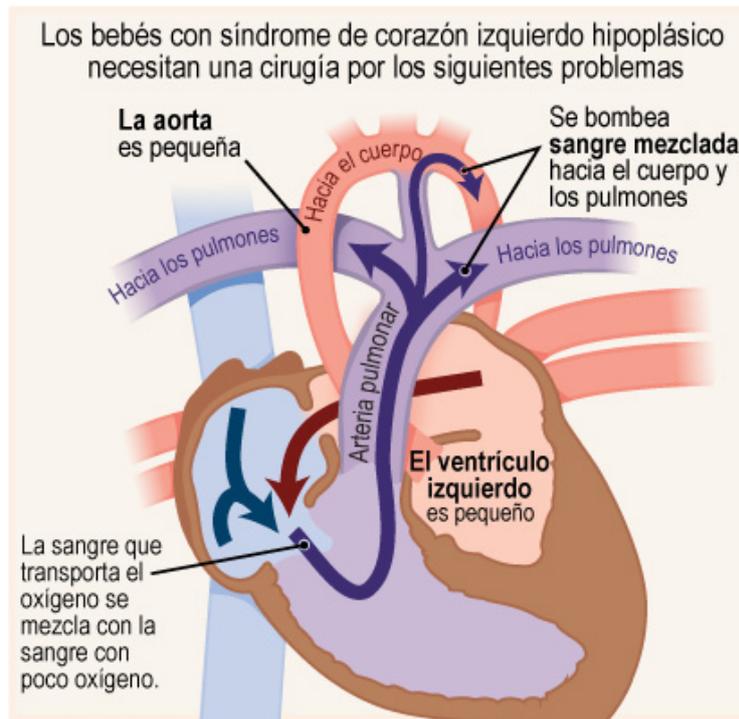


Figura 2.7: Síndrome del corazón izquierdo hipoplásico [Fuente: KidsHealth].

Por otra parte, el lado derecho del corazón está dilatado e hipertrofiado, y soporta las circulaciones pulmonar y sistémica a través del conducto arterioso permeable.

El mayor problema en los niños con esta afección es que el lado izquierdo del corazón no es capaz de enviar suficiente sangre al cuerpo. Por tanto, para mantener tanto la circulación pulmonar como la del cuerpo es necesario que el lado derecho del corazón realice un esfuerzo mayor. El ventrículo derecho puede mantener la circulación tanto a los pulmones como al cuerpo por un tiempo, pero esta sobrecarga de trabajo lleva a que finalmente el lado derecho del corazón sufra insuficiencia. Finalmente, la única posibilidad de supervivencia ante este tipo de anomalías estructurales del corazón pasan por realizar distintas intervenciones que consisten en reconstruir partes del corazón y en “redirigir” la forma en que fluye la sangre.

De esta forma, para recuperar una circulación fisiológicamente eficaz se debe pasar por un abordaje quirúrgico dividido en tres etapas.

Para comenzar el tratamiento quirúrgico paliativo se recurre a la intervención de Norwood, una cirugía a corazón abierto realizada en las primeras semanas de vida y que tiene tres misiones principales. [6]

- Construir una aorta nueva.
- Hacer que el ventrículo derecho bombee sangre al resto del cuerpo a través de la nueva aorta.
- Hacer que el ventrículo derecho bombee sangre hacia los pulmones a través de una nueva vía hacia la arteria pulmonar.

Tras la intervención de Norwood aumentan tanto el crecimiento y ganancia de peso como los niveles de oxígeno gracias al nuevo flujo sanguíneo en el corazón del paciente, Fig. 2.8.

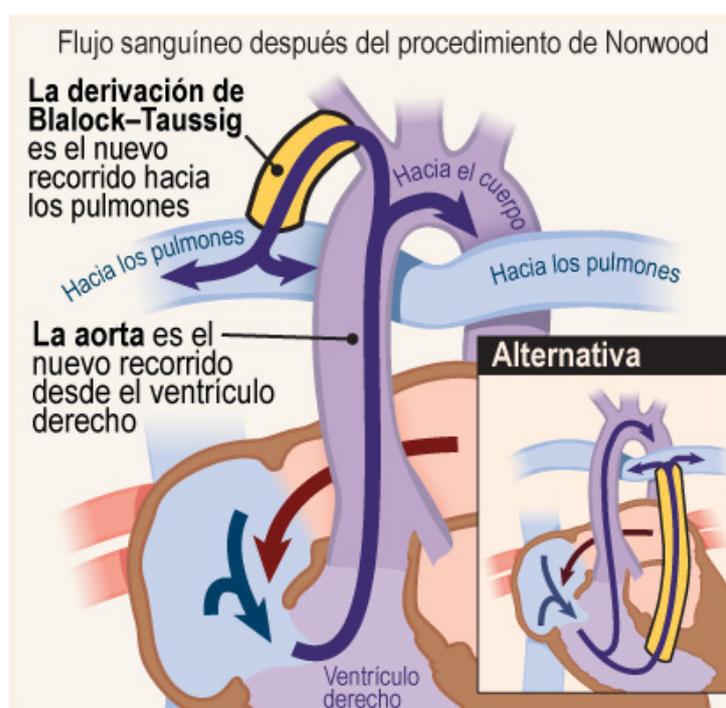


Figura 2.8: Flujo sanguíneo tras la intervención de Norwood [Fuente: KidsHealth].

La segunda etapa del proceso paliativo se realiza cuando el niño tiene entre 4 y 6 meses de edad. En este proceso conocido como cirugía de Glenn es necesario sustituir la derivación del proceso de Norwood por una solución más permanente, igualmente el ventrículo derecho trabaja demasiado por lo que es conveniente solucionar este aspecto. [7]

Así como la intervención anterior tenía una serie de misiones claras, la intervención de Glenn tiene las siguientes metas:

- Extraer la derivación colocada durante la cirugía de Norwood.
- Desconectar la vena cava superior del corazón para conectarla directamente a la arteria pulmonar, de esta forma el ventrículo derecho no tiene la necesidad de impulsar sangre hacia los pulmones.

Tras esta etapa se consigue reconducir el flujo sanguíneo de de la parte superior del cuerpo directamente hacia los pulmones como se observa en la Fig. 2.9.

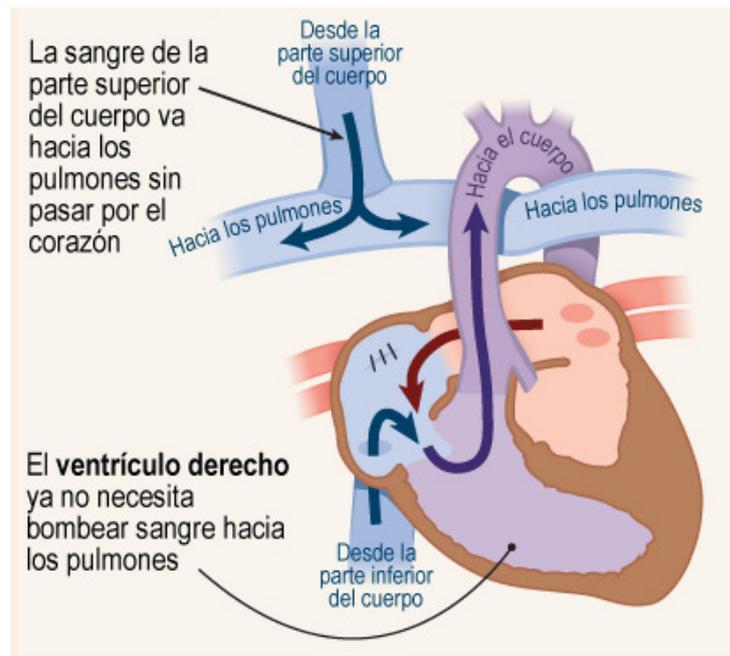


Figura 2.9: Flujo sanguíneo tras la intervención de Glenn [Fuente: KidsHealth].

Finalmente, cuando el niño ronda los 3 años de edad se debe realizar la última fase de la cirugía para paliar el síndrome del corazón izquierdo hipoplásico, esta última etapa es denominada cirugía de Fontan.

En este momento del proceso el flujo sanguíneo procedente de la parte inferior del cuerpo se había estado mezclando con sangre rica en oxígeno.

A través de la cirugía de Fontan se consigue que la sangre procedente de la parte inferior del cuerpo se dirija directamente a los pulmones. De esta forma la sangre se oxigena sin tener que pasar por el corazón. [8]

En concreto la cirugía de Fontan tiene como metas:

- Desconectar la vena cava inferior del corazón para unirla directamente a la arteria pulmonar. Para ello se añade un injerto biocompatible, sobre el se profundizará más adelante.
- Crear un agujero en el injerto de Fontan que permita que parte del flujo se dirija hacia el corazón y actúe como una “válvula de seguridad”.

Una vez realizada la cirugía de Fontan la sangre rica en oxígeno y la sangre pobre en oxígeno estarán separadas y no se podrán mezclar entre sí como puede observarse en la Fig. 2.10. Esto quiere decir que podrá llegar una mayor cantidad de oxígeno al cuerpo paliando así la anomalía estructural del corazón.

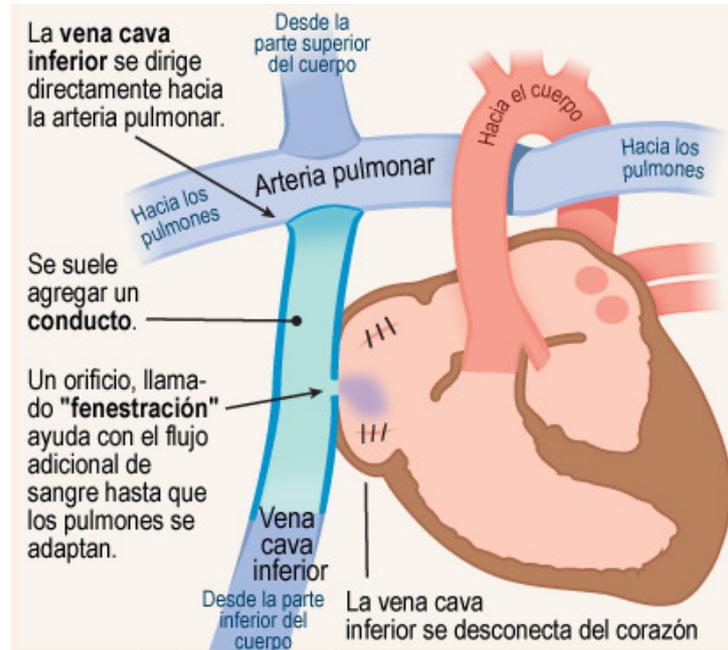


Figura 2.10: Flujo sanguíneo tras la intervención de Fontan [Fuente: KidsHealth].

Resumiendo el proceso de la intervención de Fontan y su resultado final desde el punto de vista de la ingeniería se ha elaborado un esquema, Fig. 2.11, en el cual se observa fácilmente la posición del injerto que se pretende estudiar mediante la instalación proyectada a lo largo del proyecto.

Como anteriormente se comentó, el injerto conecta la vena cava y la arteria pulmonar llevando la sangre hacia los pulmones para oxigenarse. Posteriormente la sangre oxigenada llega al corazón univentricular por medio de la vena pulmonar.

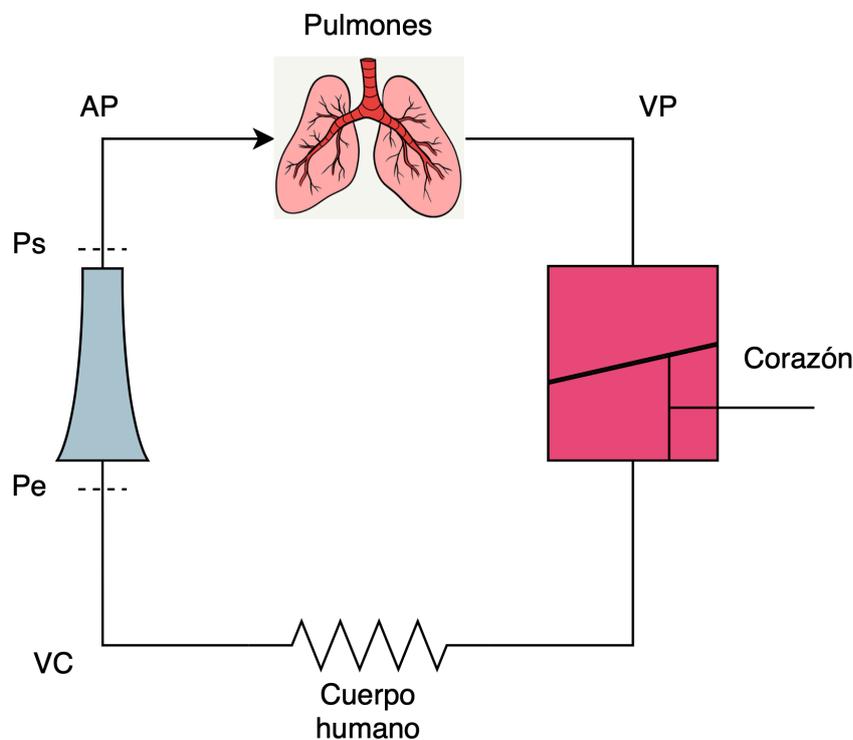


Figura 2.11: Esquema explicativo de la posición del injerto resultado de la cirugía de Fontan.

Posteriormente a la cirugía de Fontan se introduce el concepto de circulación univentricular, el gasto sanguíneo es más bajo que en condiciones normales.

Por otra parte, la pérdida de la pulsatilidad del flujo en las arterias pulmonares favorece el aumento de las resistencias pulmonares.

Esta pulsatilidad en la circulación, debida por una parte a la propia pulsatilidad del corazón y en mayor medida debida a la respiración, origina un pequeño flujo de retorno a través del injerto durante la etapa de espiración. [9]

En cuanto a la presión en los pacientes sometidos a la cirugía de Fontan, podrán llevar una vida casi normal, pero con limitaciones debido a la presión venosa alta (10 - 20 mbar).

El esquema de la Fig. 2.12, muestra los valores de caudal y presión y su variación frente al tiempo en un paciente Fontan. [10]

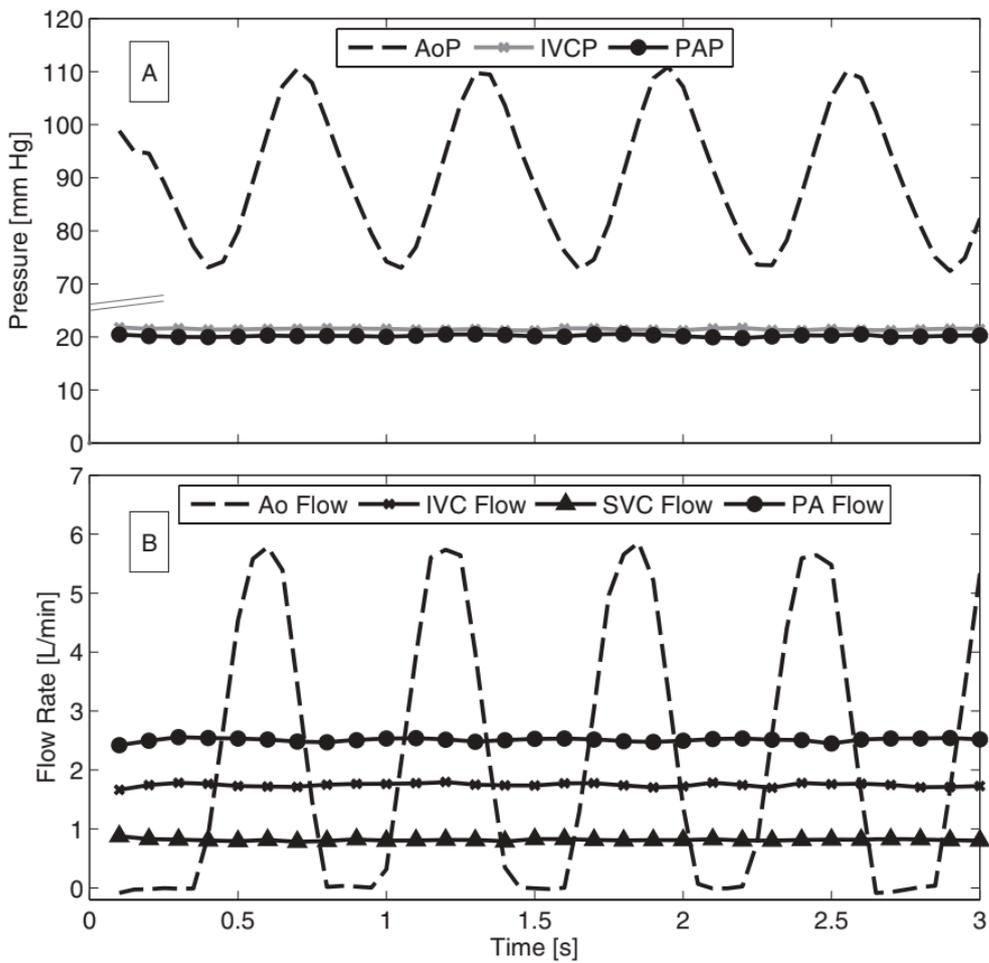


Figura 2.12: Valores de presión y caudal en la circulación Fontan. Aorta (Ao), vena cava inferior (IVC), arteria pulmonar (PA), vena cava superior (SVC).

Por último, la circulación a través de la vena cava inferior (y por tanto el flujo que recorre el injerto) se puede aproximar según el gráfico de la Fig. 2.13. Se observa en la etapa de espiración que el caudal toma valores negativos, es decir, existe un caudal de retorno debido a la pulsatilidad del flujo como se comentó anteriormente.

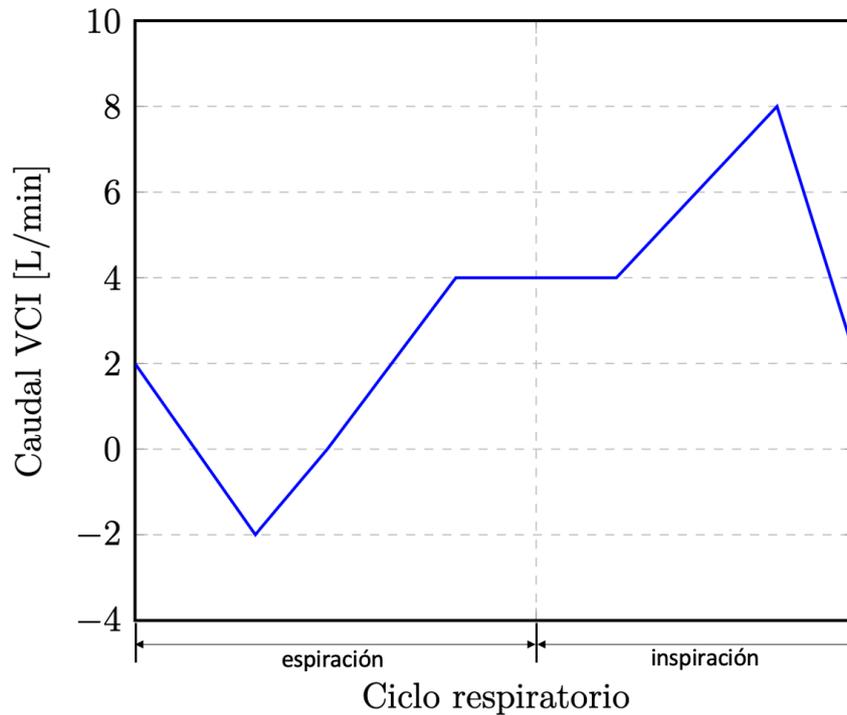


Figura 2.13: Flujo pulsante a través de la vena cava inferior.

2.3. Implantes activos peristálticos en la cirugía de Fontan

En la actualidad es cada vez más frecuente la aplicación de ingeniería al estudio de ciertos tipos de enfermedades y junto a ellas las enfermedades congénitas del corazón.

En estos últimos casos, se emplea la mecánica de fluidos para simular el flujo sanguíneo a través del corazón, en definitiva conocer de una manera más exacta el comportamiento hemodinámico. Este aspecto permite mejorar los tratamientos realizados y optimizar el diseño de los dispositivos biomédicos.

En concreto, el injerto que conecta la vena cava inferior a la arteria pulmonar utilizado durante la cirugía de Fontan fue en sus inicios un sencillo tubo circular construido en un material biocompatible. Aunque los modelos iniciales del injerto cumplían su principal función, la tasa de supervivencia tras el tratamiento o simplemente la esperanza de vida era reducida.

Esto se debe a la disfunción ventricular, la formación de trombos en el sistema venoso, el incremento de la presión venosa y el bajo gasto cardíaco entre otras. Todas las complicaciones enumeradas anteriormente se pueden asociar desde el punto de vista de la mecánica de fluidos a las pérdidas de carga que se producen en el injerto implantado durante la cirugía de Fontan.

Por tanto a medida que la cirugía de Fontan se ha ido implantando, al mismo tiempo se ha ido estudiando desde un punto de vista fluidomecánico el injerto usado para lograr:

- Minimizar las pérdidas de carga (disipación viscosa) en el injerto.
- Dividir el caudal a través del injerto igualmente entre la arteria pulmonar derecha e izquierda.
- Evitar la formación de trombos evitando las regiones de esfuerzos cortantes.

A partir de los diferentes estudios se han podido explorar el uso de implantes activos peristálticos, que funcionan como una bomba hidráulica para aportar energía al flujo sanguíneo a través de las paredes del injerto favoreciendo la circulación.

Aunque la utilización de este tipo de implante en la cirugía de Fontan parece de enorme interés aún no se ha desarrollado completamente un diseño, un desarrollo que promete buenas perspectivas consiste en una funda robotizada, accionada por energía neumática y que permite inducir un movimiento de contracción y relajación, por lo tanto debido a que se inspira en el funcionamiento de un músculo y esta compuesto por dos capas de compuesto elastomérico se puede hablar de un músculo artificial neumático.

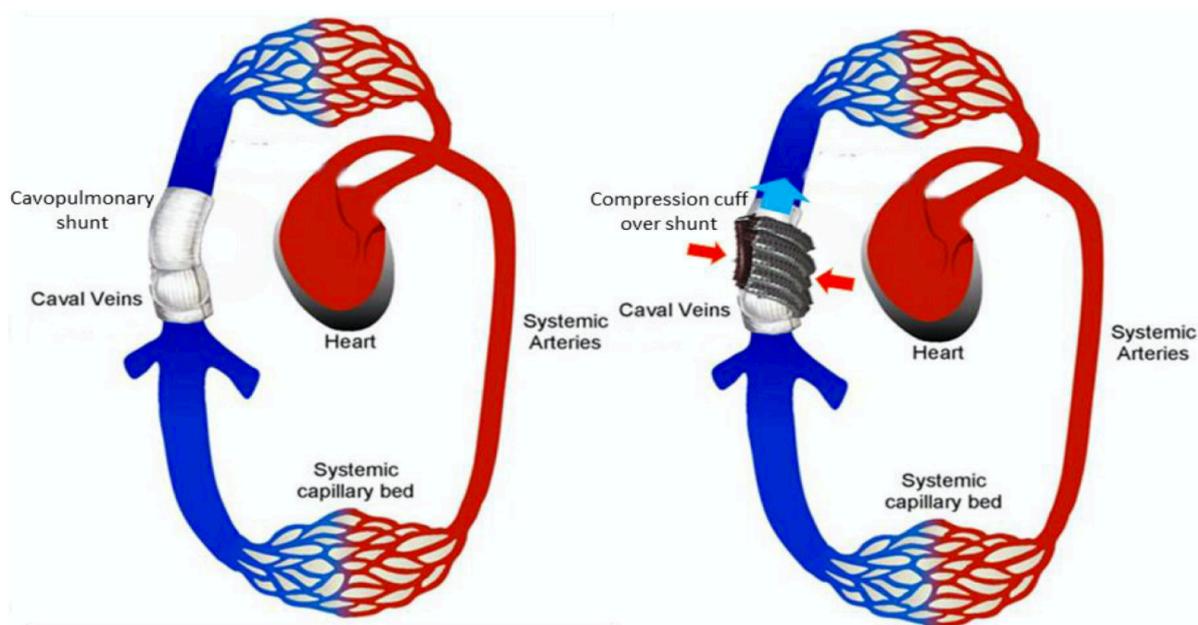


Figura 2.14: Modelo explicativo del músculo artificial neumático para la cirugía Fontan.

A partir de la figura anterior, Fig. 2.14, se observa el esquema de la posición del músculo neumático artificial desarrollado por Markus Horvath y su equipo. [11]

Por último, queda comentar que el desarrollo de esta tecnología está sujeto al estudio de la funcionalidad, los periodos de compresión y los ajustes de presión del dispositivo para obtener un soporte óptimo para facilitar la circulación sanguínea tras la cirugía de Fontan, estos estudios necesitan de una instalación para simular y optimizar el diseño. Este presente proyecto pretende cubrir esa necesidad.

Capítulo 3

Requisitos y diseño preliminar de la instalación

En este capítulo se analizan los requisitos funcionales de la instalación hidráulica para obtener un primer diseño con el que comenzar a trabajar.

3.1. Instalación hidráulica existente

Existe una instalación en el laboratorio de Mecánica de Fluidos, mostrada en la Fig. 3.1, construida para otros trabajos anteriores en simulación de flujos cardiovasculares [12], con ciertas características similares a la instalación que el presente proyecto pretende diseñar y construir.

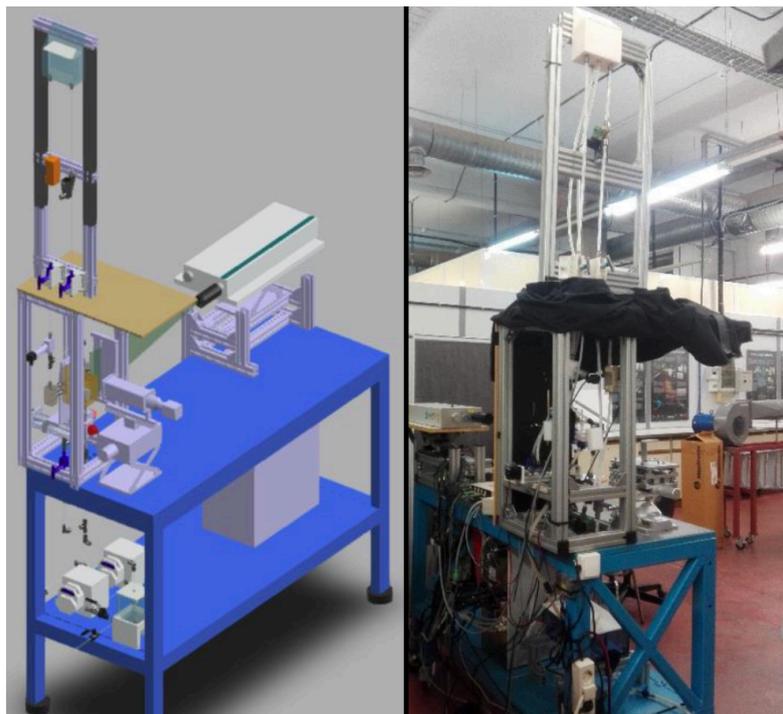


Figura 3.1: Instalación existente en el laboratorio en CAD y modelo real.

Para el ahorro de material y tiempo, en definitiva costes añadidos al proyecto se intentará aprovechar lo máximo posible la instalación existente. Siendo la mesa, la casi totalidad de la estructura soporte metálica, la instrumentación auxiliar, el sistema PIV y el sistema de control que rodea a la instalación aprovechables. A continuación se explicará con detalle los cambios que requerirá el nuevo diseño.

3.2. Instalación hidráulica a diseñar y construir

La instalación a construir tiene como principal objetivo ser capaz de variar el caudal y la presión del flujo que atraviesa el modelo, que simula el injerto implantado en la cirugía de Fontan.

Para lograr esta variación de caudal se ha ideado un diseño basado en el principio de los vasos comunicantes, Fig. 3.2, por el cual cuando un depósito este a una mayor altura que el otro, el flujo circulará del primero al segundo con una cierta velocidad directamente proporcional a la diferencia de altura entre los depósitos. Entre ambos depósitos, denominados como nodriza (Depósito 1 en la Fig. 3.2 debido a que “aporta” el flujo y sumidero (Depósito 2 en la Fig. 3.2 debido a que “recibe” el flujo, se encontrará colocado el modelo objeto de estudio.

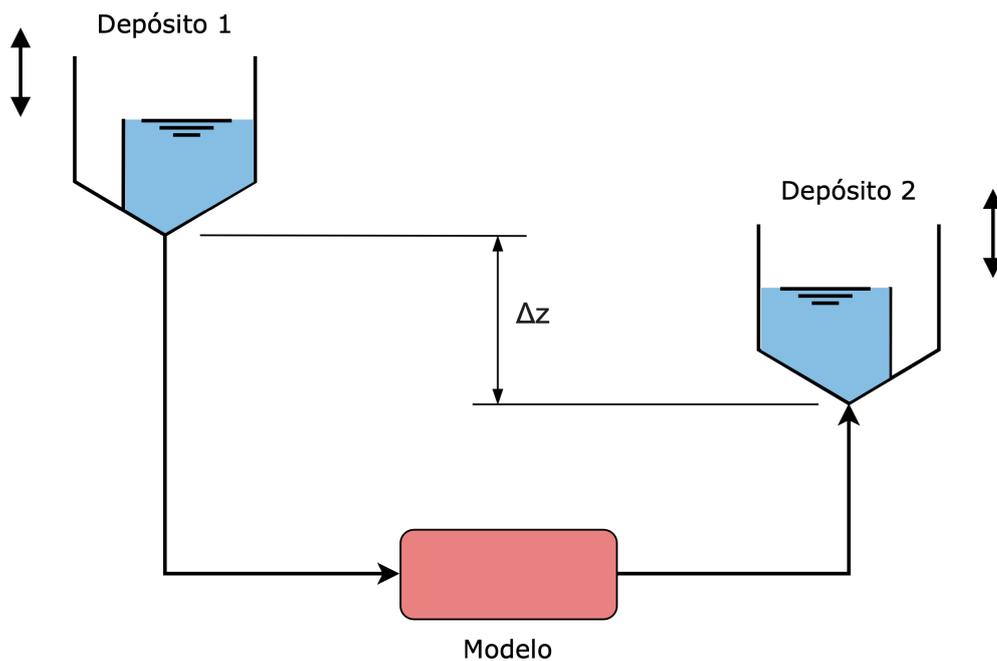


Figura 3.2: Esquema del funcionamiento básico de la instalación.

Los incrementos de altura, entre los depósitos, se conseguirán mediante un desplazador colocado sobre el perfil soporte. Uno de los depósitos se encontrará siempre en una cota mayor mientras que el restante actuará como contrapeso en una cota menor, de este modo ambos depósitos logran desplazarse vertical y simultáneamente de forma estable. Conocida la idea general de lo que se pretende realizar es ahora cuando es importante dictar los diferentes requisitos para dimensionar los diferentes componentes que integran la instalación.

3.2.1. Fluido utilizado en la instalación

El fluido a utilizar en la instalación debe tener unas propiedades lo más similares a las de la sangre. Además será importante lograr estas características fluidas teniendo en cuenta su índice de refracción para que sea compatible con el sistema de toma de imágenes y no haya lugar a distorsiones que puedan alterar los estudios posteriores.

El fluido utilizado consiste en una mezcla de agua destilada [39 % en peso] y glicerina [61 % en peso]. Las características de la mezcla se puede observar en la Tabla. 3.1.

Tabla 3.1: Características del fluido utilizado en la instalación.

Características de la mezcla [29°C]	
Densidad [kg/m ³]	1158,317
Viscosidad Dinámica [Pa·s]	8,570·10 ⁻³
Viscosidad Cinemática [m ² /s]	8,097·10 ⁻⁶
Índice de Refracción	1,413

Aunque las características fluidas dependan de la temperatura, la mezcla utilizada no tiene porque estar a una temperatura igual a la de la sangre en el cuerpo humano, pero será importante un valor constante de temperatura durante los ensayos para no variar la viscosidad y la densidad. Por otra parte, el índice de refracción disminuye un 0,04 % con respecto a incrementos de 5°C de temperatura de la mezcla.

A continuación se muestra como varia la densidad y la viscosidad de la mezcla frente diferentes temperaturas, Fig. 3.3 y Fig. 3.4.

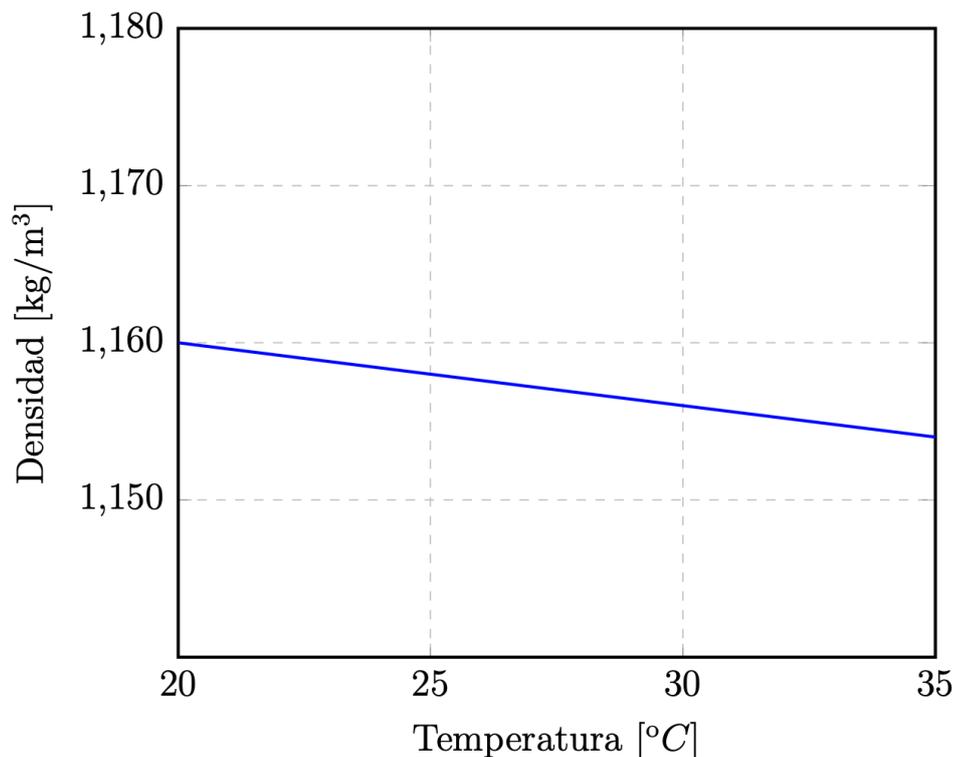


Figura 3.3: Dependencia entre la temperatura y la densidad de la mezcla.

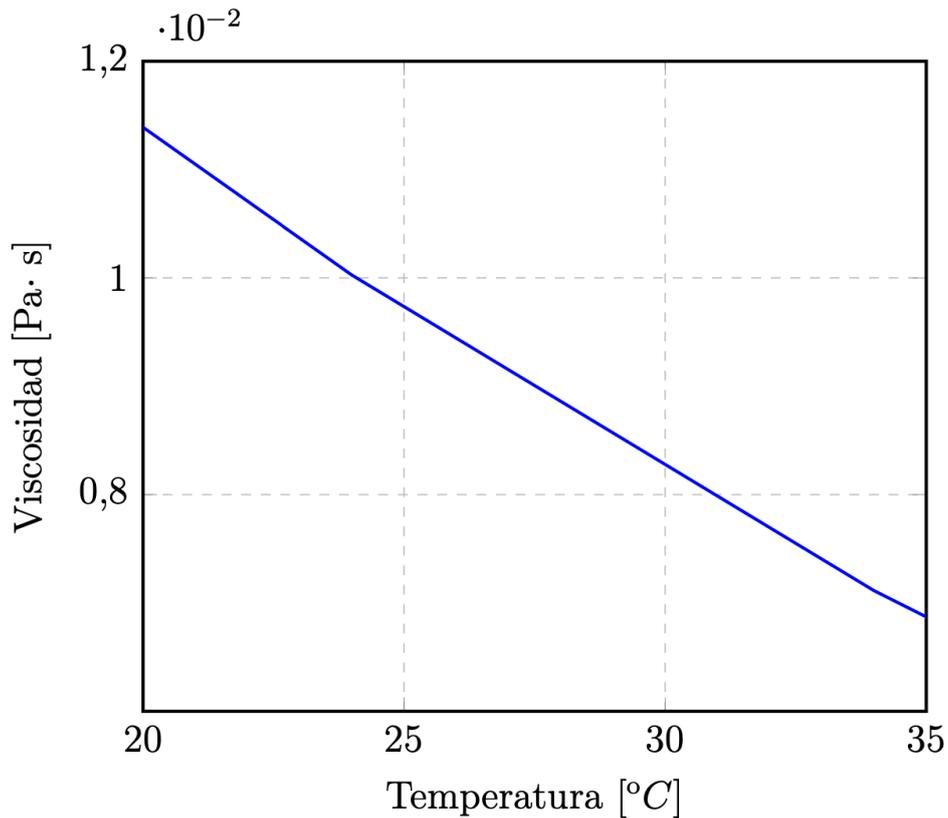


Figura 3.4: Dependencia entre la temperatura y la viscosidad dinámica de la mezcla.

Igualmente el movimiento del fluido se acompaña con partículas trazadoras, unas pequeñas partículas sólidas que no alteran las propiedades del flujo. La función de las partículas es poder registrar de manera sencilla su posición cuando son iluminadas, de esta manera las partículas deberán tener una forma esférica, un tamaño adecuado, una densidad similar al fluido portador y deberán ser fluorescentes para que al incidir sobre ellas la lámina láser pueda ser detectada por la cámara del sistema PIV. El láser emite luz a 532 nm, por tanto las partículas deberán emitir a una mayor longitud de onda.

La solución para las partículas trazadoras es utilizar partículas de polímero fluorescente (FFP) como las mostradas en la Fig. 3.5, cuyas características se presentan a continuación Tabla. 3.2:

Tabla 3.2: Características de las partículas trazadoras.

Características de las partículas trazadoras	
Tipo	FPP
Forma partícula	Esférica
Tamaño medio [μm]	15
Densidad [kg/m^3]	1190
Índice de Refracción	1,479
Velocidad terminal [$\mu\text{m}/\text{min}$]	34,5
Punto de fusión [$^{\circ}\text{C}$]	125
Proveedor	Dantec Dynamics



Figura 3.5: Partículas trazadoras utilizadas.

3.2.2. Requisitos de caudal y conductos

Como requisito de caudal, este vendrá dado por el propio modelo y los distintos ensayos a los que se someterá, así como el tamaño de la instalación, en concreto la altura del perfil soporte que condiciona la diferencia de alturas entre ambos depósitos. En primera estimación se pudo comprobar que la altura del laboratorio es de unos 5 m y descontando la altura de la propia instalación se planea que la longitud del perfil soporte sea del orden de 3 m, por tanto la máxima diferencia de alturas entre los depósitos con un cierto margen de seguridad es de 2,5 m, lo que a priori parece ser suficiente para llegar a los caudales deseados.

Estos primeros requisitos dimensionales descritos sostienen un caudal a través del modelo que están dentro de los márgenes aceptables que utilizan otros estudios similares (Tang et al., 2013) con un máximo de 8 L/min.

Por tanto los requisitos principales de caudal serán por una parte la obtención, independientemente de las condiciones de ensayo, de un nivel constante de fluido en los depósitos móviles, suministrado por una bomba hidráulica, y por otra parte asegurar un caudal máximo / mínimo a través del modelo para llevar a cabo la experimentación.

Además, los ensayos a realizar necesitan que el flujo a través del modelo sea del tipo pulsátil para lo que se idea introducir una válvula del tipo proporcional o un diseño propio utilizando un servomotor que permita regular el flujo a través del modelo.

En cuanto a los requisitos de los conductos, estos deberán tener un determinado diámetro, presentar cierta flexibilidad y ser resistentes debido a que estarán suspendidos en su mayor parte, salvo ciertas sujeciones a la propia estructura metálica de la instalación, existiendo el riesgo de dobleces y tirones que pueden dañar los propios conductos y la instalación.

Por último, otro aspecto a remarcar es la posición de los sensores y su unión al conducto. Debido al gran tamaño de la instalación, en este momento del desarrollo del proyecto se considera la utilización de un conducto de unos 20 mm de diámetro interior en contraposición a los 5 mm de diámetro de entrada / salida de los sensores como el caudalímetro lo que supone un problema cuya solución pasa por diseñar unos accesorios simples que permitan variar el diámetro y asegurar la estanqueidad.

3.2.3. Requisito de presión en el modelo

Para poder simular las condiciones reales a las que se enfrenta el injerto y así poder validar el modelo, es importante obtener unos valores de presión determinados a través del injerto biocompatible.

Anteriormente se comentó que la presión en la circulación Fontan varía entre los 10-20 mbar, en cambio en la instalación no se podrán conseguir niveles tan bajos de presión debido al propio tamaño que presentará la instalación. Aunque pueda presentarse como una dificultad el valor de presión en el que se enfocan los estudios del modelo vienen a ser la diferencia de presión entre la entrada y salida del modelo. Por tanto, durante el diseño se intentará minimizar la presión en el modelo pero el requisito de mayor importancia respecto a la presión, es la colocación de dos sensores de presión de gran precisión para así poder medir la diferencia de presión en el modelo.

3.2.4. Requisitos para la elección de la bomba hidráulica

La impulsión del fluido hasta el depósito nodriza, cuya altura puede llegar a 4,8 m sobre el nivel del suelo, se realizará desde un depósito a una altura de 400 mm sobre el suelo por lo que es necesario salvar la altura mediante un sistema de bombeo. Se puede ver una posible disposición de los componentes en el croquis de la Fig. 3.6.

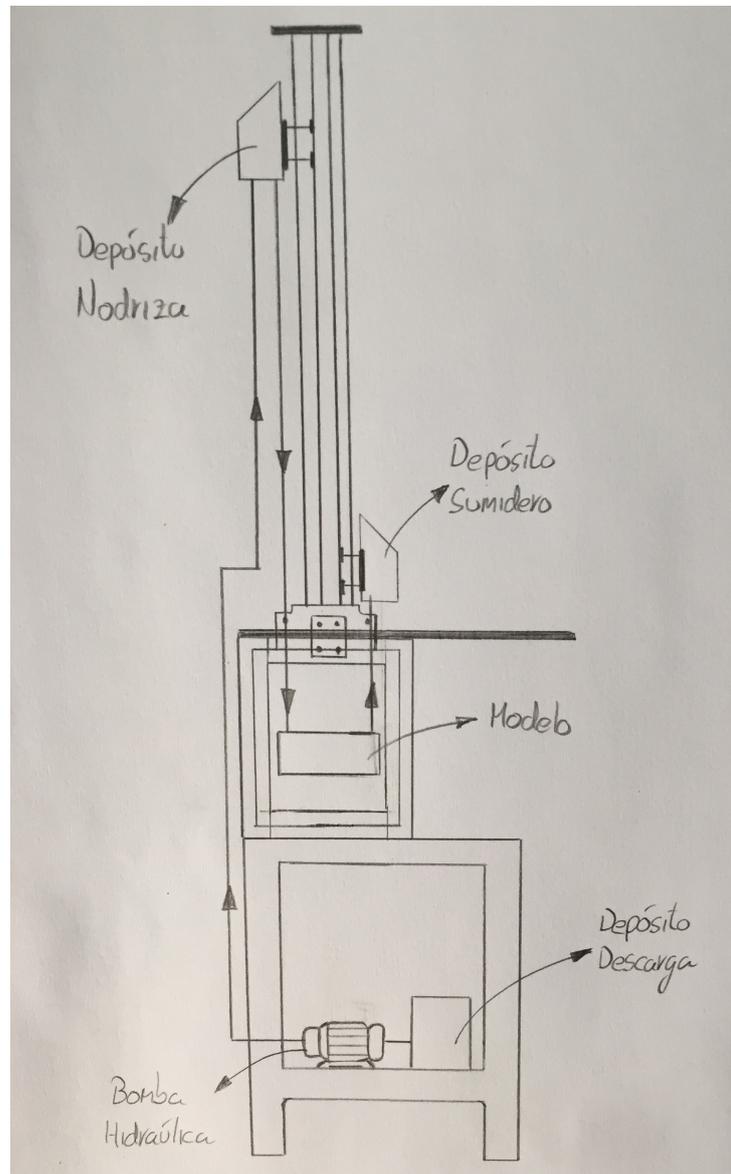


Figura 3.6: Croquis para explicar la posición de los diferentes componentes.

Además de salvar la altura entre el depósito de descarga y el depósito nodriza, la bomba hidráulica debe ser capaz de suministrar un caudal al menos igual al que circula a través del modelo. Por tanto existe un nivel constante de fluido en los depósitos unidos al modelo, logrando así un régimen estacionario.

Por tanto la elección de la bomba requiere una altura de elevación aproximada de 5 m, un caudal máximo al menos igual al caudal máximo a través del modelo y por último la posibilidad de variar la velocidad de giro de la bomba para que no rebose demasiado caudal.

Es igualmente importante conocer el fluido de trabajo para la elección del dispositivo, en este caso concreto la viscosidad del fluido es aproximadamente 10 veces mayor a la del agua. Este aspecto puede complicar la selección de la bomba hidráulica debido a que con el aumento de la viscosidad el desempeño de la bomba es mucho más difícil. En concreto el aumento de la viscosidad supone un aumento de las pérdidas hidráulicas y una disminución de la energía comunicada lo que se traduce en una menor altura, caudal y eficiencia de la bomba.

En un primer instante se pensó en usar dos bombas peristálticas en paralelo debido a que no hay ningún elemento en contacto con el fluido que pueda contaminarlo y son muy precisas, pero esta disposición no puede alcanzar el requisito de caudal necesario y por tanto la idea se desechó antes de la fase de diseño. La elección final pasa por bombas del tipo centrífugas de accionamiento magnético de mayor potencia que se verán más adelante.

3.2.5. Requisitos de los depósitos

En total se planea que la instalación cuente con tres depósitos construidos todos ellos en PVC. Los dos primeros serán los depósitos superiores con un nivel constante de fluido que estarán sujetos al perfil soporte, estos depósitos podrán desplazarse verticalmente a través del perfil. Ambos depósitos serán iguales en cuanto a volumen (~ 1 L) y geometría. A causa de la suciedad del ambiente todos los depósitos contarán con una tapa para impedir que la suciedad entre en contacto con el fluido. Igualmente los depósitos contarán con 2 compartimentos, el mayor de ellos contendrá el fluido a nivel constante mientras que el restante actuará como rebosadero. Los depósitos requieren 3 orificios cada uno, a continuación se indica su función con un croquis, Fig. 3.7.

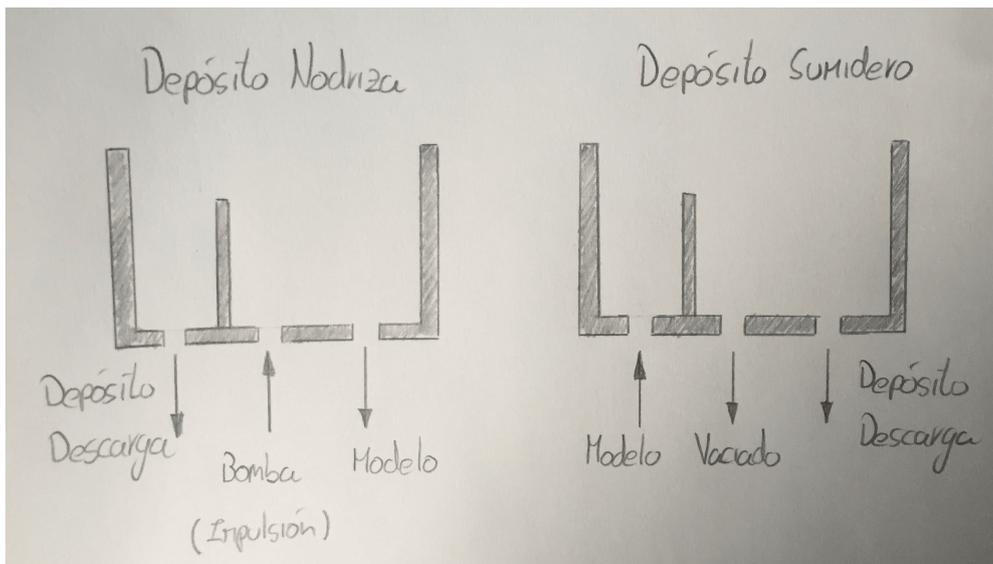


Figura 3.7: Croquis de los depósitos de nivel constante y los orificios.

La unión entre el orificio y el conducto que contiene el fluido se hará mediante un esparrago roscado al depósito que cuenta una serie de uniones roscadas que permiten variar el diámetro del agujero con gran versatilidad, siendo los depósitos totalmente modulares para distintos usos futuros. Sobre este aspecto se profundizará en la etapa de diseño.

Por último ambos depósitos necesitan ser fijados al perfil metálico soporte para lo que se planea diseñar unos soportes metálicos, donde descansará cada depósito, que estarán unidos al perfil metálico mediante uniones atornilladas y mecánicas que por una parte permiten un montaje sencillo y modular y por otra parte que ambos depósitos tengan la capacidad de moverse verticalmente por el el raíl del perfil metálico.

El último depósito denominado como depósito de descarga será el de mayor capacidad ($\sim 3\text{ L}$) pudiendo así contener todo el fluido existente en la instalación. Asimismo, el depósito de descarga estará por una parte unido a la bomba, como se puede observar en la Fig. 3.8, para lograr que el fluido recorra la instalación y por otra parte estará unido a los depósitos superiores para que el fluido rebosante termine descargando en este depósito y no haya peligro de derrames.

Asimismo, este depósito presenta un ángulo de inclinación (θ) hacia la línea de impulsión, de tal forma que la bomba hidráulica nunca se quede sin fluido que trasegar, evitando así fallos en la fase de ensayos ó posibles daños al dispositivo mecánico.

De nuevo el depósito contará con una tapa sobre la que se realizarán 2 taladros para colocar los conductos que devuelven el fluido rebosante procedente de los depósitos superiores. Sobre estos mismos conductos se llevarán a cabo unos orificios radiales con el fin lograr evacuar las pequeñas burbujas de aire disueltas en el fluido que pueden llegar a ser un problema debido a la limitación parcial de la circulación del flujo.

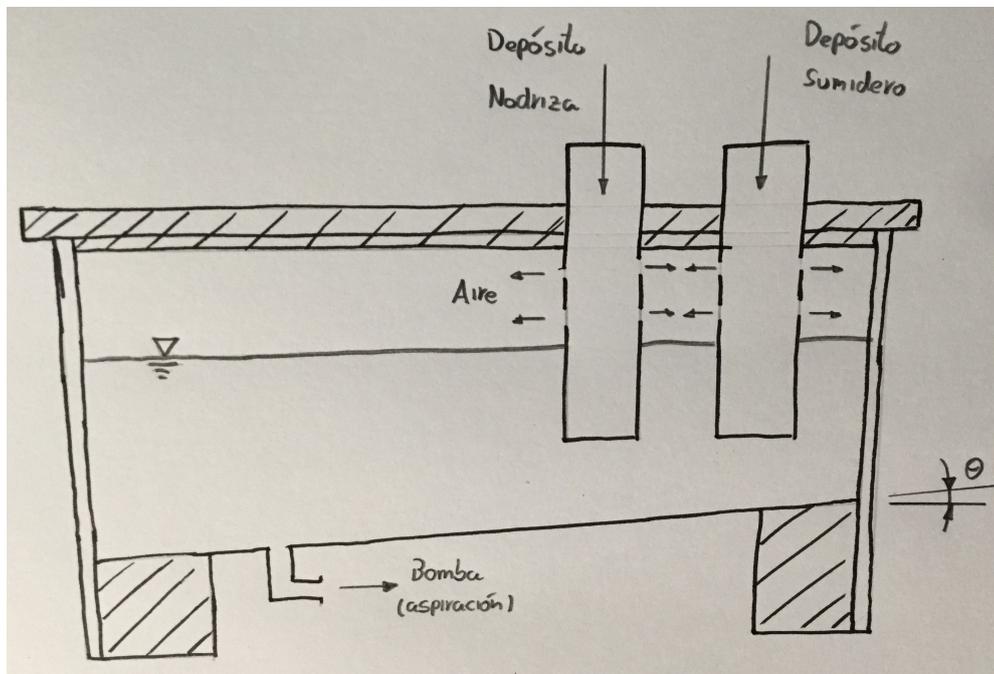


Figura 3.8: Croquis del depósito de descarga.

3.2.6. Metodología para la realización de los ensayos.

La metodología del ensayo, Fig. 3.9, consiste en primer lugar fijar una diferencia de altura entre los depósitos superiores, para a continuación encender la impulsión hasta llegar a un régimen estacionario en el que los depósitos tengan un nivel constante de fluido. El siguiente paso será controlar la velocidad de giro de la bomba, para que no exista problemas de desborde, y es ahora cuando se comienza a generar el flujo pulsátil a través del modelo mediante la válvula proporcional instalada. En este punto del ensayo será cuando se inicie el sistema PIV para realizar las distintas medidas.



Figura 3.9: Metodología del ensayo en la instalación.

Para operar la instalación de forma segura y correcta se requerirá de todos los sensores, controladores y demás electrónica tanto para controlar y poder medir la altura de los depósitos, el caudal y presión en diferentes zonas, la frecuencia del flujo pulsátil, etc.

3.3. Diseño preliminar de la instalación

Considerando los requisitos presentados anteriormente, se elabora un diseño preliminar con las diferentes opciones discutidas durante la etapa cero del proyecto. También se analizarán las ventajas e inconvenientes de las soluciones propuestas.

La instalación se proyectará en posición vertical ocupando la totalidad de la altura del laboratorio (5 m) y estará constituida por los siguientes elementos:

- Depósito de descarga
- Depósitos superiores
- Desplazador vertical
- Conductos
- Estructura metálica
- Bomba Hidráulica
- Modelo del implante utilizado en cirugía de Fontan
- Sensores (caudal y presión)
- Válvulas
- Sistema de control
- Sistema PIV

Para comenzar, se decidió basar el diseño en la instalación existente y desde este punto de partida reemplazar por nuevos diseños los elementos necesarios. A causa de los requerimientos de caudal a través del modelo y su control de forma exacta se logró desarrollar la idea de los depósitos verticalmente móviles junto con una válvula activada por un servomotor que a base de estrangular el conducto pudiese permitir un flujo totalmente desarrollado y pulsátil en el modelo.

La idea de los depósitos móviles se enfocó en todo momento hacia un perfil metálico mediante el cual los depósitos lograrán moverse verticalmente y simultáneamente gracias a los raíles del propio perfil y unas pequeñas ruedas incluidas en los soportes de los depósitos. El peso de estos depósitos fue un problema que conllevó la idea de incluir un freno mecánico, pero el hecho de tener dos depósitos del mismo peso nos hizo encontrar la solución en utilizar el depósito más bajo como contrapeso solucionando así los problemas de equilibrio.

El material utilizado resultó venir dado por el posterior método de fabricación y finalmente se enfocó el diseño de los depósitos con PVC¹, material con amplias ventajas como pueden observarse en la Tabla.3.3. [13]

Tabla 3.3: Propiedades del PVC.

Propiedades del PVC
Termoplástico
Excelente relación calidad/precio
Vida útil muy larga
Ligero y químicamente inerte e inocuo.
Resistente al agua
Rígido o flexible
No se oxida ni se corroe
Baja resistencia mecánica y al calor.
Tenaz y duro en su forma rígida.
Posibilidad de formado en frío.
Permite ser reciclado.

Los soportes de ambos depósitos se fabricarán en chapa de pequeño espesor pudiendo ser doblada con facilidad para conformarlos.

El depósito restante, denominado como depósito de descarga se diseña con los mismas características que los anteriores tan solo variando aspectos geométricos debido a sus requerimientos.

El diseño de los depósitos no presenta inconvenientes a priori, aunque la glicerina que lleva el fluido sea corrosiva, el PVC lo aguantará y será importante que el interior de los depósitos no existan aristas vivas para que las partículas trazadoras del flujo no puedan quedar almacenadas en las esquinas y logren seguir el flujo con total normalidad.

¹PVC: Policloruro de vinilo.

La unión de los diferentes elementos de la instalación se realizará mediante un conducto de silicona de un diámetro que minimice las pérdidas y permita el rango de caudales requeridos. El conducto debe presentar estanqueidad, flexibilidad y una cierta rigidez ya que su fallo puede tener un efecto desastroso.

Elementos como el láser o el sistema de control se detallarán más adelante, en cualquier caso no son objeto de un nuevo diseño sino de una adaptación a la nueva instalación. En este caso si será un nuevo diseño propio de la instalación la válvula proporcional que permite estrangular el conducto de entrada al modelo con una determinada velocidad y valor de presión para regular el caudal y la pulsatilidad del flujo.

Otro elemento clave es la estructura metálica, que junto a la mesa metálica sobre la que se apoya la instalación soportará gran parte de los elementos. El diseño de la estructura tiene como fin ser lo más simple posible para que la instalación sea modular y sencilla de desmontar. En concreto los perfiles metálicos soportarán los siguientes elementos:

- Láser
- Modelo y sensores
- Depósitos superiores y desplazador

Otro elemento clave en el funcionamiento de la instalación es el modelo, vendrá como un diseño impuesto y se explicará su geometría y funcionamiento más adelante.

Recogiendo el conjunto de los elementos, se realiza un esquema de la instalación Fig. 3.10 para así indicar el flujo general, conocer la posición aproximada y sus uniones.

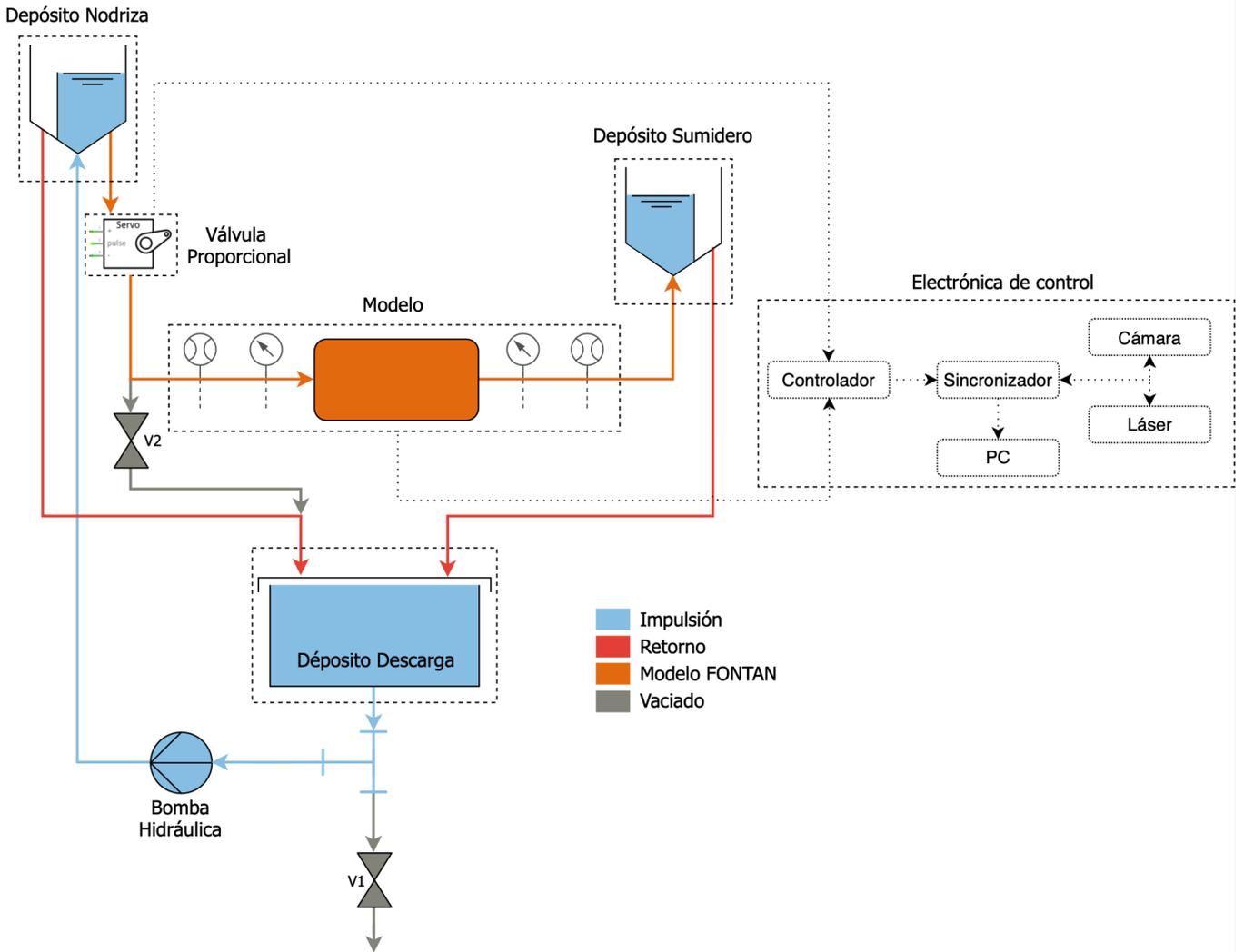


Figura 3.10: Esquema de la instalación.

En el esquema puede diferenciarse cuatro tipo de tramos:

- Impulsión: Desde el depósito de descarga, que contiene la mayor cantidad de fluido, se impulsará mediante una bomba hidráulica el flujo hasta el depósito nodriz e inmediatamente al depósito sumidero por efecto de la gravedad y la diferencia de altura entre ambos depósitos. La fase de impulsión acaba cuando se logra llegar al estado estacionario donde ambos depósitos superiores mantienen un nivel constante de fluido.
- Retorno: Debido a las variaciones que pueden existir en el flujo y para que no existan problemas de desbordamiento en la instalación durante el funcionamiento, los depósitos superiores se diseñarán teniendo en cuenta un segundo compartimento con la finalidad de recoger el fluido que se desborda y devolverlo al depósito de descarga.

- Modelo FONTAN: Es la parte de la instalación de mayor importancia en cuanto a experimentación se refiere. Por ella se conecta los depósitos superiores con el modelo, los sensores y la válvula proporcional. Los sensores de presión estarán conectados a la propia entrada y salida del modelo mientras que los caudalímetros se colocaran a una cierta distancia (al menos el caudalímetro de la entrada) del modelo para que cualquier cambio de diámetro que conlleven los sensores de caudal no pueda alterar de ninguna forma el flujo, logrando llegar al modelo completamente desarrollado. Otro aspecto referente a los caudalímetros es la cantidad de ellos, existiendo dos unidades para poder medir el flujo en ambas direcciones dado que durante la experimentación podría existir flujo reverso.
- Vaciado: Para lograr vaciar totalmente la instalación para futuras labores de mantenimiento o desmontaje se ha incluido dos válvulas de tipo manual, V1 y V2 en la Fig. 3.10. Accionando las válvulas correspondientes se podrá vaciar la instalación sin ningún tipo de problema.

Capítulo 4

Diseño de la instalación

4.1. Estudio de la variación del caudal y presión en la instalación

Realizando un estudio al volumen de control de la Fig. 4.1 formado por ambos depósitos y el conducto que los une, incluyendo también el propio modelo, podemos suponer una entrada y una salida fija. En todo este volumen de control se puede considerar unas propiedades uniformes.

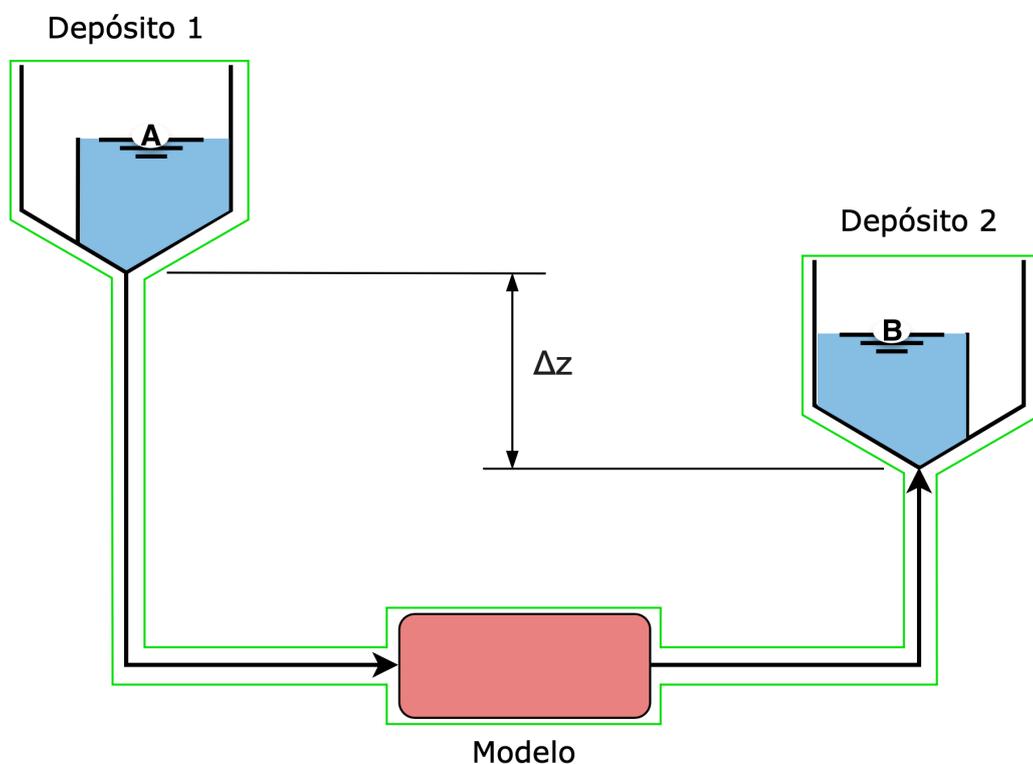


Figura 4.1: Volumen de control para el estudio de la variación de caudal.

Haciendo uso del balance de energía mecánica en máquinas hidráulicas Ec. 4.1 y considerando que las fuerzas másicas son las gravitatorias, no existe aporte de potencia y que los puntos A y B son la entrada y salida respectivamente, el balance de energía mecánica queda de la siguiente manera Ec. 4.2. [14]

$$\left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + U\right)_{salida} - \left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + U\right)_{entrada} = \frac{W - \bar{\phi}_V}{G} \quad (4.1)$$

$$\left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + g \cdot Z\right)_B - \left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + g \cdot Z\right)_A = \frac{-\bar{\phi}_V}{G} \quad (4.2)$$

Teniendo en cuenta las siguientes consideraciones:

$$P_A = P_B = P_{atm} \quad V_A = 0 ; V_B \approx 0 \quad \frac{-\bar{\phi}_V}{G} = -g \cdot H_p$$

Siendo H_p la altura de pérdidas, definida como la contribución de dos componentes, la parte de energía perdida por fricción Ec. 4.3 y la parte de energía perdida en los accesorios de la instalación Ec. 4.4 (pérdidas locales), en la que se tienen en cuenta las entradas y salidas de los depósitos y el paso a través de los caudalímetros (contracción y ensanchamiento).

$$h_f = f \cdot \frac{8 \cdot Q^2 \cdot L_{eq}}{\pi^2 \cdot g \cdot D^5} \quad (4.3)$$

$$h_l = \sum K \cdot \frac{V^2}{2 \cdot g} = \sum K \cdot \frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^4} \quad (4.4)$$

Respecto a las pérdidas por fricción, el propio coeficiente de fricción se determinará mediante la ecuación Ec. 4.5 para flujos del tipo laminar, de manera iterativa debido a que este valor depende de la velocidad del fluido que del mismo modo determina el coeficiente adimensional denominado como número de Reynolds, definido como el cociente entre las fuerzas de inercia y las fuerzas viscosas. En la expresión del número de Reynolds Ec. 4.6 también se incluyen el diámetro interior del conducto y la viscosidad cinemática del fluido.

$$f = \frac{64}{Re} \quad (4.5)$$

$$Re = \frac{v \cdot D}{\nu} \quad (4.6)$$

El cálculo de las pérdidas localizadas sólo se pueden determinar de forma experimental, y puesto que son debidas a una disipación de energía motivada por las turbulencias se tendrán en cuenta los siguientes valores de la Tabla. 4.1 para el coeficiente empírico K, sujeto al elemento puntual en cuestión que cause la pérdida.

Tabla 4.1: Valores del coeficiente K.

coeficiente K	
Entrada a depósito	0,5
Salida a depósito	1
Contracción	$0,5 \cdot [1 - (\frac{d}{D})^2]^2$
Ensanchamiento	$[1 - (\frac{d}{D})^2]^2$

Los valores anteriores se entienden para entradas a conductos no perfiladas y salidas de conductos por las que se pierde toda la energía cinética del fluido, por que en el depósito la velocidad es nula.

Igualmente los diámetros para el cálculo del coeficiente K, en los elementos de contracción y ensanchamiento, serán los de la Fig. 4.2.

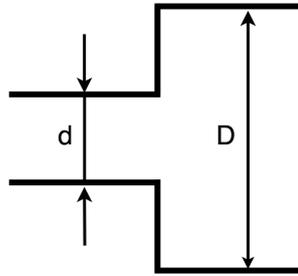


Figura 4.2: Esquema de los diámetros utilizados para el cálculo del coef. K.

Agrupando ambos tipos de pérdidas definidas con las expresiones, Ec. 4.3 Ec. 4.4, se obtiene una altura de pérdidas H_p simplificada correspondiente a la Ec. 4.7, donde el termino 4 es el coeficiente de pérdidas puntuales (K) total de la instalación.

$$H_p = \frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^4} \cdot \left(f \cdot \frac{L_{eq}}{g \cdot D} + 4 \right) \quad (4.7)$$

Con todas las simplificaciones anteriores finalmente llegamos a la expresión Ec. 4.8, la cual define la variación del caudal en la instalación. Las variables de las que depende serán el incremento de altura entre los depósitos, el coeficiente de fricción, así como, el diámetro interior y longitud del conducto.

$$Q = \sqrt{\frac{\Delta z \cdot \pi^2 \cdot D^4}{8} \cdot \left(\frac{g \cdot D}{f \cdot L_{eq} + 4 \cdot g \cdot D} \right)} \quad (4.8)$$

Para un lograr un primer diseño y materializar las expresiones anteriores se ha tenido en cuenta que el caudal requerido es del orden de 8 L/min. Fijando las variables restantes, que pueden observarse en la Tabla. 4.2, con unas dimensiones de partida, se dimensionará el incremento de altura necesario y el tamaño del perfil soporte.

Tabla 4.2: Dimensiones de partida.

Dimensiones de partida
$D_{int} = 19 \text{ mm}$
$L_{eq} = 10 \text{ m}$
$f = 0,066$
$Q = 8 \text{ L/min}$

Las dimensiones de partida anteriores se toman teniendo en cuenta un diámetro interior de conducto de 19 mm y un requerimiento de caudal de 8 L/min, para tales condiciones se tiene un coeficiente de fricción de 0,066. La longitud equivalente del conducto se ha fijado en 10 m debido a la necesidad de maximizar la altura del laboratorio de 5 m y teniendo en cuenta la altura mínima sobre el suelo de los depósitos de 1,2 m.

Mediante los datos y la expresión anterior Ec. 4.8, se obtiene una diferencia de altura entre ambos depósitos para lograr un caudal de 8 L/min, de $\Delta z \approx 1 \text{ m}$.

En lo que a presión respecta, la ley que determina la presión (manométrica) en la entrada al modelo varia en función de la altura del depósito nodriza al propio modelo denominada como h , del cuadrado del caudal, Ec. 4.8, y de las perdidas de carga en el tramo entre el depósito nodriza y la entrada al modelo, finalmente la expresión que determina la presión viene dada por la Ec. 4.9.

$$P_{entrada,modelo} = \rho \cdot g \cdot [h - (K_P + 1) \cdot Q^2] \quad (4.9)$$

Para poder relacionar la presión con la diferencia de altura y el caudal, debemos tener en cuenta que h es la suma de la altura desde el sumidero hasta el modelo (1200 mm), la diferencia de altura de los depósitos (Δz) y la altura constante de fluido en el depósito nodriza (350 mm), como puede observarse en la Fig. 4.3, y por otra parte que las perdidas en el tramo considerado es de $K_P = 2$.

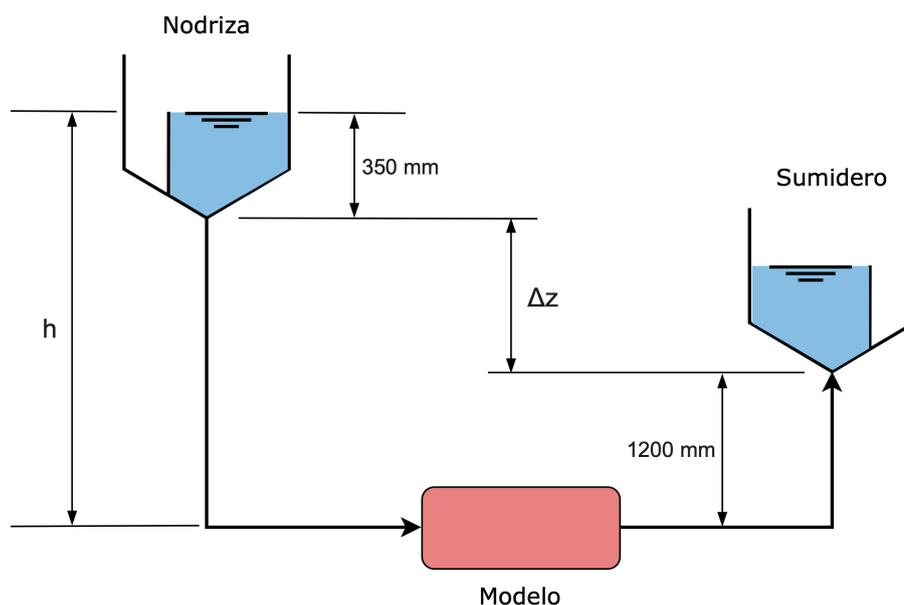


Figura 4.3: Esquema de las alturas de la instalación.

Tras haber realizado el desarrollo teórico acerca de la variación de caudal, presión y pérdidas de carga es conveniente realizar una hoja de Excel, Fig. 4.4, para automatizar los cálculos y así poder observar cuales son las dimensiones óptimas para el diseño. Igualmente es importante para futuros cambios en la instalación.

Instalación FONTAN		
Volumen depositos		
Depositos Superiores	1	[l]
Deposito Descarga	3	[l]
Altura depositos (respecto al inicio del perfil)		
Nodriz	1,973	[m]
Sumidero	1,027	[m]
Conductos		
Diámetro	19	[mm]
Diámetro	0,019	[m]
Sección	283,53	[mm ²]
Rugosidad	0,0015	[mm]
Rugosidad Relativa	7,89474E-05	-
Coefficiente Fricción	0,066	-
Longitud Impulsión	12	[m]
Volumen Conducto Impulsión	3,40	[l]
Longitud Retorno	10	[m]
Volumen Conducto Retorno	2,84	[l]
Longitud entre depositos	10	[m]
Volumen Conducto entre Depositos	2,84	[l]
Fluido		
Densidad	1160	[kg/m ³]
Viscosidad Dinámica	1,07E-02	[Pa·s]
Viscosidad Cinemática	9,26E-06	[m ² /s]
Temperatura	20	[°C]
Bomba Hidráulica [IWAKI MD-100R]		
Caudal Max.	120	[l/min]
Potencia Max.	245	[W]
Altura Max.	8,6	[m]

CAUDAL POR MODELO
8,00 [l/min]
PRESIÓN EN MODELO [manométrica]
27806,13 [Pa]
VELOCIDAD POR MODELO
0,47 [m/s]
NÚMERO DE REYNOLDS
964 -
COEF. FRICCIÓN
0,066 -

Figura 4.4: Hoja Excel utilizada para los cálculos teóricos.

La hoja de cálculo esta compuesta por los distintos elementos de la instalación y sus características, que pueden ser variables, y por otra parte los diferentes resultados del flujo dependiente de los parámetros de la instalación. Concretamente se pueden ver los siguientes apartados:

- Volumen de los depósitos: Los valores de volumen no son variables, vienen dados por los requerimientos de la instalación y por tanto no intervienen en los cálculos.
- Altura de los depósitos superiores: Siendo la altura tomada respecto el punto más bajo del perfil soporte, en este apartado se debe introducir el valor de altura del depósito nodriza, mientras que la altura del depósito sumidero se ajusta con la altura del depósito anterior. Es importante remarcar que la altura del depósito nodriza varia entre 1,5 m y 3 m y el depósito restante (sumidero) varía entre 0 m y 1,5 m.
- Conductos: El apartado da la oportunidad de ingresar los parámetros del conducto utilizado (diámetro, rugosidad, longitudes, coeficiente de fricción...) para realizar los cálculos posteriores.

- Fluido: Parámetros característicos del fluido para diferentes temperaturas.
- Presión en el modelo: Mediante la Ec. 4.9 se calcula la presión (manométrica) en la entrada al modelo en Pascales.
- Caudal por modelo: Mediante la Ec. 4.8 se calcula el caudal a través del modelo en l/min para los dos instantes de tiempo ó diferencias de altura entre los depósitos nodriza y sumidero. Como la propia expresión del caudal depende del coeficiente de fricción, se calculará de forma iterativa.
- Velocidad por modelo/ Número de Reynolds: Para calcular el primer valor del coeficiente de fricción necesario para la posterior iteración se necesita en primer lugar obtener la velocidad del flujo y el número de Reynolds dado por la ecuación Ec. 4.6.
- Coeficiente de fricción: De acuerdo a la ecuación Ec. 4.5 se calcula el coeficiente de fricción, utilizado para calcular el caudal a través del modelo de forma iterativa.

Debido a la rapidez y facilidad de la hoja de cálculo se han podido obtener diferentes gráficas que nos muestran el comportamiento teórico de la instalación.

En primer lugar se ha logrado evaluar la variación del caudal de manera gráfica, Fig. 4.5, para poder ampliar la información sobre el comportamiento de la instalación y, así sacar conclusiones acerca del diseño.

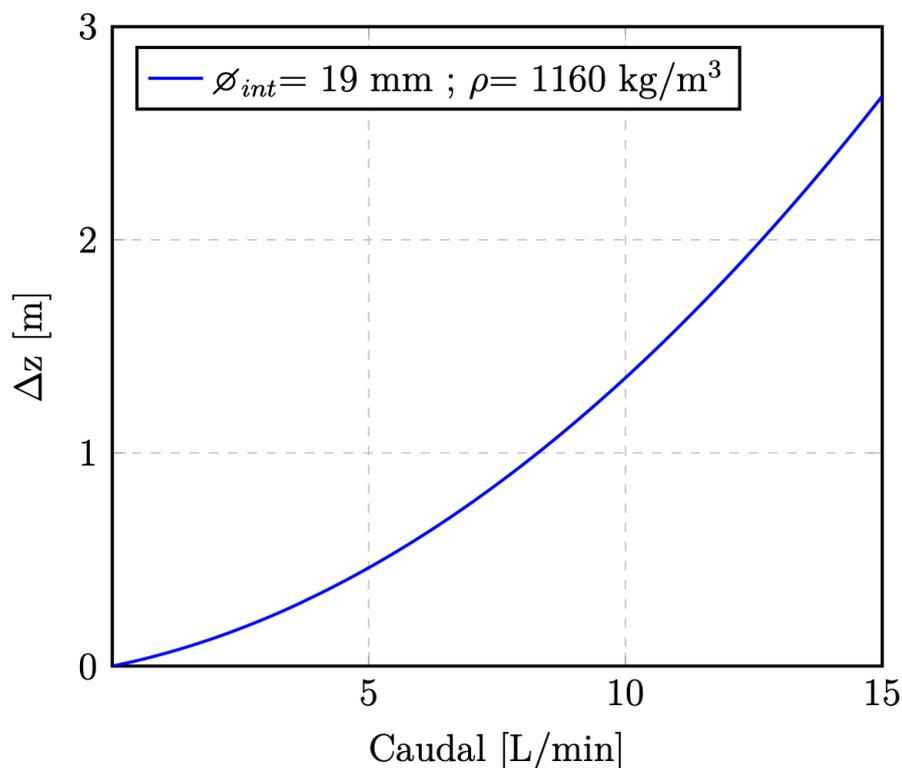


Figura 4.5: Dependencia entre el caudal a través del modelo y la diferencia de altura entre los depósitos.

Como en primer lugar se contempló la diferencia de altura entre los depósitos requiere que el perfil que soporta los depósitos y que proporciona la altura, que determina el caudal a través del modelo, tenga la máxima altura posible. En este caso el perfil llegará al techo del laboratorio donde se anclara por motivos de seguridad.

Por último, se presentan los gráficos que muestran la variación de la presión con respecto a la diferencia de altura Δz , Fig. 4.6, y respecto al caudal a través del modelo, Fig. 4.7.

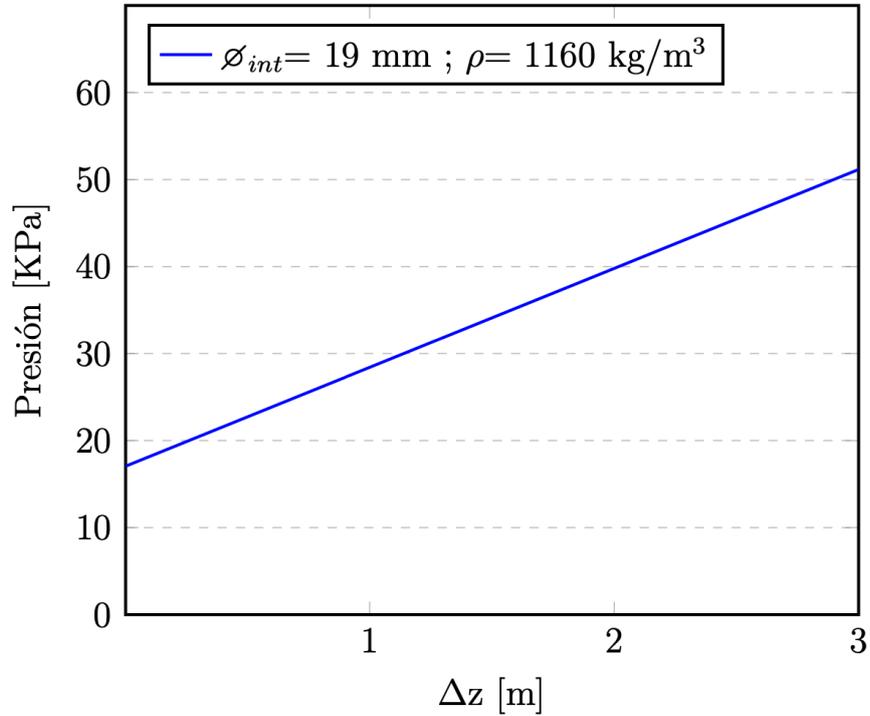


Figura 4.6: Dependencia entre la diferencia de altura de los depósitos y la presión a la entrada al modelo.

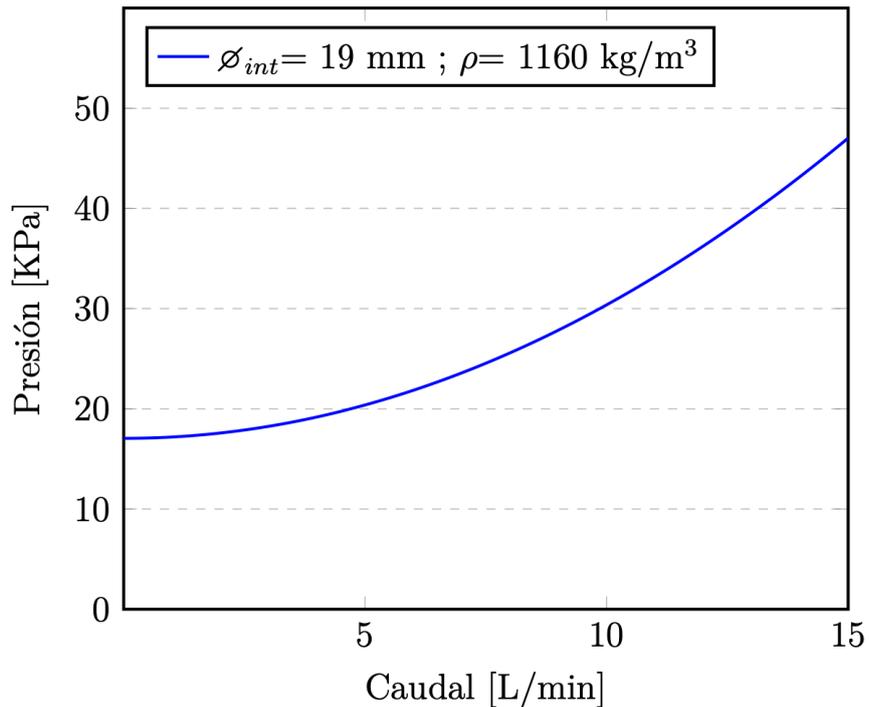


Figura 4.7: Dependencia entre el caudal y la presión en la entrada al modelo.

4.2. Dimensionamiento de conductos

Tras el estudio anterior sobre la variación de los parámetros de mayor importancia en la instalación y la hoja de cálculo creada se ha podido dimensionar los conductos en base a las propiedades del fluido, los caudales que se requieren minimizando las pérdidas de presión y un diámetro suficiente para evitar problemas de propagación de aire. Otros aspectos para elección del conducto han sido su longitud total, su peso y su capacidad para doblarse.

El tipo de conducto elegido está fabricado en silicona flexible y transparente. Sus dimensiones principales son $\varnothing_{int} = 22 \text{ mm}$ y $\varnothing_{ext} = 26 \text{ mm}$ e igualmente posee una rugosidad absoluta de $\varepsilon = 0,0015 \text{ mm}$. En total la instalación entre impulsión, retorno y circulación entre los depósitos superiores utiliza una longitud total de conducto algo mayor a 20 m. [14]

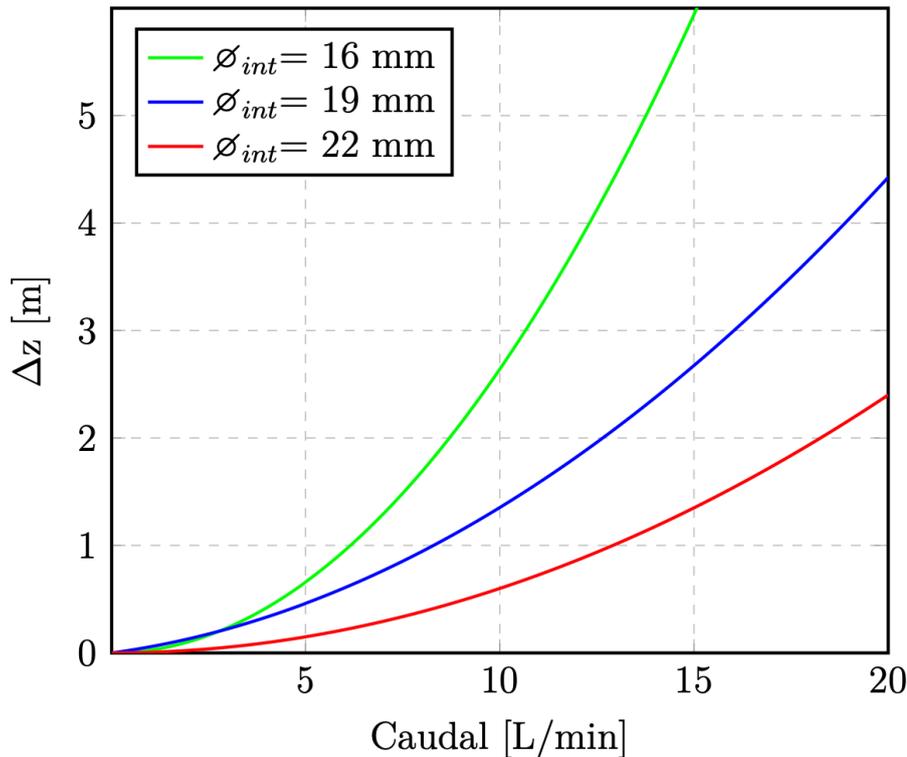


Figura 4.8: Comparación entre diferentes dimensiones de conducto y el caudal a través del modelo.

A partir de la gráfica, Fig. 4.8, se puede observar los diferentes valores de caudal en el tramo crítico de la instalación (unión de los depósitos superiores al modelo) y su dependencia con la diferencia de altura de los depósitos móviles. Una sección de conducto pequeña como la que puede dar un $\varnothing_{int} = 16 \text{ mm}$ aporta un caudal pequeño para una diferencia de altura considerable. Por tanto se puede ver que a menor sección mayores serán las pérdidas de carga, siendo la dimensión del conducto elegido ($\varnothing_{int} = 22 \text{ mm}$) una solución razonable. Igualmente con la sección de tubo dimensionada la presión en la entrada al modelo será algo mayor que con conductos de diámetro menor para los que se tendría que utilizar sensores de presión de mayor precisión y bastante más costosos.

4.3. Depósito de descarga

El depósito de descarga, mostrado en la Fig. 4.9, ubicado en la parte más baja de la instalación, será el encargado de almacenar la mayor parte del fluido que no esta circulando a través de la instalación. Por tanto debe tener unas dimensiones considerables para almacenar aproximadamente 3 L de fluido.

Además debe tener las correspondientes entradas y salidas que conectan las diferentes líneas de la instalación.



Figura 4.9: Diseño del depósito de descarga.

En concreto el depósito esta constituido por dos entradas situadas en la tapa superior, que conectan la línea de retorno procedente de ambos depósitos superiores, y una salida en su parte inferior que conecta el propio depósito de descarga con la bomba.

Un criterio de diseño importante se basa en alejar lo máximo posible la salida de las entradas, este criterio viene dado por motivo del aire atrapado en el fluido y su posible paso a través de la bomba. De esta forma al recorrer el flujo mayor distancia se tiene más tiempo para que el aire ocluido salga al exterior y no pase a la bomba hidráulica con el correspondiente problema.

Siguiendo con el mismo problema sobre las burbujas de aire en el flujo, la unión del depósito con el conducto de entrada de la línea de retorno tendrá unos orificios radiales de pequeño tamaño, como se muestra en la Fig. 4.10, permitiendo que parte del aire se pueda escapar.

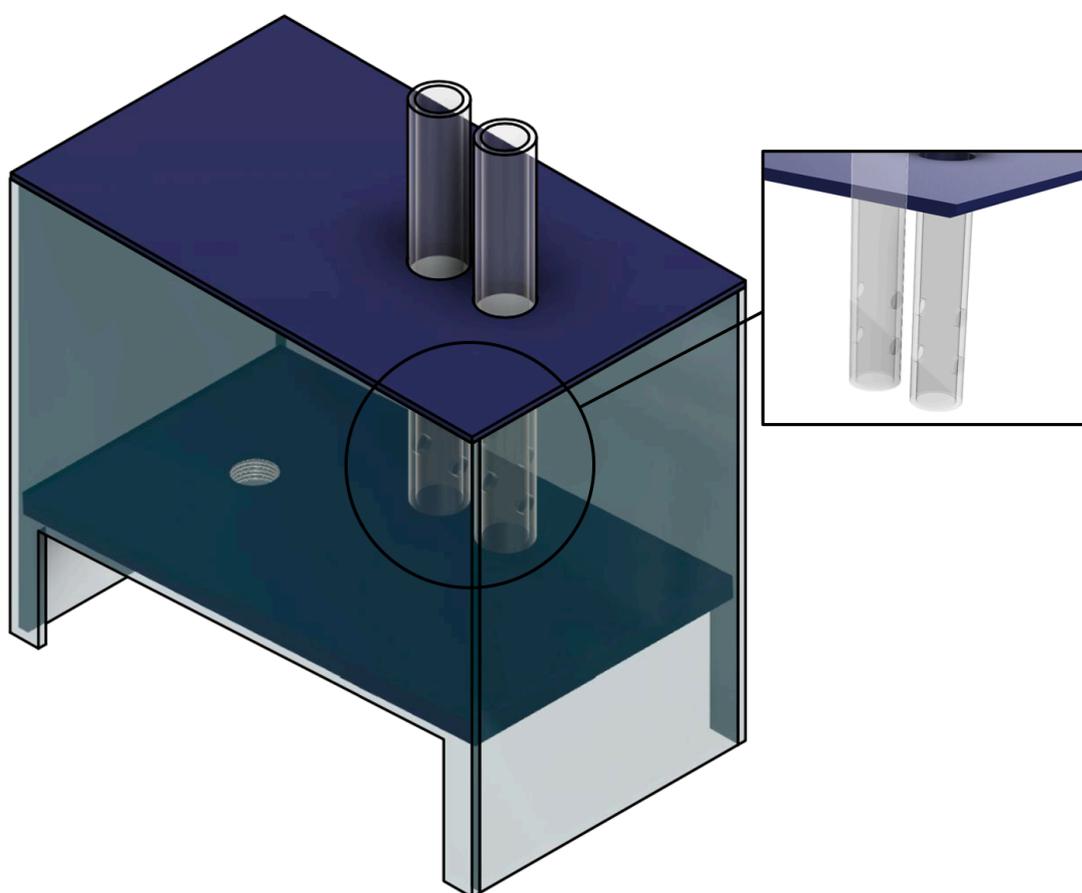


Figura 4.10: Detalle de la entrada al depósito de descarga.

Como se ve en el diseño del depósito, este se inclina 3° hacia el lado de la salida que deriva a la bomba hidráulica. Por el simple efecto de la gravedad inclinando ligeramente el depósito la salida y la bomba no se quedarán sin fluido que trasegar.

Por último, en el Anexo.A se presentan las dimensiones del depósito de descarga.

4.4. Depósitos móviles

Los depósitos restantes en la instalación son los depósitos superiores con posibilidad de moverse en la cota vertical. El diseño de ambos depósitos, mostrado en la Fig. 4.11, es idéntico ya que tienen que cumplir con los mismos requisitos y funcionalidades.

El tamaño de ambos depósitos será mucho menor que el depósito de descarga, al menos $1/3$ del tamaño con un volumen aproximado de 1 L cada uno.



Figura 4.11: Diseño del depósito superior.

El diseño del depósito contará con dos compartimentos separados por una lamina, siendo el mayor de ellos el principal con una entrada para la impulsión y una salida hacia la línea donde se sitúa el modelo a evaluar. El compartimento restante tiene un menor volumen y su función es recoger el fluido desbordado del compartimento principal y devolverlo mediante una salida al depósito de descarga a través de la línea de retorno.

Como se comentó anteriormente el diseño cuenta con una tapa superior para que no pueda entrar la suciedad del ambiente.

Ahora bien, el diseño del propio depósito parece trivial pero al ser móvil se tuvo que pensar en el diseño de la sujeción del propio depósito a la estructura.

Para comenzar se diseñó un soporte metálico, mostrado en la Fig. 4.12 de pequeño espesor en el cual el depósito irá encajado.

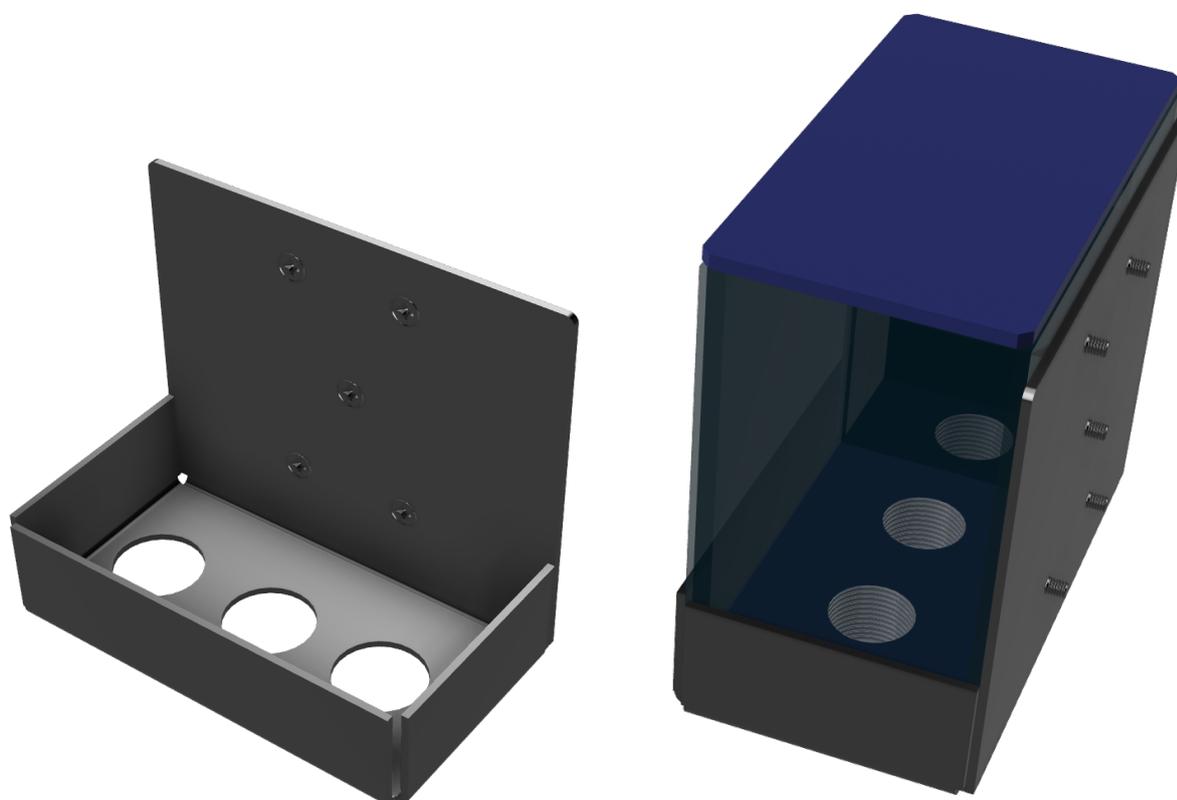


Figura 4.12: Diseño del soporte metálico para los depósitos superiores.

El movimiento se realizará a través del carril del perfil metálico por lo que se diseñó un carro Fig. 4.13 que se une mediante uniones roscadas al soporte y permite el movimiento vertical.

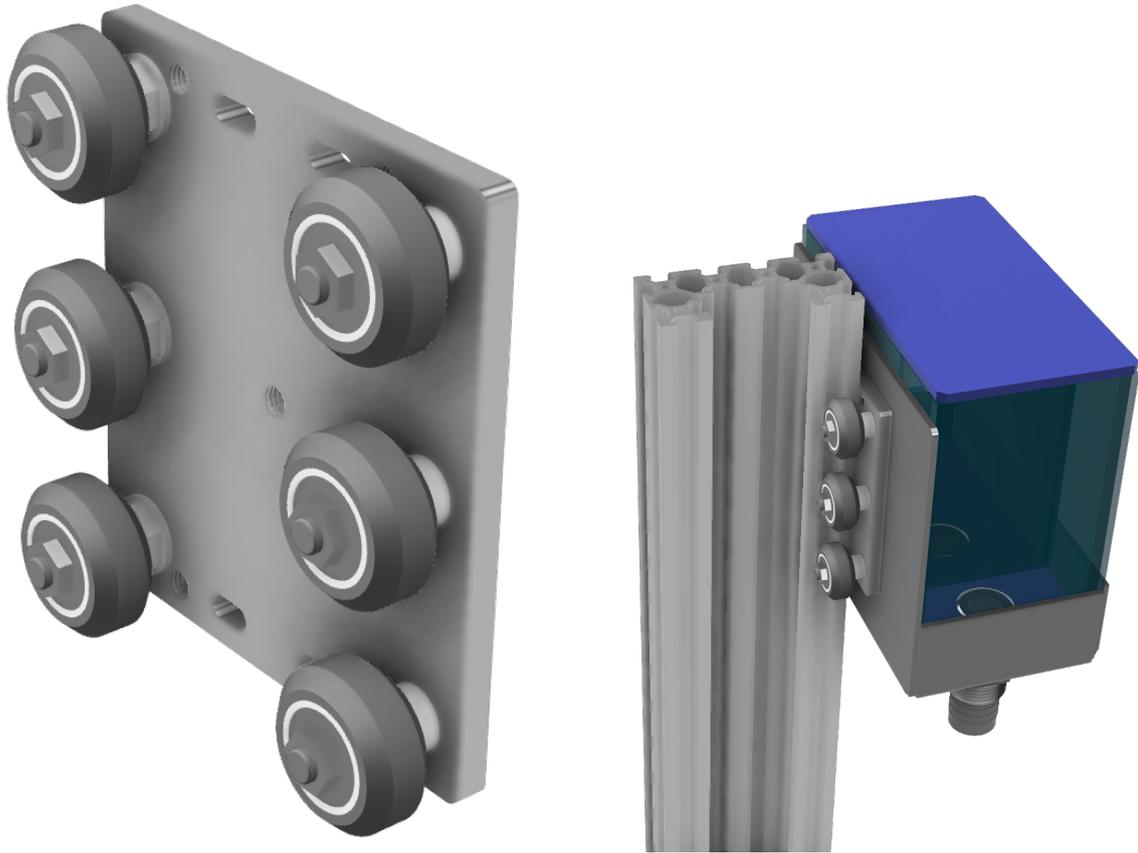


Figura 4.13: Unión móvil entre el depósito y el perfil metálico.

El diseño total del depósito cumple con los requisitos impuestos de volumen y libertad de movimiento aunque al tratarse de tantos componentes es imprescindible vigilar de cerca el peso total del conjunto, no por un problema de seguridad sino por un problema de efectividad y precisión.

Las dimensiones de los componentes se pueden encontrar en el Anexo.A.

4.5. Desplazador para los depósitos móviles

Siguiendo con el diseño anterior, se requiere dimensionar el propio desplazador de los depósitos. Se ha ideado un diseño pensado en poleas unidas a los depósitos por una pequeña correa dentada, que permite mover los depósitos por el carril, además este sistema permite que el peso de un depósito se equilibre con el restante mediante contrapeso. La correa se encuentra también unida al motor que acciona el movimiento.

Se ha elegido un motor NEMA 17, Fig. 4.14 y Tabla. 4.3, un motor muy robusto ampliamente utilizado en impresoras 3D, aunque este es ligeramente más potente del recomendado para garantizar la mejor fiabilidad.



Figura 4.14: Motor NEMA 17.

Tabla 4.3: Características motor NEMA 17.

Características motor NEMA 17	
Tamaño	42,3×48mm [sin incluir el eje]
Peso	350 g
Diámetro del eje	5 mm
Longitud del eje	25 mm
Pasos por vuelta	200 (1,8°/paso)
Corriente	1.2 A
Tensión	4 V
Resistencia	3,3 Ω
Par motor	3,2 kg/cm
Inductancia	2,8 mH

Anteriormente se comento la idea de disponer solo del motor pero debido al peso de los componentes y del fluido existente en los conductos, de una longitud vertical aproximada de 3 m cada uno, es necesario disponer de un freno electromagnético no por el peso en si, sino por las oscilaciones debidas al flujo a través de los conductos. Este freno se puede acoplar al motor con facilidad.

En definitiva, una vez diseñada la unión móvil entre los depósitos y el perfil, escogido el motor junto con el freno correspondiente y sabiendo cual será el sistema de movimiento, se puede acoplar todos los elementos del desplazador. En primer lugar se observa el conjunto del motor, el freno y poleas en la parte más baja de la instalación Fig. 4.15.

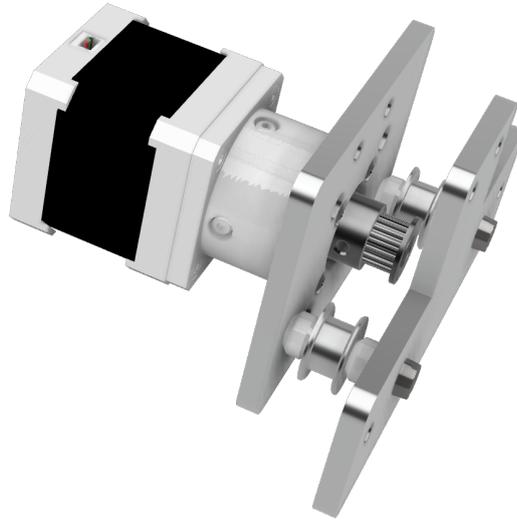


Figura 4.15: Diseño del desplazador en la parte baja de la instalación.

Se puede ver que la polea dentada es la que acciona el movimiento, mientras que las dos restantes funcionan como guías para la correa. Todo ello está montado sobre dos placas metálicas mecanizadas que encajarán sobre el perfil.

Para este caso se utilizará una correa dentada de poliuretano con alma de acero, así resistirá mejor la tensión. Igualmente se instalarán finales de carrera por motivos de seguridad.

En el caso de la parte superior del desplazador el diseño del conjunto de poleas es más simple, a continuación se puede observar el diseño final del desplazador Fig. 4.16.



Figura 4.16: Diseño final del desplazador.

4.6. Válvula servo-controlada

Anteriormente se comentó la idea de poder regular el flujo a través del modelo. La principal característica del flujo es su pulsatilidad, para lo que se necesita introducir en la instalación un dispositivo que cierre o abra el flujo según las necesidades de la experimentación.

Este dispositivo bien podría ser una válvula proporcional, que se caracterizan por tener infinitas posiciones dependiendo de la señal de entrada, su mayor inconveniente es su elevado coste. Por esta razón se ha ideado un diseño de una válvula, como se muestra en la Fig. 4.17, la cual será controlada por un servo. Su funcionamiento se basa en estrangular el conducto como una guillotina mediante un pisador para regular el flujo.

Por tanto controlando una señal de entrada y las vueltas del servomotor podemos controlar el grado de cierre de la válvula diseñada sin introducir elementos que produzcan fugas o que puedan aumentar las pérdidas, todo ello con un menor coste que la solución de comprar una válvula proporcional.

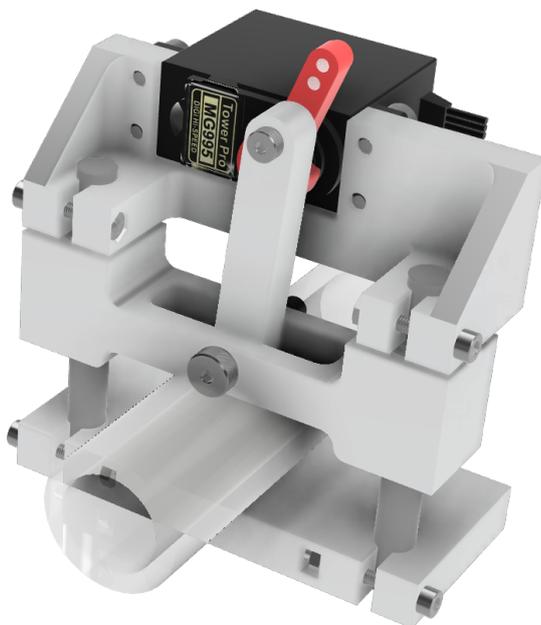


Figura 4.17: Diseño de la válvula servo-controlada.

Como se puede observar en la Fig. 4.17, mediante dos pletinas, una fija que soporta al conducto y otra móvil guiada por dos varillas y accionada por el servomotor mediante el movimiento biela-manivela se logra estrangular el conducto con mayor o menor grado, siendo posible controlar el caudal mediante la simple señal de entrada al servomotor.

Adicionalmente al diseño mecánico es importante programar la señal de entrada al servomotor para que sea fácil su posterior manipulación. Los requerimientos del grado de apertura de la válvula respecto al tiempo pueden obtenerse de la gráfica, Fig. 4.18, a su vez obtenida tras el estudio de los caudales en el implante durante el ciclo respiratorio.

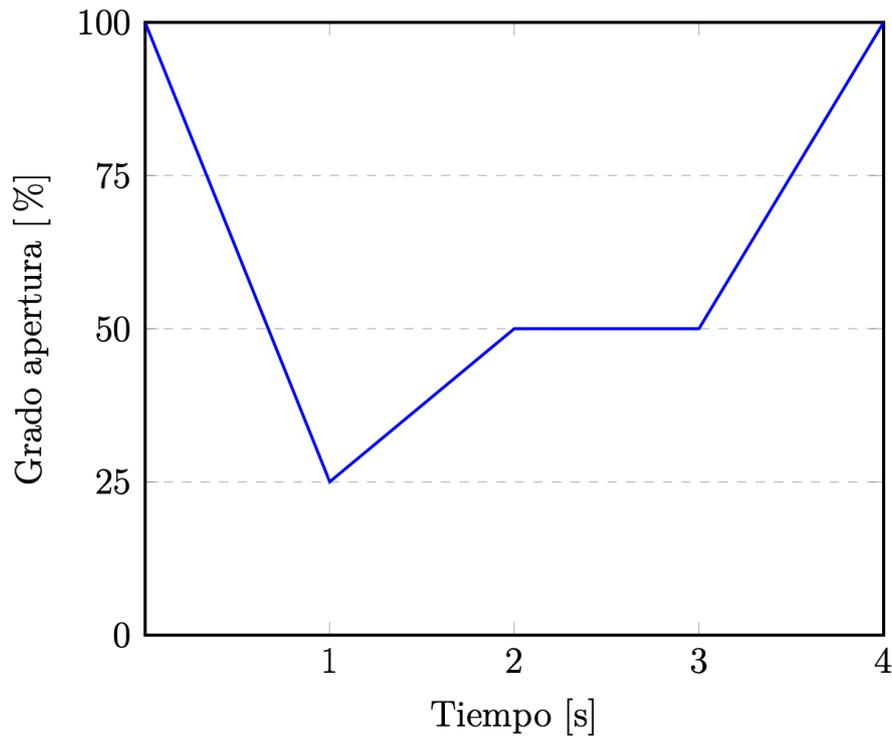


Figura 4.18: Ciclo de cierre de la válvula servo-controlada durante la experimentación.

Mediante un estudio detenido del ciclo, se observa que el servomotor tiene que ser capaz de cerrarse parcialmente en un reducido intervalo de tiempo, para lo que se requiere un par motor elevado. El servomotor elegido para la válvula de diseño propio es el TowerPro MG995 cuyas características principales son las siguientes Tabla. 4.4:

Tabla 4.4: Características del servomotor TowerPro MG995.

Características servomotor TowerPro MG995	
Tamaño	40,7x19,7x42,9 mm
Peso	55 g
Ángulo de rotación	120°
Voltaje de operación	4,8 V - 6,6 V
Velocidad de operación	0,16 s/60° [6 V]
Par motor	11 kg/cm [6 V]

Finalmente se puede comprobar que el diseño de la válvula cumple con las necesidades para variar el caudal de forma rápida y segura, siendo además fácil de montar en la instalación como se podrá ver mas adelante.

4.7. Modelo Fontan implementado en la instalación

Uno de los componentes de mayor importancia en la instalación, al menos a nivel experimental, es el modelo a estudiar. En concreto el modelo consiste en un simple tubo circular construido en un material biocompatible. Anteriormente se comentó la importancia de introducir el uso de implantes activos peristálticos, que aporten energía a la sangre que pasa a través de ellos a través del movimiento de sus paredes. Aunque el diseño del propio modelo no es objeto de este trabajo, se ha ideado un diseño no demasiado alejado del modelo real para conocer mejor su funcionamiento.

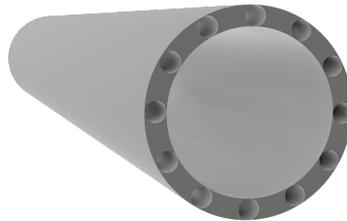


Figura 4.19: Sección del modelo implementado en la instalación.

La figura, Fig. 4.19, muestra la sección del modelo a implementar en la instalación, en su interior se puede observar que es un simple tubo flexible, en cuyo espesor puede igualmente observarse unos pequeños orificios que recorren transversalmente el tubo principal.

La idea del diseño consiste en que los pequeños orificios transversales contengan aire en su interior pudiendo expandirse dada su flexibilidad y por tanto disminuir la sección del tubo principal. El movimiento de contracción y relajación del tubo principal, fabricado con un material biocompatible, hace que el modelo funcione como una bomba hidráulica o músculo artificial neumático, favoreciendo la circulación sanguínea mediante el apoyo ventricular.

Una vez definido el modelo es conveniente diseñar como va a ser su implementación con la instalación, en primer lugar se diseña una base, que puede observarse en la Fig. 4.20, donde se sitúa el modelo e incluye una entrada y una salida donde se colocarán los sensores de presión.

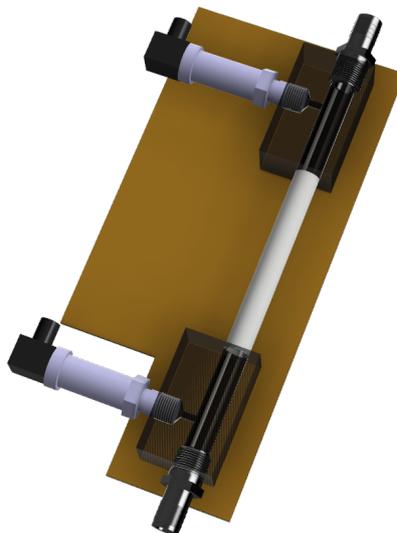


Figura 4.20: Base del modelo.

Se colocan dos piezas de metacrilato, material que deja pasar la luz del láser, cuya función es encargarse de la unión entre el conducto y el modelo y por otra parte cumple la función para colocar los dos sensores de presión.

Igualmente la base del modelo debe estar sujeta a la estructura global de la instalación, además por necesidades de la etapa de experimentación se conoce que el láser no puede enfocar al total del modelo, por lo que el flujo a través del modelo se analizará por diferentes tramos para lo que es necesario que la base del modelo pueda moverse tanto en su dirección vertical como horizontal. Estos movimientos no serán demasiado grandes, por lo que el movimiento horizontal de la base se realizara mediante un desplazador y el movimiento vertical se realizará ajustando la altura de la base a un soporte mediante uniones roscadas. Mediante la siguiente figura, Fig. 4.21, se puede ver con mayor claridad el diseño de la estructura y final implantación del modelo en la instalación.

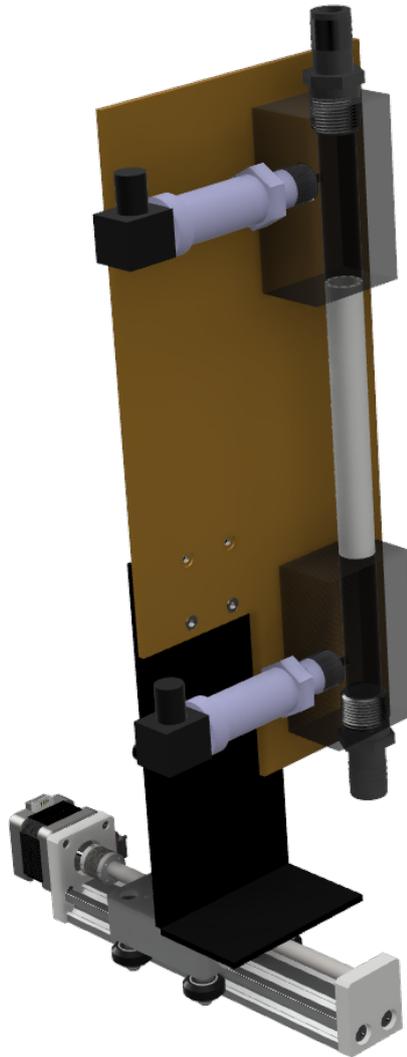


Figura 4.21: Diseño de la estructura para implementar el modelo en la instalación.

En resumen, si se requiere ajustar el modelo en dirección horizontal se activará el desplazador y si en cambio se requiere ajustar en dirección vertical se desmontará la base del soporte para volver a unirlo en una cota diferente mediante uniones roscadas.

4.8. Instrumentación auxiliar

A lo largo de la instalación se pueden encontrar diversos elementos de medida, en concreto dos caudalímetros y otros dos sensores de presión.

Uno de los caudalímetros se colocará en el conducto que une el depósito nodriza y el modelo, de tal forma que mida el caudal saliente del depósito y permita que el flujo llegue totalmente desarrollado al modelo. El otro caudalímetro se colocará a la salida del modelo y permitirá medir el flujo reverso que pueda existir y que se explicó en capítulos anteriores.

Respecto a los sensores de presión se colocarán en la entrada y salida al modelo para así lograr medir una diferencia de presión, lo importante en los sensores será su precisión debido a que la presión no será muy alta.

Igualmente tanto los sensores como los desplazadores, válvulas y láser deben ser controlados, por lo que es necesario disponer de todos los elementos electrónicos de control y toma de datos.

4.8.1. Caudalímetros

La instalación contará con dos caudalímetros como se comentó anteriormente, el uso de dos unidades se argumenta con la necesidad de medir el flujo en ambos sentidos, dada la posibilidad de que exista flujo reverso a causa del flujo pulsante a través del modelo.

En la instalación se usarán dos caudalímetros de diferente tipo, pero de la misma marca. A continuación se muestran ambos caudalímetros con sus características principales.

El primero de ellos es el medidor de flujo ultrasónico de pinza SONOFLOW CO.55/100 V2.0, Fig. 4.22 y Tabla. 4.5, que permite medir caudal sin ningún contacto ni atravesar el conducto, lo que no supone ninguna variación en el flujo aguas arriba del modelo.

Además para asegurar las medidas, tanto en este caudalímetro como el que se definirá más tarde, se situarán de tal forma que el tramo de conducto anterior sea de una longitud 10 veces superior al diámetro del conducto y el tramo posterior sea al menos 5 veces superior al diámetro. Es importante destacar que ambos caudalímetros utilizan conductos de menor diámetro que el utilizado en la totalidad de la instalación por lo que en las proximidades de ambos sensores se empalmará el conducto de $\varnothing_{ext}=22$ mm con uno de $\varnothing_{ext}=8$ mm mediante un racor que garantice una unión totalmente estanca y fija.



Figura 4.22: Caudalímetro SONOFLOW CO.55/100 V2.0.

Tabla 4.5: Características del caudalímetro SONOFLOW CO.55/100 V2.0.

Características caudalímetro SONOFLOW	
Marca	Sonotec
Material	Aluminio/ polimetilmetacrilato
Principio de medición	Ultrasonidos
Caudal máximo	10 L/min
Precisión	0 – 1 L/min: ± 20 mL/min 1 – 10 L/min: $\pm 2,0$ %
Ciclo de medida	20 ms
Diámetros calibración	$\varnothing_{ext} = 12mm$ $\varnothing_{int} = 9mm$
Adaptador para conexión	$\varnothing_{ext} = 8mm$ $\varnothing_{int} = 4mm$
Anchura canal	10 mm
Tamaño	44x44x35 mm
Peso	138 g
Tensión	12 - 30 V [CC]
Corriente requerida	100 mA max.
Corriente consumida	30 mA
Rango de temperaturas	Fluido: 0 - 140 °C Ambiente: 0 - 60 °C Almacenaje: -20 - 70 °C

El caudalímetro restante, SONOFLOW IL.52/4 de Sonotec, Fig. 4.23 y Tabla. 4.6, se caracteriza por medir caudales pulsantes para flujos pulsátiles mediante ultrasonidos, a la vez que es capaz de medir la temperatura.



Figura 4.23: Caudalímetro SONOFLOW IL.52/4.

Tabla 4.6: Características del caudalímetro SONOFLOW IL.52/4.

Características caudalímetro SONOFLOW	
Marca	Sonotec
Principio de medición	Ultrasonidos
Caudal máximo	0,6 L/min
Precisión	0 – 0,06 L/min: $\pm 0,6$ mL/min 0,06 – 0,6 L/min: $\pm 1,0$ %
Ciclo de medida	20 ms
Adaptador para conexión	$\varnothing_{ext}=8$ mm $\varnothing_{int}=4$ mm
Tamaño	122x64x46 mm
Peso	370 g
Tensión	12 - 30 V [CC]
Corriente requerida	100 mA max.
Corriente consumida	50 mA
Rango de temperaturas	Fluido: 0 - 140 °C Ambiente: 0 - 70 °C Almacenaje: -20 - 70 °C

4.8.2. Sensor de presión

Como se comentó anteriormente, en la instalación se colocarán dos sensores de presión en la entrada y salida al modelo. Estos, se podrán colocar debido a la posibilidad de unión roscada que presenta el sensor que junto al diseño de un taladro roscado en la pieza de acople del conducto y el modelo, se logra una unión fija y estanca como puede observarse en la Fig. 4.20.

El sensor de presión JUMO dTRANS p30, Fig. 4.24 y Tabla. 4.7, detecta presiones por encima de la atmosférica y sirve tanto para líquidos como para gases, además su nivel de precisión y su rango de medidas lo hace apto para esta aplicación.



Figura 4.24: Sensor de presión JUMO dTRANS p30.

Tabla 4.7: Características del sensor de presión JUMO dTRANS p30.

Características JUMO dTRANS p30	
Marca	JUMO
Material	Acero inox. 304/ policarbonato
Rango medidas	0 - 0,25 bar [manométrica]
Precisión	$\pm 0,156\%$
Peso	200 g
Tensión alimentación	10 - 30 V [CC]
Salida analógica	4 - 20 mA
Rango de temperaturas	Fluido: 30 - 140 °C Ambiente: -20 - 100 °C Almacenaje: 40 - 125 °C

4.8.3. Sistema de control

Esta compuesto por diversos componentes interconectados, cuya función principal es controlar el desplazador vertical, la válvula servo-controlada y recibir los datos de los sensores y el láser para su posterior procesamiento a través del ordenador del laboratorio.

En concreto habrá tres cajas de control, para proteger al hardware de agentes externos y golpes, formadas por diversos componentes (placas, condensadores, baterías, etc.). La primera de ellas, puede observarse en la Fig. 4.25 es la que controla directamente el desplazador vertical.

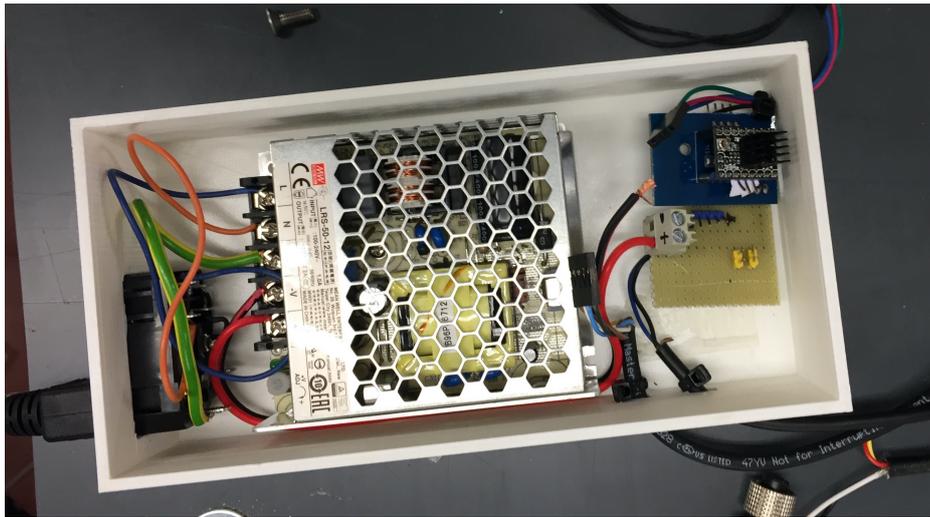


Figura 4.25: Caja electrónica que controla el desplazador.

La segunda caja electrónica, Fig. 4.26 es la que controla el servomotor que acciona la válvula descrita anteriormente.

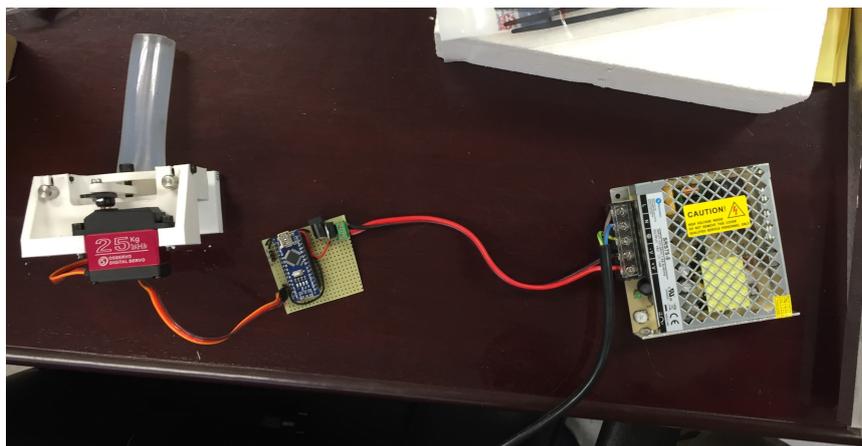


Figura 4.26: Caja electrónica que controla el servomotor.

Para finalizar, las dos cajas anteriores se unen a esta última que funciona como un sincronizador, que a su vez se encuentra conectada a los sensores de la instalación, como se indica en la Fig. 4.27. Esta caja dispone de diferentes entradas y salidas para permitir al hardware interactuar con el software y los distintos sensores. Las conexiones se sitúan tanto en la parte delantera como trasera de la caja.



Figura 4.27: Caja electrónica que funciona como sincronizador.

Como se observa, en la parte delantera de la caja hay unos indicadores LED (encendido, conexión y fallo) así como los distintos botones de iniciar, parar y reiniciar en caso de fallo.

Posteriormente se desarrollará un software para el control y manejo de la instalación, basada en una aplicación desarrollada expresamente para este propósito en Visual Basic e implementada en el ordenador del laboratorio.

4.9. Estructura soporte

Todos los elementos de la instalación comentados anteriormente deben ir soportados por una estructura. Por ello se diseña una estructura de aluminio para la instalación que consta de 4 partes fundamentales.

- Mesa central: Parte fundamental de la estructura donde se apoyan todos los elementos. Presenta dos planos de apoyo, en el más bajo de ellos se colocará el depósito de descarga, la caja electrónica del láser y la bomba, que impulsa el fluido. Las dimensiones de la mesa son 60x150x102 cm.
- Pórtico: Esta parte de la estructura estará formada por perfiles V-slot 40x40 de diferentes longitudes y su función es soportar todos los sensores y el propio modelo de la instalación. Es importante dejar espacio libre en el campo de acción tanto del láser como de la cámara, claves en la función experimental de la instalación, de modo que sea segura y no presente problemas de pandeo o vuelco.
- Perfil soporte: Consiste en la unión de dos perfiles C-slot 40x80 de 1,5 m de longitud por la que se moverán los depósitos superiores. Estos perfiles se anclaran por una parte a la parte alta del pórtico (panel PVC) y por otra parte al techo del laboratorio.
- Estructura del láser: El láser descansa sobre una estructura que permite regular su altura. A su vez, esta estructura móvil está soportada por un conjunto de perfiles V-slot que le dan altura al conjunto.
- Estructura de la cámara: La cámara descansa sobre una estructura que permite la regulación de la altura de forma precisa.

A continuación se presenta el diseño de la estructura de la instalación, Fig. 4.28.

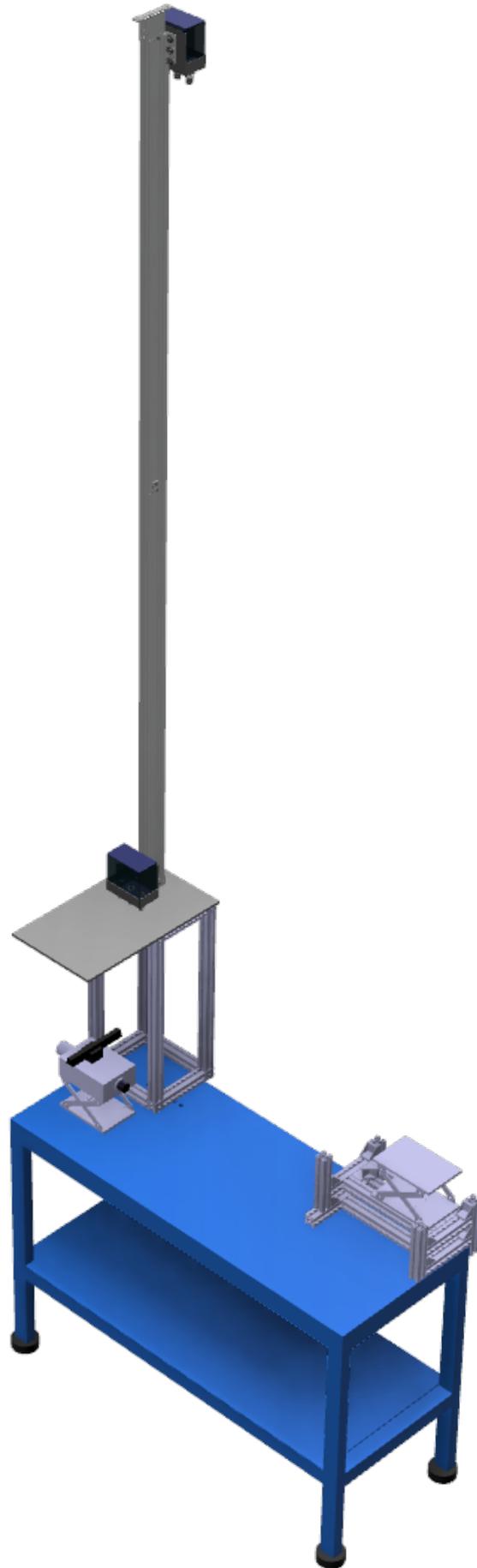


Figura 4.28: Diseño de la estructura de la instalación.

4.10. Elección de la bomba hidráulica

La instalación dispondrá de una única bomba hidráulica colocada en la base inferior de la mesa y encargada de suministrar la energía suficiente al fluido para salvar la altura hasta el depósito nodriza de altura constante.

Para la elección de la bomba interviene varios parámetros como la altura a impulsar, el caudal o la potencia consumida. Igualmente es importante la elección del tipo de bomba siendo por ejemplo una bomba peristáltica deficiente en cuanto a sus características de operación o una bomba de engranajes que resultaría contraproducente porque dañaría las partículas trazadoras existentes en el flujo.

Siguiendo con la elección, se estudiará las condiciones extremas en las que la bomba operará, en este caso la mayor diferencia de altura es de unos 5 m y el caudal máximo requerido por la bomba será igual al caudal a través del modelo y tiene un valor aproximado de 15 L/min. Se debe al mismo tiempo tener en cuenta el fluido utilizado en la instalación, con una viscosidad 10 veces mayor que la del agua.

La bomba hidráulica elegida es el modelo de acople magnético IWAKI MD-100R, cuyas sus características y curva de funcionamiento se presentan a continuación Tabla. 4.8, Fig. 4.29 y Fig. 4.30.

Tabla 4.8: Características de la bomba hidráulica IWAKI MD-100R.

Características IWAKI MD-100R	
Marca	IWAKI
Caudal máximo	120 L/min
Altura máxima	8,6 m
Presión máxima	1,8 bar
Potencia	245 W
Motor	1~240V/ 3~400-440V 5Hz
Velocidad motor	3300 rpm
Corriente	3,4 A
Tamaño	322x156x175 mm
Peso	8,5 kg
Rango de temperaturas	Fluido: 0 - 80 °C Ambiente: 0 - 40 °C



Figura 4.29: Bomba centrífuga magnética IWAKI MD-100R.

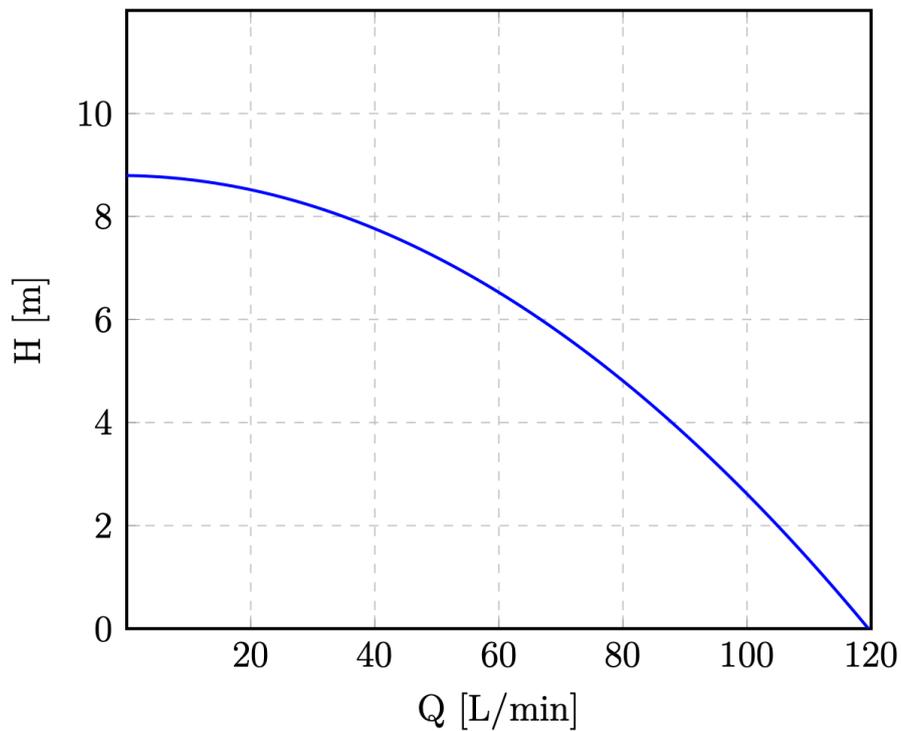


Figura 4.30: Curva funcionamiento IWAKI MD-100R.

Otra vez más, se debe tener en cuenta que las características de la bomba centrífuga han sido dadas para la situación de trabajo con agua ($\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$; $\mu = 0,001 \text{ Pa}\cdot\text{s}$), debido a la complejidad de obtener el valor de los parámetros para una viscosidad diferente, simplemente se podrá realizar una estimación del caudal cuando la bomba trasiegue el fluido utilizado en la instalación ($\mu = 8,570 \cdot 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$), dicho caudal cual será aproximadamente de una décima parte, es decir el caudal máximo a través de la instalación será de unos 12-14 L/min, por otra parte la altura suministrada por el dispositivo no se verá afectado de igual manera.

4.11. Diseño final de la instalación

A continuación se muestra el diseño en CAD de la instalación, Fig. 4.31. Se ha propuesto como objetivo que la construcción sea lo más similar posible al diseño aunque podrá variar debido a las diferentes dificultades durante el montaje final.



Figura 4.31: Modelo CAD de la instalación..

Capítulo 5

Construcción y montaje de la instalación hidráulica

5.1. Proceso de fabricación

Para la construcción de la instalación descrita anteriormente, se necesitan tanto componentes comerciales como materiales para poder fabricar los diseños propios que cumplen con los distintos requerimientos funcionales del sistema.

Por una parte, todos los componentes comerciales serán adquiridos a menos que existan unidades correspondientes en el laboratorio y puedan ser utilizadas. En este grupo se incluyen la bomba hidráulica, los sensores y el sistema de control.

El resto de los componentes que agrupa el diseño serán fabricados desde cero mediante materiales adquiridos. Para ello se utilizan métodos de fabricación diversos desde el plegado a la impresión 3D, que se describen a continuación.

5.1.1. Depósito de descarga

Para la fabricación del depósito de descarga se ha tenido en cuenta el diseño realizado de la Fig. 4.9. Su fabricación se ha intentado simplificar, para ello se ha descompuesto el modelo en simples placas para posteriormente unirlos mediante adhesivo de alta resistencia para PVC.

Por otra parte se han realizado los diferentes taladros necesarios tanto para los conductos entrantes como los salientes. El depósito de descarga fabricado es el mostrado en la Fig. 5.1, este depósito estará anclado mediante insertos a la base inferior de la mesa junto a la bomba hidráulica para que no pueda moverse con la inercia de los conductos llenos de fluido.



Figura 5.1: Modelo del depósito de descarga utilizado en la instalación.

5.1.2. Depósitos móviles

Ambos depósitos superiores seguirán el diseño mostrado en la Fig. 4.11, para su fabricación se seguirá el mismo procedimiento que para el depósito de descarga, es decir, el corte de las distintas placas que componen el depósito para posteriormente unirlos con un adhesivo especial que asegura la estanqueidad. Asimismo se realizarán los tres taladros para los conductos en cada depósito.

Por otra parte se fabricará el soporte metálico de ambos depósitos diseñado y que se puede observar en la Fig. 4.12. Para la fabricación de los soportes, construidos en aluminio, se utiliza la técnica de conformado denominada como plegado. Mediante el plegado se logra dar la forma final del diseño incluyendo los redondeos de las esquinas.

Los factores que intervienen en el plegado de chapa son los siguientes:

- Radio de curvatura
- Elasticidad del material
- Dirección de las fibras

Finalmente, en caso de que la pieza conformada se deforme se intentará rectificar en frío para posteriormente realizar los taladros necesarios para el anclaje del soporte en el perfil.

El modelo fabricado del depósito superior junto con el soporte de aluminio, que se unirá al perfil guía, es el mostrado en la Fig. 5.2.

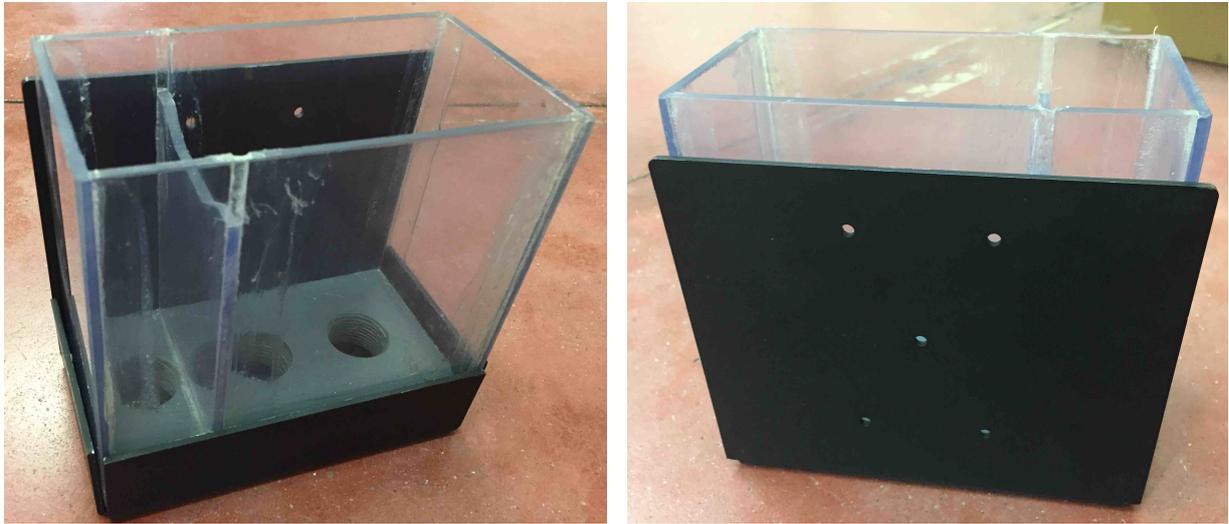


Figura 5.2: Modelo del depósito superior utilizado en la instalación.

5.1.3. Desplazador

Ligado con ambos depósitos descritos anteriormente a continuación se fabricará el desplazador diseñado, Fig. 4.16. Para ello se debe tener una base sólida en la cual se apoye la estructura del desplazador. Esta base, mostrada en la Fig. 5.3, se fabricará en PVC, e igualmente funcionará como base para las cajas del sistema de control.



Figura 5.3: Base de PVC en la instalación.

La estructura del desplazador, como se comentó anteriormente, consta de dos perfiles metálicos tipo C-slot 40x80x1500, Fig. 5.4, los cuales serán unidos mediante la unión mostrada en la Fig. 5.5.

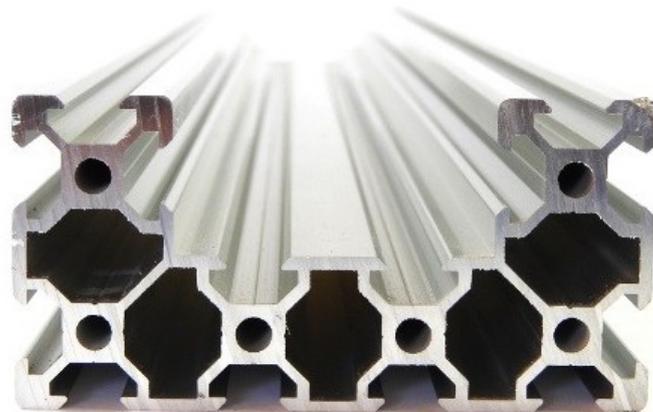


Figura 5.4: Perfil C-slot.

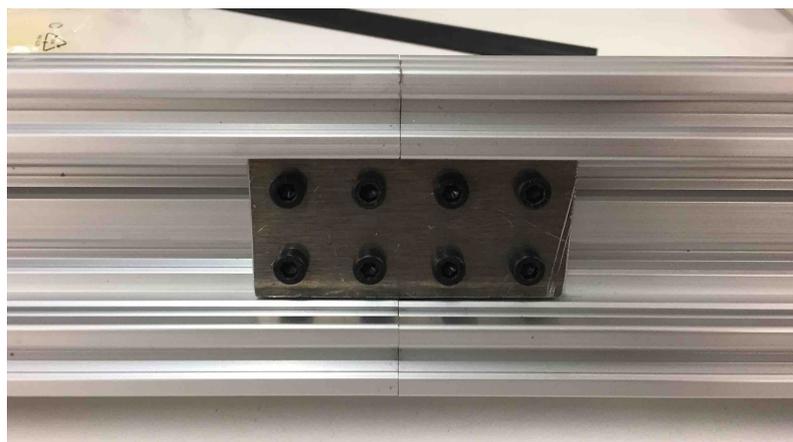
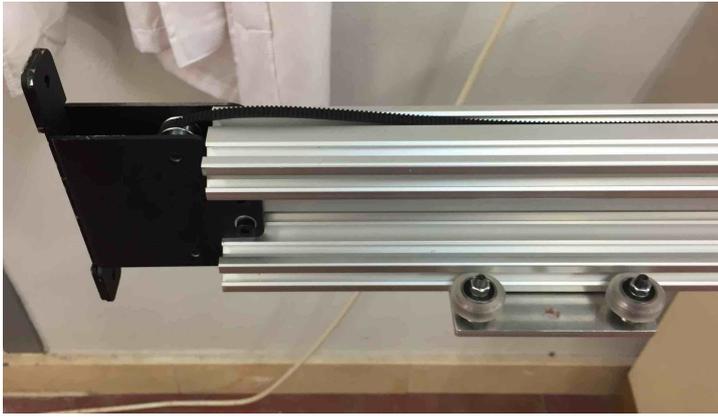


Figura 5.5: Unión de los perfiles C-slot.

El siguiente paso será montar los propios desplazadores (a los que se unirá los depósitos) y las fijaciones tanto para el techo como para la base de PVC, Fig. 5.6.

Finalmente, ensamblando todos los componentes el desplazador de la instalación será el mostrando en la Fig. 5.7.



(a) Parte superior del desplazador.



(b) Parte inferior del desplazador.

Figura 5.6: Montaje de los desplazadores y las fijaciones.

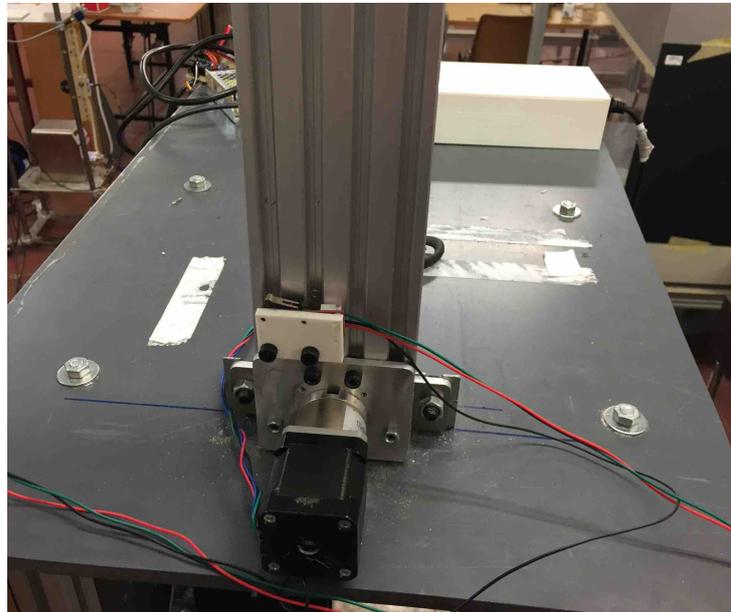


Figura 5.7: Montaje final del desplazador sobre la base de PVC.

5.1.4. Válvula servo-controlada

Utilizando el modelo diseñado, mostrado en la Fig. 4.17, se fabricará la válvula mediante impresión 3D.

Durante la fabricación se utilizará la tecnología para la impresión de modelos 3D más habitual y accesible, la tecnología FDM¹, Fig. 5.8. Utilizando una impresora 3D, material termoplástico en forma de hilo, PLA² en el caso del proyecto, y realizando la conversión del modelo CAD al formato de código G-Code³, se logra producir modelos 3D de gran precisión. [15]

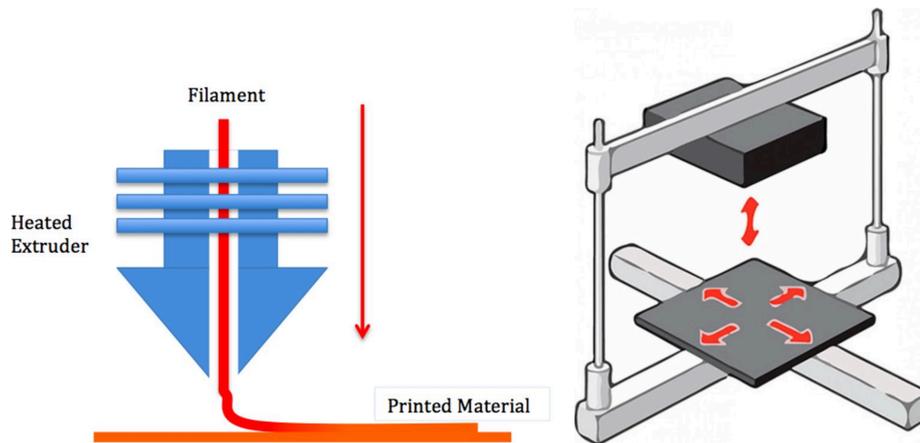


Figura 5.8: Ilustraciones sobre la tecnología de impresión 3D FDM [Fuente: E.Grames y SciELO].

En todo el proceso de fabricación se debe elegir unas características y velocidades de impresión correctas para evitar porosidades.

La fabricación de los distintos componentes del proyecto se realizará mediante PLA, como se comentó anteriormente, este material polimérico presenta unas óptimas propiedades físicas y mecánicas presentadas en la Tabla. 5.1. [16]

Tabla 5.1: Propiedades del PLA.

Propiedades del PLA
Termoplástico
Permanente e inodoro
Resistente a la humedad y a la grasa
Estable a la luz U.V.
Inflamabilidad baja
Excelente relación calidad/precio
Vida útil muy larga
Rígido o flexible
Biodegradable.

¹FDM: Fused Deposition Modeling (Impresión por deposición de fundido).

²PLA: Polylactic acid (Ácido poliláctico)

³Código basado en trazados a partir de coordenadas ampliamente utilizado en procesos de fabricación

Una vez fabricados todos los componentes del diseño, se podrán ensamblar junto al servomotor mediante uniones roscadas, finalmente el modelo fabricado de la válvula servo-controlada es el mostrado en la Fig. 5.9.

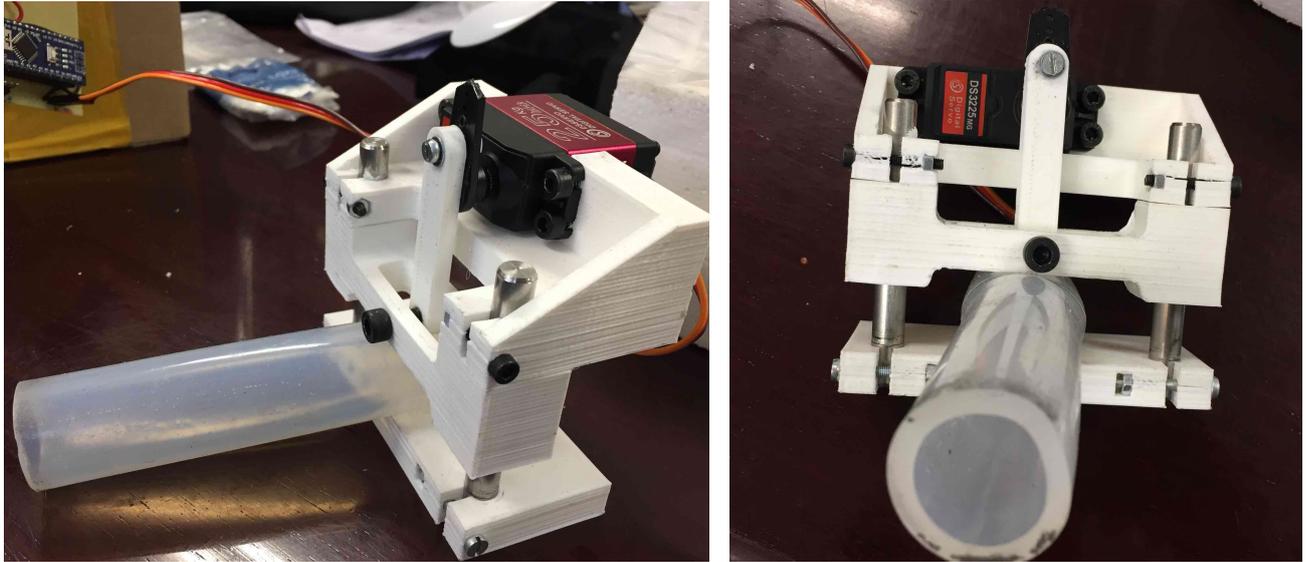


Figura 5.9: Modelo de la válvula utilizada en la instalación.

5.2. Proceso de montaje

El proceso de montaje de la instalación, una vez fabricados los diferentes componentes, comienza por desmontar parcialmente la instalación existente.

Tras solo desmontar las partes que no se reutilizarán se acoplará el desplazador, para ello se fijará a la base de PVC y después al techo del laboratorio con cuidado para que no existan problemas de alineamiento y quede perfectamente vertical.

El siguiente paso será el acople de los dos depósitos superiores al desplazador. Por otra parte se irá colocando en la base inferior de la mesa tanto la bomba hidráulica como el depósito de descarga.

Antes de conectar los diferentes conductos se montará el modelo atornillado a la base, teniendo en cuenta el paralelismo con la lamina de acción del láser. Asimismo se colocarán los diferentes caudalímetros y sensores de presión.

En este momento se procederá a conectar los distintos conductos de la instalación, para ello se utilizaran espigas para que la unión por ejemplo de los conductos y los depósitos sea perfecta y estanca.

Por último queda acoplar la válvula servo-controlado que cuenta con una base fija para evitar su posible movimiento y conectar las distintas cajas de control con los sensores y componentes.

5.3. Estimación de costes

Los costes del proyecto vienen constituidos por la suma de los costes humanos más la suma de los costes técnicos. Por una lado, si tenemos en cuenta el desarrollo del proyecto a llevado aproximadamente unas 200 horas. Además a este coste se le suma el tiempo dedicado a la fabricación de todos los componentes, aproximadamente unas 50 horas. Finalmente el coste humano del proyecto, presentado en la Tabla. 5.2.

Tabla 5.2: Coste de los recursos humanos del proyecto.

PERSONAL	€/h	HORAS	IMPORTE TOTAL
Ingeniero	30,00	200	6000,00 €
Técnico	24,00	50	1200,00 €

Coste de los recursos humanos	7200,00 €
--------------------------------------	------------------

Además del coste humano, se debe tener en cuenta que el proyecto requiere de ciertos componentes y materiales para su fabricación final. Así, estos gastos se pueden contabilizar de la siguiente manera:

- Por una parte se encuentran todos los materiales utilizados para fabricar los diseños propios del proyecto. Estos son los depósitos y los soportes, el desplazador, la válvula proporcional servo-controlada, una pequeña parte de la estructura, parte del modelo y los conductos. Entre los materiales utilizados se encuentran PVC industrial gris, PVC rígido transparente, tubo flexible de PVC, filamento de PLA y aluminio. Todo el material se compra en forma de láminas o rollos, utilizando lo necesario y dejando el excedente para otros proyectos.
- La gran parte de la estructura estaba construida anteriormente, por lo que para este proyecto se tiene en cuenta las modificaciones efectuadas. En concreto, la mayor modificación es la introducción del perfil soporte siendo la mesa, el pórtico y las estructuras móviles del láser y cámara anteriores.
- El desarrollo de la instalación conlleva también ciertos elementos electrónicos como motores, frenos, sensores, controladores, cableado y adaptadores, así como otros elementos como la bomba hidráulica, juntas, válvulas manuales...

En la Tabla. 5.3 se pueden observar los diferentes elementos y costes asignados al proyecto.

Tabla 5.3: Coste de los materiales asociados por el proyecto.

DESCRIPCIÓN	CANT.	P.UNITARIO	IMPORTE TOTAL
TORNILLERIA			39,73 €
Tornillo Allen - ISO 7380 - M5x10	34	0,05 €	1,70 €
Tornillo Allen - ISO 7380 - M5x25	18	0,10 €	1,80 €
Tornillo cabeza avellanada - ISO 7046 - M5x8	10	0,02 €	0,20 €
Tornillo cabeza avellanada - DIN 963 - M5x30	4	0,15 €	0,60 €
Tuerca hexagonal métrica - DIN 934 - M5	8	0,02 €	0,16 €
Separador redondo M5	18	0,15 €	2,70 €
Inserto roscado M5	4	0,34 €	1,36 €
Escuadra 90° aleación de aluminio	4	0,71 €	2,84 €
Rodamiento de bolas D=20mm - DIN 625	14	1,10 €	15,40 €
Polea de plástico con rodamiento [Rueda]	12	0,87 €	10,44 €
Machifit GT2 Polea de distribución 20 dientes	1	2,53 €	2,53 €
ESTRUCTURA			23,14 €
Perfil de aluminio tipo C 40x80x1500mm	2	11,57 €	23,14 €
ELECTRÓNICA			79,92 €
Motor NEMA 17	1	17,90 €	17,90 €
NEMA 17 freno electromagnético DC 24V	1	13,70 €	13,70 €
SERVO Tower Pro MG995	1	9,74 €	9,74 €
Arduino AZDelivery Nano V3 v	2	6,99 €	13,98 €
Final de carrera	2	2,30 €	4,60 €
Cableado y adaptadores	1	-	20,00 €
MATERIAL CONSTRUCCIÓN			187,63 €
Plancha PVC gris - 600x1000x4mm	1	51,34 €	51,34 €
Plancha PVC transparente - 500x100x4mm	1	33,19 €	33,19 €
Adhesivo de epoxi - 200ml	1	13,99 €	13,99 €
Tubo PVC - Ø26x4mm 25m	1	29,63 €	29,63 €
Lamina aluminio - 500x500x2mm	1	15,50 €	15,50 €
Filamento PLA 1,75mm, 1kg, Blanco	2	21,99 €	43,98 €
OTROS			599,03 €
Correa dentada de caucho - ancho 6mm	1	2,31 €	2,31 €
Espiga latón rosca macho - 3/4"	7	1,09 €	7,63 €
Machón latón - 3/4"	7	0,93 €	6,51 €
Sensor presión JUMO dTRANS p30	2	162,17 €	324,34 €
Válvula de bola manual - Ø22mm	4	1,73 €	6,92 €
Bomba centrífuga magnética IWAKI MD-100R	1	251,32 €	251,32 €
Coste de los recursos materiales			929,45 €

Capítulo 6

Conclusiones

6.1. Conclusiones y trabajo futuro

Partiendo de los requerimientos y parámetros funcionales se ha logrado realizar el diseño de la instalación de fluidos que permitirá ayudar al desarrollo de trabajos de investigación asociados al estudio de injertos biocompatibles.

El diseño por fases ha permitido, partiendo del modelo esquemático y matemático de la instalación, llegar a un diseño modular que junto al uso de herramientas de software CAD ha facilitado la obtención del diseño de la instalación completa. Además, se ha logrado obtener un diseño sencillo y fácilmente editable que cumple las condiciones funcionales fijadas al principio del trabajo.

Mediante un diseño basado en su carácter modular, la fabricación ha requerido de diferentes elementos fácilmente accesibles. Por otra parte los diseños propios de este trabajo, se han logrado fabricar de una forma fácil y con un coste bajo, de tal forma que el coste total del proyecto no fuese elevado.

Igualmente, se ha comentado durante el presente trabajo su pertenecía a un proyecto de mayor amplitud dedicado al modelado y simulación de dispositivos de asistencia intracorpóreos, por lo tanto el diseño y construcción de la instalación experimental es una de las tareas propuestas en el proyecto. Los objetivos que se requieren lograr en el futuro asociados a este trabajo fin de grado son:

- Seguir trabajando en la instalación y mejorar progresivamente futuros problemas que pudiesen existir.
- Construir la válvula servo-controlada en un material de mayor resistencia.
- Poder implementar la puesta a punto de la instalación.

- Calibrar los sensores utilizados (caudalímetros y sensores de presión).
- Crear una aplicación desarrollada en Visual Basic para controlar tanto el movimiento de los depósitos superiores, la válvula servo-controlada como la toma de datos.
- Realizar comprobaciones de caudal y presión para validar los cálculos experimentales realizados.
- Actualizar el modelo utilizado por el modelo real del proyecto.
- Estudiar, analizar y determinar la variación temporal del campo de velocidades mediante la técnica de PIV.

6.2. Objetivos alcanzados y valoración personal

Finalizado el desarrollo de la parte de diseño y construcción del Proyecto Fontan, se puede realizar una reflexión de la situación inicial en el proyecto y el avance que se ha conseguido durante los meses de trabajo. Así, se ha llegado a la conclusión de que estos son los objetivos que exitosamente se han logrado:

- Se ha ampliado considerablemente el conocimiento acerca del síndrome de corazón izquierdo hipoplásico y sus posibles soluciones.
- Se han adquirido destrezas en el desarrollo de proyectos orientados a la investigación.
- Por primera vez, se ha podido diseñar y construir una instalación de fluidos. Actualmente se tiene un gran entendimiento del proceso de diseño y construcción en este tipo de proyectos.
- Se ha mejorado la capacidad de desarrollo de diseños e ideas propias que puedan solucionar un determinado problema satisfactoriamente.
- Se han mejorado y ampliado conocimientos sobre mecánica de fluidos.
- Se ha mejorado las capacidades en el uso de herramientas de diseño CAD, en concreto en el software Fusion 360 de Autodesk.
- Se ha ampliado considerablemente el conocimiento sobre la fabricación y construcción, mediante diferentes técnicas, de los diseños e ideas propuestas. Igualmente se ha aprendido nociones sobre electrónica y automática utilizadas durante la elaboración del proyecto.
- Se han mejorado las destrezas comunicativas relativas a la definición de conceptos e ideas de diseño en términos simples.
- Se ha podido construir una solución a un problema que no tenía una solución predefinida.

- Se ha adquirido capacidades de liderazgo a lo largo del proyecto.
- Se ha ampliado la capacidad de elaborar una buena documentación y detallar el proceso de diseño de un proyecto.

El hecho de llevar a cabo este trabajo fin de grado ha supuesto un reto personal. En primera instancia se pretendía conseguir junto a mi tutor y los técnicos de laboratorio, José Ángel y Eric, un objetivo ambicioso por el cual solucionar un problema que no tenía una solución clara. Tras el trabajo realizado y mirando hacia el pasado me siento orgulloso de lo conseguido, del tiempo empleado en el diseño e investigación, en fracasar para después llegar a la solución propuesta.

El proyecto ha supuesto haber mejorado mucho mis capacidades sobre el desarrollo de diseños, y lo que más me enorgullece es el haberme atrevido a dar ideas propias sin saber muchas veces si funcionarían, pero siempre con el apoyo de mi tutor.

Otras capacidades que he podido explotar durante el proyecto así como conocimientos adquiridos durante el grado de Ingeniería Mecánica, los cuales me han preparado para asumir cualquier tipo de reto. El haber podido trabajar, aunque sea pequeño, con un equipo me ha enseñado a adoptar multitud de tecnologías y disciplinas estudiadas durante estos cuatro años y forjar en mí un carácter polivalente.

Aunque tanto el ambiente de trabajo como la forma de llevar el proyecto han sido perfectas, en lo referido a la gestión del tiempo ha sido complicada debido a los continuos retrasos, problemas fuera de nuestro alcance debido a la situación que atraviesa el mundo durante este año. En general estoy muy contento con la gestión de todo el trabajo realizado, sobre como se ha finalizado la pequeña parte del proyecto en la que he podido colaborar de forma satisfactoria y los objetivos planteados al principio y alcanzados finalmente.

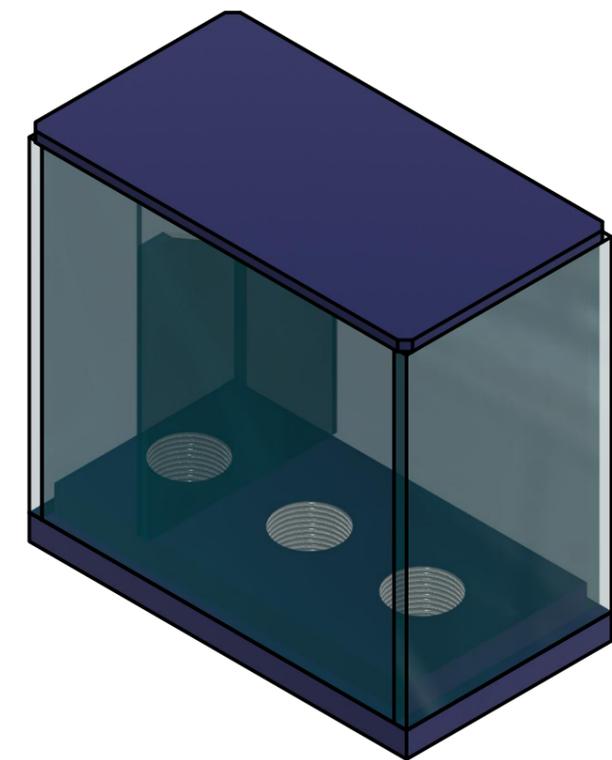
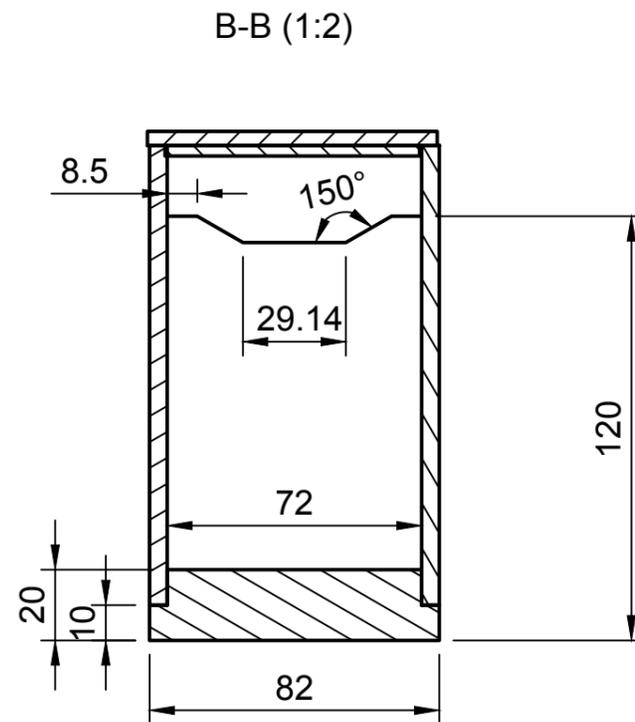
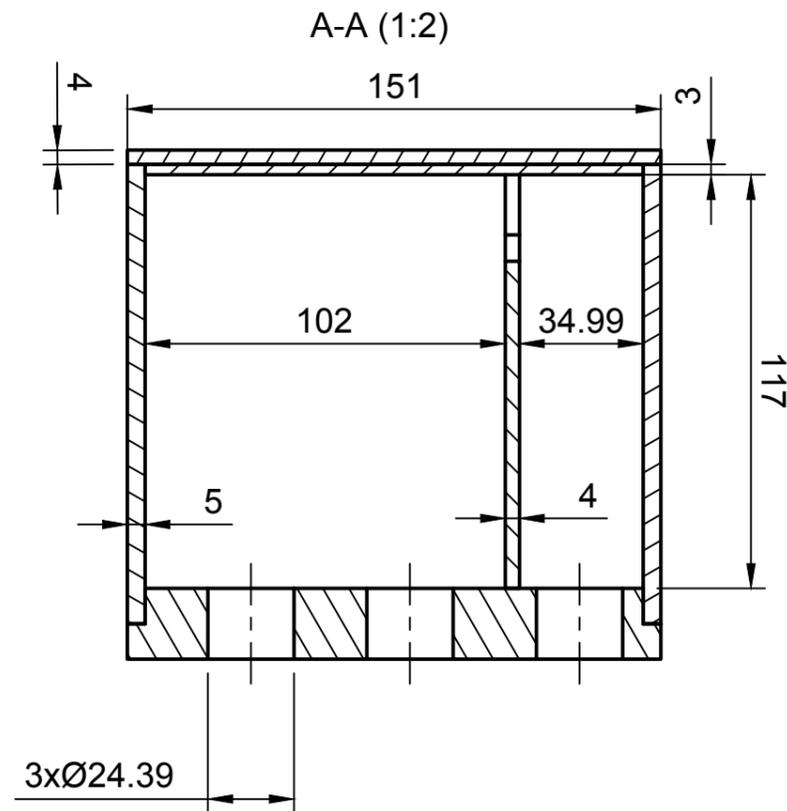
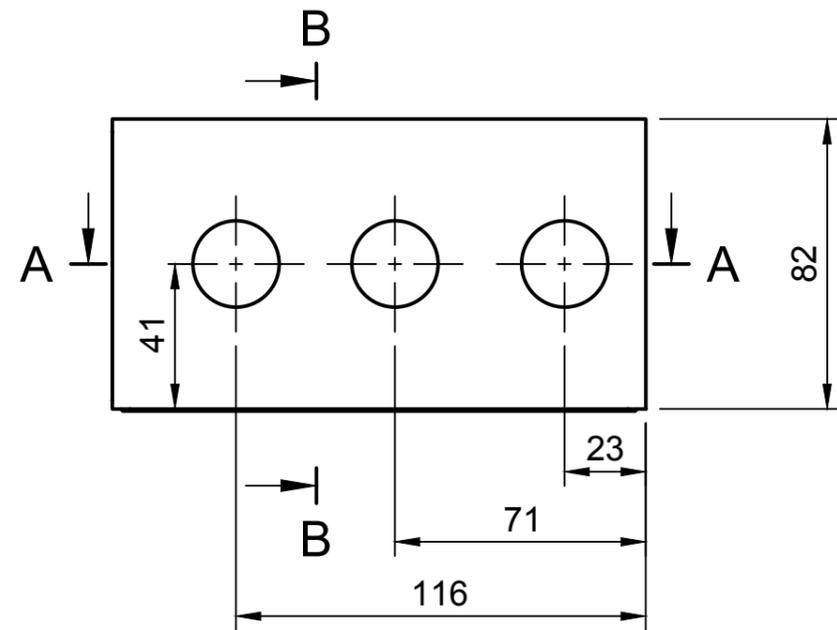
Bibliografía

- [1] «Anatomía del corazón». URL: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/anatomia-del-corazon/> (visitado 10-04-2020).
- [2] Francisco Javier Pérez-Lescure Picarzo. «Incidencia de las cardiopatías congénitas en España, distribución geográfica, morbimortalidad y utilización de recursos sanitarios». Tesis doct. 2017. URL: <https://eprints.ucm.es/44419/1/T39203.pdf> (visitado 12-04-2020).
- [3] Guyton y Hall. «Tratado de fisiología médica.» 2011.
- [4] John Bustamante O. y Javier Valbuena C. «Biomecánica cardiocirculatoria: análisis y modelado cardiovascular». 2003. URL: <http://www.scielo.org.co/pdf/rcca/v10n5/10n5a2.pdf> (visitado 28-04-2020).
- [5] Calvo Plaza y F. J. «Simulación del flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial mediante modelos de elementos finitos.» Tesis doct. 2006.
- [6] «Cirugía correctora del síndrome de corazón izquierdo hipoplásico: el procedimiento de Norwood». URL: <https://kidshealth.org/es/parents/norwood-es.html> (visitado 20-07-2020).
- [7] «Cirugía correctora del síndrome de corazón izquierdo hipoplásico: el procedimiento de Glenn». URL: <https://kidshealth.org/es/parents/glenn-es.html> (visitado 20-07-2020).
- [8] «Cirugía correctora del síndrome de corazón izquierdo hipoplásico: el procedimiento de Fontan». URL: <https://kidshealth.org/es/parents/fontan-es.html> (visitado 20-07-2020).
- [9] Dominik Daniel Gabbert y col. «Heart beat but not respiration is the main driving force of the systemic venous return in the fontan circulation».
- [10] John Valdovinos y col. «In Vitro Evaluation of an External Compression Device for Fontan Mechanical Assistance».
- [11] Markus Horvath. «Development of a soft robotic active shunt to support the failing Fontan circulation».
- [12] Joaquín Anatol Hernández. «Estudio del campo fluido en un modelo de aurícula». 2019.
- [13] Serope Kalpakjian y Steven R Schmid. *Manufactura, ingeniería y tecnología*. 5º ed. Pearson Education, 2008.
- [14] Antonio Crespo Martínez. *Mecánica de Fluídos*. Paraninfo, 2012.
- [15] «Fused Deposition Modeling: An Introduction». URL: <https://all3dp.com/2/fused-deposition-modeling-fdm-3d-printing-simple-explained/> (visitado 29-09-2020).
- [16] «PLA». URL: <http://www.eis.uva.es/~biopolimeros/alberto/pla.htm> (visitado 29-09-2020).

Apéndice A

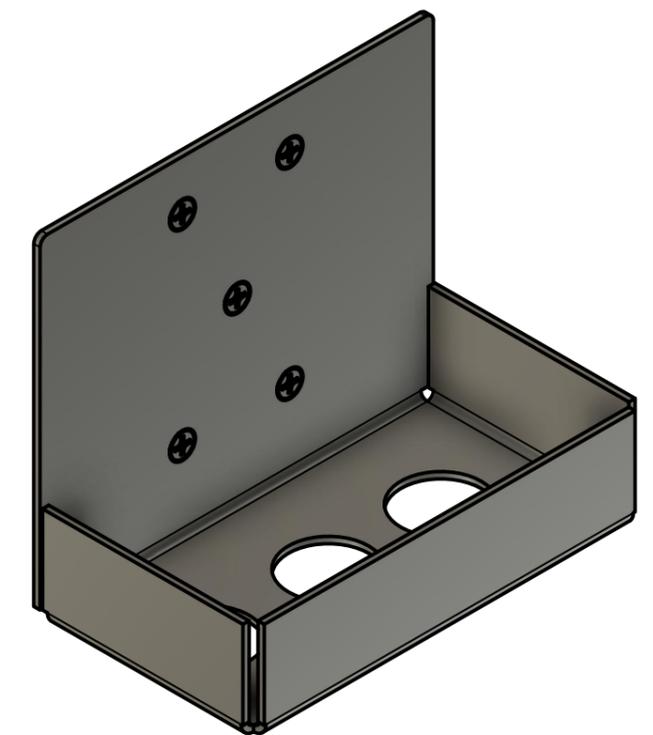
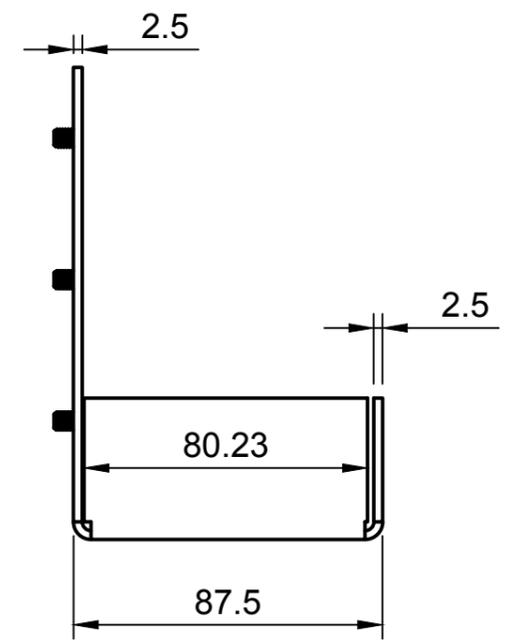
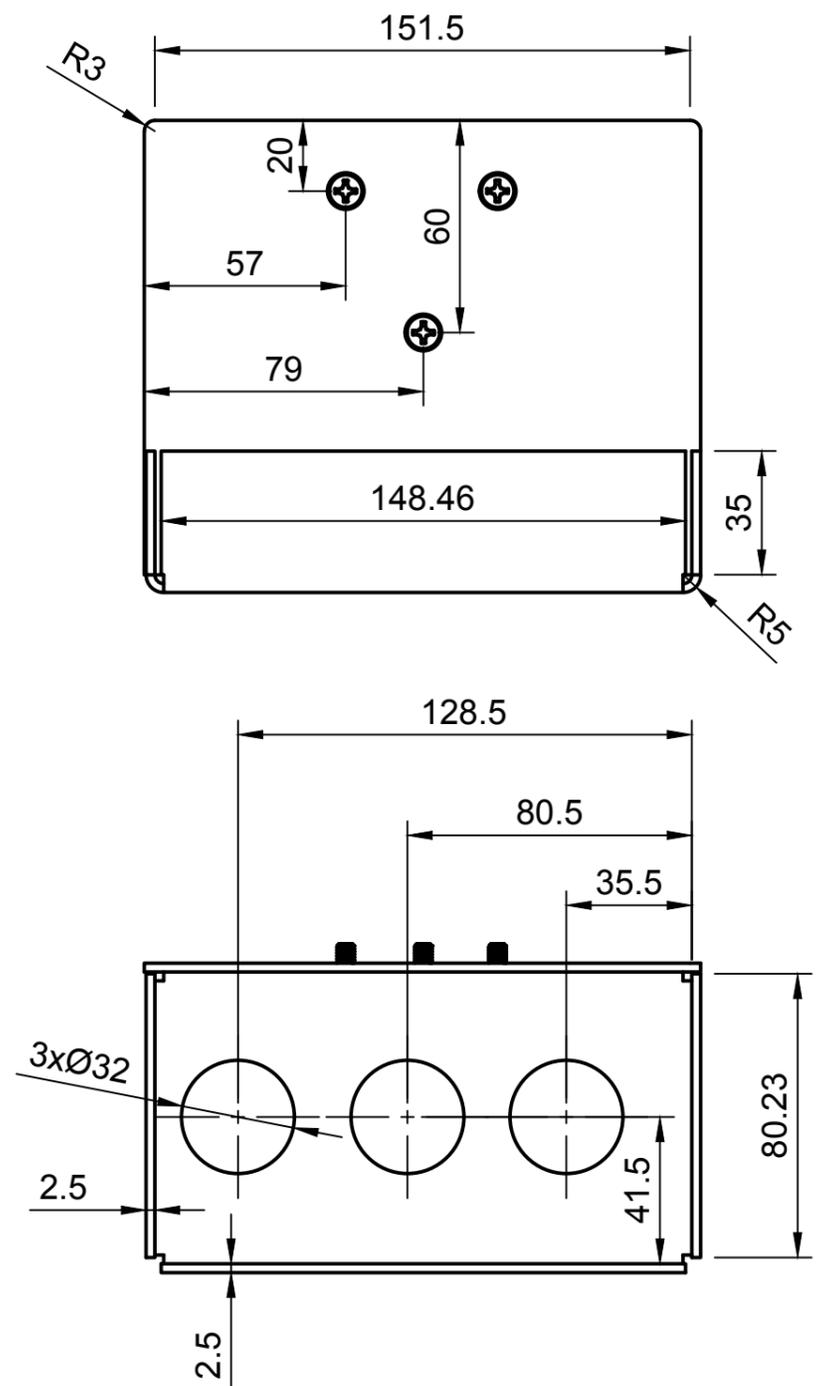
Anexo: Planos

Se incluyen los planos descriptivos y de conjunto de los diseños realizados durante el presente trabajo.



Vista Isométrica (1:2)

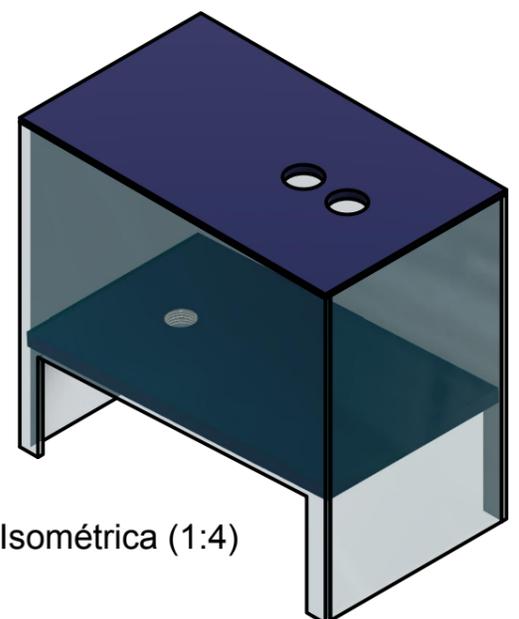
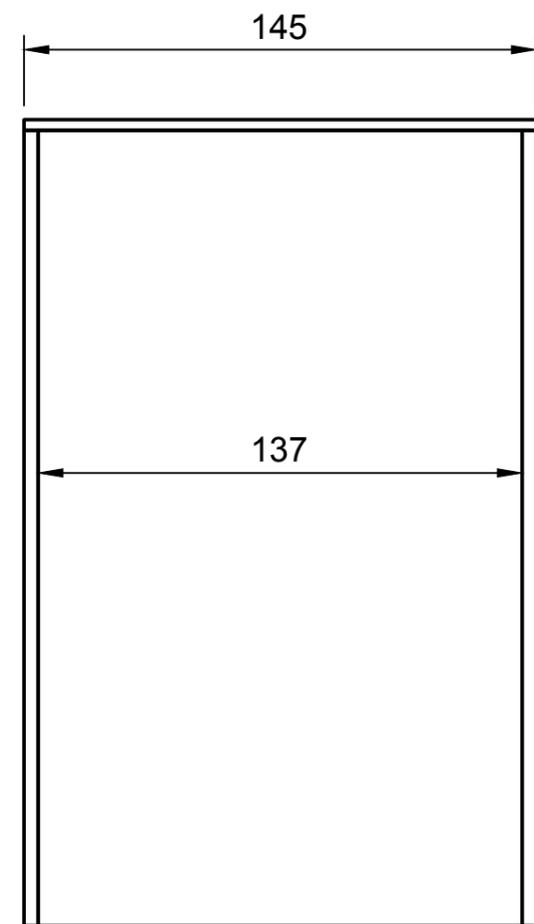
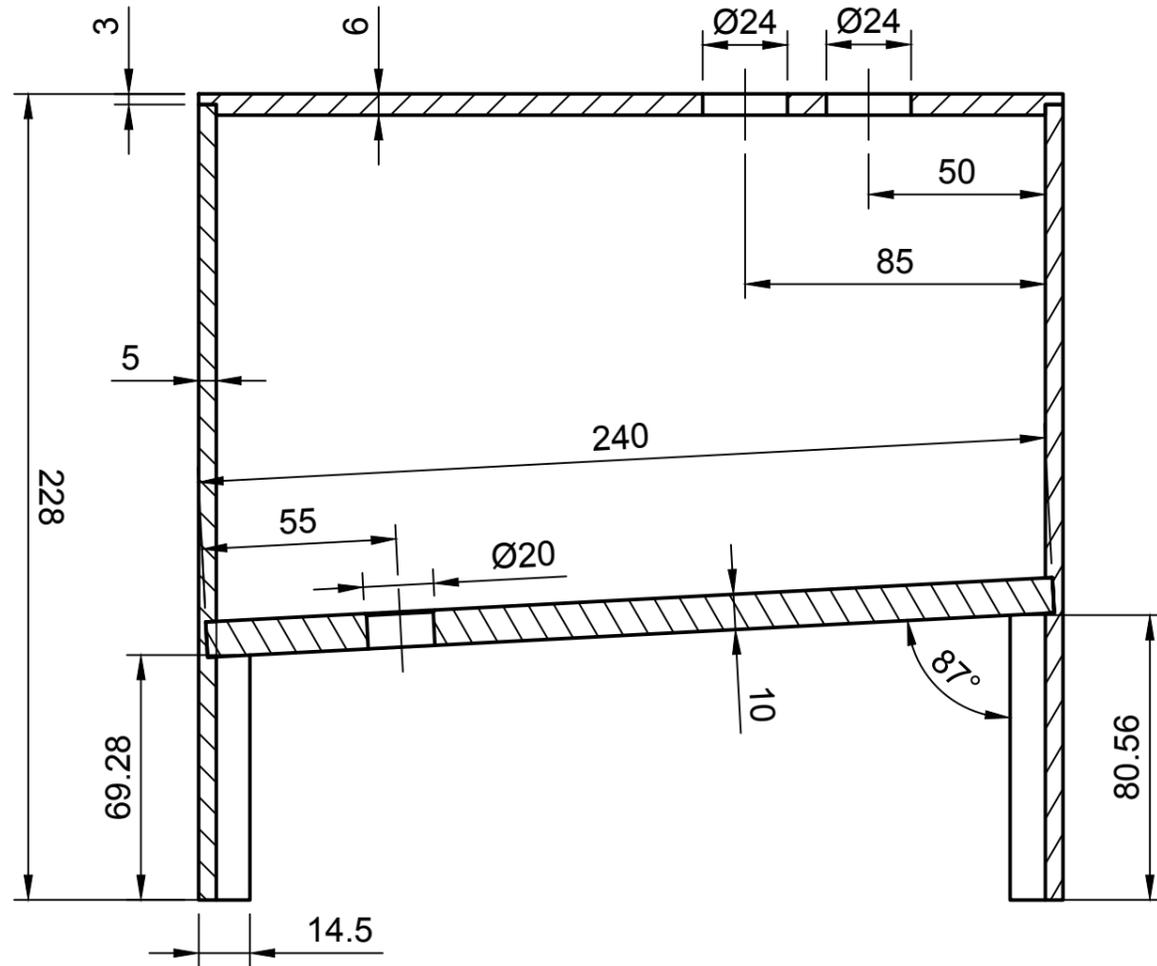
A3	Escala 1:2	DEPÓSITO SUPERIOR		
 ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES	Dibujado ANWAR AROS	Proyectado ANWAR AROS		
	Proyecto PROYECTO FONTAN	Tolerancias Generales Según: UNE - EN 22768 - DIN 7168 		
	Rev.	Fecha 12/10/2020	Plano 1/2	



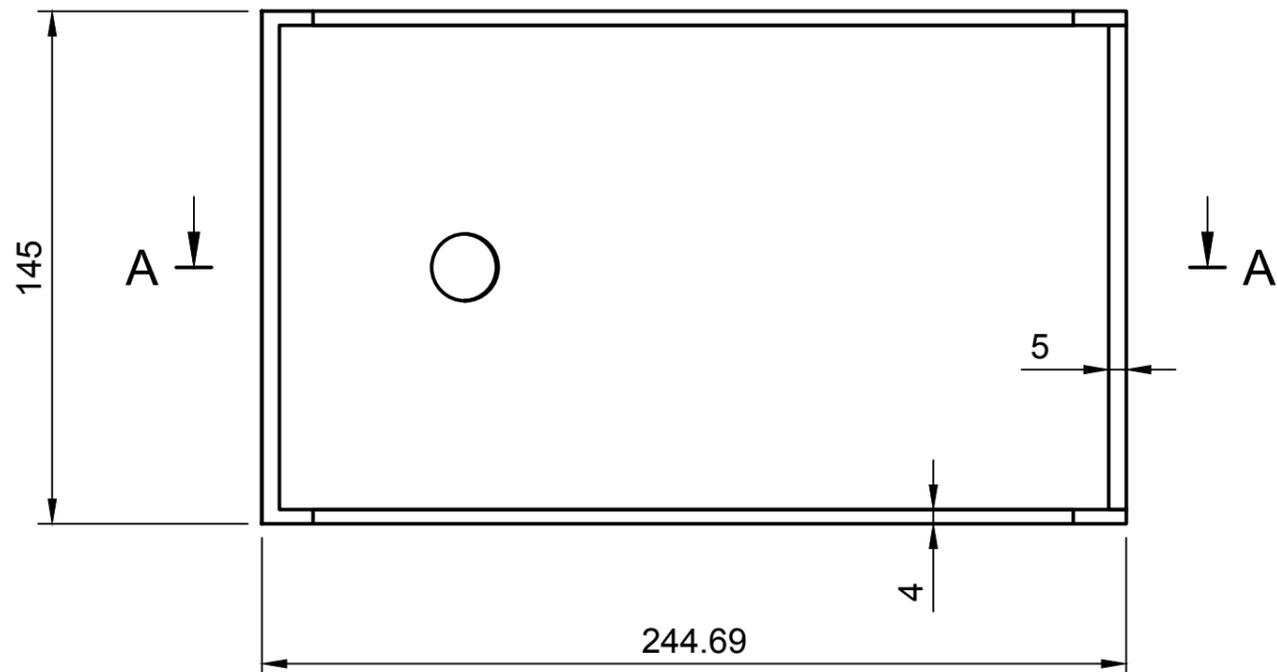
Vista Isométrica (1:2)

A3	Escala 1:2	SOPORTE DEL DEPÓSITO SUPERIOR		
 ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES		Dibujado ANWAR AROS	Proyectado ANWAR AROS	
		Proyecto PROYECTO FONTAN	Tolerancias Generales Según: UNE - EN 22768 - DIN 7168 	
Rev.	Fecha	Plano		
	12/10/2020	2/2		

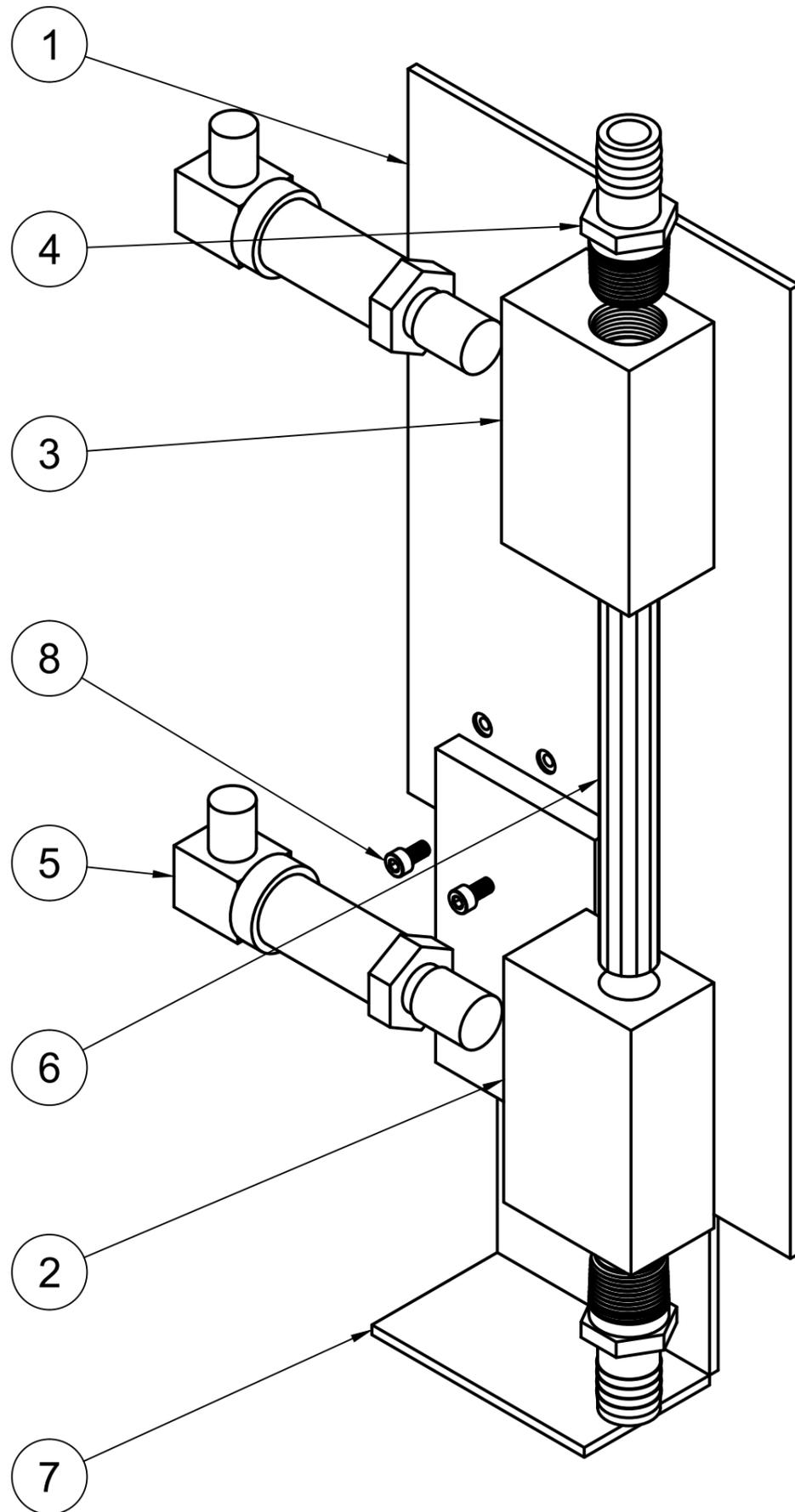
A-A (1:2)



Vista Isométrica (1:4)

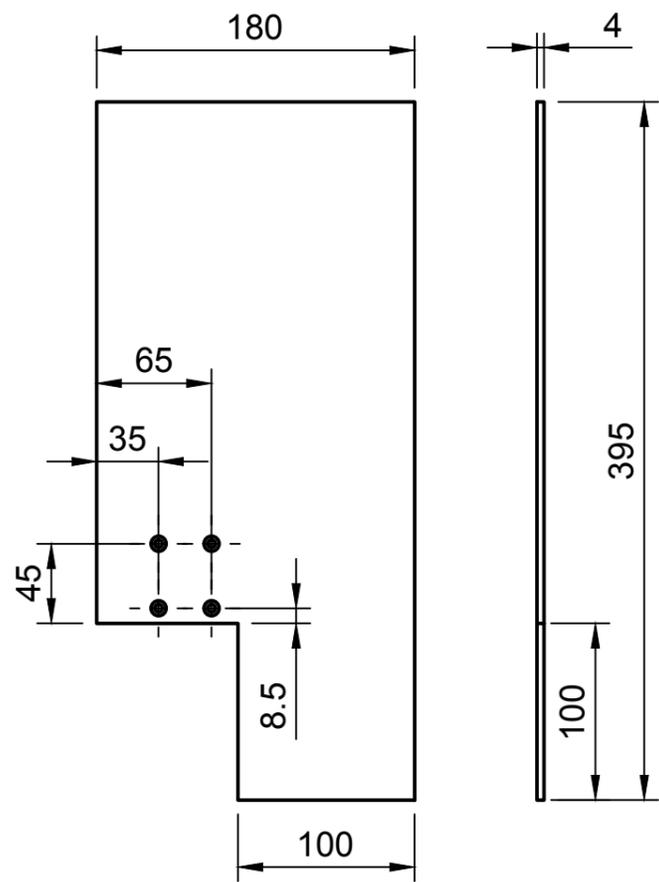


A3	Escala Varias	DEPÓSITO DE DESCARGA		
 ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES		Dibujado ANWAR AROS	Proyectado ANWAR AROS	
		Proyecto PROYECTO FONTAN	Tolerancias Generales Según: UNE - EN 22768 - DIN 7168 	
Rev.	Fecha	Plano		
	12/10/2020	1/1		

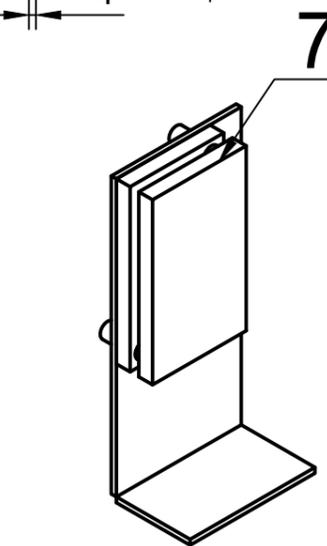
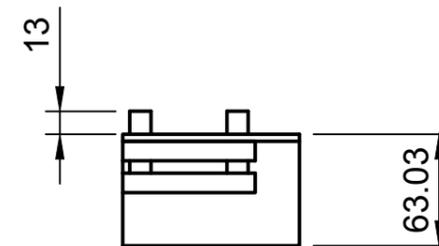
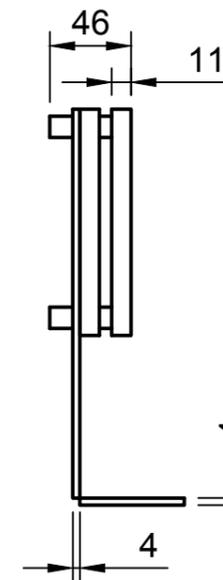
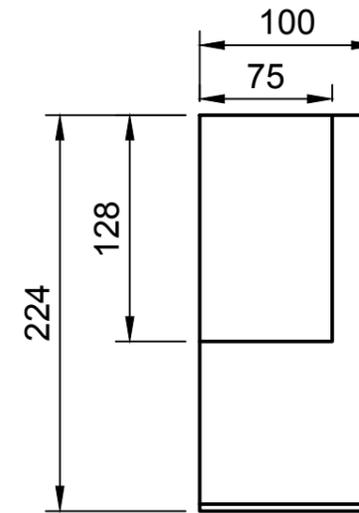
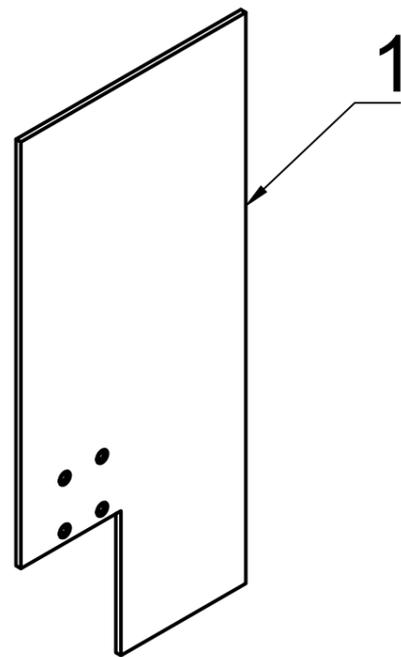


Lista de piezas			
ITEM	CANTIDAD	PIEZA	MATERIAL
1	1	Base	Metacrilato
2	1	Acople entrada	Metacrilato
3	1	Acople salida	Metacrilato
4	2	Espiga $\frac{3}{4}$	Latón
5	2	Sensor presión	-
6	1	Injerto (Modelo)	-
7	1	Soporte	Aluminio
8	2	Tornillo ALLEN M5x10	Acero

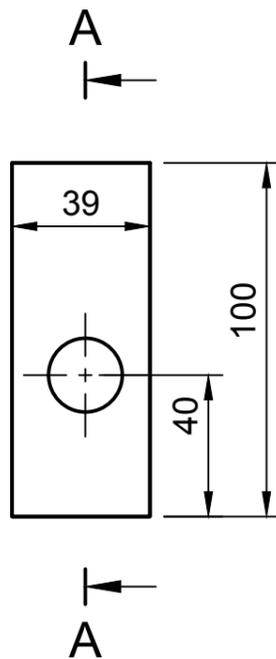
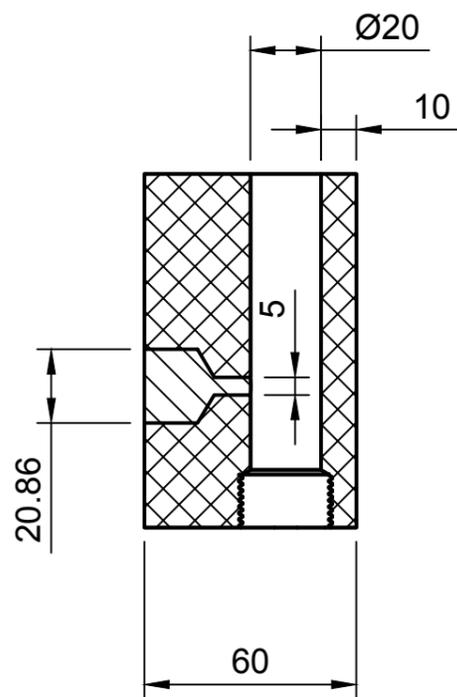
A3	Escala 1:1	CONJUNTO DEL MODELO	
 ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES	Dibujado ANWAR AROS	Proyectado ANWAR AROS	
	Proyecto PROYECTO FONTAN	Tolerancias Generales Según: UNE - EN 22768 - DIN 7168 	
	Rev.	Fecha 12/10/2020	Plano 1/2



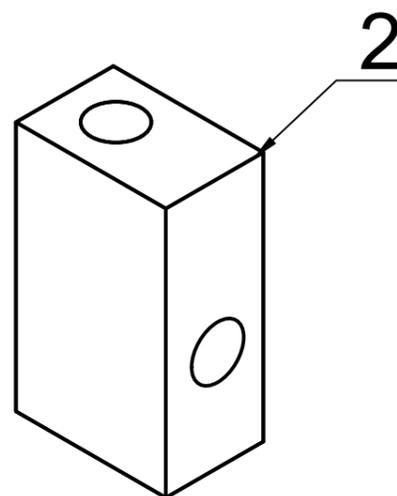
Vista Isométrica (1:4)



Vista Isométrica (1:4)

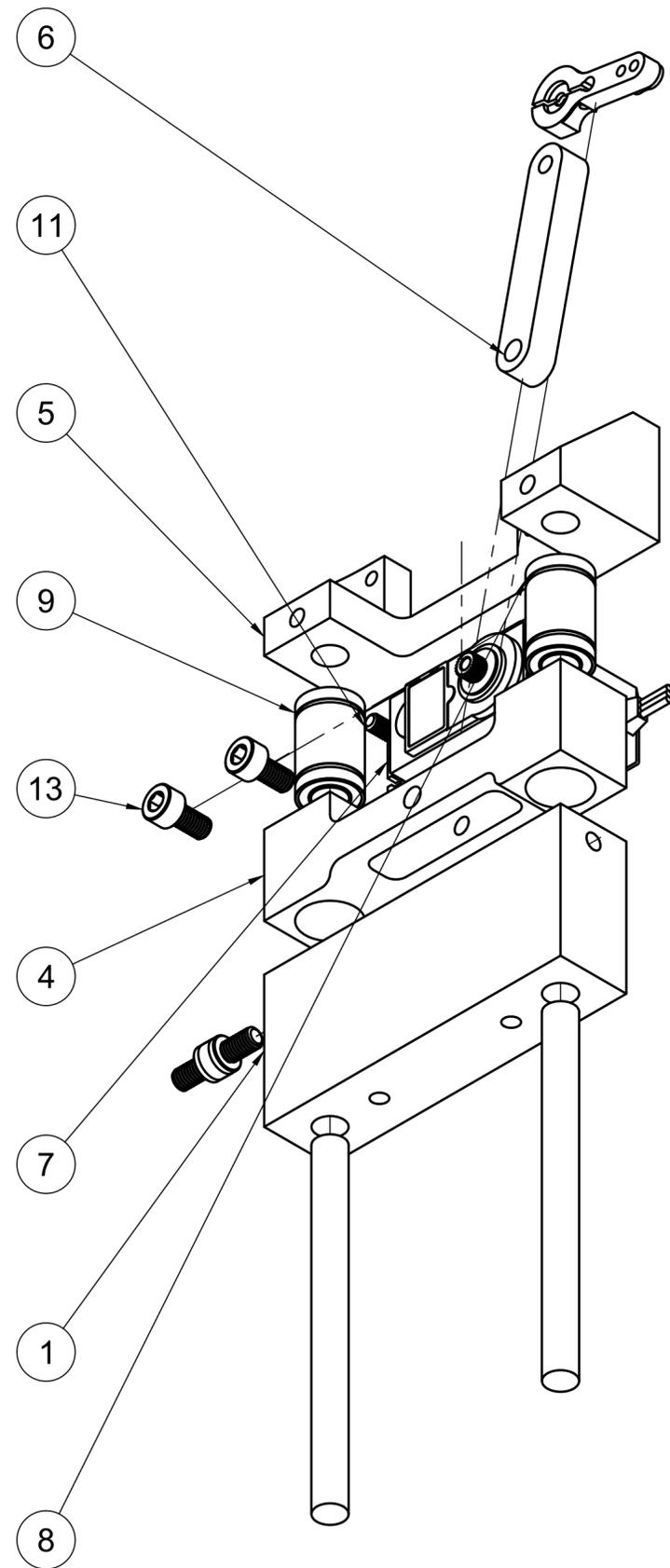


Vista Isométrica (1:2)

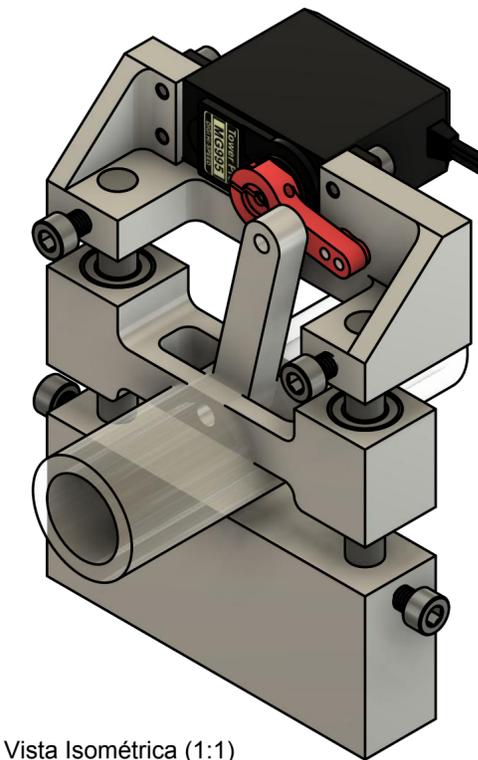


Lista de piezas		
ITEM	PIEZA	MATERIAL
1	Base	Metacrilato
2	Acople entrada	Metacrilato
7	Soporte	Aluminio

A3		Escala Varias	ELEMENTOS DEL MODELO		
 ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES		Dibujado ANWAR AROS		Proyectado ANWAR AROS	
		Proyecto PROYECTO FONTAN		Tolerancias Generales Según: UNE - EN 22768 - DIN 7168 	
Rev.	Fecha	Plano			
	12/10/2020	2/2			



Lista de piezas			
ITEM	CANTIDAD	PIEZA	MATERIAL
1	1	Base	PLA
2	2	Varilla	Aluminio
3	1	Conducto	Silicona flexible
4	1	Placa Móvil	PLA
5	1	Base Superior	PLA
6	1	Tirante	PLA
7	1	Servomotor MG995	-
8	1	LM8UU	Acero
9	1	LM8UU	Acero
10	1	Tornillo ALLEN M3x5	Acero
11	4	Tornillo ALLEN M4x10	Acero
12	1	Horn 25T	PLA
13	4	Tornillo ALLEN M5x10	Acero



Vista Isométrica (1:1)

A2	Escala 1:1	VÁLVULA SERVO-CONTROLADA		
 ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES	Dibujado ANWAR AROS	Proyectado ANWAR AROS		
	Proyecto PROYECTO FONTAN	Tolerancias Generales Según: UNE - EN 22768 - DIN 7168 		
Rev.	Fecha 12/10/2020	Plano 1/1		

