



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería de Tecnologías Industriales

Diseño de una instalación hidráulica de flujo pulsante.

Autor:

Vega Moreno, Gonzalo de

Tutor:

Castro Ruiz, Francisco

Valladolid, abril, 2021.

*Agradezco la dedicación e interés prestados por mi profesor Francisco Castro
y dar las gracias a mis padres y amigos por su ánimo y compañía.*

Resumen

Propuesta de diseño de una instalación hidráulica de flujo pulsante para ensayos de un nuevo asistente de ayuda mecánica circulatoria conectado a la vena cava inferior para pacientes que se han sometido al procedimiento de Fontan.

El diseño preliminar de la instalación se realiza a partir de una revisión del estado del arte, que recopila parámetros e ideas sobre ensayos de dispositivos de ayuda para pacientes con una conexión total cavopulmonar (TCPC) teniendo en cuenta la relevancia de la pulsatilidad del flujo sanguíneo.

Finalmente, la instalación se diseña especificando su configuración a la vez que describiendo todos los componentes necesarios para su construcción, junto a una estimación de su presupuesto.

Palabras clave: TCPC – Procedimiento de Fontan – Instalación de ensayos - Cardiopatía congénita de ventrículo único – Flujo cardiaco.

Abstract

Design of pulsatile flow hydraulic installation for testing a new mechanical circulatory assist device connected to the inferior vena cava for Fontan patients.

The preliminary design of installation is based on a review of the state of the art, that compiles parameters and ideas on tests of assistive devices for patients with a total cavopulmonary connection (TCPC) considering the relevance of the pulsatility of the blood flow.

Finally, the installation is designed by specifying its configuration while describing all the necessary components for its manufacture with an estimate of its budget.

Key words: TCPC - Fontan procedure – Test installation - Single ventricle congenital heart disease – Cardiac flow.

Índice general

Capítulo 1 : Introducción	1
1.1 Contexto	1
1.2 Objetivos.....	1
1.3 Estructura del trabajo.....	2
Capítulo 2 : Nociones básicas	3
2.1 El ciclo cardiaco	3
2.2 El corazón humano	5
2.3 Cirugía de Fontan.....	7
2.4 El flujo pulsátil y su relevancia en la conexión Fontan	11
Capítulo 3 : Estado del arte	15
3.1 Instalación Istituto Superiore di Sanita, Roma (2000).....	15
3.2 Instalación Virginia Artificial Heart Institute (2006).....	17
3.3 Instalación Clemson (2010).....	18
3.4 Instalación Georgia Tech (2012)	21
3.5 Instalación Purdue (2013)	23
3.6 Instalación Georgia Tech (2013)	27
3.7 Instalación Ucla Graduate School (2014).....	30
3.8 Instalación BioCirc (2014-2015).....	32
3.9 Instalación Crumlin (2020)	36
3.10 Limitaciones de las instalaciones descritas.....	38
Capítulo 4 : Diseño preliminar de la instalación propuesta	41
4.1 Requerimientos.....	41
4.2 Descripción preliminar de la instalación.....	42
4.3 Fluido empleado	44
4.4 Dimensionamiento de conductos.....	44
4.5 Estudio de caudales	46
4.5.1 Estudio estacionario	46
4.5.2 Estudio de pulsatilidad	53
4.5.3 Adaptación de la instalación a distintos caudales y presiones de trabajo	58
4.5.4 Estudio de presiones a la entrada del Modelo	63
4.6 Requerimientos del sistema de bombeo	64

4.7 Sistema de presurización del tanque generador de flujo pulsante	66
4.7.1 Funcionamiento de válvulas de regulación diferencial de presión de lazo cerrado.....	67
Capítulo 5 : Diseño de la instalación propuesta	69
5.1 Configuración de la instalación	69
5.2 Mesa soporte	70
5.3 Tanques.....	71
5.3.1 Tanques A, C y D	71
5.3.2 Tanque presurizado B.....	74
5.4 Componentes.....	75
5.4.1 Bomba	75
5.4.2 Válvula de regulación diferencial de presión de lazo cerrado.....	78
5.4.3 Válvula de seguridad del tanque presurizado	79
5.4.4 Válvula de control del caudal entre los tanques A-B y B-C	80
5.4.5 Conductos	80
5.4.6 Conectores, acoples y accesorios.....	82
5.4.7 Plataformas elevadoras tanques A y B	85
5.5 Instrumentos de medición	86
5.5.1 Captador de presión Tanque B	86
5.5.2 Caudalímetro.....	88
5.5.3 Sondas de presión.....	89
Capítulo 6 : Presupuesto	90
Capítulo 7 : Conclusiones y valoración personal	91
Bibliografía.....	93
ANEXO I : Planos.....	97

Índice de figuras

Figura 1: Distribución de la sangre en los distintos componentes del sistema circulatorio [2].	4
Figura 2: Esquema de la circulación pulmonar y sistémica, A-Circulación pulmonar y B-Circulación sistémica [3].	5
Figura 3: Circulación sanguínea en el corazón [4].	6
Figura 4: Características de las fases del ciclo cardiaco [4].	7
Figura 5: A-Neonato: Estado 1 de Norwood, B-4 a 6 meses: Estado 2 Glenn, C-2 a 5 años: Estado 3 Fontan completo [8].	8
Figura 6: Circulación Fontan [9].	9
Figura 7: Gráfica de las diferencias de presión en el ciclo cardiaco entre un corazón normal y una conexión Fontan [9].	10
Figura 8: Distribución de presión en: A-Circulación vascular normal, B-Circulación vascular en paciente con ventrículo único, C-Circulación vascular en paciente post Fontan [5].	10
Figura 9: Amortiguación de la onda de presión en las diferentes partes del sistema circulatorio [2].	12
Figura 10: Resultados obtenidos tras un ensayo en una instalación de fluidos de flujo pulsante a un paciente con conexión Fontan. A-Ondas de presión de: Aorta (AoP), Vena cava inferior (IVCP) y arteria pulmonar (PAP). B-Ondas de flujo de: Aorta (Ao), Vena cava inferior (IVC), Vena cava superior (SVC) y arteria pulmonar (PA) [10].	13
Figura 11: Representación del caudal/superficie con respecto al ciclo respiratorio y al ciclo cardiaco de un individuo Izquierda: sin TCPC. Derecha: con TCPC [16].	14
Figura 12: Instalación de [17].	16
Figura 13: Instalación de [13].	17
Figura 14: Cámara de presión de respiración abdominal [18].	20
Figura 15: Modelo de parámetros agrupados de la instalación [18].	20
Figura 16: Esquema de la instalación. SV (vena cava superior), IV (vena cava inferior), LA (aurícula izquierda) [19].	22
Figura 17: Circulación Fontan en TCPC con VIP. RPA (right pulmonary areteries), LPA (left pulmonary areteries), IVC (inferior vena cava), SVC (superior vena cava), SV (single ventricle) [8].	23

Figura 18: Molde del modelo empleado para su fabricación. RPA (Right pulmonary areteries), LPA (left pulmonary areteries), IVC (inferior vena cava), SVC (superior vena cava), [8].	24
Figura 19: Cámara correctora de flujo. [8].	24
Figura 20: Esquema de la instalación. RPA (right pulmonary areteries), LPA (left pulmonary areteries), IVC (inferior vena cava), SVC (superior vena cava) [8].	26
Figura 21: Imagen de la instalación [8].	27
Figura 22: Válvula Melody [20].	27
Figura 23: A y B: Esquema de conexión total cavopulmonar (TCPC) [20].	28
Figura 24: Esquema de instalación. RPA (right pulmonary areteries), LPA (left pulmonary areteries), IVC (inferior vena cava), SVC (superior vena cava), P (presión), PHV (presión de la vena hepática) [20].	29
Figura 25: Configuración anatómica en una conexión Fontan con balón de compresión, manguito y consola neumática. MPA (main pulmonary artery, LPA (left pulmonary artery), SVC (superior vena cava), RPA (right pulmonary artery), IVC (inferior vena cava) [10].	30
Figura 26: Representación de la instalación de un circuito cardiaco con conexión Fontan y balón de compresión SVC (superior vena cava), PA (pulmonary artery), IVC (inferior vena cava) [10].	31
Figura 27: Diseño conceptual de soporte de asistencia mecánica [21].	32
Figura 28: Posición del dispositivo de asistencia mecánica. PAs (Pulmonary areteries), IVC (Inferior vena cava), SVC (Superior vena cava) [21].	33
Figura 29: Esquema de la instalación. RPA (right pulmonary areteries), LPA (left pulmonary areteries), IVC (inferior vena cava), SVC (superior vena cava) [21].	34
Figura 30: Sistema de velocimetría de partículas (PIV) [21].	35
Figura 31: Modelo TCPC de Gore-Tex de un paciente de 3,7 años [24].	36
Figura 32: 1-Tanque de descarga, 2-Bombas centrífugas, 3-Actuadores lineales, 4-Caudalímetros, 5-Modelo TCPC, 6-Tanques, 7-Transductor de presión [24].	36
Figura 33: a-Fisiología de un paciente normal. B-Fisiología de un paciente sometido a Fontan. C-Fisiología de un paciente sometido a Fontan con un balón de compresión alrededor de la derivación cavopulmonar que facilita el retorno del flujo a los pulmones [25].	41
Figura 34: Croquis de la instalación preliminar.	43
Figura 35: Sistema de tanques A, B y C de la instalación.	46

Figura 36: Puntos entre los que se aplica la ecuación de conservación de energía mecánica entre los tanques B y C.....	47
Figura 37: Puntos donde se aplican la ecuación de conservación de energía mecánica en los tanques A y B.	52
Figura 38: Flujos entre depósitos AB y BC durante dos ciclos respiratorios con una $K=1.5$, Siendo Q_1 el caudal entre A y B y Q_2 el caudal entre B y C.....	54
Figura 39: Volumen de control.....	55
Figura 40: Variación de altura del tanque B con el tiempo para una $K=1,5$...	56
Figura 41: Excel de trabajo para realizar los cálculos teóricos.	57
Figura 42: Flujos entre depósitos AB y BC durante dos ciclos respiratorios con una $K=2.91$	57
Figura 43: Variación de altura del tanque B con el tiempo para una $K=2.91$.	58
Figura 44: Variación de altura del tanque B con un caudal a través del modelo de 3l/min.....	59
Figura 45: Sistema de regulación de altura del tanque A.....	59
Figura 46: Variación de la presión en el tanque B.	60
Figura 47: Sistema de regulación de altura del tanque B.	60
Figura 48: Nuevo rango de presiones incrementando la altura del tanque B 0.015m.....	61
Figura 49: Ensayo flujo reverso.....	62
Figura 50: Presiones en tanque B para generar flujo reverso con una $z_b=0.19m$	62
Figura 51: Variación de altura del tanque B con flujo reverso en el modelo...	63
Figura 52: Puntos de aplicación de la conservación de la energía mecánica entre el tanque B y la entrada del modelo.....	63
Figura 53: Puntos de aplicación de la ecuación de la conservación de la energía mecánica en el sistema de tanques A y D de la instalación.....	64
Figura 54: Altura de la instalación entre los tanques A y D.	66
Figura 55: Esquema de la planta de este sistema de presurización del tanque B.	67
Figura 56: Esquema de una válvula de regulación diferencial de presión de lazo cerrado [29].....	68
Figura 57: Instalación y elementos: A-Tanque A, B-Tanque B, M-Modelo más soporte, C-Tanque C, PIV-Sistema PIV, D-Tanque D y Bomba.....	69
Figura 58: Vista posterior de la instalación.....	70

Figura 59: Mesa soporte.	71
Figura 60: Sistema de conexión entre tanques y conductos hidráulicos.	72
Figura 61: Tanque A.....	72
Figura 62: Tanque C.....	73
Figura 63. Tapa tanques A y C.	73
Figura 64: Tanque D.	73
Figura 65: Tapa tanque D.....	74
Figura 66: Ensamblaje final tanque B.	75
Figura 67: Bomba modelo NDR-12 IWAKI.....	76
Figura 68: Curvas características de la gama de bombas NDR de IWAKI Eurpe	76
Figura 69: Punto de corte entre la curva de la bomba NDR-12 IWAKI y la curva de la instalación.	77
Figura 70: Válvula AirCom series PQ1	78
Figura 71: válvula de seguridad AirCom serie DB300-02C.	79
Figura 72: Válvula Speedfit UGSTV	80
Figura 73: Tubos de silicona.	81
Figura 74: Conector tubo flexible rosca macho	83
Figura 75: Abrazadera.	83
Figura 76: Racor NPQR.....	83
Figura 77: Alzado unión macho-mmacho.....	84
Figura 78: Junta tórica.....	84
Figura 79: Varilla roscada.....	84
Figura 80: Plataforma elevadora de tijera doble de operación manual tanque B.	85
Figura 81: Tanque A y plataforma elevadora de tijera.	86
Figura 82: captador de baja presión MPV-B1 AirCom	87
Figura 83: Caudalímetros MPL-PXL Series Transonic Systems Inc.	88
Figura 84: Sonda de presión JUMO Dtrans P30	89

Índice de tablas

Tabla 1: Instalaciones estudiadas	39
Tabla 2: Características de la mezcla a 29 ° C.	44
Tabla 3: Dimensionado de conductos del sistema de tanques.....	45
Tabla 4: Coeficientes de pérdidas locales.....	51
Tabla 5: Especificaciones bomba NDR-12 IWAKI	77
Tabla 6: Especificaciones válvula AirCom PQ1EE-A5	78
Tabla 7: Especificaciones válvula AirCom DB300-02C	79
Tabla 8: Conductos de la instalación.....	81
Tabla 9: Características de conectores, acoples y accesorios empleados para la configuración de la instalación.	83
Tabla 10: Características de plataformas elevadoras de tijeras.....	85
Tabla 11: Características captador de baja presión MPV-B1 AirCom	87
Tabla 12: Características caudalímetros MPL-PXL Series Transonic Systems Inc.	88
Tabla 13: Características sonda de presión F4200- 0,5PT AirCom	89
Tabla 14: Costes de personal	90
Tabla 15: Costes directos de componentes y materiales	90

Capítulo 1 : Introducción

1.1 Contexto

El corazón humano y las funciones cardiovasculares son estudiadas por ser fundamentales en el ciclo de la vida y por ser la principal causa de mortalidad en regiones desarrolladas de Occidente [1]. Por ello, las enfermedades cardiovasculares se encuentran en continua investigación con el objetivo de proporcionar una solución al paciente, tanto a corto como a largo plazo, así como mejorar calidad de vida del individuo.

Los problemas del corazón y las enfermedades cardiovasculares centran gran parte de los estudios actuales en medicina, en concreto las cardiopatías congénitas y como afectan éstas al funcionamiento del corazón con los problemas derivados de las mismas. Todo esto ha provocado que muchos equipos de investigación se centren en aportar posibles soluciones a los diversos problemas cardiovasculares existentes.

Este trabajo se centra en aportar nuevas ideas para la creación de instalaciones de ensayo de dispositivos de asistencia mecánica intracorpóreas, para la ayuda a la circulación sanguínea de pacientes con la cardiopatía congénita de ventrículo único sometidos a la operación de Fontan.

1.2 Objetivos

El objetivo principal de este trabajo es el diseño de una instalación hidráulica para ensayos de un dispositivo de asistencia circulatoria intracorpóreo situado en la vena cava inferior de un paciente que se ha sometido al procedimiento de Fontan.

Para poder llevar a cabo el diseño de la instalación, hay que justificar la relevancia de la pulsatilidad en una conexión total cavopulmonar (TCPC) y qué factores la provocan. Además, se pretende realizar un análisis del estado del arte que examina diversas instalaciones dedicadas a ensayos que estudian los efectos hemodinámicos provocados por la operación de Fontan, junto con la implementación de dispositivos de ayuda que intentan suplir los problemas post-Fontan. De esta manera, se pueden obtener los datos necesarios para realizar el diseño y la configuración de la instalación.

1.3 Estructura del trabajo

Tras describir las motivaciones y objetivos del trabajo en este primer capítulo se aportan una serie de nociones básicas a lo largo del capítulo 2, que ayudan a entender mejor el ciclo cardiaco y el corazón humano, para posteriormente explicar la operación de Fontan y cómo de relevante es la pulsatilidad del flujo sanguíneo en pacientes sometidos a dicha operación.

A lo largo del capítulo 3 se realiza una revisión del estado del arte que analiza las instalaciones que se han considerado más relevantes sobre los estudios hemodinámicos en pacientes sometidos al proceso del Fontan, concluyendo dicho capítulo con una clasificación de las mismas.

Posteriormente, una vez recopilada toda la información necesaria se procede en el capítulo 4 al diseño preliminar de una propuesta de instalación, donde se explican todos los requisitos que debe de suplir dicha instalación para ensayar un dispositivo de ayuda de asistencia mecánica intracorpóreo situado en la vena cava inferior.

En el capítulo 5, basándose en el estudio preliminar del capítulo 4, se propone la instalación de flujo pulsátil y en el capítulo 6 se presenta el presupuesto de ésta.

Finalmente, en el último capítulo se abordan las conclusiones del trabajo, donde se tratarán temas como: aspectos a mejorar, nuevos caminos de investigación y una valoración personal del trabajo realizado.

Capítulo 2 : Nociones básicas

Para comprender el trabajo y las decisiones tomadas durante el mismo, primero se explicarán brevemente una serie de nociones básicas sobre la fisiología del ciclo cardiaco.

2.1 El ciclo cardiaco

La circulación sanguínea a través del cuerpo humano tiene como objetivo el transporte de nutrientes, productos de desecho y hormonas, entre otros. Este transporte permite mantener un correcto y apropiado entorno para el funcionamiento óptimo de las células. Los encargados de garantizar una circulación sanguínea apropiada son el corazón y los vasos sanguíneos. El corazón y los vasos sanguíneos están diseñados para proporcionar el gasto cardiaco y la presión arterial necesaria.

El sistema circulatorio tiene tres elementos o componentes funcionales: los vasos sanguíneos, el corazón y la sangre. Dentro de los vasos sanguíneos existen diferentes tipos que se pueden agrupar en:

- **Arterias:** transportan la sangre oxigenada desde el corazón hacia los tejidos de todo el cuerpo. Son los vasos sanguíneos con las paredes vasculares más fuertes para soportar las elevadas presiones a las que circula la sangre por su interior.
- **Arteriolas:** son las partes finales de las arterias, es decir, donde muere el sistema arterial y son las encargadas de derivar la sangre hacia los capilares. Las arteriolas tienen la capacidad de expandirse y contraerse para regular ampliamente el flujo que reparten a los capilares dependiendo de sus necesidades.
- **Capilares:** son los conductos donde, por difusión, se produce el intercambio de los componentes sanguíneos con los tejidos del organismo.
- **Vénulas:** los capilares desembocan en ellas y se encargan de recoger la sangre con bajo nivel de oxígeno. Las vénulas coalescen en conductos cada vez mayores, hasta formar las venas.
- **Venas:** son conductos que transportan la sangre procedente de las vénulas de nuevo al corazón y a diferencia de las arterias, trabajan a presiones muy bajas, por eso tienen la capacidad de ensancharse o reducir su diámetro para controlar el flujo sanguíneo y suplir estas bajas presiones. De forma intrínseca sus paredes son mucho más finas que las paredes arteriales, para permitir estas dilataciones y contracciones.

En la figura 1 se puede apreciar un dibujo esquemático del sistema circulatorio, donde se observa la evolución de los vasos sanguíneos, cómo las arterias evolucionan a arteriolas, de ahí a capilares y vénulas, para finalmente transformarse en venas.

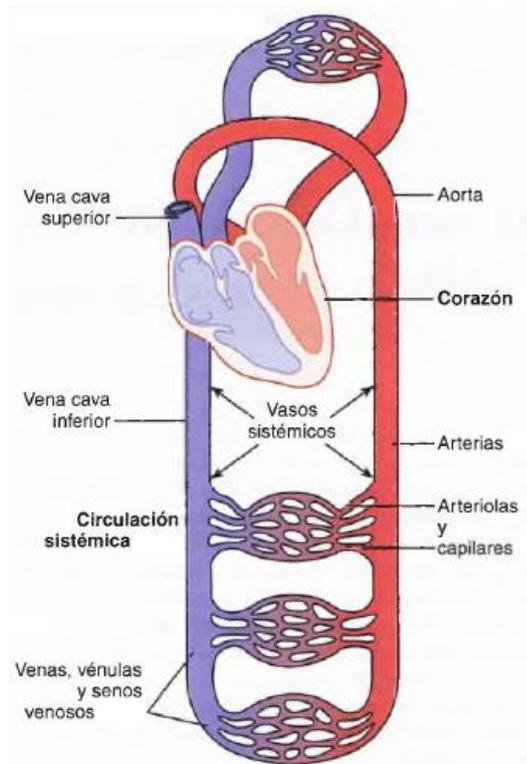


Figura 1: Distribución de la sangre en los distintos componentes del sistema circulatorio [2].

La circulación a través de todo el circuito descrito puede clasificarse en dos tipos o partes:

- I. **Circulación pulmonar (figura 2A):** a través de ella se produce el reabastecimiento de oxígeno y la sangre se limpia de gases residuales. La sangre se bombea desde el ventrículo derecho hasta los pulmones a través de las arterias pulmonares y en los pulmones se oxigena. Posteriormente vuelve al corazón, a la aurícula izquierda, por las venas pulmonares.
- II. **Circulación sistémica (figura 2B):** la sangre oxigenada es bombeada desde el ventrículo izquierdo con todos los componentes necesarios para mantener la homeostasis del organismo. Esta sangre viaja por las arterias hasta los capilares, pasando por las arteriolas, para llevar a cabo el intercambio de componentes con los tejidos. Finalmente vuelve a la aurícula derecha del corazón pasando a través de las vénulas y venas. Todo este recorrido se denomina circulación sistémica.

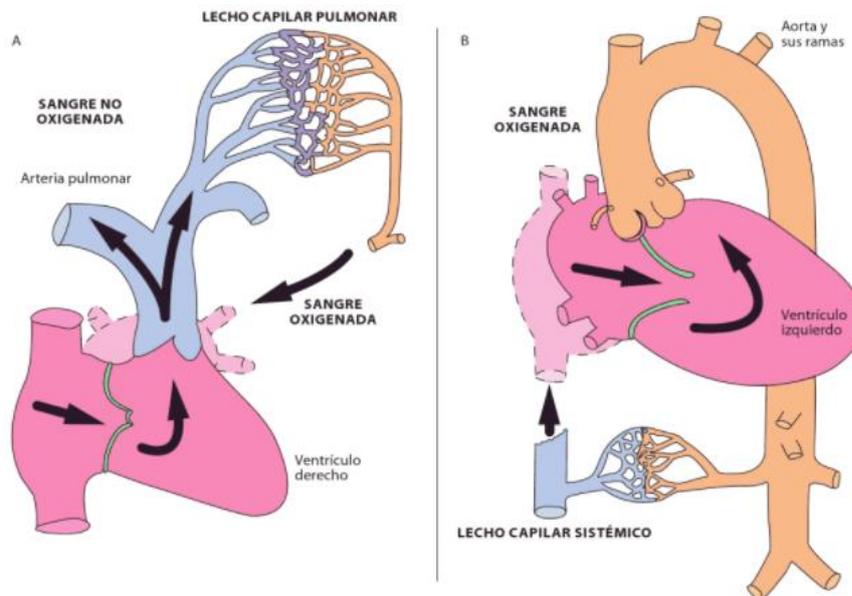


Figura 2: Esquema de la circulación pulmonar y sistémica, A-Circulación pulmonar y B-Circulación sistémica [3].

2.2 El corazón humano

El corazón es el órgano encargado de bombear la sangre alrededor de todo el cuerpo humano manteniendo así la homeostasis del organismo, a efectos prácticos el corazón actúa como una bomba.

La sangre desoxigenada entra al corazón a través de las venas cavas inferior y superior por la aurícula derecha, una vez dentro, debido a una diferencia de presiones entre ventrículo y aurícula, se abre la válvula tricúspide para dar paso a la sangre desde la aurícula derecha al ventrículo derecho. La sangre gracias a la existencia de las válvulas entre aurículas y ventrículos viaja de forma unidireccional y sin retorno. Una vez en el ventrículo derecho sale por la válvula pulmonar hacia la arteria pulmonar y ésta se bifurca en arteria pulmonar izquierda y derecha, llevando la sangre a los pulmones derecho e izquierdo, respectivamente, como se aprecia en la figura 3.

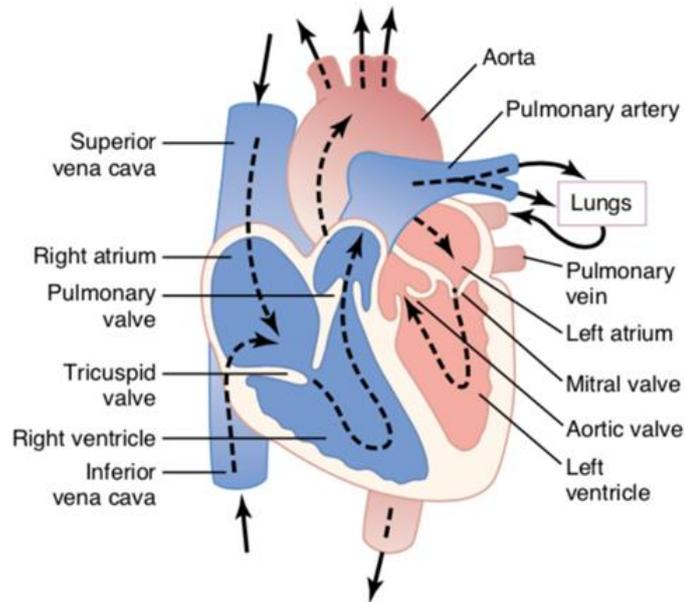


Figura 3: Circulación sanguínea en el corazón [4].

Una vez se ha producido la oxigenación de la sangre en los pulmones, ésta vuelve al corazón por las venas pulmonares y una vez ahí (en concreto en la aurícula izquierda), la sangre pasa al ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral. Finalmente, el ventrículo izquierdo expulsa la sangre al sistema arterial.

El proceso descrito anteriormente se produce en dos fases, sístole y diástole. Durante la sístole, los ventrículos se contraen y expulsan la sangre y durante la diástole las válvulas tricúspide y mitral se abren gracias a la diferencia de presión provocada por el aumento de volumen ventricular, provocando el flujo de sangre hacia los ventrículos como se observa en la figura 4.

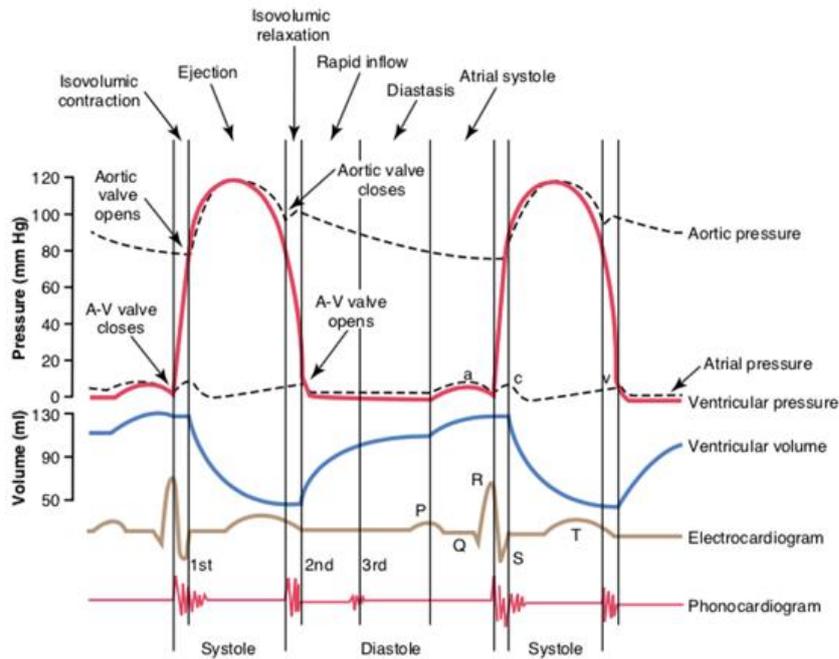


Figura 4: Características de las fases del ciclo cardiaco [4].

2.3 Cirugía de Fontan

La cirugía de Fontan se trata de la última operación de un conjunto de tres operaciones reconstructivas para neonatos que han nacido con la cardiopatía congénita de ventrículo único [5, 6 y 7]. Este tipo de cardiopatía puede describirse de forma global como aquellos corazones que tienen un único ventrículo funcional.

Se ha explicado anteriormente que un corazón humano normal bombea la sangre oxigenada y la desoxigenada de manera independiente empleando los dos ventrículos. Por el contrario, en un corazón con un único ventrículo la sangre oxigenada y desoxigenada se mezcla, provocando que se envíe sangre con bajo contenido de oxígeno y altos contenidos en gases de desecho a los tejidos del organismo, produciendo la muerte aproximadamente al año de vida [8].

Dentro de las cardiopatías congénitas de ventrículo único existe un gran abanico de tipos, por eso se explicará el caso más común que es el caso de hipoplasia por ventrículo izquierdo único (HLHS) [8], en la cual la formación del ventrículo izquierdo es fallida.

Identificada la cardiopatía que sufre el recién nacido, se le somete a una serie de operaciones previas a la de Fontan. Como ya se ha explicado, hay gran diversidad de variantes de ventrículo único y dependiendo del tipo puede que existan otras operaciones intermedias. En el caso más común, al neonato se le practica primero la cirugía de Norwood y posteriormente es sometido al procedimiento de Glenn o Hemi-Fontan, para finalmente acabar con la cirugía de Fontan (figura 5). El conjunto de todas las operaciones previas junto con el Fontan se denomina *Staged Fontan palliation* y tiene una tasa de supervivencia entre el 50% y 70% [8].

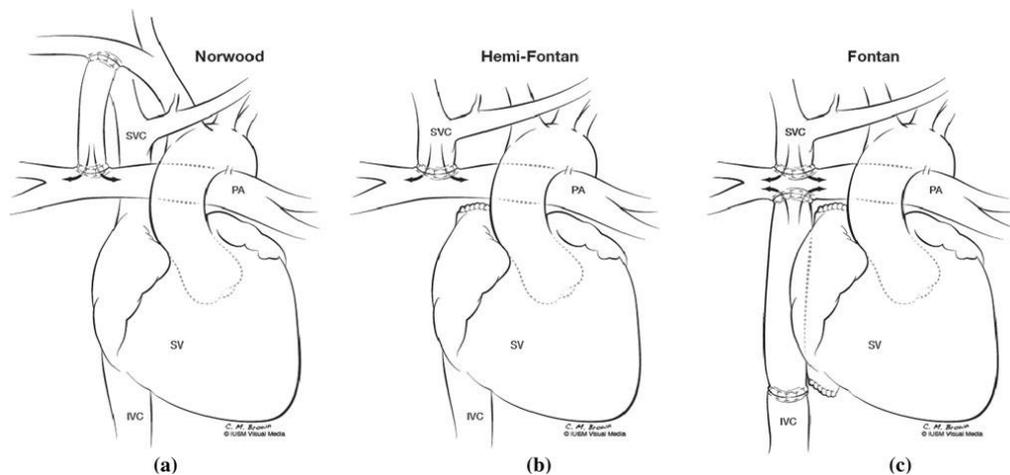


Figura 5: A-Neonato: Estado 1 de Norwood, B-4 a 6 meses: Estado 2 Glenn, C-2 a 5 años: Estado 3 Fontan completo [8].

El objetivo de este procedimiento es lograr separar la sangre oxigenada de la desoxigenada, creando una circulación en serie del retorno venoso sistémico de la vena cava superior y de la vena cava inferior, haciendo que la sangre desoxigenada llegue directamente a las arterias pulmonares, sin la necesidad de pasar por el corazón (figura 6). Esto se consigue con un baipás que une ambas venas cavas a las arterias pulmonares, esta configuración es denominada como “total cavopulmonary connection” o TCPC.

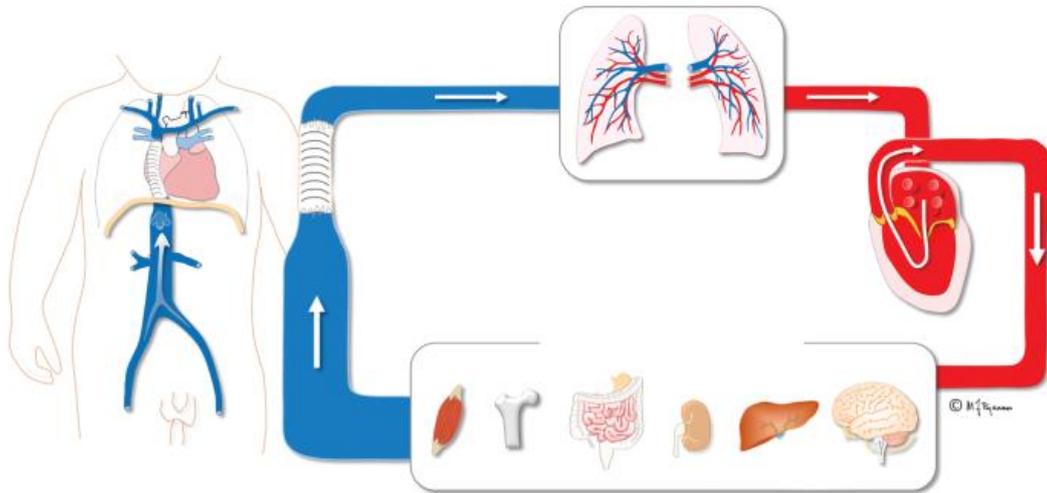


Figura 6: Circulación Fontan [9].

Esta serie de intervenciones concede al paciente mejorar su calidad de vida, pero tiene consecuencias y efectos secundarios, siendo los más relevantes:

- a) Aumento de presión en el sistema venoso debido a que con anterioridad a la operación existía un ventrículo que actuaba a modo de bomba entre las venas cavas y las arterias pulmonares y después de la operación se quita ese sistema de bombeo, produciendo una subida de presión como se observa en la comparación de la figura 7. Esto se denomina la paradoja de Fontan, se incrementa la presión venosa y se reduce la arterial pulmonar, justo al contrario que en el caso de un corazón normal (figuras 7 y 8). Esta alta presión provoca bronquitis plástica, infecciones en el intestino y lesiones en el hígado, [6], [7] y [9].

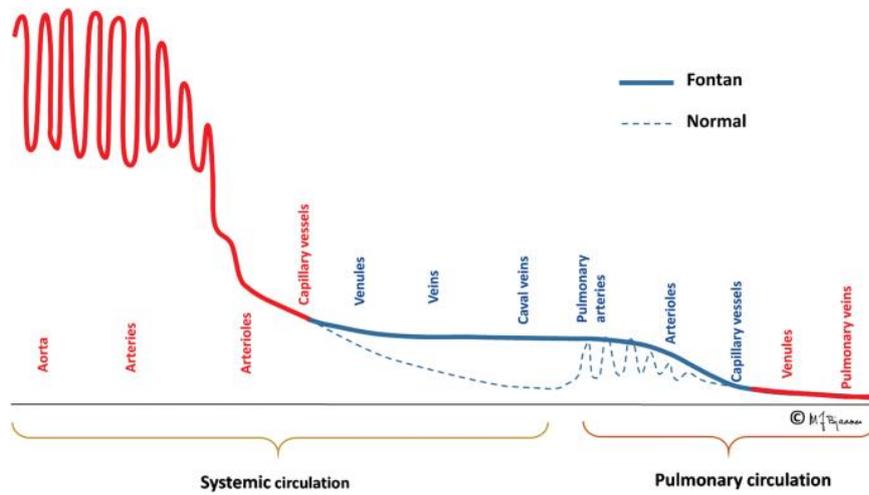


Figura 7: Gráfica de las diferencias de presión en el ciclo cardíaco entre un corazón normal y una conexión Fontan [9].

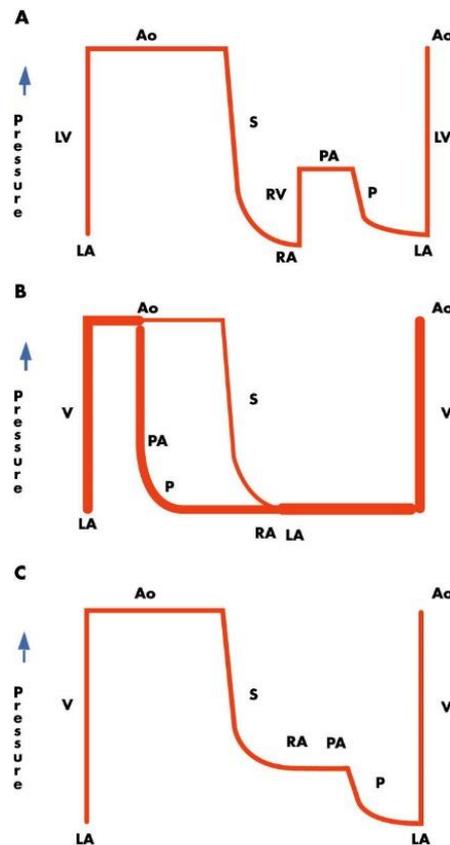


Figura 8: Distribución de presión en: A-Circulación vascular normal, B-Circulación vascular en paciente con ventrículo único, C-Circulación vascular en paciente post Fontan [5].

- b) Cicatrices en el corazón debido a la separación que ha sufrido del sistema venoso pudiendo provocar arritmias a corto plazo.
- c) La circulación venosa reduce su velocidad debido a la falta de un ventrículo, pudiendo provocar trombosis debida a la coagulación de la sangre. Esta reducción de velocidad se traduce por lo tanto en una reducción de caudal cardíaco.

El procedimiento de Fontan transforma una cardiopatía congénita mortal en otra no mortal. Todos los problemas descritos anteriormente acompañarán al paciente durante toda su vida, provocándole eventos tromboembólicos, complicaciones veno-linfáticas, crecimiento óseo deficiente, anomalías neurológicas, entre otros problemas. En cuanto a su calidad de vida podrán llevar una vida normal, pero con muchas limitaciones y teniendo precauciones, como por ejemplo al hacer ejercicio excesivo o al subir a aviones.

2.4 El flujo pulsátil y su relevancia en la conexión Fontan

El corazón bombea la sangre siguiendo el ciclo cardíaco que se ha ido explicando a lo largo de este capítulo, por ello no se trata de un bombeo continuo, sino que es pulsante o pulsátil. El corazón expulsa y aspira sangre mediante pulsos que se traducen en la formación de una onda de presión que viaja a través de los vasos sanguíneos.

La onda de presión va recorriendo todo el circuito sanguíneo y se va amortiguando progresivamente, debido a la distensibilidad de los vasos sanguíneos y a las diversas resistencias que encuentra la sangre en éstos.

La distensibilidad es una característica que poseen los vasos sanguíneos para amortiguar al gasto pulsátil y con ello, conseguir que el flujo se vaya convirtiendo de pulsátil a continuo, cuando éste llega a los capilares sanguíneos. En la figura 9 se pueden observar diferentes ondas de presión en diferentes puntos, siendo la que se encuentra en la parte superior la presión a la salida del ventrículo izquierdo y en la parte inferior la de entrada a los capilares.

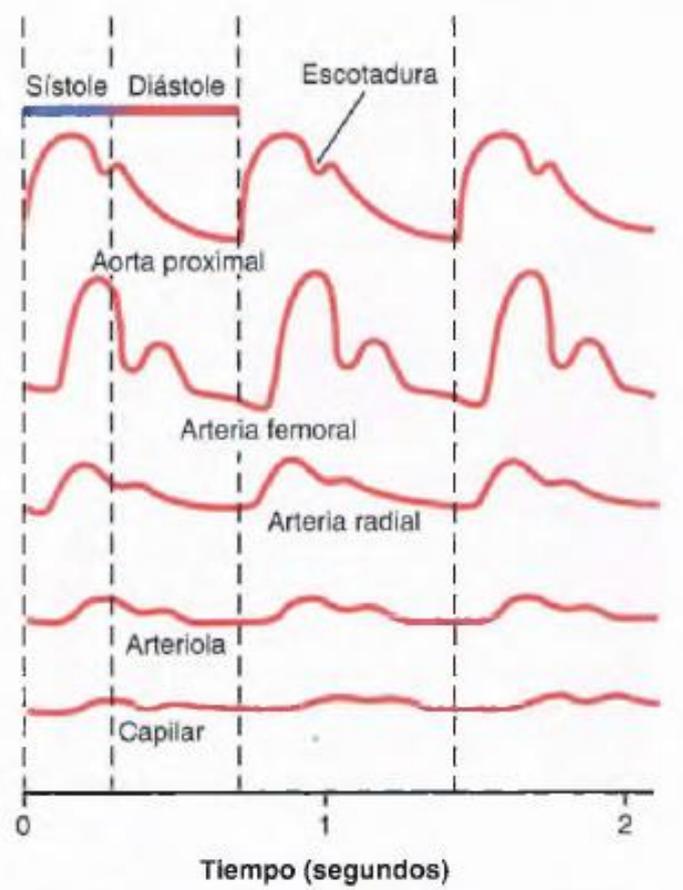


Figura 9: Amortiguación de la onda de presión en las diferentes partes del sistema circulatorio [2].

La onda de presión producida por el bombeo cardíaco que llega al sistema venoso puede considerarse prácticamente nula. Esta pulsatilidad vuelve a ser relevante en el sistema venoso cerca de la aurícula derecha gracias al bombeo del ventrículo derecho, esto se traduce también en la existencia de pulsatilidad en las arterias pulmonares en un paciente sin ninguna patología, como se puede observar en la figura 7.

En el caso de un individuo sometido al procedimiento Fontan, existen opiniones diversas sobre la existencia de ondas de presión en las venas cavas provocadas por el corazón, por lo tanto, a la hora del estudio de esta patología pueden plantearse diversos escenarios. En unos casos, las diversas investigaciones realizadas consideran que, al no existir ventrículo derecho, en las venas se reduce todavía más la influencia de la onda de presión provocada por el corazón llegando a ser prácticamente nula. Este criterio se ve en el estudio realizado por Valdovinos [10] de la figura 10, donde se observa que la pulsatilidad que ha considerado en las venas cavas es prácticamente inexistente en comparación con la pulsatilidad arterial.

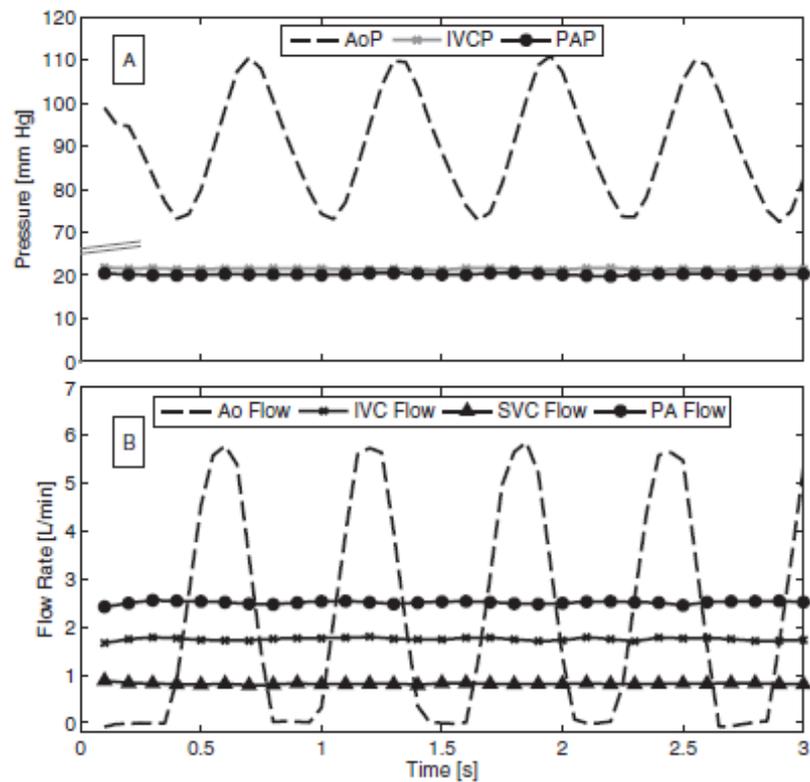


Figura 10: Resultados obtenidos tras un ensayo en una instalación de fluidos de flujo pulsante a un paciente con conexión Fontan. A-Ondas de presión de: Aorta (AoP), Vena cava inferior (IVCP) y arteria pulmonar (PAP). B-Ondas de flujo de: Aorta (Ao), Vena cava inferior (IVC), Vena cava superior (SVC) y arteria pulmonar (PA) [10].

Otros estudios consideran que el hecho de que no exista ventrículo derecho no impide la existencia de pulsatilidad debido al corazón en las venas cavas, estas pulsaciones se ha dicho que son una de las principales causantes de pérdidas de energía en el TCPC [11] y por lo tanto para algunos grupos de investigación debe de ser estudiado un flujo pulsátil en la conexión TCPC [12]. En otros casos las investigaciones consideran la existencia de pulsatilidad dependiendo de la situación del individuo [13 y 14].

Existe otro tipo de pulsatilidad en el flujo que llega a la conexión TCPC, en este caso la onda de presión y de flujo que lo acompaña es producida por la respiración del individuo. La respiración provoca una compresión torácica y abdominal, que provoca un incremento de presiones en las venas cavas muy relevantes para los pacientes TCPC, que pueden tener consecuencias hemodinámicas a corto y largo plazo [15].

Un estudio realizado por [16] analiza el flujo sanguíneo a través de la vena cava inferior con referencia al ciclo cardiaco y ciclo respiratorio en un paciente sano

y en un paciente con conexión Fontan. La vena cava inferior es el punto de interés a la hora de realizar este estudio, debido a que la respiración provoca pulsatilidad a causa de la compresión y expansión abdominal, lo cual tiene una influencia directa en la dilatación de las venas hepáticas y por lo que convierte a la vena cava inferior en el punto de mayor interés para el estudio de la importancia de la pulsatilidad.

En la investigación comentada en el anterior párrafo (figura 11), se observa que en un paciente sano el bombeo cardiaco tiene más influencia en la pulsatilidad del flujo que la respiración, mientras que con el paciente TCPC ocurre lo contrario, es decir, el ciclo respiratorio influye mucho más en la pulsatilidad del flujo, incluso llegando a generar una mayor cantidad de flujo reverso durante el comienzo del ciclo.

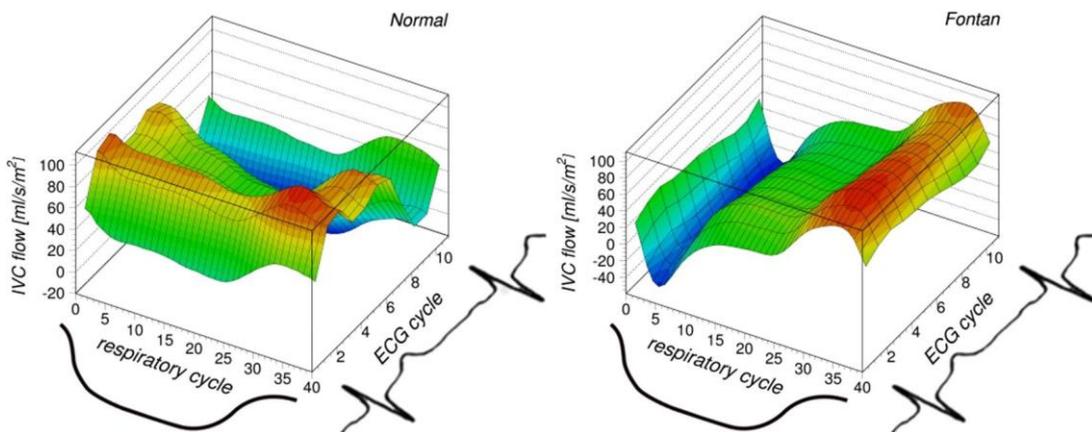


Figura 11: Representación del caudal/superficie con respecto al ciclo respiratorio y al ciclo cardiaco de un individuo izquierda: sin TCPC. Derecha: con TCPC [16].

Contemplar la existencia de pulsatilidad en la conexión TCPC y el periodo de tiempo en el cual el flujo es reverso puede provocar variación en los resultados de los estudios hemodinámicos [14], por lo que esta característica hay que tenerla presente a la hora de realizar diferentes estudios dentro de este ámbito.

Capítulo 3 : Estado del arte

Se ha realizado un análisis de las instalaciones más relevantes empleadas para estudiar la hemodinámica en el interior de una conexión TCPC y otro tipo estudios hemodinámicos semejantes. Este análisis lo que pretende es realizar un análisis del estado del arte que justifique y ayude a comprender las decisiones que se tomarán posteriormente en el diseño de la instalación objeto de este estudio. Además, se muestra la evolución y los avances que ha sufrido este ámbito de investigación hasta nuestros días.

3.1 Instalación Istituto Superiore di Sanita, Roma (2000)

El equipo de M.Grignoni [17] creó una instalación modular con el objeto de poder estudiar la geometría de la unión cavopulmonar que se realiza con la TCPC y cómo esta geometría influye en todas las presiones y caudales asociados. Para ello, la instalación empleó un modelo real obtenido a través de una resonancia magnética de un niño operado previamente. Dicho modelo es de cristal inflado, con una vena cava superior e inferior de 11.5mm de diámetro y las arterias pulmonares de 8.6mm de diámetro.

La instalación trabaja con flujo estacionario y está diseñada para poder estudiar diferentes geometrías cardiovasculares. Este circuito emplea como fluido una mezcla de agua y glicerol para conseguir una viscosidad y densidad semejante a la sangre humana.

La instalación emplea la variación de altura entre depósitos para crear las presiones requeridas, el fluido es recirculado por la instalación gracias a un sistema de bombeo que impulsa el fluido desde un tanque de descarga a dos de los cuatro depósitos. El objetivo de estos dos depósitos es simular la presión venosa central, es decir, variando su altura establecerán las presiones de las venas cavas inferior y superior. Estos dos depósitos se encuentran unidos al modelo por la parte inferior y superior simulando las dos venas cavas como se observa en la figura 12.

El modelo está conectado con otros dos depósitos situados a un menor potencial gravitacional que los depósitos venosos, los cuales son denominados depósitos pulmonares (figura 12). Esta diferencia de alturas entre los depósitos venosos y los depósitos pulmonares ayudará a fijar las presiones y los flujos que circularán a través del modelo.

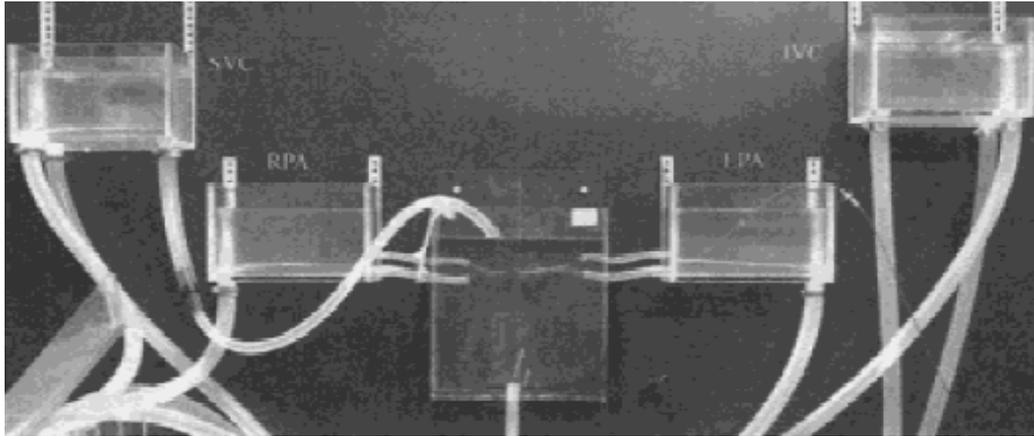


Figura 12: Instalación de [17].

Para todas las uniones entre depósitos y modelo se han empleado tubos flexibles, por lo que a la instalación se puede adaptar fácilmente a distintos modelos de ensayo. Finalmente, el circuito se cierra uniendo los dos depósitos unidos a las arterias pulmonares con el depósito de descarga.

Esta instalación pretende conseguir que no existan turbulencias o variaciones en el flujo durante los ensayos, ni pérdidas de energía que puedan falsear los mismos. Para llevar a cabo este objetivo, en las secciones de salida de los dos depósitos superiores hay instalados deflectores para asegurar un flujo laminar.

La regulación del caudal se puede ajustar variando la diferencia de alturas entre depósitos superiores e inferiores y modificando el lumen o área de los tubos de las arterias y venas que se conectan al modelo. Gracias a todo esto, se pueden estudiar diversas situaciones variando la proporción de caudal de cada conducto y así estudiar fenómenos como el del pulmón descompensado. La configuración con la que realiza los ensayos originalmente es de 50% para las arterias, 60% IVC y 40% SVC, ya que es la configuración empleada por la mayoría de los autores.

Las mediciones de flujo a través del modelo se realizan mediante un sistema PIV (tecnología de medición Dantec, Skovlunde, Dinamarca) y como partículas trazadoras se emplean partículas de $10\mu\text{m}$ de cristal de plata. Todo ello recopilado y medido por el software Visiflow (AEA, Harwell, Reino Unido).

Limitaciones del experimento:

- No simula flujo pulsátil, sino flujo continuo, no consigue obtener una onda de presión debido al bombeo cardíaco y a la respiración del individuo.
- Se emplea un modelo rígido y no elástico que puede afectar a los resultados medidos.

3.2 Instalación Virginia Artificial Heart Institute (2006)

Esta instalación está diseñada para simular sistema circulatorio completo de un paciente sin la patología congénita del ventrículo único, al que se le quiere instalar un asistente rotatorio ventricular [13]. El circuito está compuesto por dos simuladores cardiacos pulsátiles y tanques de expansión que simulan los parámetros de las venas y arterias.

La instalación consiste en un circuito que emplea una serie de depósitos que imitan las presiones arteriales, pulmonares y venosas, variando la presión de su interior y la altura a la que se encuentra el fluido.

Todo el circuito está constituido por tubos de silicona y válvulas que simulan las diferentes resistencias a lo largo de todo el circuito, con lo que se controlará las presiones y flujos a lo largo de toda la instalación. Todas las mediciones se hacen con sensores de presión y caudalímetros, (círculos y cuadrados numerados en la figura 13).

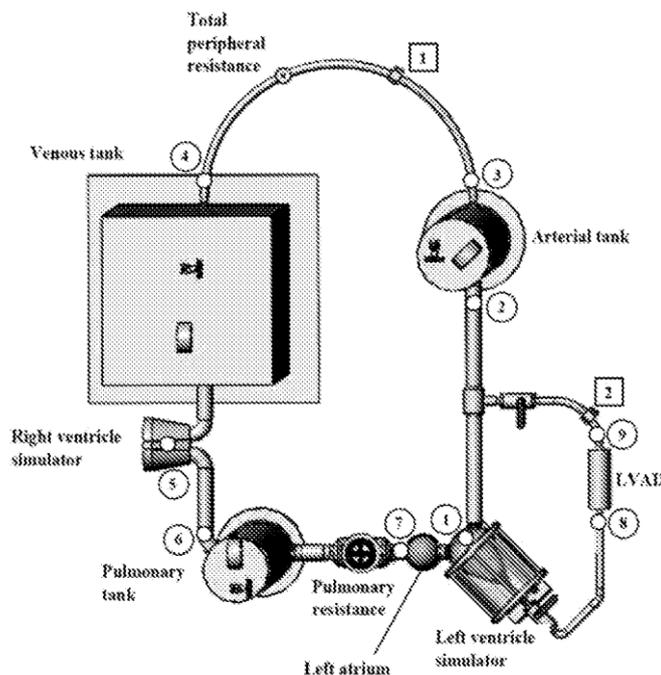


Figura 13: Instalación de [13].

Para simular el flujo pulsátil, dentro de cada uno de los dos simuladores cardiacos hay un diafragma artificial de silicona, con una cápsula de aire que proporciona una expansión y una contracción. Todo ello controlado por un controlador neumático (Utah Heart Controller, Symbion, Inc., Salt Lake City, UT,

USA), que hace que funcionen como bombas de diafragma, consiguiendo así simular la diástole y la sístole ventricular controlable para estudiar diferentes situaciones.

El funcionamiento general de la instalación comienza en el simulador del ventrículo izquierdo, el cual bombea, con ayuda del LVAD, el fluido hacia el tanque arterial, con esto se simula todo el recorrido que hace la sangre desde el ventrículo izquierdo hasta los capilares, pasando las arterias. A continuación, el fluido viaja hasta el tanque venoso y de ahí es impulsado de nuevo por el simulador del ventrículo derecho, esto recrea el recorrido que hace la sangre desde los capilares, venas hepáticas y venas cavas hasta el corazón.

Finalmente se bombea el fluido desde el simulador del ventrículo derecho al izquierdo pasando por el tanque pulmonar y la correspondiente resistencia pulmonar. Este último paso refleja el recorrido de oxigenación de la sangre a través de los pulmones y la resistencia capilar que estos ejercen.

Limitaciones del experimento:

- No es una instalación modular.
- No simula las variaciones de presión provocadas por la respiración del paciente.
- No permite el estudio de casos de cardiopatía congénita de ventrículo único.
- No hace división entre vena cava inferior y superior, arterias pulmonares derecha e izquierda.

3.3 Instalación Clemson (2010)

El grupo Clemson [18] en 2010 decidió realizar un estudio donde emplearon varias instalaciones para poder obtener así diversos resultados en distintos escenarios, la instalación a analizar de su estudio es la número tres.

La instalación número tres del estudio [18] pretende evaluar la conexión TCPC reproduciendo las presiones de las grandes venas junto con las hepáticas y ofreciendo una regulación del flujo bastante amplia.

La instalación estudia cinco ramas de circulación venosa: la parte superior del cuerpo, la hepática, la parte inferior del cuerpo y las dos arterias pulmonares. Todo ello, influenciado por las variaciones de presión producidas por la respiración. Estas presiones y flujos se pueden adaptar a distintos modelos de

TCPC de distintos pacientes, variando las resistencias en forma de válvulas para conseguir los flujos deseados.

Esta instalación no implementa la pulsatilidad del flujo provocada por el ventrículo izquierdo, en cambio, la instalación modela las variaciones de flujo provocadas por la compresión y expansión torácica y abdominal, que se traduce en una compresión de los pulmones, abdomen y de todo el sistema venoso hasta el TCPC.

La instalación trabaja con las presiones de la parte superior e inferior del cuerpo tratando de recrear los capilares que se dilatan y se contraen debido a factores respiratorios. Para simular estas dos partes se emplean dos depósitos de altura constante y aire con el objeto de simular esta expansión de los vasos sanguíneos, esto es denominado efecto Windkessel y a estas cámaras se las atribuye el mismo nombre. Estas cámaras se constituyen de cilindros de plástico sellados de unas dimensiones de 100mm de diámetro y 750mm de altura.

El flujo pulsátil abdominal debido a la respiración se genera en una cámara presurizada y cerrada con un diafragma elástico que se mueve conforme a las variaciones de presión, generadas por un flujo de aire a baja presión controlado por una válvula de control proporcional (SMC, Inc.; Modelo 1091), como se aprecia en la figura 14.

El movimiento del diafragma se traslada al circuito de la instalación generando así un flujo pulsante, todo esto se realiza con ayuda de válvulas y cambios de diámetros en los conductos ayuda a obtener los caudales deseados. La pulsatilidad debida a la compresión torácica se produce con una válvula de presión de tres vías controlada por ordenador.

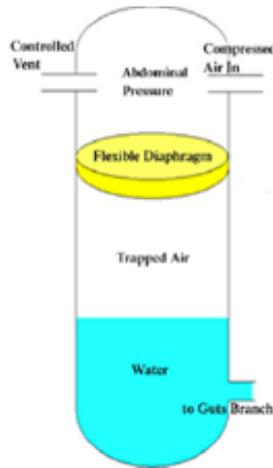


Figura 14: Cámara de presión de respiración abdominal [18].

La pulsatilidad torácica que se simuló fue de unas variaciones de presión de 0mmHg a 4mmHg y la abdominal de 0mmHg a 2mmHg, con una frecuencia de respiración de 20 veces por minuto, es decir, cada 3 segundos.

En la figura 15 se observa una recreación de la instalación con parámetros eléctricos; donde los condensadores simulan el efecto Windkessel; las bobinas la inercia del fluido; los generadores las presiones (los generadores de corriente alterna son las variaciones de presión que generan el flujo pulsante); las resistencias serían las resistencias físicas como fricción o pérdidas de carga y la intensidad sería el caudal.

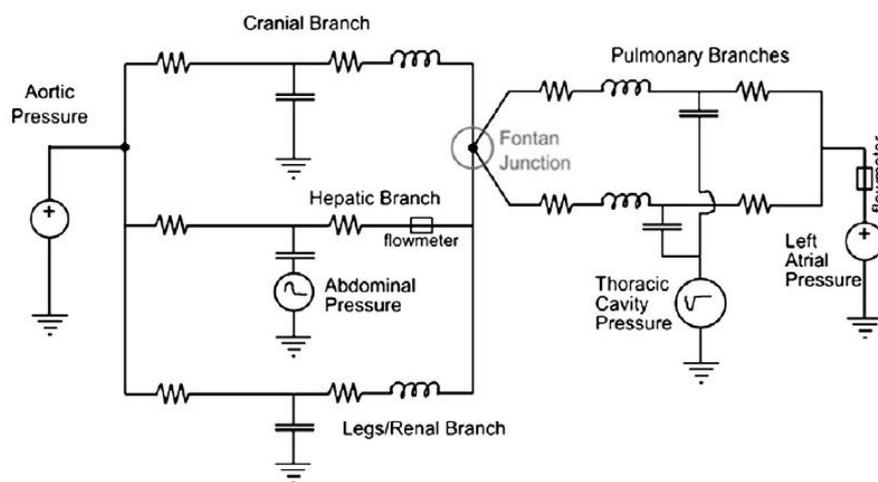


Figura 15: Modelo de parámetros agrupados de la instalación [18].

El modelo empleado es de un paciente de 13 años, obtenido mediante tecnología 3D de una resonancia magnética. Sin embargo, los datos fisiológicos del experimento: caudales, presiones, características del fluido... fueron empleados datos genéricos, no los específicos del paciente.

Los materiales empleados en el modelo son variados, ya que para los experimentos emplearon distintos modelos, uno de resina de policarbonato transparente y un segundo de goma semitransparente elástica.

Las mediciones de los caudales de las venas hepáticas se realizan mediante caudalímetros electromagnéticos (CarolinaMedical Electronics) y el flujo global de la instalación se mide con un caudalímetro de turbina (Omega Engineering). Todas las presiones se miden con transductores de presión (BD Medical DTXplus). Todo ello recopilado por el software Labview (National Instruments).

Limitaciones de la instalación:

- No simula las variaciones de presión provocadas por el ventrículo izquierdo, únicamente estudia la pulsatilidad respiratoria.
- Se limita al estudio de caudales y presiones a las salidas y entradas del modelo, no estudia el flujo en el interior de este.

3.4 Instalación Georgia Tech (2012)

Esta instalación está diseñada para estudiar posibles soportes de asistencia mecánica [19], en concreto el dispositivo de flujo axial Impella (Abioned Inc. Danvers, Mass). En este caso, el modelo empleado fue una réplica real de cristal de la conexión Fontan (TCPD) de un paciente de 19 años.

La instalación únicamente trabaja en condiciones estacionarias y se trata de un circuito conformado por cuatro depósitos (figura 16), dos reflejan las venas cavas y los otros dos consisten en depósitos de desbordamiento auricular. La recirculación del circuito se produce con ayuda de dos bombas que mantienen los dos depósitos venosos al nivel deseado, extrayendo el fluido de los depósitos de descarga auricular.

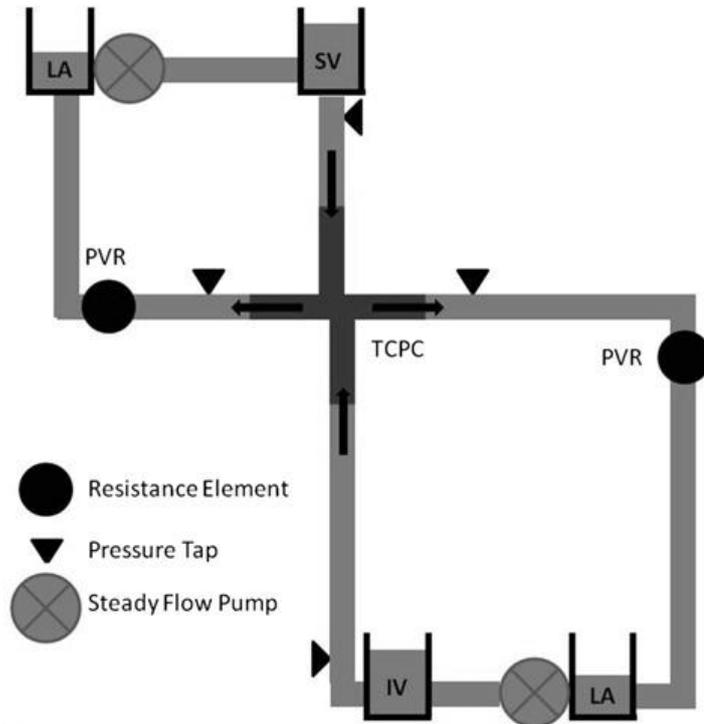


Figura 16: Esquema de la instalación. SV (vena cava superior), IV (vena cava inferior), LA (aurícula izquierda) [19].

La instalación trabaja con una presión central venosa de 20mmHg, un poco más elevada de lo normal, con lo que consigue simular una situación extrema que puede llegar a darse con el TCPC, un estado en el que se puede llegar a plantear el uso de un asistente mecánico.

En esta instalación se emplean válvulas aguas abajo del TCPC para simular la resistencia pulmonar del paciente a la vez que permiten regular el caudal de trabajo.

Las presiones y flujos varían, estableciendo distintos niveles de resistencias pulmonares, estas variaciones de los caudales se miden con caudalímetros ultrasónicos. En general, se trata de una instalación muy sencilla que controlando la relación de alturas de los depósitos y las resistencias mediante válvulas obtiene los caudales y presiones deseadas.

Limitaciones de la instalación.

- No simula flujo pulsátil, sino flujo continuo, no consigue obtener una onda de presión debido al bombeo del ventrículo derecho y a la respiración del individuo.
- No estudia mediante PIV el modelo, únicamente mide caudales.
- Se emplea un modelo rígido por lo que no es real y puede afectar a los resultados medidos.

3.5 Instalación Purdue (2013)

El objetivo principal de esta instalación es la prueba de un prototipo de bomba impulsora viscosa (VIP) [8], mostrada en la figura 17. En este ensayo, se emplea un modelo TCPC idealizado donde la conexión cavopulmonar tiene un offset de 0mm, es decir, una conexión cavopulmonar perpendicular.

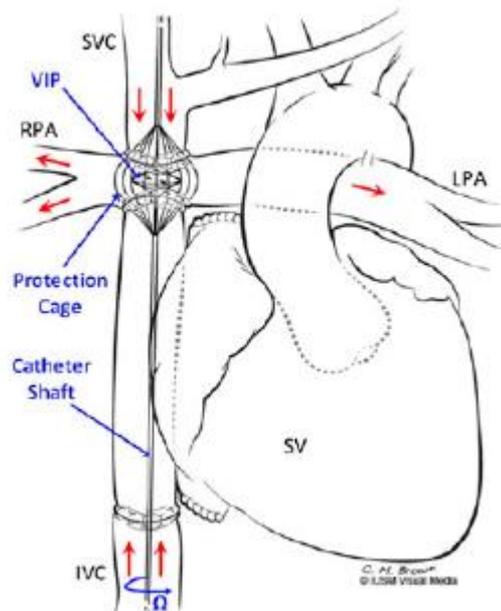


Figura 17: Circulación Fontan en TCPC con VIP. RPA (right pulmonary areteries), LPA (left pulmonary areteries), IVC (inferior vena cava), SVC (superior vena cava), SV (single ventricle) [8].

Los diámetros de salida y entrada del modelo son de 22mm para las venas y 18mm para las arterias pulmonares, intentando simular un caso de fisiología real, (SVC/IVC diámetros de 20mm a 24mm y LPA/RPA diámetros de 16mm a 20mm). La intersección está diseñada con unos radios de curvatura de 10mm y está fabricada mediante moldes e impresión 3D, empleando como material

silicona. En la figura 18 se puede observar las dimensiones y el diseño del molde empleado para crear el modelo.

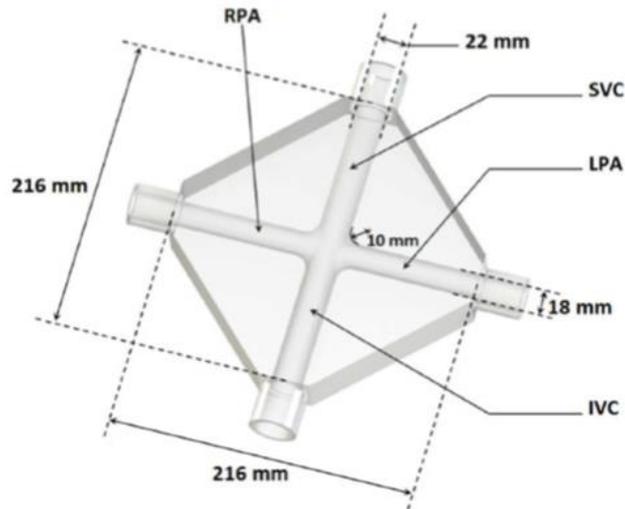


Figura 18: Molde del modelo empleado para su fabricación. RPA (Right pulmonary areteries), LPA (left pulmonary areteries), IVC (inferior vena cava), SVC (superior vena cava), [8].

Para anular posibles turbulencias que pudieran existir en la conexión TCPC, a la entrada del modelo existen dos cámaras que evitan esto. Las cámaras laminadoras de flujo (figura 19), formadas por una placa perforada, una placa panal y cuatro pantallas de malla para enderezar el flujo.

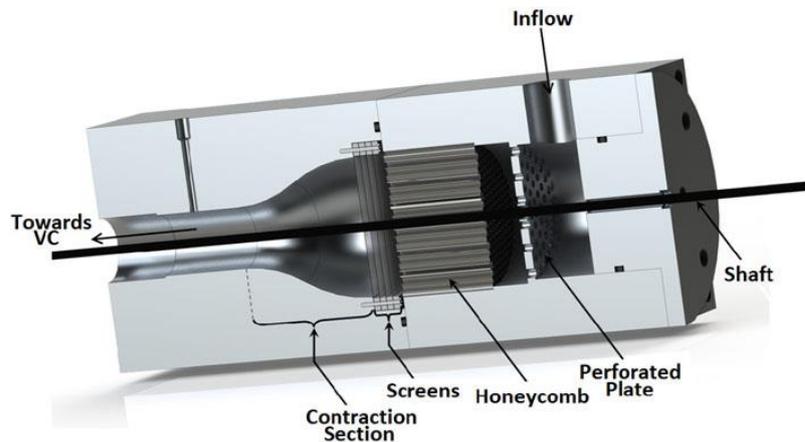


Figura 19: Cámara correctora de flujo. [8].

En la frontera de la cámara correctora de flujo existe una sección de contracción (relación de reducción de área 3.31:1) que reduce las fluctuaciones de velocidad en la entrada de TCPC. Esta configuración produce condiciones de contorno de entrada bien definidas con buena repetitividad experimental.

El fluido empleado que simula la sangre consiste en una mezcla de 46% agua, 33% glicerina y 21% yoduro de sodio (en peso). Esta composición imita la viscosidad dinámica de la sangre, aproximadamente $4.15 \cdot 10^{-3}$ mPas, al tiempo consigue un índice de refracción de $n=1.417$, el mismo que el del modelo empleado para una posterior medición por láser y que no exista refracción.

El fluido tiene una densidad de $1,283 \text{kg}/\text{m}^3$ mientras que la sanguínea es de $1,060 \text{kg}/\text{m}^3$, pero [8] considera que la viscosidad dinámica y el índice de refracción son parámetros prioritarios a la hora de hacer el ensayo. El fluido empleado tiene características de un fluido Newtoniano, en cambio la sangre no lo es. Este hecho solo puede ser problemático si se trabaja bajo unas condiciones específicas.

El circuito consta de un tanque de descarga/suministro y un sistema de bombeo con el que se produce un caudal no pulsátil a través de la instalación. Los conductos disponen de abrazaderas situadas en los tubos flexibles, que sirven de ayuda para regular los caudales de forma que se divida el caudal en 50% - 50% por las dos entradas y salidas del TCPC. El esquema de la figura 20 muestra la instalación en cuestión.

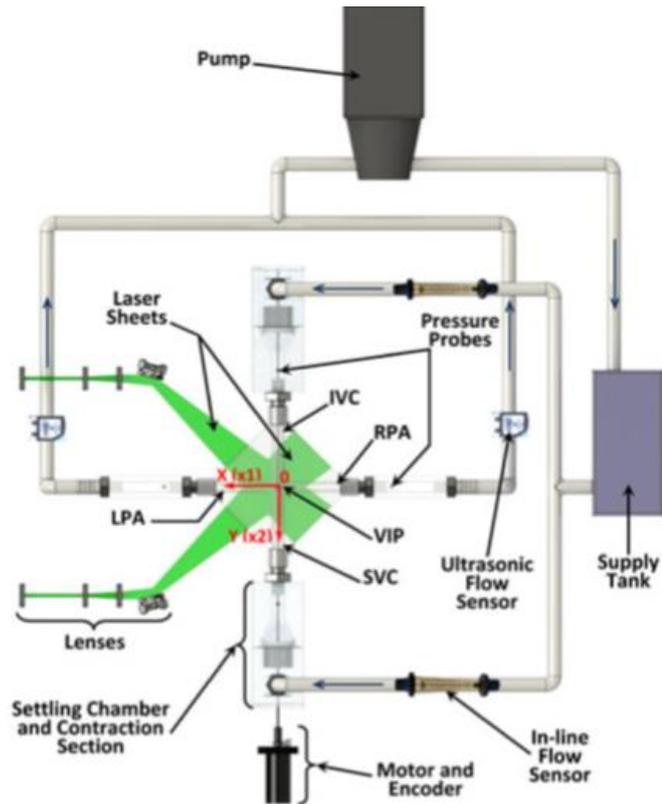


Figura 20: Esquema de la instalación. RPA (right pulmonary areteries), LPA (left pulmonary areteries), IVC (inferior vena cava), SVC (superior vena cava) [8].

Las mediciones de presión se realizan con sondas de presión en cada entrada y salida del TCPC, al igual que los caudales gracias a la implantación de caudalímetros ultrasónicos no invasivos.

Las velocidades a través del modelo se estudian mediante un sistema PIV (figura 21), que es capaz de medir los tres componentes de la velocidad con ayuda de lentes y espejos. El sistema de cámaras empleado consta de dos cámaras CDD (Imperx IPX 2M30LMCN, 8bits) y como partículas trazadoras se emplean perlas de vidrio huecas de $10\mu\text{m}$ de diámetro.

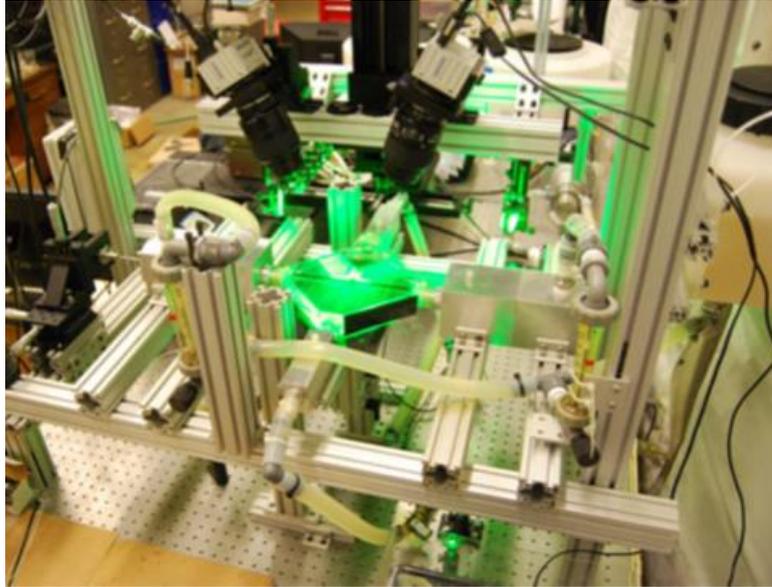


Figura 21: Imagen de la instalación [8].

Limitaciones de la instalación:

- No simula flujo pulsátil, sino flujo continuo, no consigue obtener una onda de presión debido al bombeo del ventrículo derecho y a la respiración del individuo.
- El fluido empleado se trata de un fluido Newtoniano, lo cual limita a la instalación a que trabaje en unas condiciones determinadas.

3.6 Instalación Georgia Tech (2013)

Esta instalación estudia la implantación de una válvula unidireccional Melody [20] (figura 22), en la vena cava inferior, con el objetivo de aliviar la hipertensión venosa hepática debido al Fontan, y con esto poder evitar el flujo reverso.



Figura 22: Válvula Melody [20].

Se aprecia en la figura 23 como el modelo empleado tiene un offset de 0mm (conexión cavopulmonar perpendicular), unas dimensiones de 160mm x 220mm y unos diámetros internos de 20mm, con un espesor de pared de 1mm. Todo ello construido con el material elastómero Tangoplus (Spectrum Plastics Group). El modelo durante estos ensayos trabajó en un rango de presiones internas entre 10mmHg y 15mmHg.

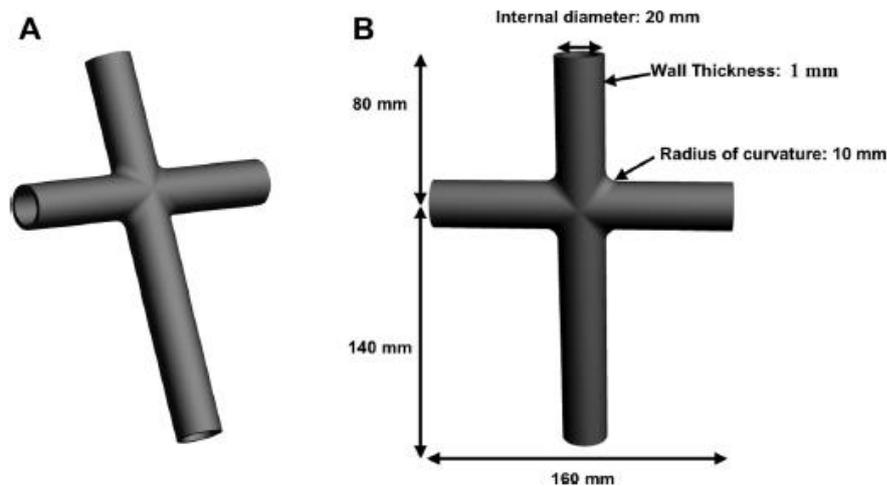


Figura 23: A y B: Esquema de conexión total cavopulmonar (TCPC) [20].

La instalación cuenta con una bomba centrífuga sumergible en un tanque al nivel del suelo. Dicha bomba mantiene al fluido del tanque situado en la parte superior de la instalación a una altura constante de 1,8m. La simulación de flujo pulsátil se realiza con la implementación de un pistón programable (modelo SPL39891; ViVitro Labs, Victoria, British Columbia, Canadá). El pistón está configurado para moverse en un movimiento sinusoidal con un período de 1s para generar el flujo venoso y las presiones características hemodinámicas debidas a la pulsatilidad del flujo cardiaco.

El fluido empleado es una solución salina que además de simular la sangre tiene como principal función mantener el tejido de la válvula Melody protegido, de forma que no sufra degradación por deshidratación.

Para el control de las presiones y condiciones hemodinámicas de las venas cavas y arterias pulmonares se emplean válvulas de bola y de aguja, estas últimas permiten un control más preciso de los caudales. Los flujos empleados varían de $1l/min$ hasta $2.5l/min$ y a su vez se varía la distribución del flujo entre vena cava superior e inferior entre el 30% y 70%. A su vez el rango de

presiones de estudio está comprendido entre 10mmHg y 15mmHg para la SVC (vena cava superior), IVC (vena cava inferior), LPA (arteria pulmonar izquierda) y entre 5-10mmHg para RPA (arteria pulmonar derecha).

En la figura 24 se muestra un esquema de la instalación de Georgia Tech.

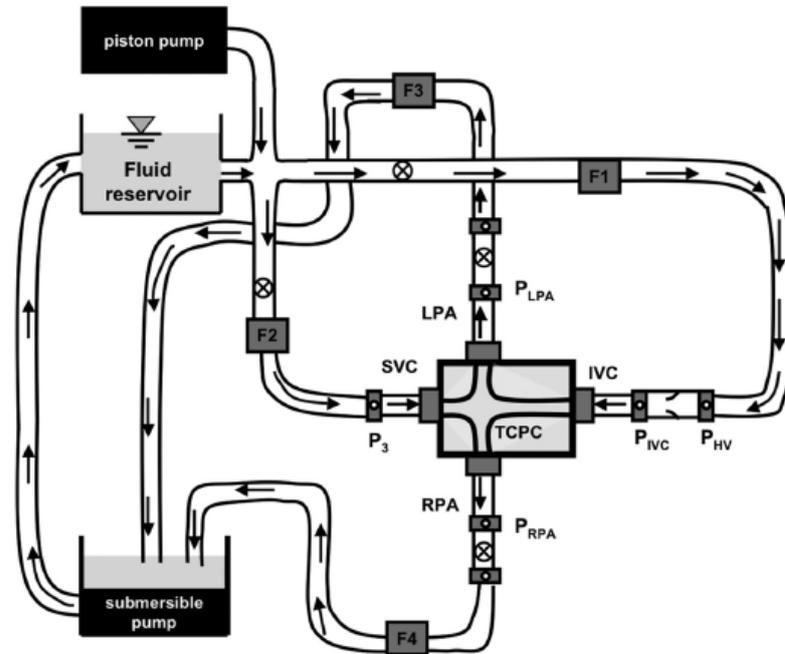


Figura 24: Esquema de instalación. RPA (right pulmonary areteries), LPA (left pulmonary areteries), IVC (inferior vena cava), SVC (superior vena cava), P (presión), PHV (presión de la vena hepática) [20].

Para la recogida de datos emplean transductores de presión absoluta Deltran (DPT-200; Utah Medical Products, Midvale, UT) colocados en las arterias y en las venas, a las salidas y entradas del modelo. Para el registro y lectura de los datos recogidos se emplea el software LabView.

Para medir la presión en el interior del modelo se emplea un catéter y los flujos venosos se miden con caudalímetros electromagnéticos (modelo 300A; Carolina Medical Electronics, East Bend, NC). En el caso de los flujos arteriales las medidas se realizan mediante sondas de flujo ultrasónicas no invasivas (modelo ME PXN; Transonic Systems, Ithaca, NY).

Limitaciones de la instalación:

- No simula la pulsatilidad del flujo debido a la respiración del individuo, únicamente simula el ventricular derecho.
- No estudia la hemodinámica en el modelo, solo controla el flujo a la entrada y salida.
- Mal control de la onda de presión generada para producir la pulsatilidad.

3.7 Instalación Ucla Graduate School (2014)

El objeto de estudio del grupo de Ucla [10] es el ensayo de un prototipo de asistencia cardiaca que consiste en un balón de compresión extraaórtico, un manguito y una consola de accionamiento neumático, reflejado en la figura 25 de forma esquemática.

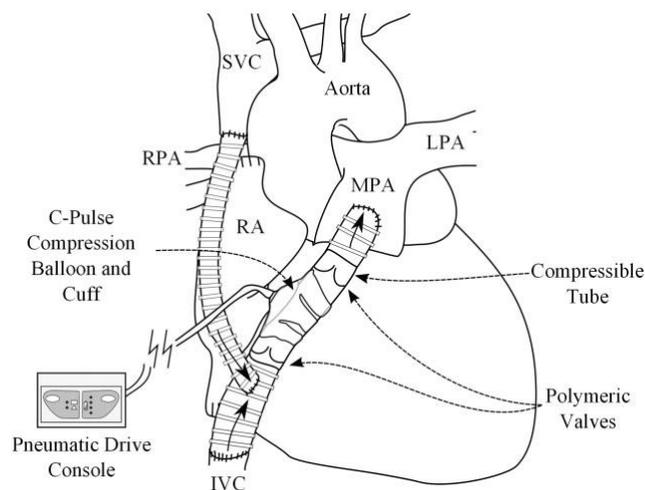


Figura 25: Configuración anatómica en una conexión Fontan con balón de compresión, manguito y consola neumática. MPA (main pulmonary artery, LPA (left pulmonary artery), SVC (superior vena cava), RPA (right pulmonary artery), IVC (inferior vena cava) [10].

El circuito de ensayo construido contiene un total de cuatro tanques presurizados que suministran: las presiones aórticas, las presiones de las venas cava inferior y superior y las presiones arteriales pulmonares. Todo esto, junto con las válvulas incorporadas en los diversos puntos del circuito permiten controlar todos los flujos.

La instalación cuenta con un mecanismo generador de flujo pulsátil (Harvard Apparatus, Holliston, MA, USA). El fluido es impulsado gracias a este mecanismo que extrae el fluido del depósito "Atrial Reservoir" (figura 26) y viaja hasta la cámara aórtica, de ahí se divide el flujo a los depósitos de las venas cava y posteriormente llegan al soporte de asistencia mecánica para acabar

finalmente en la cámara de arterias pulmonares. El fluido se descarga al depósito “Atrial Reservoir” para ser impulsado de nuevo.

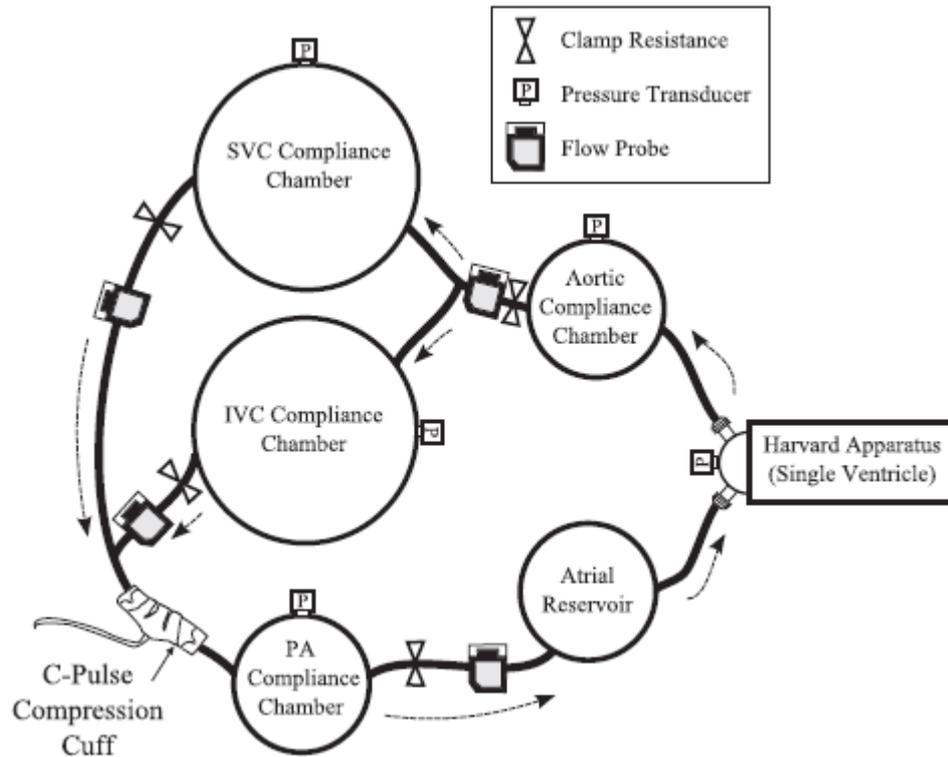


Figura 26: Representación de la instalación de un circuito cardíaco con conexión Fontan y balón de compresión SVC (superior vena cava), PA (pulmonary artery), IVC (inferior vena cava) [10].

Las cámaras o depósitos presurizados crean una diferencia de presiones y una diferencia de alturas a lo largo del circuito, que es lo que permite al fluido moverse a través del mismo. El depósito auricular (depósito de descarga) se encuentra abierto, es decir, a presión atmosférica para facilitar el retorno del fluido hacia la bomba impulsora pulsátil.

Los datos de interés son recogidos por transductores de presión (Deltran, Utah Medical Products Inc., Midvale, UT, USA) y por caudalímetros ultrasónicos capaces de medir instantáneamente el flujo en los diversos lugares situados a lo largo de la instalación (ME12PXL, Transonic Systems Inc., Ithaca, NY, USA).

Las condiciones de los ensayos son limitadas a $2,5\text{ l/min}$ de flujo cardíaco y la conexión TCPC une las IVC, SVC y PAs en forma de “Y” y el dispositivo de asistencia mecánica se encuentra situado entre la unión de las dos venas cavas y el depósito pulmonar arterial.

Limitaciones de la instalación:

- Debido al dispositivo de asistencia mecánica no es capaz de controlar correctamente los caudales.
- No tiene en cuenta la pulsatilidad debida a la respiración.

3.8 Instalación BioCirc (2014-2015)

La instalación de Steven G. Chopski [21,22 y 23] pretende estudiar un soporte de asistencia mecánica para pacientes con una conexión TCPC. El soporte estudiado consiste en una bomba de flujo axial diseñada para aumentar la presión en las venas (figura 27), para proporcionar una estabilidad hemodinámica al paciente durante su juventud y su vida adulta.

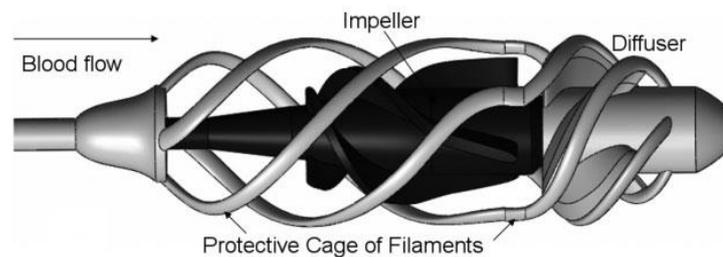


Figura 27: Diseño conceptual de soporte de asistencia mecánica [21].

Para este estudio se emplea un modelo anatómico de la conexión TCPC de un paciente real que se ha obtenido transformando resonancias magnéticas 2D en 3D mediante software. El modelo está conformado con resina de uretano transparente y a éste se le implanta en la vena cava inferior el prototipo de asistencia mecánica (figura 28).

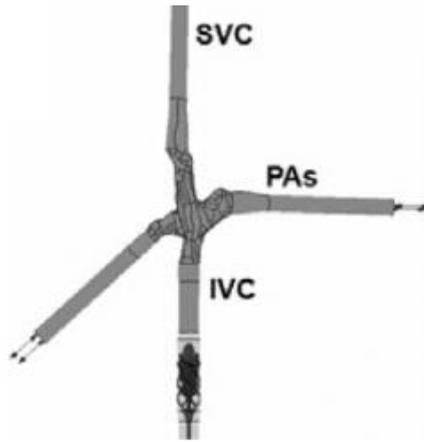


Figura 28: Posición del dispositivo de asistencia mecánica. PAs (Pulmonary areteries), IVC (Inferior vena cava), SVC (Superior vena cava) [21].

La instalación BioCirc (figura 29), recrea la vena cava superior (SVC), vena cava inferior (IVC) y las dos arterias pulmonares (LPA, RPA). El fluido empleado consiste en una mezcla de agua y glicerina en una proporción 60:40 en peso, mezcla que simula la sangre, con unas propiedades de 1100kg/m^3 y con una viscosidad dinámica de $3.62\text{mPa}\cdot\text{s}$ (± 0.176). La mezcla en cuestión circula con flujo constante de $3\text{l}/\text{min}$ gracias a una bomba centrífuga de accionamiento magnético (modelo BC-3C-MD, March Mfg., Chicago, IL, USA).

El caudal se reparte de forma que el 40% circula a través de la vena cava superior (SVC), y el resto por la vena cava inferior (60%). Al llegar a la bifurcación, el fluido se separa en un 50% por la arteria pulmonar derecha (RPA), y en otro 50% circula por la arteria pulmonar izquierda (LPA). El control de estas proporciones se gestiona mediante válvulas de bola y caudalímetros.

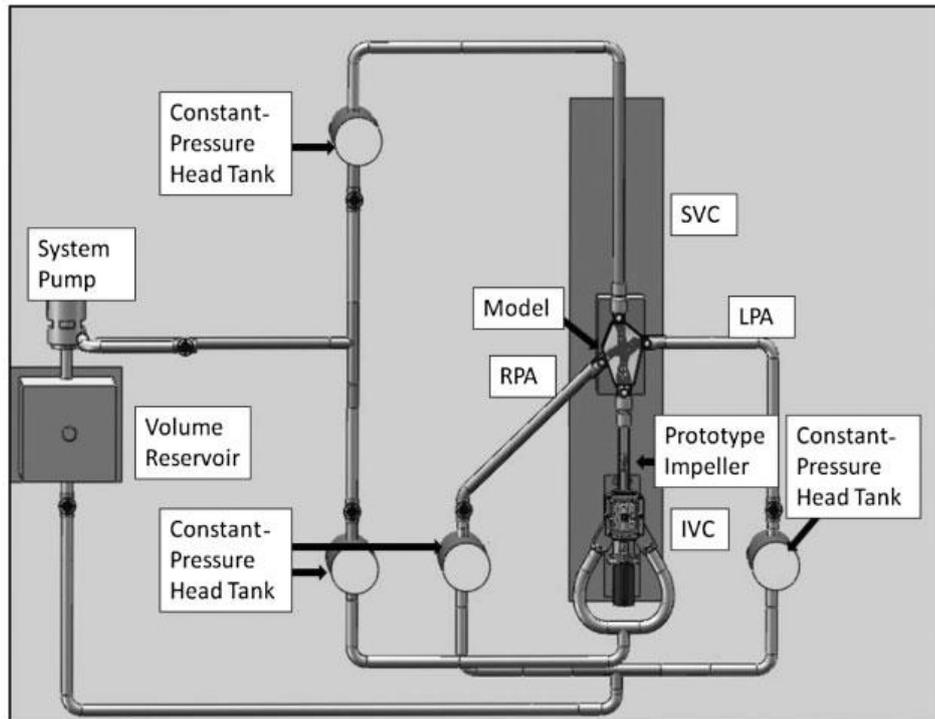


Figura 29: Esquema de la instalación. RPA (right pulmonary areteries), LPA (left pulmonary areteries), IVC (inferior vena cava), SVC (superior vena cava) [21].

La instalación consiste en un circuito cerrado donde se emplea un tanque como depósito de descarga y cuatro tanques para controlar las presiones del sistema, pudiendo así imitar los rangos de presión fisiológicos del paciente en las venas cavas, inferior (IVC), superior (SVC), y en las arterias pulmonares, tanto izquierda (LPA), como derecha (RPA).

Las mediciones a lo largo del circuito se realizan mediante caudalímetros (Transonic Systems, Ithaca, NY, USA). Las presiones se miden a las entradas y salidas del modelo anatómico 3D y para ello se emplean transductores de presión diferencial (modelo DP-35, Validyne Engineering, Northridge, CA, EE. UU), que se encargan de medir el aumento de presión a través de la bomba.

El estudio del flujo a través del modelo se realiza mediante medición láser y para conseguir el índice de refracción de la resina de uretano y así satisfacer el índice de coincidencia, el modelo se encuentra sumergido en una mezcla de dietil-ftalato 94% y etanol 6% (en peso) a una temperatura de 50°C. Para mantener esta mezcla a 50°C, la instalación cuenta con un intercambiador de calor.

La medición del campo de flujo a través del modelo se realiza mediante medición por PIV (TSI, Inc., Shoreview, MN, USA) en combinación con dos láseres Nd-YAG (New Wave Research, Inc., Fremont, CA, USA) y una serie de lentes, las cuales se encargan de conseguir haces de luz de 1mm de diámetro. Todo es captado por dos cámaras CCD (PowerView 1.4MP, TSI, Inc.) que están posicionadas perpendicularmente a los haces de los láseres y para completar la toma de datos se emplean como partículas trazadoras las partículas de rodamina B (Fluostar, EBM Incorporated, Model No. FF1015-01), que ayudan a la recogida de datos para posteriormente estudiar los resultados en Matlab.

El sistema de medición PIV se muestra en la figura 30.

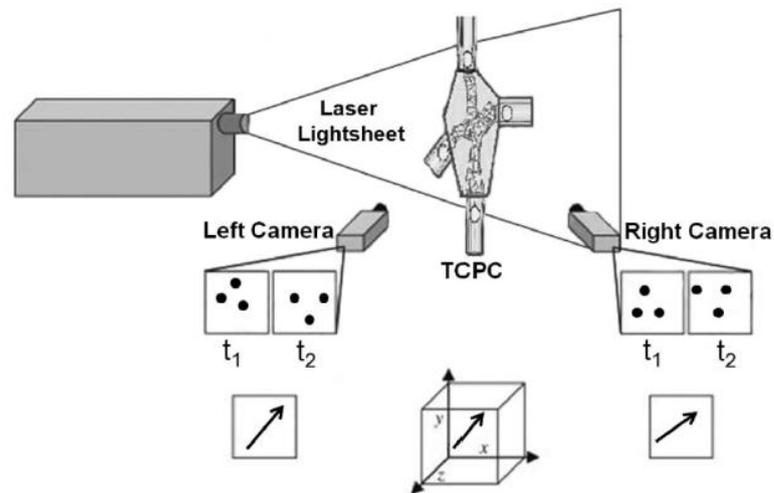


Figura 30: Sistema de velocimetría de partículas (PIV) [21].

Limitaciones del experimento:

- No es una instalación modular.
- No simula flujo pulsátil, sino flujo continuo por lo que no consigue obtener una onda de presión debido al bombeo del ventrículo derecho y a la respiración del individuo.

3.9 Instalación Crumlin (2020)

Esta instalación [24] está diseñada específicamente para estudiar la hemodinámica de la sangre en una conexión TCPC, empleando un modelo fabricado con Gore-Tex (figura 31), material elástico muy utilizado en este tipo de operaciones. Para la creación del modelo se empleó tecnología 3D con el objeto de recrear la intersección de Fontan de un paciente real de 3,7 años.



Figura 31: Modelo TCPC de Gore-Tex de un paciente de 3,7 años [24].

Los diámetros del modelo son de 11.2mm y 12.06mm para las venas cavas superior e inferior respectivamente, y de 12.6mm y 10.3mm para las arterias pulmonares izquierda y derecha. El flujo que atraviesa el modelo es similar al medido en el hospital al paciente y para crear el flujo pulsante la instalación consta de dos pistones controlados por dos actuadores lineales unidos al circuito.

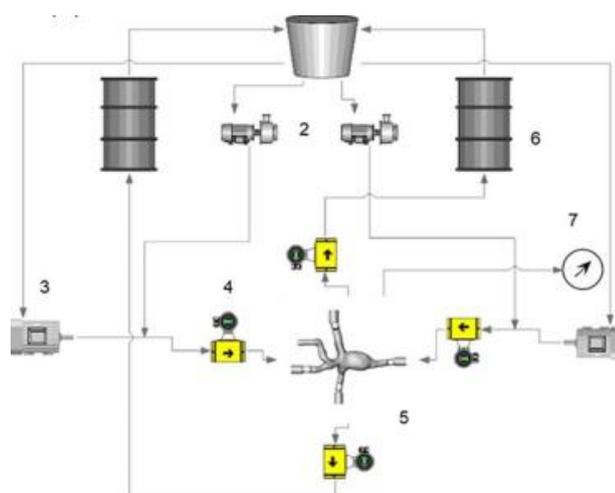


Figura 32: 1-Tanque de descarga, 2-Bombas centrífugas, 3-Actuadores lineales, 4-Caudalímetros, 5-Modelo TCPC, 6-Tanques, 7-Transductor de presión [24].

El fluido que simula la sangre es una mezcla de agua y glicerina en una proporción de 40:60 en peso. Éste fluido tiene una viscosidad de 4mPas y se mueve por la instalación (figura 32) gracias a dos bombas (figura 32-2). La pulsatilidad del flujo se produce gracias a dos motores paso a paso sin escobillas (BM75 Nema, Aerotech, Southampton, UK) montados en paralelo sobre un actuador (ET32 Parker Electro cilindro de empuje, Parker, OH) y conectado a cilindros hidráulicos (SMC, Dublín, Irlanda).

Los caudales se definen como $0.65l/min$ y $1.65l/min$ para las venas cavas superior e inferior, respectivamente. El flujo es controlado con las presiones de los tanques y es enviado a través del modelo por las venas empleando las dos bombas centrifugas, el flujo tras pasar el modelo llega a dos tanques y de ahí vuelven al depósito de descarga.

Para medir las diversas características del circuito, como presiones y caudales, se emplea un CAD, "Data acquisition card", en concreto el modelo (NI USB6001, National Instruments, Berkshire, UK) con ayuda de sensores y el software LabView. Los caudales de salida se miden con caudalímetros ultrasónicos (Transonics, UK).

Limitaciones de la instalación:

- No simula flujo debido a la respiración del individuo, únicamente simula el ventricular derecho.
- No estudia la hemodinámica en el modelo, solo controla el flujo a la entrada y salida.

3.10 Limitaciones de las instalaciones descritas

Se ha elaborado la tabla 1 en la que se especifica el grupo de investigación, autor principal del artículo consultado junto al año de publicación y tipo de flujo con el que trabaja la instalación. En dicha tabla existe una columna de observaciones donde se aportan datos de interés sobre la instalación y otra donde se indican los inconvenientes o limitaciones más relevantes encontrados en dichas instalaciones.

Tabla 1: Instalaciones estudiadas

Grupo	Autor	Flujo	Observaciones	Limitaciones
Istituto Superiore di Sanita, Roma	Grigioni 2000	Estacionario	Estudio de la geometría de la unión TCPC en una instalación muy sencilla.	-No flujo pulsante
Virginia Artificial Heart Institute	Liu 2006	Pulsante cardiaco	Estudio de asistente de soporte mecánico en un ciclo cardiaco completo en paciente sin cardiopatía congénita de ventrículo único.	-No flujo pulsante respiratorio. -No modular.
Clemson	Figliola 2010	Pulsante respiratorio	Estudio sobre la conexión TCPC teniendo en cuenta la pulsatilidad producida por la respiración del individuo	- Limitado a estudio de caudales a través de la unión TCPC y presiones a la entrada y salida de este. -No flujo pulsante cardiaco
Georgia Tech	Haggerty 2012	Estacionario	Estudio de distintos asistentes de soporte mecánico en TCPC en una instalación muy sencilla.	-No flujo pulsante -Limitado a estudio de caudales a través de la unión TCPC y presiones a la entrada y salida de este.
Purdue	Kerlo 2013	Estacionario	Estudio de asistente de soporte mecánico en TCPC en la vena cava inferior.	-No flujo pulsante. -El fluido empleado es Newtoniano, por lo que limita las condiciones de trabajo.

Grupo	Autor	Flujo	Observaciones	Limitaciones
Georgia Tech	Santhanakrtshanan 2013	Pulsante cardiaco	Estudio de los efectos de la implementación de una terapia Melody en un paciente con TCPC.	-No flujo pulsante respiratorio. -Mal control de la onda de presión producida por la pulsatilidad cardiaca.
Ucla Graduate School	Valdovinos 2014	Pulsante cardiaco	Estudio de la implementación de un balón de compresión extraaórtico en un paciente con TCPC	-No flujo pulsante respiratorio. -Mal control de los caudales debido al dispositivo de asistencia implementado.
BioCirc	Chopsky 2014-2015	Estacionario	Estudio de asistente de soporte mecánico en TCPC.	-No flujo pulsante. -No modular.
Crumlin	McHugo 2020	Pulsante cardiaco	Estudio de caudales y presiones a la salida y entrada del TCPC teniendo en cuenta flujo pulsante cardiaco.	-No flujo pulsátil respiratorio. -Limitado a estudio de caudales a través de la unión TCPC y presiones a la entrada y salida de este.

Capítulo 4 : Diseño preliminar de la instalación propuesta

4.1 Requerimientos

La instalación a diseñar tiene como objetivo la realización de ensayos de un sistema de ayuda cardiaca para pacientes con la patología de ventrículo único que se han sometido al procedimiento de Fontan.

La propuesta consistirá en una instalación in vitro de un circuito fluido que pueda simular todos los flujos y variaciones de presión, para conseguir las condiciones hemodinámicas deseadas en un paciente con conexión de Fontan. En dicha instalación in vitro se ensayará un asistente que ayude al retorno sanguíneo proveniente de las extremidades inferiores hasta los pulmones, este soporte consiste en un balón de compresión peristáltico (figura 33). Esta ayuda a la circulación de las venas cavas aumentará la perfusión del sistema pulmonar para mejorar la oxigenación de la sangre, incrementando así la calidad de vida del paciente.

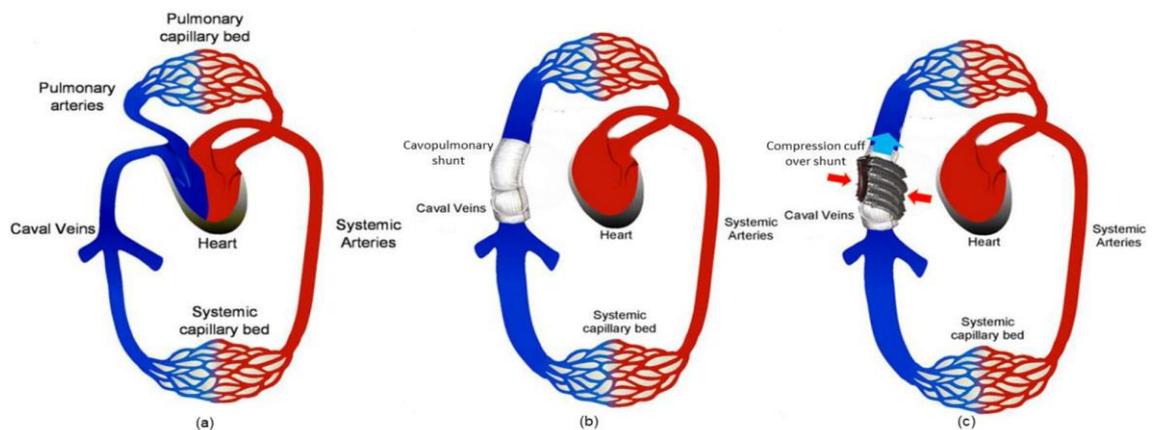


Figura 33: a-Fisiología de un paciente normal. b-Fisiología de un paciente sometido a Fontan. c-Fisiología de un paciente sometido a Fontan con un balón de compresión alrededor de la derivación cavopulmonar que facilita el retorno del flujo a los pulmones [25].

El objetivo del estudio que se ha realizado en el capítulo 3 es obtener una idea general de las carencias que tienen las instalaciones que ensayan este tipo de asistentes mecánicos, a la vez que recoger ideas y datos que ayuden a la creación de la instalación.

DeGross realizó un estudio en 2008 [26] de las necesidades y requerimientos que en un futuro habría que llegar a conseguir en instalaciones de ensayos TCPC. Los principales problemas que se encontró fue la falta de coherencia con las condiciones del ensayo, diámetros de venas y flujos, junto con la necesidad de implementar los efectos de la respiración en el modelo.

Se ha observado en el capítulo 3 que las necesidades de flujo y geometría de conductos ya no solo varían dependiendo de la edad del paciente, sino que dependiendo del grupo de investigación se trabaja con diferentes caudales y presiones. Todo ello indica que la instalación a diseñar debe de ser lo más versátil posible, es decir, que pueda trabajar en un amplio abanico de flujos y presiones para que se pueda acomodar fácilmente a cada paciente, estos caudales de flujo cardiaco empleados están en un intervalo de $1l/min$ hasta los $5l/min$ [26].

Otro objetivo que pretende este estudio es implementar la incorporación del efecto que produce la respiración en las venas cavas en un paciente TCPC, con este fin se tomará la hipótesis de que la pulsatilidad que existe en las venas no se ve influenciada por el corazón, basándonos en los estudios [18] y [16]. Así pues, la instalación tratará de contar con un sistema que sea capaz de generar una pulsatilidad en el flujo que simule la respiración.

Por último, se pretende que la instalación sea modular, para que se pueda adaptar bien a distintos modelos estudiados, con posibilidad de que en un futuro se pueda llegar a ampliar incluyendo la conexión TCPC a ella y que se pueda crear flujo reverso durante los ensayos.

4.2 Descripción preliminar de la instalación.

La instalación contará con cuatro tanques, tres de ellos de nivel constante, como se indica en la figura 34. Los tanques A, B y C serán los tanques que generarán el flujo deseado a través del modelo objeto de estudio, el cual estará situado entre el tanque B y el C.

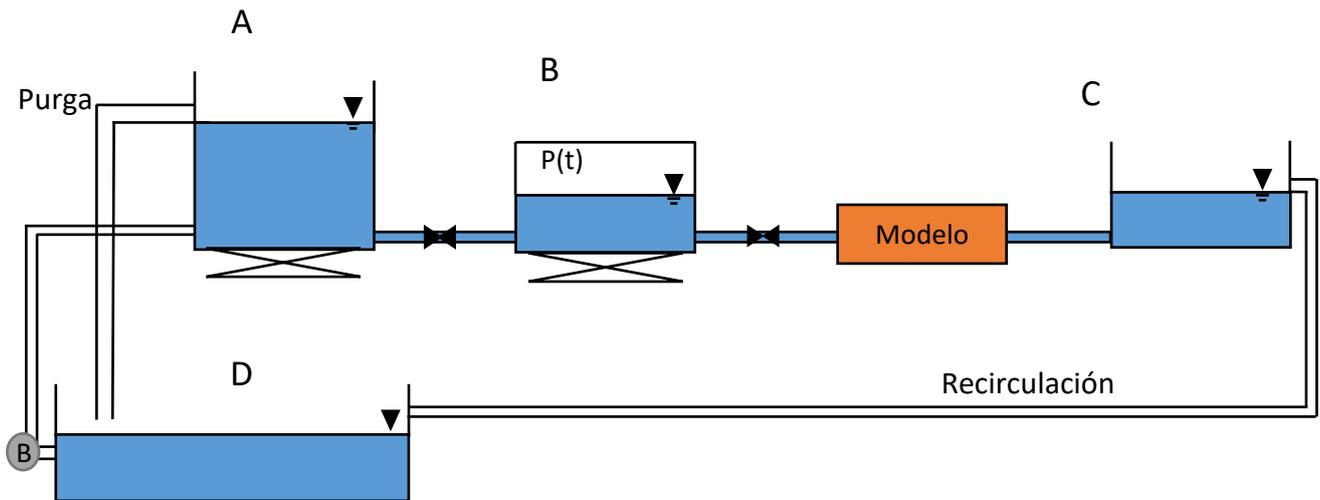


Figura 34: Croquis de la instalación preliminar.

Los tanques A y C son tanques de altura constante y abiertos al ambiente, el tanque B es un tanque presurizado con presión variable y el tanque D consiste en un tanque de grandes dimensiones de descarga.

El fluido partirá del tanque D al A impulsado por una bomba hidráulica, éste llegará al tanque A y el caudal sobrante impulsado por la bomba regresará al tanque D (tanque de descarga), con esto se consigue un suministro de fluido continuo y un tanque A con altura constante.

El fluido circulará entre los tanques A, B y C por diferencia de alturas y de presiones, por ello la altura del fluido en el tanque A será 0.3m, la del B será de 0.2m y la del C será de 0.2m. Las alturas se han elegido de esta forma para no sobredimensionar la instalación, pero también para que sean lo suficientemente relevantes como para poder trabajar con presiones más pequeñas dentro del tanque B.

Finalmente, el flujo atravesará el modelo llegando al tanque C, por el cual todo el fluido sobrante se irá por una corriente de purga que actuará también como recirculación al tanque D, donde comienza de nuevo todo el ciclo.

Con el objetivo de controlar los flujos de forma deseada se contará con dos válvulas, una entre el tanque A y B y otra entre los tanques B y C. Esto sumado a la instalación de dos plataformas elevadoras que regulen las alturas de los tanques A y B, hará que se puedan controlar minuciosamente los flujos a través de la instalación y el rango de presiones con el que se quiera trabajar en el tanque B.

El sistema de presurización que se empleará en el tanque B consistirá en la conexión de éste a un suministro de aire comprimido regulado por una válvula proporcional electrónica con retroalimentación.

4.3 Fluido empleado

El fluido empleado consistirá en una mezcla que intente imitar el índice de refracción del metacrilato y la silicona, para que se pueda medir el fluido correctamente mediante un sistema PIV, esta mezcla suele ser una mezcla de glicerina con agua. Dicha composición es la predominante en bastantes investigaciones como en [8], [21] o [24]. En este caso, se empleará una mezcla de agua destilada y glicerina en un 39% y en un 61%, en peso, respectivamente.

Las propiedades del fluido se muestran en la tabla 2:

Tabla 2: Características de la mezcla a 29 °C.

Densidad (Kg/m^3)	1058.317
Viscosidad dinámica ($Pa \cdot s$)	$8.57 \cdot 10^{-3}$
Índice de refracción n	1.43

4.4 Dimensionamiento de conductos

En este apartado se hablará sobre todos los conductos que conforman la instalación, dando longitudes y dimensiones aproximadas para poder realizar un estudio teórico previo. En este apartado no se tratará el sistema de presurización del tanque B, del cual se hablará en un apartado posterior.

En primer lugar, el conducto que conecta el tanque D al A es donde se encuentra el sistema de bombeo, por lo que viene determinado por la elección de la bomba empleada, ya que ésta tiene un diámetro de entrada y de salida predefinido. En este caso, se ha elegido una gama de bombas que trabaja con unos diámetros de entrada y de salida de 18mm, (posteriormente se justificará la elección de esta gama de bombas). Este conducto se divide en dos partes, la que conecta el tanque D con la bomba, que tendrá una longitud de 0.3m y el tramo desde la bomba hasta el tanque A, que medirá 1.6m.

El tramo que une los conductos A y B tendrá una longitud de 0.5m y un diámetro de 15mm y los conductos que unen el tanque B y C, donde se encuentra el modelo a ensayar, tendrán un diámetro de 20mm según el estudio de Santhanakrtshanan [20]. Este conducto constaría de una parte que une el tanque B con el modelo y otra que une el modelo con el tanque C, pero se les tratará como uno. Con relación al modelo, hay que destacar también que los efectos en cuanto a pérdidas de carga que produce el modelo en estático y longitud del mismo no se tendrá en cuenta a la hora de este diseño teórico.

Se ha indicado en el punto 4.1 que el diámetro del modelo puede variar dependiendo del paciente y para el análisis teórico de la instalación se trabajará con un diámetro de 20mm [20], para poder realizar los cálculos estimativos.

Los conductos de purga y de recirculación necesitan un diámetro de 25mm, suficientemente grande para poder evacuar correctamente el fluido sobrante o de recirculación. Esto viene acompañado de una longitud lo suficientemente grande como para que puedan llegar al tanque D. Esta longitud no es relevante para el estudio de la instalación y dependerá del montaje final.

Se muestra en la tabla 3 los valores aproximados de los conductos necesarios para realizar los cálculos del diseño de la instalación correspondiente. Estos valores pueden variar en el montaje final, pero servirán para hacer un cálculo orientativo teórico.

Tabla 3: Dimensionado de conductos del sistema de tanques.

Tramo	L(m)	D(mm)	Comentario
D-Bomba	0.3	18	Marcado por la entrada de la bomba.
Bomba-A	1.6	18	Marcado por la salida de la bomba.
A-B	0.5	15	
B-C	1	20	Diámetro variable.
B-Modelo	0.5	20	Se encuentra dentro del tramo B-C.
Purgas	-	25	La longitud se decidirá durante el montaje.

4.5 Estudio de caudales

En este apartado se estudia el funcionamiento de los caudales entre los tanques A, B y C (figura 35). Los tanques A, B y C se pueden estudiar de forma independiente al tanque D y la bomba, planteando la hipótesis de que se tratan de dos flujos independientes. A su vez se puede dividir el problema en otros dos distintos separando el conjunto de tanques A y B del B y C.

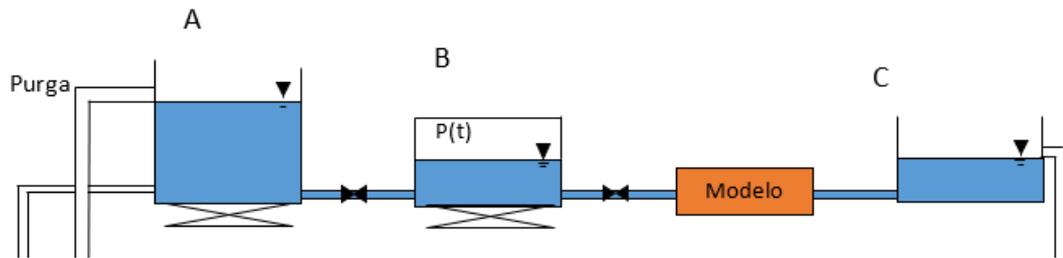


Figura 35: Sistema de tanques A, B y C de la instalación.

En un primer momento se estudiará el funcionamiento de la instalación en un estado estacionario, donde la presión de B se mantiene constante en el tiempo, para posteriormente introducir una onda de presión que genere el flujo pulsátil a través del Modelo.

4.5.1 Estudio estacionario

Esta instalación debe de proporcionar un caudal concreto a través del Modelo, es decir, a través del conducto que une el tanque B y C. El caudal a través del modelo fijará la presión del tanque B (controlable), y ésta marcará el caudal entre depósitos A y B. También hay que mencionar que para este apartado se supondrá que la altura del fluido en el tanque B es fija y no varía, en próximos apartados se estudiará esto en más profundidad.

Primero se estudiarán los tanques B y C junto al flujo requerido a través del Modelo, para poder ver qué factores influyen en este flujo se aplica la ecuación de conservación de energía mecánica entre los tanques B y C (figura 36). Para aplicar esta ecuación se deben de cumplir cuatro hipótesis [27]:

- 1) El sistema debe de ser estacionario.
- 2) La densidad debe de ser constante y uniforme a lo largo de la línea fluida:
 $\rho = cte.$

- 3) Las fuerzas másicas derivan de un potencial gravitatorio: $\vec{f}_m = -\nabla U = -\vec{g}$.
- 4) El flujo debe de ser uniforme a la entrada y a la salida.

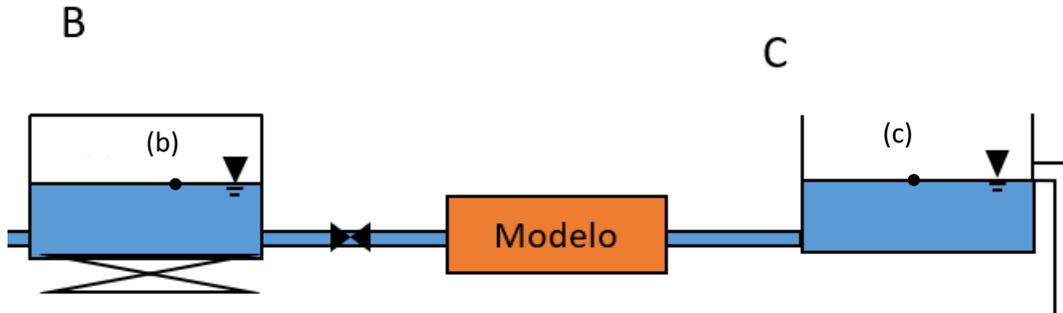


Figura 36: Puntos entre los que se aplica la ecuación de conservación de energía mecánica entre los tanques B y C.

Al cumplirse todas las hipótesis, se puede aplicar la ecuación de conservación de la energía mecánica (ecuación 1) entre los puntos “b” y “c”.

$$\left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + g \cdot z\right)_c - \left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + g \cdot z\right)_b = \frac{\dot{W} - \dot{\phi}}{G} \quad (1)$$

Siendo:

- P = Presión manométrica (Pa).
- v = Velocidad lineal (m/s).
- g = Gravedad (m/s²).
- z = Altura (m).
- ρ = Densidad del fluido (Kg/m³).
- \dot{W} = Potencia generada o aportada (W).
- $\dot{\phi}$ = Potencia disipada por fuerzas viscosas (W).
- G = Gasto (Kg/s).

Una vez aplicada la ecuación entre los dos puntos, se aplica la hipótesis de que los tanques son suficientemente grandes como para que la velocidad lineal de las partículas fluidas en los puntos de la superficie del fluido sea nula o prácticamente cero. También se puede prescindir de la variable de la presión en el punto “c”, ya que se está trabajando con presiones manométricas, es decir, el origen de presiones es la presión ambiente, por lo tanto, el tanque C

al tratarse de un tanque abierto al ambiente provoca que su presión manométrica en la superficie sea cero.

Por último, hay que indicar que este estudio teórico preliminar no tiene en cuenta el soporte de asistencia mecánica (Modelo), por lo que no existe ningún suministro de potencia ($\dot{W} = 0W$):

$$(g \cdot z)_c - \left(\frac{P}{\rho} + g \cdot z \right)_b = \frac{-\dot{\phi}}{G} \quad (2)$$

Para continuar hay que introducir el concepto de pérdida de carga, el término de la potencia disipada por pérdidas viscosas se puede transformar en el término de altura de pérdidas multiplicado por la gravedad, obteniendo la ecuación 3.

$$(g \cdot z)_c - \left(\frac{P}{\rho} + g \cdot z \right)_b = -gh_p \quad (3)$$

La altura de pérdidas a su vez se puede dividir en dos tipos de pérdidas: las pérdidas locales (ecuación 4), debidas a estrechamientos, válvulas o cambios de dirección y por otra parte la altura de pérdidas por fricción (ecuación 5), que como su propio nombre indica son las pérdidas influenciadas por el tipo de flujo y la longitud de los conductos.

$$h_l = \sum_j K_j \cdot \frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^4} \quad (4)$$

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

Quedando finalmente como altura de pérdidas:

$$h_p = h_f + h_l = f \cdot \frac{8 \cdot Q^2 \cdot L_{eq}}{\pi^2 \cdot g \cdot D^5} + \sum_j K_j \cdot \frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^4} \quad (6)$$

Siendo:

- f = Coeficiente de pérdidas por fricción.

- L_{eq} = Longitud equivalente del conducto (m).
- Q = Caudal (m^3/s).
- g = Gravedad (m/s^2).
- D = Diámetro del conducto (m).
- ρ = Densidad del fluido (Kg/m^3).
- K_j = Coeficientes de pérdidas locales.

Al despejar la ecuación 3 con la ecuación 6 queda finalmente la ecuación buscada para continuar el estudio:

$$(g \cdot z)_c - \left(\frac{P}{\rho} + g \cdot z \right)_b = -g \cdot \left(f \cdot \frac{8 \cdot Q^2 \cdot L_{eqBC}}{\pi^2 \cdot g \cdot D^5} + \sum_j K_j \cdot \frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^4} \right) \quad (7)$$

En la ecuación 7 la gravedad, las alturas, diámetros, longitud de conductos y caudal son conocidos, en este punto solo falta por calcular los coeficientes de pérdidas locales, ya que la presión del tanque B es la incógnita que se quiere calcular introduciendo el caudal como dato.

El coeficiente de fricción se trata de un número que viene totalmente determinado por el número de Reynolds, un número adimensional que caracteriza el tipo de flujo: turbulento, laminar o de transición.

$$Re = \frac{v \cdot D \cdot \rho}{\mu} \quad (8)$$

Siendo:

- D = Diámetro del conducto (m).
- ρ = Densidad del fluido (Kg/m^3).
- v = Velocidad lineal (m/s).
- μ = Viscosidad dinámica del fluido (Pa/s).

Se realizará el estudio previo con un caudal de $2l/min$ para poder realizar una serie de cálculos preliminares que ayudarán a comprender el funcionamiento de la instalación. Se ha tomado este valor de caudal basándose en un valor promedio de todos los estudios analizados en el

Capítulo 3 “Estado del arte”. Con los valores de las tablas 2 y 3 junto con el valor de $2l/min$ se puede calcular el número de Reynolds con la ecuación 8.

Para el cálculo del término de la velocidad se parte de la fórmula del caudal:

$$Q = v \cdot A \quad (9)$$

Siendo:

- $Q =$ Caudal (m^3/s).
- $v =$ Velocidad lineal (m/s).
- $A =$ Sección (m^2).

Conociendo la sección, determinada por el diámetro de 20mm (tabla 3), junto con el caudal deseado, siendo en este caso de $2l/min$ se calcula la velocidad lineal del fluido.

$$v = \frac{Q}{A} = \frac{Q}{\pi \cdot \left(\frac{D}{2}\right)^2} \quad (10)$$

Sustituyendo la ecuación 10 en la ecuación 8 se calcula el número de Reynolds para este caudal, junto con los datos proporcionados en las tablas 2 y 3.

$$Re = \frac{\frac{Q}{A} \cdot D \cdot \rho}{\mu} = \frac{\frac{Q}{\pi \cdot \left(\frac{D}{2}\right)^2} \cdot D \cdot \rho}{\mu} = 262$$

Al salir un número de Reynolds pequeño se puede afirmar que la instalación trabajará bajo régimen de flujo laminar, esto se traduce en que se puede calcular el coeficiente de pérdidas por fricción como:

$$f = \frac{64}{Re} \quad (11)$$

Se sustituye la ecuación 11 en la ecuación 7:

$$(g \cdot z)_c - \left(\frac{P}{\rho} + g \cdot z\right)_b = -g \cdot \left(\frac{64}{Re} \cdot \frac{8 \cdot Q^2 \cdot L_{eqBC}}{\pi^2 \cdot g \cdot D^5} + \sum_j K_j \cdot \frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^4} \right) \quad (12)$$

De la ecuación 12 son conocidos todos los datos exceptuando P_b . Para los coeficientes de pérdidas locales (K_j) se emplearán datos experimentales obtenidos para una serie de situaciones (Tabla 4).

Tabla 4: Coeficientes de pérdidas locales

Geometría	K_j
Salida de depósito	0.5
Entrada a depósito	1
Codo brusco de 90°	1
Válvulas	Variable

Para el tramo que une los depósitos B y C existen dos situaciones de la tabla 4: salida de depósito y entrada a depósito, ya que la válvula que existe en este tramo se mantendrá abierta para este cálculo teórico. Conocidos todos los datos necesarios y para una gravedad $9.81m/s^2$, se calcula la presión manométrica requerida en el tanque B para que exista un caudal de $2l/min$ a través del modelo (ecuación 13).

$$P_b = -\rho \cdot \left(-g \cdot \left(\frac{64}{Re} \cdot \frac{8 \cdot Q^2 \cdot L_{eqBC}}{\pi^2 \cdot g \cdot D^5} + \sum_j K_j \cdot \frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^4} \right) + g \cdot z_b - g \cdot z_c \right) \quad (13)$$

$$P_b = 160.4Pa$$

Se obtiene un resultado de 160.4Pa, esto quiere decir que se necesitará crear sobrepresión en el tanque B.

Conocida la presión en el depósito B se puede calcular el caudal que circulará entre los depósitos A y B y en consecuencia el suministro que deberá de aportar la bomba al tanque A desde el tanque de descarga (D).

Se vuelve a emplear la ecuación 1, pero esta vez aplicada entre los tanques A y B (figura 37), ya que cumplen las mismas hipótesis y por lo tanto se puede aplicar la ecuación de conservación de la energía mecánica (ecuación 14).

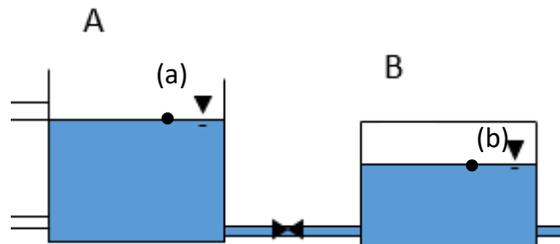


Figura 37: Puntos donde se aplican la ecuación de conservación de energía mecánica en los tanques A y B.

$$\left(\frac{P}{\rho} + g \cdot z\right)_b - (g \cdot z)_a = -g \cdot \left(\frac{64}{Re} \cdot \frac{8 \cdot Q^2 \cdot L_{eqAB}}{\pi^2 \cdot g \cdot D^5} + \sum_j K_j \cdot \frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^4}\right) \quad (14)$$

Para esta situación la válvula se mantendrá abierta, por lo que tenemos los mismos coeficientes de pérdidas que en los depósitos B y C.

En la ecuación 14 el único dato desconocido es el caudal entre A y B ya que todos los datos de los conductos de este tramo de la instalación y de las propiedades del fluido se obtienen de las tablas explicadas anteriormente (Tablas 2, 3 y 4). Se despeja la incógnita del caudal de la ecuación 14, obteniendo así una ecuación de segundo grado:

$$Q^2 \cdot \sum_j K_j + Q \cdot \frac{16 \cdot L_{eqAB} \cdot \pi \cdot \mu}{\rho \cdot g} - \frac{\pi^2 \cdot D^4}{8} \left(\frac{-P_B}{g\rho} + z_A - z_B\right) = 0 \quad (15)$$

Se obtiene como resultado un caudal de A a B de 3.17l/min.

$$Q_{AB} = 3.17 \text{ l/min}$$

Este cálculo preliminar permite mostrar el correcto planteamiento de la instalación y su fundamento teórico.

4.5.2 Estudio de pulsatilidad

En el anterior apartado se estudió la instalación manteniendo un flujo constante y sin la existencia de caudal variable en el tiempo. En la práctica, el flujo que produzca la instalación deberá de ser pulsátil y para conseguir esto el depósito presurizado B variará su presión en el tiempo.

En este caso se tendrá en cuenta la variación de altura del depósito B ya que jugará un papel importante en el correcto funcionamiento de la instalación. Basándose en el estudio realizado en el apartado 4.5.1, se observa que el caudal que entra en el depósito B no es el mismo que el que lo abandona, esto se traduce en un incremento o decremento de altura del fluido en el depósito y por lo tanto no será correcta la hipótesis de depósito a altura constante.

Durante el funcionamiento de la instalación con flujo pulsátil se trabajará con una variación de presiones en B cíclica, determinada por el caudal que atraviese al Modelo. Empleando las ecuaciones 13 y 15 y conociendo el caudal que atraviesa el modelo se pueden obtener las presiones necesarias en el depósito B y el caudal del tramo AB. Otra forma de trabajo sería marcar las presiones en el depósito B y conociendo éstas, calcular ambos caudales empleando el planteamiento seguido en la ecuación 15 para las ecuaciones 7 y 14.

La instalación deberá regular los caudales de forma que el caudal neto a lo largo del ciclo que entra y sale del depósito B sea aproximadamente 0, para que la instalación funcione correctamente. Este control se llevará a cabo con la implantación de dos válvulas, una en el tramo entre depósitos A y B (figura 37) y otra entre depósitos B y C (figura 36). Estas válvulas establecerán unas pérdidas de carga locales de forma que el término " K_j " de las ecuaciones 7 y 14 pueda ser variable.

Se realizará una simulación de cómo se vería reflejado el uso de válvulas para la regulación de los caudales durante un flujo pulsátil (recordar que la pulsatilidad viene dada por la respiración del individuo y según el estudio [28] la respiración puede llegar a tener una influencia en el caudal hasta de un 30%).

Partiendo del caudal de $2l/min$ del apartado 4.5.1 se buscará un caudal en el intervalo de $2l/min$ a $2.6l/min$, que corresponde a un 30% de variación y se tomará como ciclos respiratorios intervalos de 4s. En un primer momento se mantendrán las válvulas abiertas, es decir, los coeficientes de pérdidas locales serán de 1,5 (salida y entrada a depósito, tabla 4) obteniendo los caudales mostrados en la figura 38.

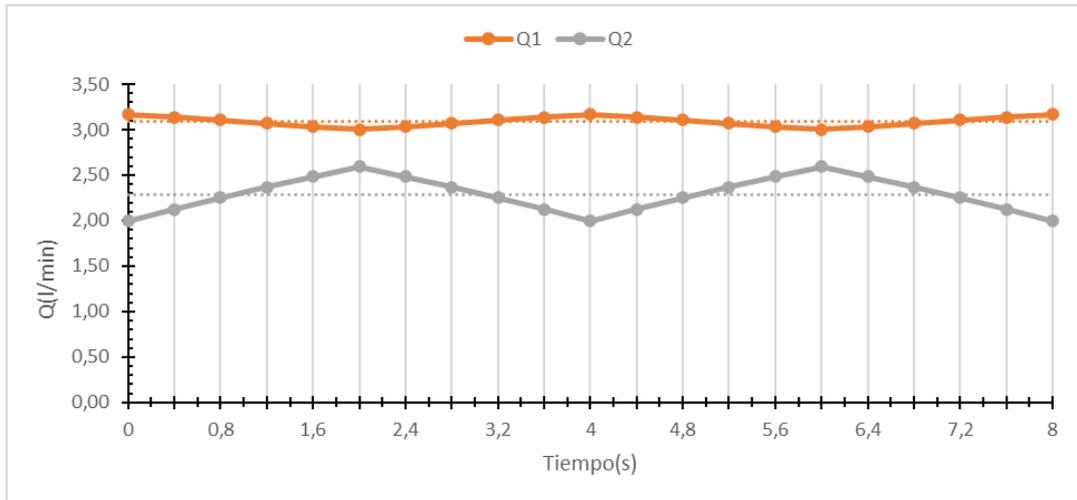


Figura 38: Flujos entre depósitos AB y BC durante dos ciclos respiratorios con una $K=1.5$, Siendo Q1 el caudal entre A y B y Q2 el caudal entre B y C.

Para ver cómo afecta esta situación a la altura del tanque B se aplica a dicho tanque la ecuación de continuidad o conservación de la masa.

$$\frac{\partial}{\partial t} \iiint_{V.C} \rho \cdot dV + \iint_{S.C} \rho \cdot (\vec{v}_n \cdot \vec{n}) \cdot dS = 0 \quad (16)$$

Siendo:

- $\frac{\partial}{\partial t} \iiint_{V.C} \rho \cdot dV =$ Variación temporal de la masa en el volumen de control (kg/s).
- $\iint_{S.C} \rho \cdot (\vec{v}_n \cdot \vec{n}) =$ Flujo neto de masa que atraviesa la superficie de control.

En la figura 39 se define con un rectángulo con línea discontinua el volumen de control sobre el que se trabaja.

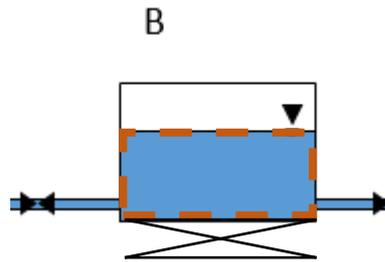


Figura 39: Volumen de control.

La ecuación 16 puede escribirse como:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \cdot A_B \cdot h) + \rho \cdot Q_s - \rho \cdot Q_e = 0 \quad (17)$$

Siendo:

- ρ = Densidad del fluido (Kg/m^3).
- A_B = Área del tanque B (m^2).
- h = Altura del fluido en el tanque B (m).
- t = Tiempo (s).
- Q_s = Caudal que sale del volumen de control (m^3/s).
- Q_e = Caudal que entra al volumen de control (m^3/s).

Para poder trabajar con la ecuación 17 se plantea de forma que se puedan asignar valores a distintos intervalos de tiempo y así poder simular el funcionamiento de la instalación, quedando:

$$\Delta h = \Delta t \frac{Q_e - Q_s}{A_B} = \Delta t \frac{Q_e - Q_s}{\pi \cdot \left(\frac{D_B}{2}\right)^2} \quad (18)$$

Siendo $D_B =$ Diámetro del tanque B (m).

Con la ecuación 18 se puede realizar el estudio de la variación de altura que sufre el tanque B en un intervalo de tiempo.

Se estudiará la variación de altura para el caso de la figura 38 (sin cerrar las válvulas de la instalación), suponiendo que el ciclo respiratorio dura 4 segundos (este valor puede variar dependiendo del ensayo) y el diámetro del tanque será de 0.3m, obteniéndose así la variación de altura del fluido dentro del tanque B (figura 40).

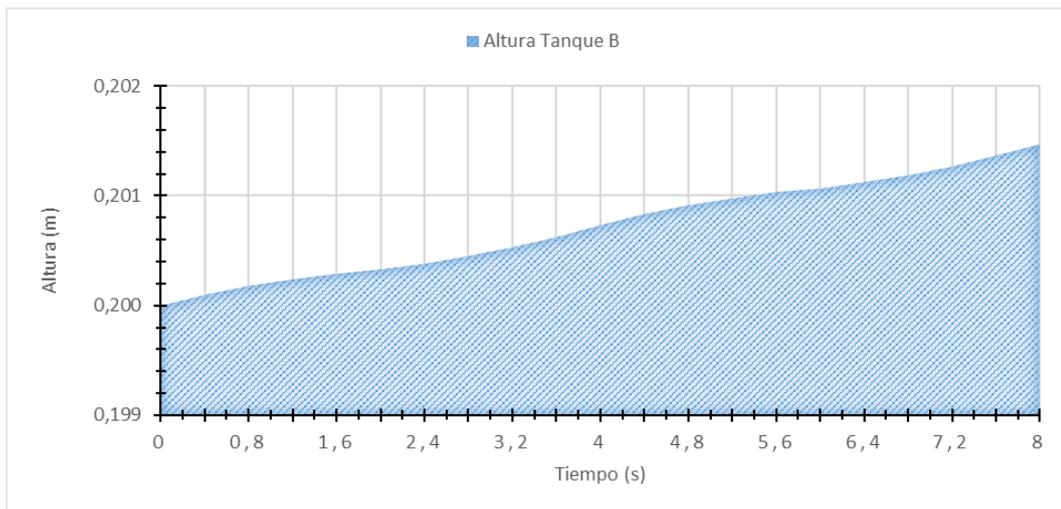


Figura 40: Variación de altura del tanque B con el tiempo para una $K=1,5$.

Se observa en la figura 40 que el tanque se va llenando progresivamente debido a que entra más flujo del que sale, como se mostró en la figura 38. Para poder corregir este incremento constante en el tiempo hay que hacer uso de las válvulas instaladas, las cuales modificarían el flujo entre tanques incrementando el término “K” de las ecuaciones 13 y 14.

Mediante una hoja de Excel (figura 41) y con ayuda de la herramienta de Excel “Buscar objetivo”, se ha calculado la “K” necesaria en el tramo entre el tanque A y B para que el caudal medio de entrada al tanque B sea igual al caudal medio de salida.

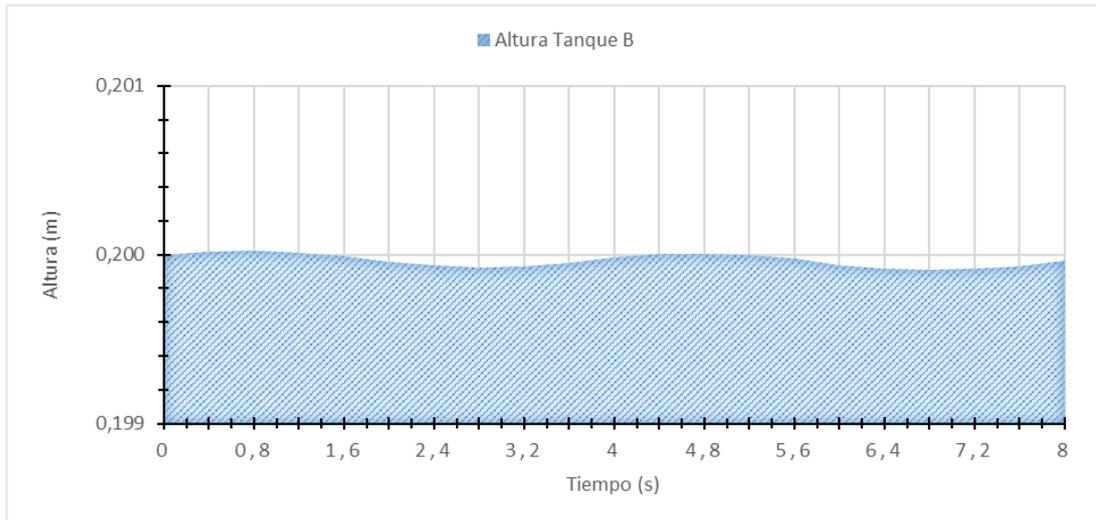


Figura 43: Variación de altura del tanque B con el tiempo para una $K=2.9$.

4.5.3 Adaptación de la instalación a distintos caudales y presiones de trabajo

En este apartado se estudiará como puede afectar la variación de las condiciones de trabajo iniciales de la instalación (alturas entre tanques), en el rango de presiones de trabajo del tanque B y los caudales de ensayo.

La condición estudiada en el anterior apartado de mantener la altura del fluido en el tanque B a un nivel constante, provoca que con la configuración inicial que se ha tomado de alturas ($z_A = 0.3m, z_A = 0.2m$), exista una limitación de caudales máximos de trabajo. A partir de un caudal entre B y C de $2,9l/min$, se obtienen siempre valores del caudal del tanque A al B menores de $2,9l/min$, esto quiere decir que siempre va a salir más fluido del tanque B del que va a entrar, lo que se traduce en el no cumplimiento de la condición de altura constante en dicho tanque, como se observa en la figura 44.

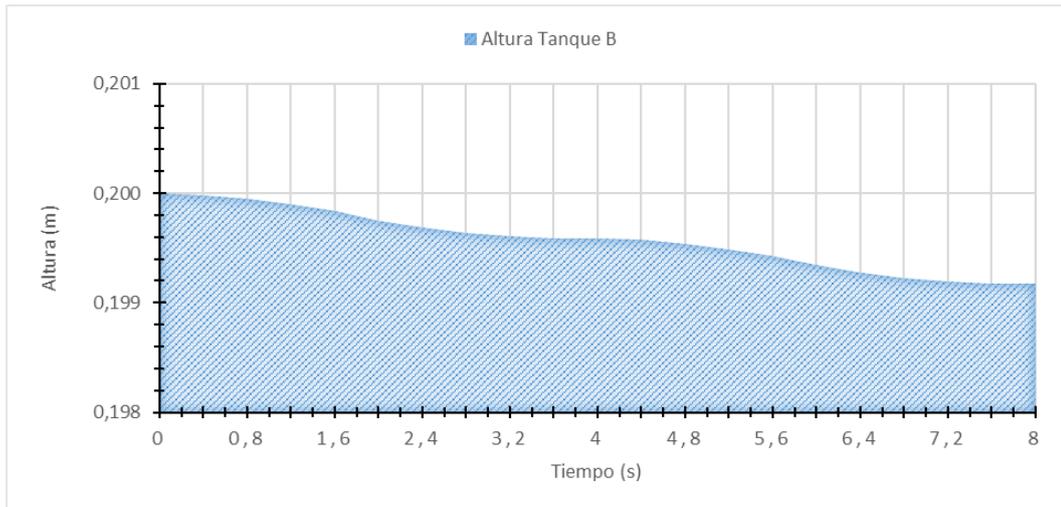


Figura 44: Variación de altura del tanque B con un caudal a través del modelo de 3l/min

Por esta razón se ha implementado un regulador de altura en el tanque A (figura 45), gracias al cual se puede regular el caudal máximo de trabajo en el caso de que se quiera trabajar con caudales mayores a $2,9l/min$ a través del Modelo. Este sistema junto con las válvulas instaladas comentadas anteriormente, proporcionan un control total sobre los caudales de trabajo, obteniendo una instalación que se puede adaptar a cualquier tipo de ensayo que se vaya a llevar a cabo.

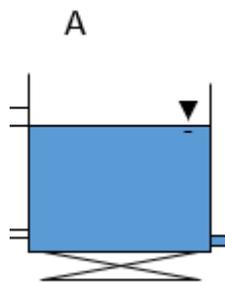


Figura 45: Sistema de regulación de altura del tanque A

Por último, se realizará un estudio de las presiones dentro del tanque B para poder saber el rango de presiones de trabajo y cómo se puede modificar este intervalo. Dicho ensayo se ha realizado con las alturas y caudales del apartado 4.5.2 “Estudio de pulsatilidad”, obteniendo como resultado la figura 46.

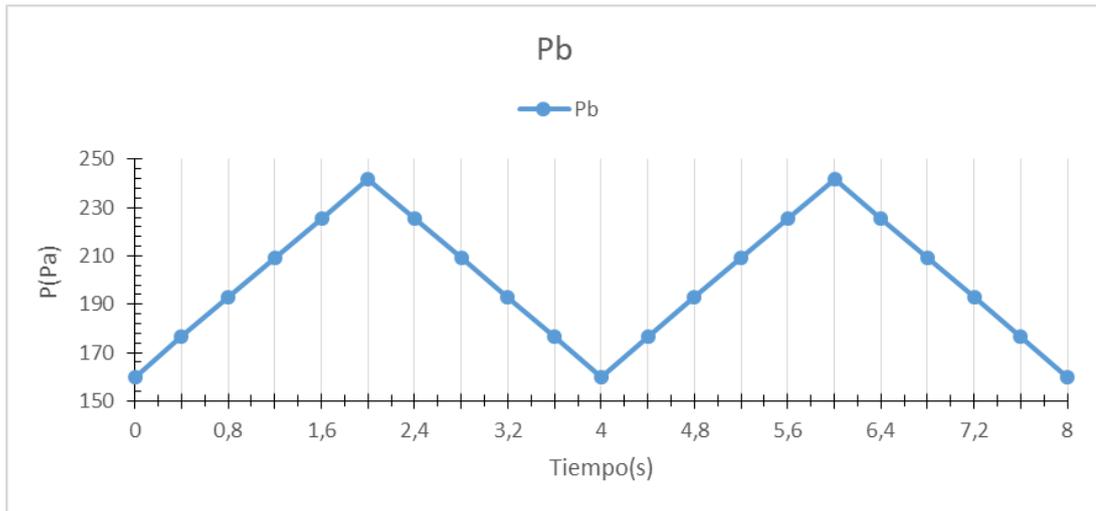


Figura 46: Variación de la presión en el tanque B.

Este rango de presiones de trabajo puede ser regulado gracias a la plataforma elevadora instalada en el tanque B. Variando la altura del tanque B se puede conseguir que las presiones requeridas en el tanque sean las deseadas. Por ejemplo, en el caso que se quiera trabajar con una presión mínima con valor la presión ambiente se podría conseguir incrementando la altura del tanque B.

Para conseguir que la presión mínima sea 0Pa (presión ambiente), se variará la diferencia de alturas entre tanques con la plataforma elevadora del tanque B (figura 47). Esto provocará una variación de alturas entre tanques y por lo tanto se moverá el intervalo de presiones de trabajo.

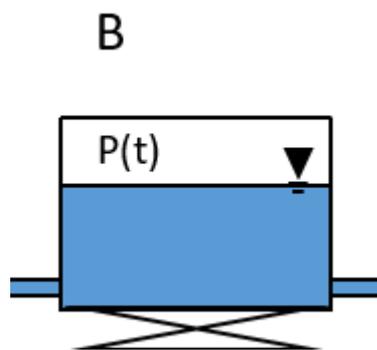


Figura 47: Sistema de regulación de altura del tanque B.

Incrementando la altura del fluido del tanque B a 0.215m, (+0.015m), se obtiene el rango de presiones de trabajo deseado, mostrado en la figura 48.

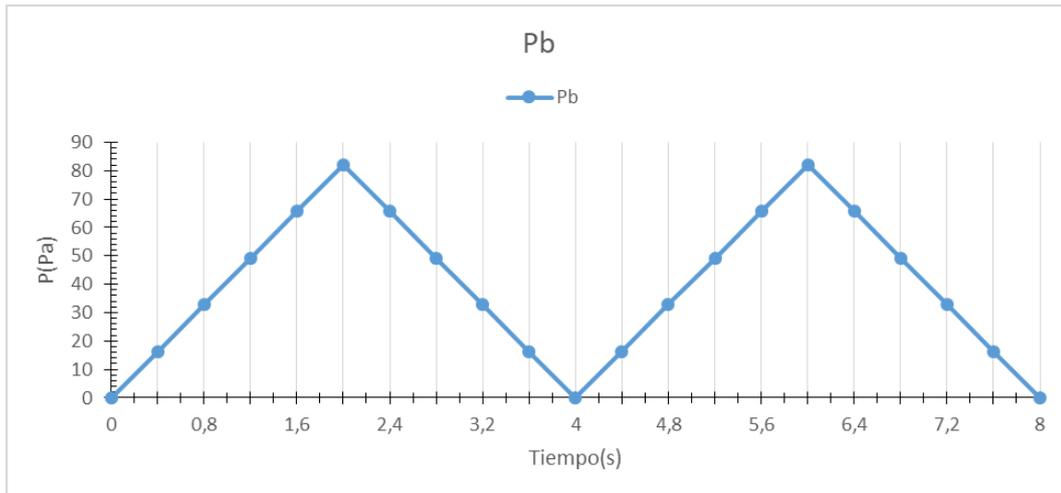


Figura 48: Nuevo rango de presiones incrementando la altura del tanque B 0.015m.

Todo este ensayo demuestra el correcto funcionamiento y lo versátil que puede llegar a ser la instalación adaptándose a distintas presiones de trabajo.

Toda esta versatilidad que posee la instalación a la hora de adaptarse a cualquier tipo de caudal y presiones hace que también se adapte a la creación de un flujo reverso durante un pequeño periodo de tiempo a través del modelo ensayado, como ya se explicó en el punto 2.4 “El flujo pulsátil y su relevancia en la conexión Fontan”.

Se ha realizado una simulación, donde existe un breve periodo de flujo reverso a través del modelo de $0.2l/min$, para demostrar el buen funcionamiento de la instalación en esta situación, controlando debidamente el rango de presiones con el que se trabaja en el tanque B y las alturas de éste. Reduciendo su altura a 0.19m se obtiene el objetivo deseado sin la necesidad de tener que crear vacío en el tanque presurizado B. Los resultados de esta simulación se observan en las figuras 49, 50 y 51.

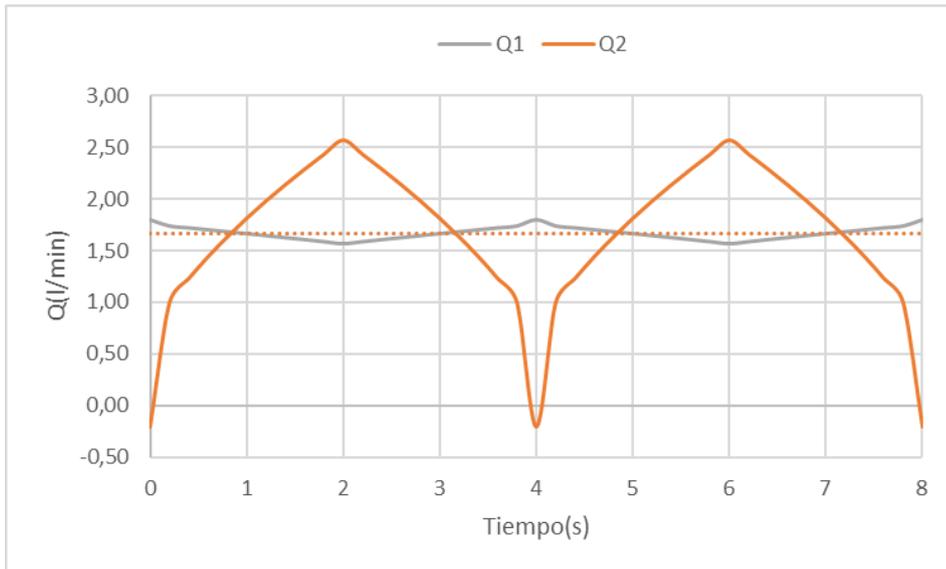


Figura 49: Ensayo flujo reverso

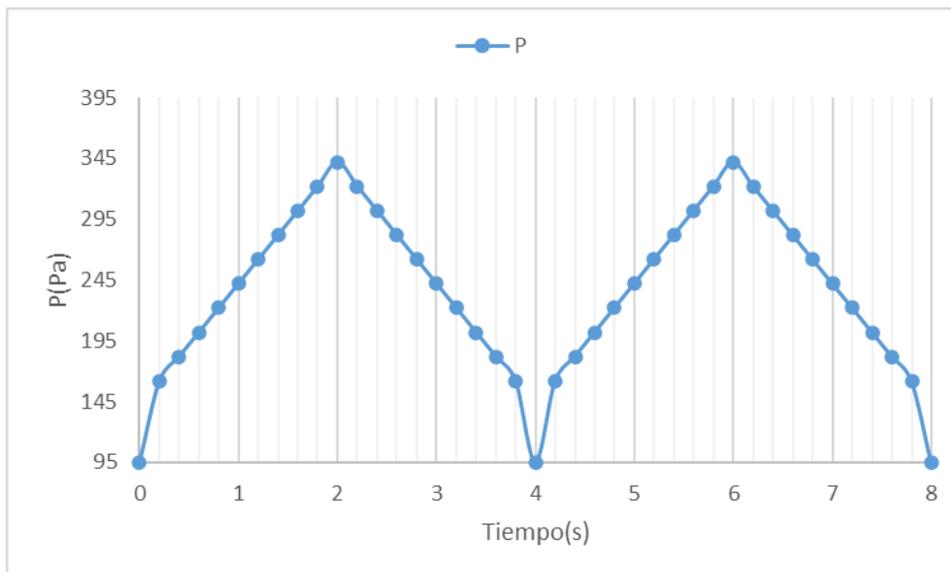


Figura 50: Presiones en tanque B para generar flujo reverso con una $z_b=0.19m$.

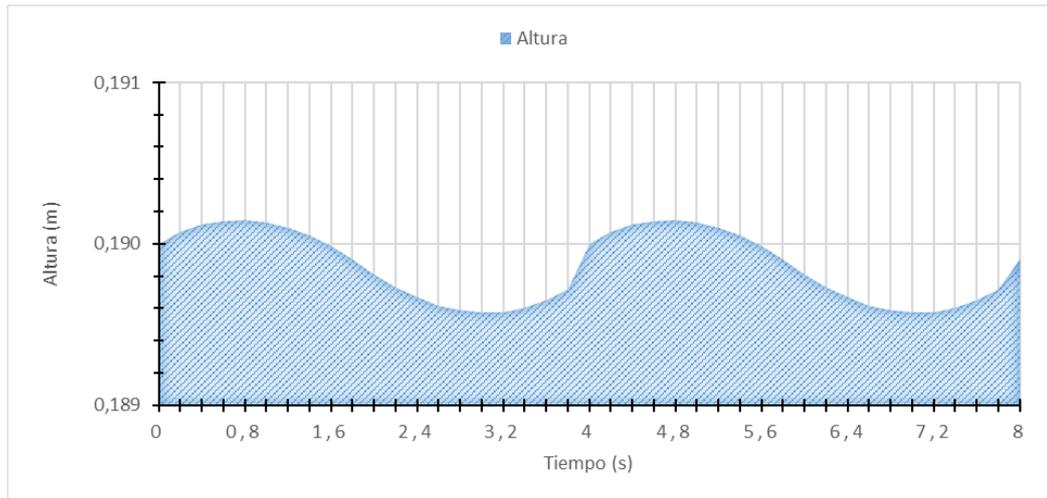


Figura 51: Variación de altura del tanque B con flujo reverso en el modelo.

Gracias al ajuste de las plataformas elevadoras acompañado de una regulación correcta de la altura del fluido en el tanque B, se puede controlar de varias formas todas las condiciones de ensayo adaptando la instalación frente diversos escenarios.

4.5.4 Estudio de presiones a la entrada del Modelo

Un punto de interés de estudio es la entrada del Modelo, el cual se puede analizar aplicando la ecuación de la energía mecánica entre el tanque B y el Modelo (figura 52), junto con los datos de las tablas 2,3 y 4 (Tramo B-Modelo) se calcula la presión a la entrada del mismo (P_M , ecuación 19).

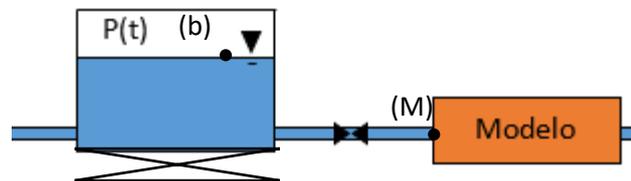


Figura 52: Puntos de aplicación de la conservación de la energía mecánica entre el tanque B y la entrada del modelo.

$$P_M = - \left(\rho \cdot g \cdot \left(\frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^4} \cdot \left(\frac{64}{Re_M} \cdot \frac{Leq}{g \cdot D} + \sum_i K_i \right) + \frac{v_M^2}{2} + z_M - z_B \right) - P_B \right) \quad (19)$$

En este caso, el caudal será el estudiado en el apartado 4.5.1 ($2l/min$), para una altura del tanque B de 0.2m. Destacar que el término de pérdidas locales, " $\sum_i K_i$ ", tendrá valor de 0.5, ya que únicamente existe la pérdida local de salida de depósito, pues la válvula se encuentra abierta al ser únicamente una válvula de seguridad que se usará en casos específicos. Por último, la presión en B viene dada por el caudal del tramo BC y la $z_M = 0$ (considerando que el modelo se encuentra en el origen de potenciales), por lo tanto, todos los datos son conocidos, siendo posible calcular P_M .

$$P_M(Q = 2 \text{ l/min}) = 16.28 \text{ mmHg}$$

Este dato puede ser de interés a la hora de estudiar previamente los ensayos que se llevarán a cabo en la instalación y gracias a la hoja de trabajo de la figura 41 se puede obtener fácilmente.

4.6 Requerimientos del sistema de bombeo

En este apartado se estudia la parte de la instalación compuesta por los tanques A y D (tanque de descarga). Estos tanques se encuentran a diferente altura y están conectados por un conducto con una bomba encargada de impulsar el fluido del tanque de descarga al tanque A. El caudal sobrante suministrado por la bomba será recirculado por el conducto de purga de nuevo al tanque D, (figura 53).

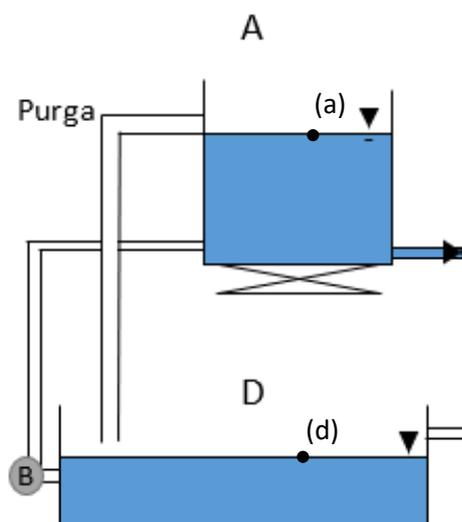


Figura 53: Puntos de aplicación de la ecuación de la conservación de la energía mecánica en el sistema de tanques A y D de la instalación.

Para calcular los requisitos de la bomba hay que calcular la altura de la instalación y para ello se recurre a la ecuación 1 aplicada entre los puntos de la figura 53 y se reescribe el término " $\frac{W}{G}$ " por la altura de la instalación " $g \cdot H_{ins}$ " junto al término de la viscosidad que también se sustituye por el término de altura de pérdidas:

$$\left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + g \cdot z\right)_a - \left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + g \cdot z\right)_d = g \cdot H_{ins} - g \cdot h_p \quad (20)$$

En este caso ambos depósitos se encuentran abiertos al ambiente y las velocidades lineales en la superficie se pueden considerar cero. Aplicando estos datos se obtiene la ecuación 21:

$$z_a - z_d + h_p = H_{ins} \quad (21)$$

Los conductos se especificaron anteriormente en el apartado 4.4 (tabla 3) y la diferencia de alturas entre depósitos será de 1,2m. En este tramo los coeficientes de pérdidas locales se obtienen de la tabla 4, teniendo una salida de depósito, una entrada a depósito y un codo de 90°, con estos datos se puede calcular la curva de la instalación en función del caudal (ecuación 22 y 23).

$$z_a - z_d + \frac{64}{Re} \cdot \frac{8 \cdot Q^2 \cdot L_{eqDA}}{\pi^2 \cdot g \cdot D^5} + \sum_j K_j \cdot \frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^4} = H_{ins} \quad (22)$$

$$z_a - z_d + \frac{64 \cdot 8 \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot g} \left(\frac{L_{eqDA}}{Re \cdot D^5}\right) + 2.5 \cdot \frac{8 \cdot Q^2}{\pi^2} \left(\frac{1}{D^4}\right) = H_{ins} \quad (23)$$

Sustituyendo valores del caudal en la ecuación 23 se obtiene la gráfica de la altura de la instalación aproximada en función del caudal (figura 54):

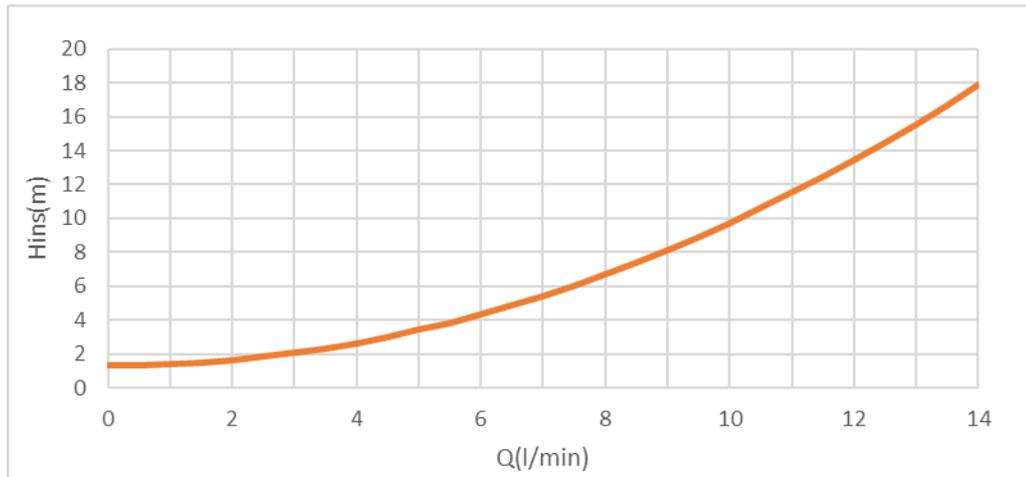


Figura 54: Altura de la instalación entre los tanques A y D.

4.7 Sistema de presurización del tanque generador de flujo pulsante

El método por el cual se conseguirá un flujo variable en el tiempo a través del modelo será mediante la regulación de la presión dentro del tanque B, como se ha explicado en anteriores apartados.

En el lugar de trabajo se dispondrá de una fuente ilimitada y regulable de aire comprimido, la cual se conectará al tanque B por medio de una válvula de regulación diferencial de presión de lazo cerrado. Este tipo de válvulas miden la presión a la salida de la misma y mediante una señal de entrada aplicada por el usuario y un lazo cerrado es capaz de regular con gran precisión el flujo de aire que la atraviesa, recirculando el caudal sobrante por un escape que tiene la propia válvula.

En la figura 55 se muestra una vista esquemática de este sistema de presurización del tanque B.

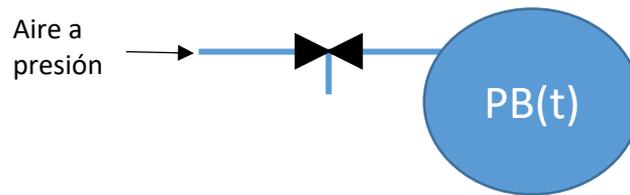


Figura 55: Esquema de la planta de este sistema de presurización del tanque B.

Programando la electroválvula diferencial mediante un software externo como LabView se podrá regular la presión del tanque B de una forma exacta a la vez que se pueden conseguir distintas ondas de presión con distintas amplitudes y formas a lo largo del tiempo, consiguiendo así total libertad para caracterizar la respiración del individuo.

Para mantener la correcta integridad del sistema de presurización descrito se conectará al tanque B una válvula de seguridad para que en caso de existir una presión muy elevada se abra. Otro sistema de control consistirá en la instalación de un captador de presión con una conexión neumática unida al tanque B, que proporcionará la medida de la presión en el interior del tanque.

4.7.1 Funcionamiento de válvulas de regulación diferencial de presión de lazo cerrado

Las válvulas de regulación diferencial de presión de lazo cerrado están diseñadas para que el usuario controle la presión suministrada a un proceso. Estas válvulas constan de un microcontrolador de presión integrado, que cuenta con un sensor y dos válvulas proporcionales solenoides.

Existen tres conexiones en las válvulas de regulación diferencial de presión: una que se conecta al suministro de presión (IN), una conexión de salida que se enlaza directamente con el proceso que se desea controlar (OUT) y por último un escape (EXH) conectado al ambiente por donde se purga todo el caudal sobrante. Estas partes se pueden ver en la figura 56, junto con las dos válvulas solenoides que conforman la válvula reguladora.

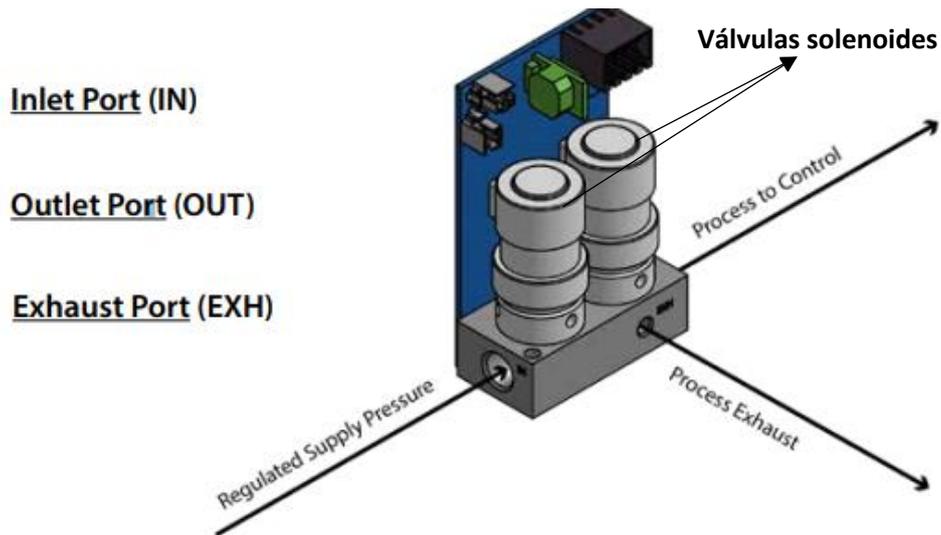


Figura 56: Esquema de una válvula de regulación diferencial de presión de lazo cerrado [29].

La presión de salida es medida por el sensor interno de la válvula, el cual proporciona constantemente retroalimentación al microcontrolador. Esta señal es comparada con el comando específico impuesto por el usuario y el propio microcontrolador regula las dos válvulas solenoides internas para que la señal de salida (presión de salida), coincida con la especificada por el usuario.

Capítulo 5 : Diseño de la instalación propuesta

5.1 Configuración de la instalación

Antes de comenzar con la elección de todos los componentes se mostrarán las figuras 57 y 58, donde se puede apreciar el montaje final de la instalación, así como sus elementos. Hay que indicar que el bloque amarillo representa el sistema de medición PIV, el naranja el Modelo objeto de estudio y el soporte donde se sostiene el Modelo con el orificio superior sería donde se situaría la cámara que captará el láser del sistema PIV. Es necesario que el haz del láser y la cámara estén perpendiculares.

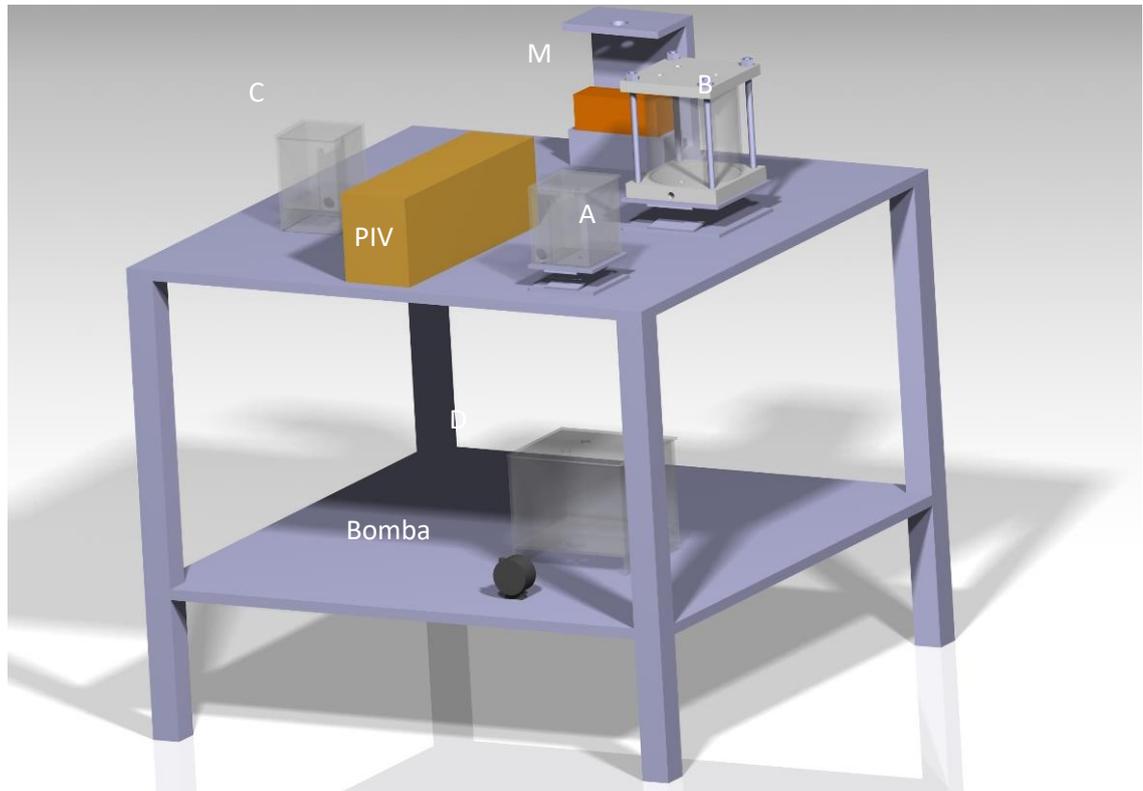


Figura 57: Instalación y elementos: A-Tanque A, B-Tanque B, M-Modelo más soporte, C-Tanque C, PIV-Sistema PIV, D-Tanque D y Bomba

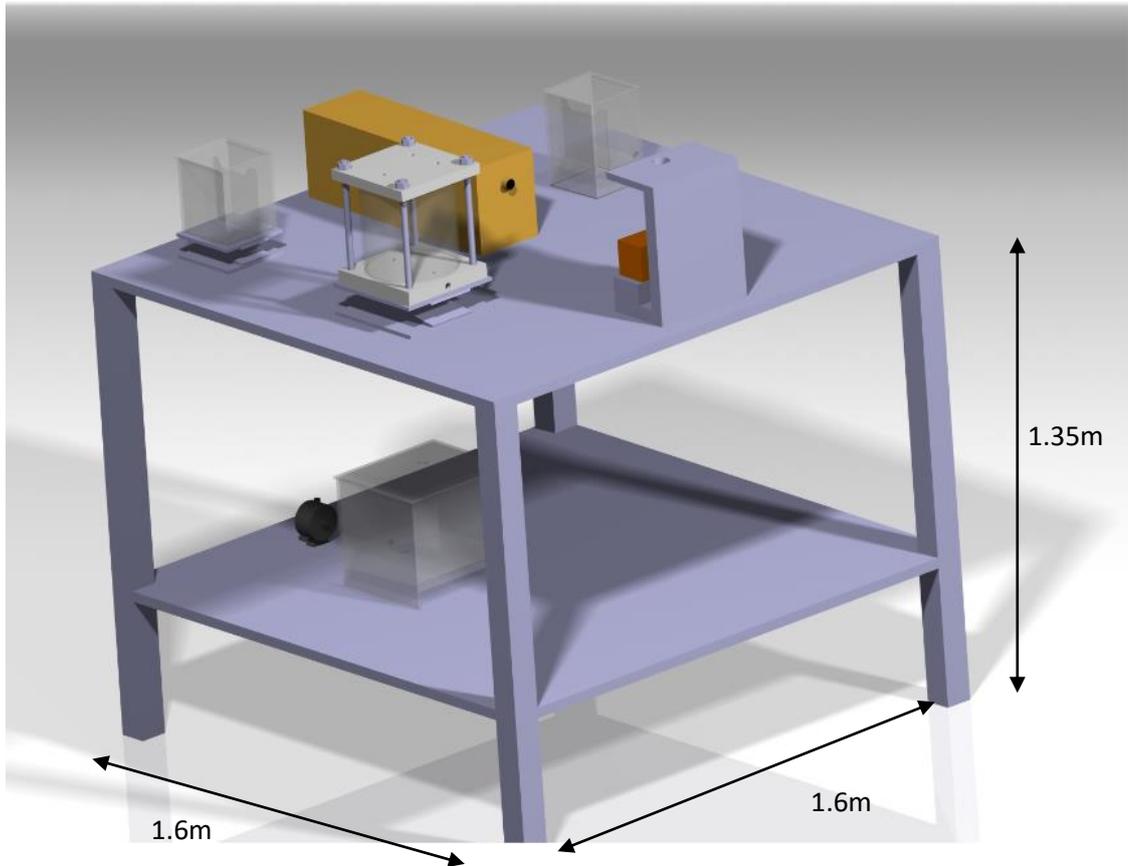


Figura 58: Vista posterior de la instalación.

5.2 Mesa soporte

La estructura soporte donde irá la instalación será una mesa conformada con placas de aluminio y tubos rectangulares de aluminio. El objetivo de esta estructura es apoyar la instalación sobre ella de forma que exista el espacio necesario para el montaje de la misma. En el anexo 1 "Planos" se encuentran las dimensiones de dicha mesa (figura 59).

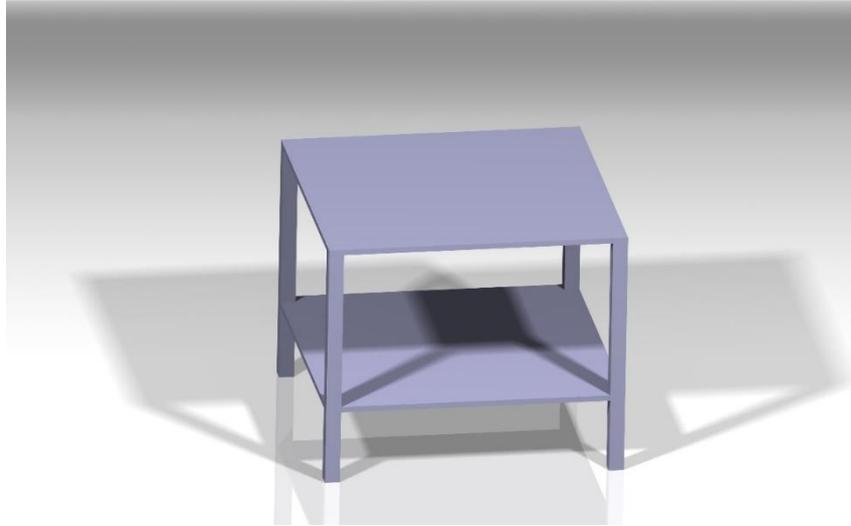


Figura 59: Mesa soporte.

5.3 Tanques

El material elegido para la construcción de los tanques es metacrilato, un material muy económico y ligero a la par que resistente, lo que lo convierte en un material idóneo para la creación de los tanques. Otra característica fundamental del metacrilato es su transparencia, que casi llega a ser del 100% y que permitirá poder observar la altura del fluido en el interior de los tanques correctamente y así tener un mejor control sobre el funcionamiento de la instalación.

5.3.1 Tanques A, C y D

Este conjunto de tanques se conformará con planchas de metacrilato transparente, cumpliendo las necesidades específicas de cada uno estudiadas en el capítulo 4 “Diseño preliminar de la instalación”. Hay que mencionar que todos los tanques dispondrán de una tapa para evitar la entrada de polvo o partículas indeseadas que puedan dañar el fluido de trabajo.

Para conectar los conductos a los tanques se empleará el sistema mostrado en la figura 60, que consiste en un conector “tubo flexible-rosca macho” que con ayuda de una arandela y una tuerca quedará sujeto al tanque, pudiendo así conectar por el otro extremo el conducto flexible hidráulico con una abrazadera.

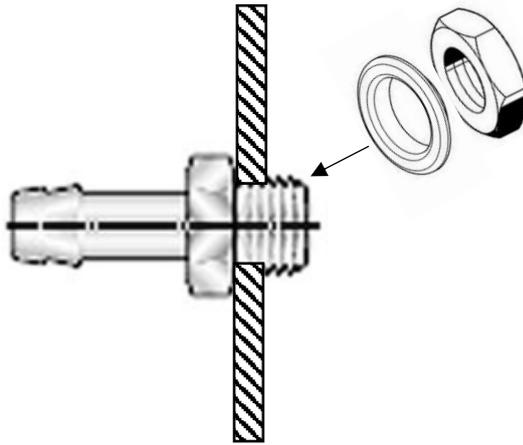


Figura 60: Sistema de conexión entre tanques y conductos hidráulicos.

Los planos del tanque A (figura 61), tanque C (figura 62) y tanque D (figura 64) con sus especificaciones pueden consultarse en el Anexo 1 “Planos” junto con las tapas de los mismos (figura 63 y 65).

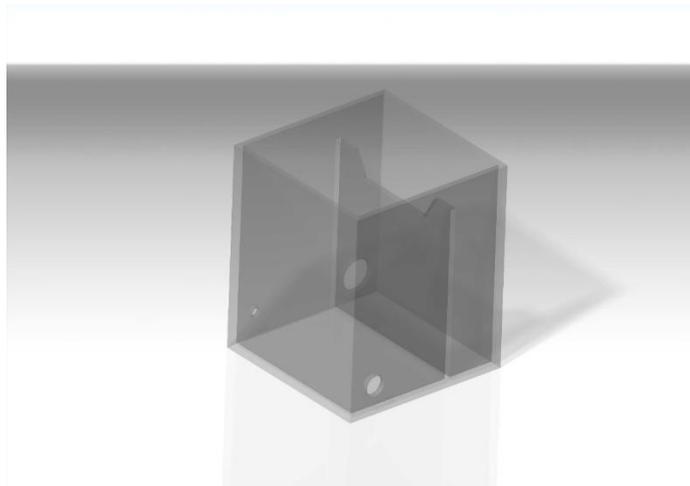


Figura 61: Tanque A.

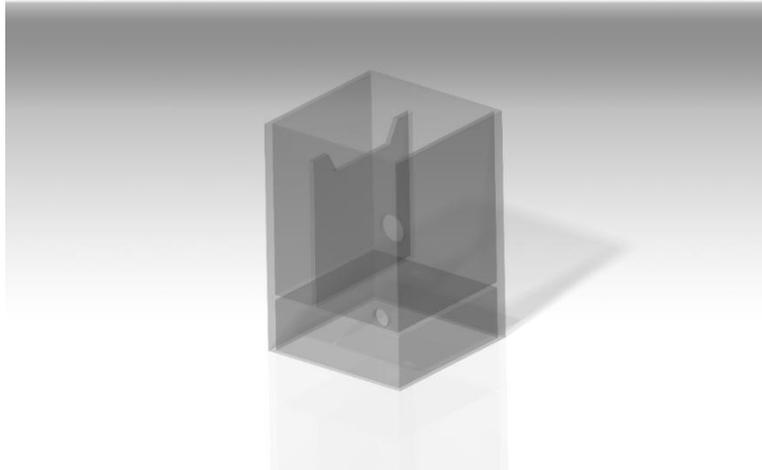


Figura 62: Tanque C.

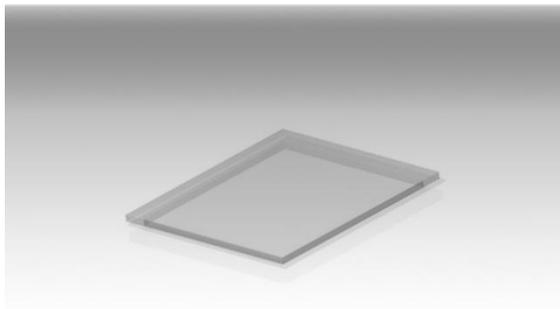


Figura 63. Tapa tanques A y C.

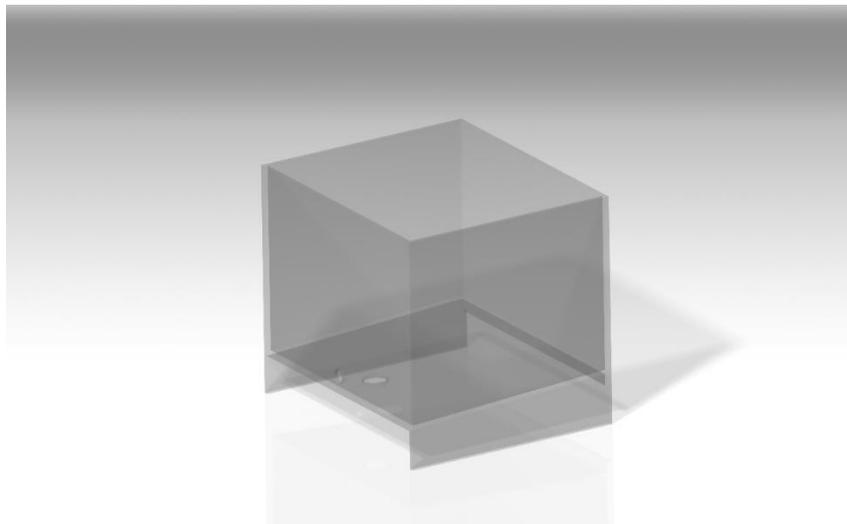


Figura 64: Tanque D.

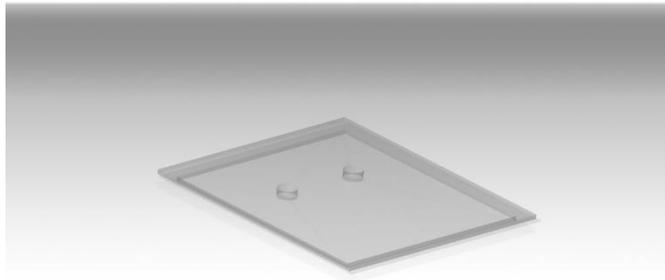


Figura 65: Tapa tanque D.

A la hora de diseñar el tanque D se ha tenido en cuenta que el volumen de fluido con el que trabajará toda la instalación quepa en su interior. Teniendo en cuenta lo anteriormente dicho, se ha sobredimensionado el tanque D de forma que quepan 20l, el doble del fluido con el que la instalación trabajará. En la tapa de este depósito se han hecho dos orificios como se aprecia en la figura 65, para introducir en ellos las dos corrientes de purga que tiene la instalación (la proveniente del tanque A y la del tanque C) y se ha realizado un último orificio en el tanque D (figura 64) donde se conectará un conducto y una válvula de vaciado.

5.3.2 Tanque presurizado B

El tanque presurizado B se diferencia del resto en varios aspectos, ya que se necesita un tanque que no esté abierto al ambiente, pero a la vez que sea desmontable para poder limpiar su interior cuando sea necesario. Para ello se ha optado por un tanque cilíndrico con dos tapas unidas entre sí por varillas roscadas, que con ayuda de dos juntas tóricas y un sistema de apriete mediante tuercas, se conseguirá estanqueidad entre las juntas y el cilindro de metacrilato, creando así un tanque sin fugas y a la vez desmontable.

Se empleará un cilindro de metacrilato hueco de 6mm de espesor y 260mm de altura para crear el tronco del tanque y planchas de PVC unidas entre sí para conformar las tapas superior e inferior. La elección de PVC para las tapas facilitará el mecanizado de éstas, pudiendo así crear todas las roscas y orificios necesarios evitando posibles problemas estructurales que pudieran darse al mecanizar el cilindro de metacrilato.

La tapa inferior contará con dos orificios roscados a los cuales se les conectarán los conductos de entrada y de salida del fluido, y en la tapa superior se harán tres romanos donde se conectarán la válvula de seguridad, la válvula diferencial de presión y el captador de presión.

La definición de las tapas del tanque B y el ensamblaje final (figura 66) pueden consultarse en el Anexo 1 “Planos”.

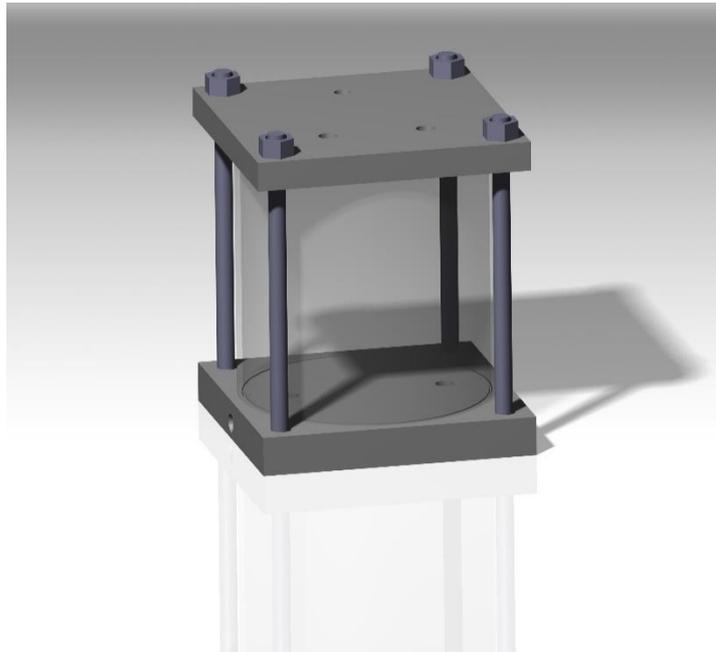


Figura 66: Ensamblaje final tanque B.

5.4 Componentes

En este apartado se definirán y elegirán los componentes necesarios para completar el diseño de la instalación descrito en el capítulo 4, que junto con los tanques diseñados y la estructura donde se situará la instalación se tendrá una visión global del proyecto.

5.4.1 Bomba

La bomba deberá de impulsar el fluido desde el tanque D hasta el tanque A, para ello se deberá de elegir una bomba cuya curva característica corte a la curva de la instalación (figura 54) en un punto donde suministre el suficiente caudal como para que no haya nunca una falta de fluido durante el ensayo. El

caudal en exceso suministrado por la bomba se evacuará por el sistema de purga instalado en el depósito A.

La bomba elegida se trata del modelo NDR-12 (2016 IWAKI, Europe) (figura 67).



Figura 67: Bomba modelo NDR-12 IWAKI.

Las curvas características de esta gama de bombas se observan en la figura 68 y representándolas en la misma gráfica de la curva de la instalación (figura 54), se obtiene el punto de funcionamiento de la bomba.

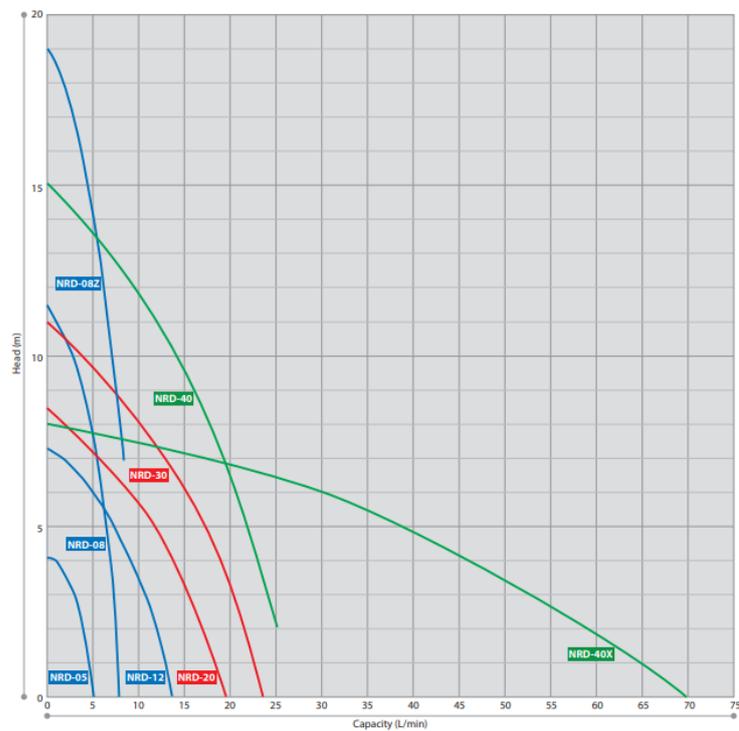


Figura 68: Curvas características de la gama de bombas NDR de IWAKI Europe.

Se representará la curva de la instalación con la curva del modelo de bomba seleccionada en la figura 69.

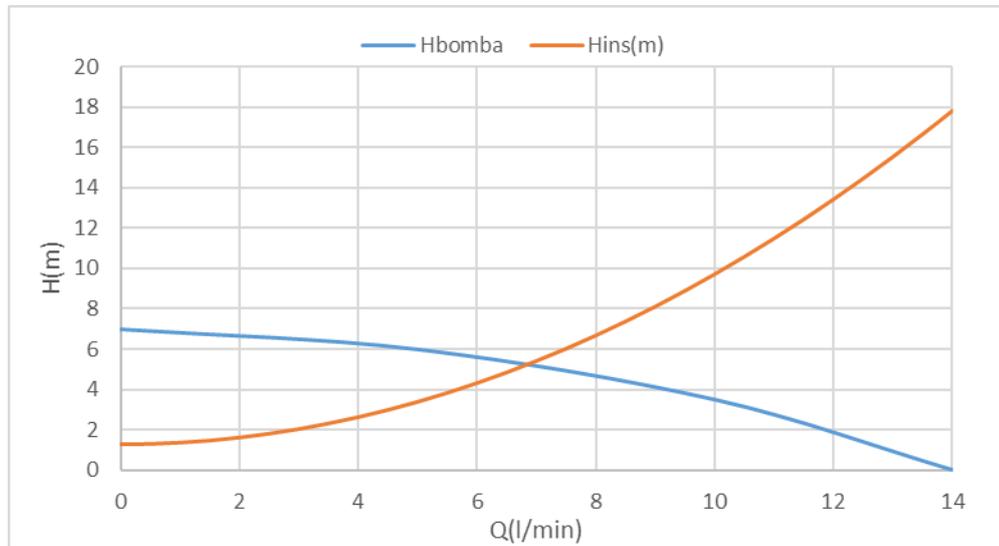


Figura 69: Punto de corte entre la curva de la bomba NDR-12 IWAKI y la curva de la instalación.

La elección del modelo NRD-12 se ha considerado la óptima debido a que el caudal de funcionamiento es aproximadamente de 6.8 l/min , caudal suficiente para realizar los ensayos.

Por último, hay que indicar que esta gama de bombas IWAKI permite elegir el tipo de conexión que tendrá con los conductos, siendo la conexión elegida de tipo “hose”. Este tipo de conexiones facilitan un rápido ensamble entre los tubos flexibles y la bomba con ayuda de abrazaderas.

En la tabla 5 se muestran las características de la bomba seleccionada:

Tabla 5: Especificaciones bomba NDR-12 IWAKI

Dimensiones de conexión “conexión de salida”	18mm
Dimensiones de conexión “conexión de entrada”	18mm
Ruido	45dB
\dot{W}	17W
Masa	0.4kg

5.4.2 Válvula de regulación diferencial de presión de lazo cerrado

La válvula de regulación de presión del tanque B necesitará una gran exactitud y trabajar con unas presiones muy reducidas, del orden de 500Pa. A la vez que debe de tener un tiempo de respuesta muy pequeño para así poder controlar mejor las diferentes ondas de presión que se quieran crear a través del modelo.

La elección para la instalación será la válvula proporcional PQ1EE-A5, (AirCom Pneumatic GmbH Siemensstraße, 18 D-40885 Ratingen), (figura 70).

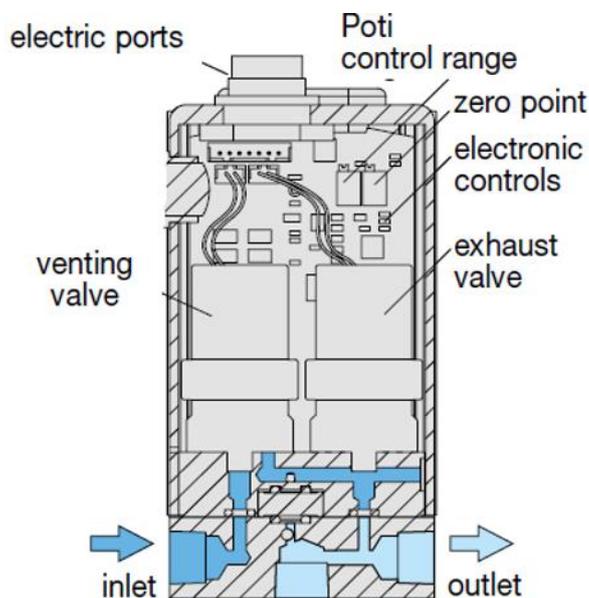


Figura 70: Válvula AirCom series PQ1

Se muestran las especificaciones más relevantes del modelo escogido en la tabla 6:

Tabla 6: Especificaciones válvula AirCom PQ1EE-A5

Rango de presión de trabajo	0-5mbar
Presión máxima	10mbar
Conexiones “salida” – “entrada”	G1/8
Precisión	$\pm 0.2\%FS$
Repetitividad	$\pm 0.02\%FS$
Tiempo de respuesta	10-15ms
Señal de entrada (V)	0-10V
Señal de entrada (I)	4-20mA

5.4.3 Válvula de seguridad del tanque presurizado

Se ha elegido una válvula de seguridad que se acople al tanque B para que no existan sobrepresiones debido a algún tipo de fallo en la válvula de regulación de presión y ésta pueda sufrir algún tipo de daño. Se observa en la tabla 6, en el apartado 5.4.2, que la presión máxima de trabajo de la válvula reguladora de presión es de 10mbar, por ello se ha elegido una válvula que controle la presión dentro del tanque B de forma que se abra antes de llegar a ese valor, asegurando así la integridad de la válvula reguladora.

El modelo es la válvula de seguridad DB300-02C, (AirCom Pneumatic GmbH Siemensstraße, 18 D-40885 Ratingen), (figura 71). Una válvula de regulación mecánica que no precisa el uso de elementos eléctricos ni ningún tipo de programación.

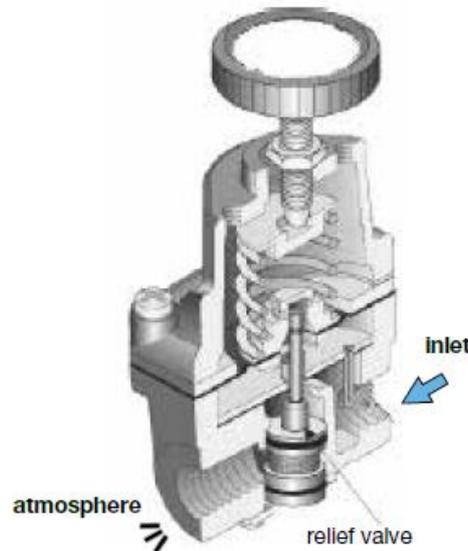


Figura 71: Válvula de seguridad AirCom serie DB300-02C.

Se muestran las especificaciones de la válvula de seguridad en la tabla 7:

Tabla 7: Especificaciones válvula AirCom DB300-02C

Rango de presión de trabajo	0.14-7mbar
Presión máxima	10mbar
Conexiones "inlet" – "atmosphere"	G1/4
Posición de funcionamiento	Cualquiera

5.4.4 Válvula de control del caudal entre los tanques A-B y B-C

Para la selección de las válvulas que regularan el caudal entre los tanques A, B y C se necesitan unas válvulas que se puedan acoplar fácilmente a tubos flexibles y deberán ser de plástico, pues al estar en contacto con la glicerina si se usasen otros elementos como el latón podría llegar a corroerse.

Las válvulas seleccionadas son del modelo Speedfit UGSTV (2020 John Guest, UK) (figura 72), de plástico de 20mm de diámetro para el tramo entre A y B, y de 25mm de diámetro entre los tramos B y C. Este tipo de válvulas permiten un acople rápido y sin necesidad de agentes externos. El aspecto negativo de emplear este tipo de válvulas es que son menos exactas y no permiten una regulación muy precisa.



Figura 72: Válvula Speedfit UGSTV.

5.4.5 Conductos

Todos los conductos de la instalación consistirán en tubos de silicona (figura 73), este material permitirá flexibilidad a la hora de montar la instalación para que se pueda adaptar a cualquier geometría y además dará mucho margen a la hora de elección de acoples y conectores, ya que gracias a su flexibilidad se puede adaptar bien a cualquier conector con ayuda de bridas que proporcionen una buena sujeción.



Figura 73: Tubos de silicona.

Los conductos situados entre tanques serán de silicona transparente para que no existan interferencias con el sistema PIV a la vez que permitan la detección de bolsas de aire de forma visual.

En la tabla 8 se muestran todos los diámetros empleados para cada parte de la instalación:

Tabla 8: Conductos de la instalación.

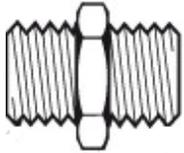
Tramo	Øint (mm)	Øext (mm)	Transparencia	Comentario	Proveedor
D-Bomba	18	22	Opaco	Marcado por la entrada de la bomba.	AMS ACCESORIOS, S.L.
Bomba-A	18	22	Opaco	Marcado por la salida de la bomba.	AMS ACCESORIOS, S.L.
A-B	15	20	Translúcido	Marcada por diámetro de válvula Speedfit.	TEN-HIGH
B-C	20	25	Si	Marcado por el modelo empleado y el diámetro e la válvula Speedfit.	Triumphcable's Store
Presurización (Conexión neumática a captador de presión (5.5.1) + conexión a válvula diferencial).	6	8	Si	Marcados por las conexiones de la válvula diferencial y el captador de presión.	SENTECH Instruments GmbH
Purgas A-D y C-D	25	29.2	Opaco	En el extremo de descarga de estos conductos se harán unos orificios para evitar posibles burbujas de aire.	AMS ACCESORIOS, S.L.

5.4.6 Conectores, acoples y accesorios

Se indican en la tabla 9 todos los accesorios, conexiones y acoples ya mencionados a lo largo de este capítulo para llevar a cabo el montaje de la instalación.

Tabla 9: Características de conectores, acoples y accesorios empleados para la configuración de la instalación.

Conexión	Requerimientos	Descripción del producto	Especificaciones del producto	Foto del producto	Proveedor
Adaptadores conductos hidráulicos-tanques (x9).	Unión entre tanques y conducto flexible. <ul style="list-style-type: none"> • Ø15mm (x2) • Ø18mm (x2) • Ø20mm (x2) • Ø25mm (x2 purgas) 	Conector para tubo flexible con rosca macho	Rationalstock: Modelo AI000190 rosca G1/8 - Ø18mm SWISS FITTINGS AG <ul style="list-style-type: none"> • Ø15mm-G1/2 • Ø20mm-G1/2 • Ø25mm- G1 	 <p><i>Figura 74: Conector tubo flexible rosca macho.</i></p>	Rationalstock <ul style="list-style-type: none"> • Ø18mm SWISS FITTINGS AG <ul style="list-style-type: none"> • Ø15mm • Ø20mm • Ø25mm
Acople Bomba (salida y entrada) a conducto (x2) + unión de conductos hidráulicos a adaptadores conductos hidráulicos-tanques (x7).	Abrazaderas regulables entre Ø15mm y Ø25 de diámetro (x9).	Abrazadera regulable manual de acero galvanizado.	<ul style="list-style-type: none"> • Ø13-24mm (regulable). • Ø24-36mm (regulable). 	 <p><i>Figura 75: Abrazadera.</i></p>	Leroy Merlin S.L.U
Unión conductos de presurización: a tanque B (x2) y a válvula diferencial (x1).	Acople conducto flexible Øexterno 8mm y rosca G1/8.	Racor rápido para aplicaciones neumáticas con rosca.	Modelo NPQR conexión tubo flexible Øexterno 8mm con rosca G1/8.	 <p><i>Figura 76: Racor NPQR.</i></p>	Festo inc

<p>Unión válvula de seguridad a tanque B (x1).</p>	<p>Unión roscada hembra G1/4.</p>	<p>Unión doble macho, un lateral para unir con la válvula y otro para ensamblar con el tanque B.</p>	<p>Ref: LE/09010021 Rosca G1/4 – G1/4.</p>	 <p><i>Figura 77: Alzado unión macho-macho.</i></p>	<p>Suministros Airpres S.L</p>
<p>Junta tórica (x2).</p>	<p>Ofrecer estanqueidad en el tanque B.</p>	<p>Junta tórica de goma negra.</p>	<p>Junta tórica de caucho de nitrilo</p>	 <p><i>Figura 78: Junta tórica.</i></p>	<p>Sourcing map – Amazon.es</p>
<p>Varilla roscada (x2).</p>	<p>Unión entre las dos tapas del tanque B para ofrecer estanqueidad.</p>	<p>Varilla roscada</p>	<p>Varilla roscada acero inoxidable M22 – 2m.</p>	 <p><i>Figura 79: Varilla roscada.</i></p>	<p>Falk-Schrauben-Amazon.es</p>

5.4.7 Plataformas elevadoras tanques A y B

Para la elección de las plataformas elevadoras, los principales requisitos a tener en cuenta serán el peso que pueden soportar y las dimensiones de éstas para que los tanques A y B se posen sobre ellas de una forma estable y segura. Otro aspecto a tener en cuenta ha sido la precisión y el rango de elevación de las mismas, este rango se podrá variar de forma manual. En función a estos criterios las plataformas seleccionadas serán de tijera doble de operación manual modelos SJT003-005 (OBRK, Hebei, China) (figura 80).



Figura 80: Plataforma elevadora de tijera doble de operación manual tanque B.

Se indican en la tabla 10 las características de las plataformas.

Tabla 10: Características de plataformas elevadoras de tijeras.

	Tanque A	Tanque B
Modelo	SJT003	SJT005
Rango de alturas	72mm-278mm	90-460mm
Dimensiones	200mmx200mm	300mmx300mm
Peso máximo soportable	15kg	25kg
Material	Acero inoxidable	Acero inoxidable
Tipo de regulación	Mecánica-manual	Mecánica-manual

La figura 81 muestra como quedaría el montaje final del tanque A con esta plataforma de tijera.

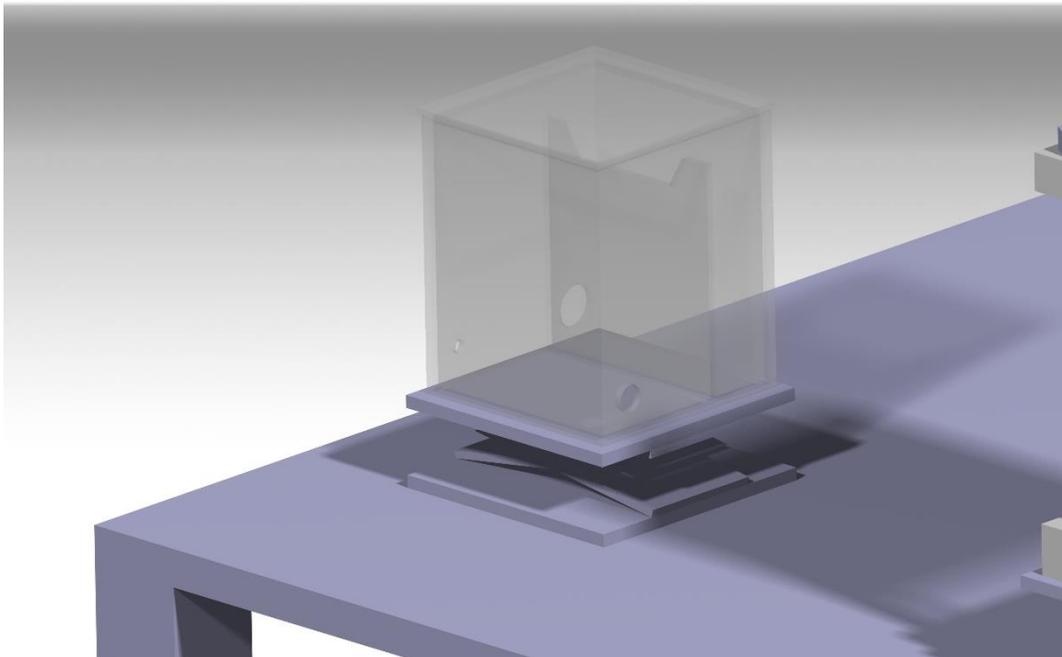


Figura 81: Tanque A y plataforma elevadora de tijera.

5.5 Instrumentos de medición

En este último apartado del capítulo se describirán todos los elementos de medición que se necesitarán para realizar los ensayos y para que la instalación funcione de manera óptima.

5.5.1 Captador de presión Tanque B

Para poder tener controlada en todo momento la presión en el interior del tanque B se conectará a éste un captador de baja presión MPV-B1 (AirCom Pneumatic GmbH Siemensstraße, 18 D-40885 Ratingen), (figura 82) mediante un tubo de $\varnothing 6\text{mm}$ (tabla 8, punto 5.4.5), Se trata de un captador de presión que puede medir hasta los 10mbar y como la válvula de seguridad se abrirá a los 7mbar (tabla 7), en caso de existir sobrepresión este captador podrá medir todo el rango de presiones con el que se trabaje.



Figura 82: captador de baja presión MPV-B1 AirCom

Este captador de presión tiene instalado un sensor piezo-resistivo que convierte una señal de entrada neumática en una señal de salida eléctrica, caracterizada en la tabla 11 junto al resto de características del instrumento de medición.

Tabla 11: Características captador de baja presión MPV-B1 AirCom.

Rango de medición	0-10mbar
Presión máxima	25mbar
Error	±1%FS
Repetitividad	0,2%FS
Conexión neumática a tanque	Ø6mm
Tiempo de respuesta	<1ms
Señal de salida(V)	0-10V
Señal de salida (I)	4-20mA
Impedancia(Z)	<500Ω

5.5.2 Caudalímetro

El caudalímetro elegido es MPL-PXL Series (Transonic Systems Inc.), (figura 83), un caudalímetro no invasivo que no necesita estar en contacto directo con el fluido objeto de medición ya que emplea ultrasonidos para recolectar los datos.



Figura 83: Caudalímetros MPL-PXL Series Transonic Systems Inc.

Este caudalímetro se implementará en el conducto entre el tanque B y C, es decir, donde se situará el modelo. Hay que recordar que los conductos de esta sección cuentan con un diámetro exterior de 25mm (tabla 8).

En la tabla 12 se muestran todos los datos de interés del caudalímetro seleccionado.

Tabla 12: Características caudalímetros MPL-PXL Series Transonic Systems Inc.

Resolución	16PXL
Diámetro externo de calibración (Silicona y PVC)	25mm
Diámetro interno de calibración (Silicona y PVC)	20mm
Precisión	$\pm 5^{ml}/min$
Frecuencia de ultrasonidos	1.8Hz

5.5.3 Sondas de presión

Para poder medir la presión durante los ensayos el modelo tiene a la entrada y a la salida dos conexiones que permiten instalar sondas de presión. Para poder realizar los ensayos se necesitará una sonda que trabaje a unas escalas del orden de 2000Pa (0,02bar) como se observó en el estudio realizado en el punto 4.5.4 “Estudio de presiones a la entrada del Modelo”.

La sonda elegida se trata del modelo JUMO Dtrans P30 (JUMO, Moritz-Juchheim-Straße 1, 36039 Fulda, Alemania) (figura 84 y tabla 13).



Figura 84: Sonda de presión JUMO Dtrans P30.

Tabla 13: Características sonda de presión F4200- 0,5PT AirCom

Rango de presiones	0-0.25bar
Señal de entrada (V)	10-30V (CC)
Señal de salida (I)	4-20mA
Repetibilidad	0,156% FS
Montabilidad	En cualquier posición

Capítulo 6 : Presupuesto

En este capítulo se realizará un estudio orientativo en las tablas 14 y 15 de los costes directos que supondría la construcción de la instalación.

Tabla 14: Costes de personal.

Personal	Horas	€/Hora	Coste
Ingeniero junior	320	50	16000 €
Técnico de taller	60	35	2100 €
Total			18100€

Tabla 15: Costes directos de componentes y materiales.

Componente	Coste
Aluminio (perfiles + planchas)	80€
Metacrilato	250€
PVC	130€
Bomba	150€
Válvula de regulación diferencial de presión de lazo cerrado	1071€
Válvula de seguridad	362€
Válvulas de control	76€
Conductos	70€
Conectores tubo flexible-rosca macho	9€
Abrazaderas	10€
Racores NPWR	30€
Unión macho-macho	4€
Juntas tóricas	12€
Varillas roscadas	18€
Plataformas elevadoras	100€
Captador de presión	256€
Caudalímetros	100€
Sondas de presión	48€
Elementos de unión	50€
Total	2826€

Obteniendo como resultado un coste total de **20926€** sin IVA.

Capítulo 7 : Conclusiones y valoración personal

A partir del análisis del estado del arte sobre instalaciones de ensayos de dispositivos de ayuda para pacientes sometidos al proceso de Fontan, se han podido observar diversas carencias existentes en las diferentes instalaciones, siendo la falta de flujo pulsante la predominante.

Esta falta de pulsatilidad en el flujo durante los ensayos puede llevar a resultados erróneos, por lo tanto, ésta es una característica necesaria que debe proporcionar toda instalación dedicada al estudio de este tipo de dispositivos. Otro aspecto determinante que se ha concluido en este trabajo es que la causa de la pulsatilidad en un paciente de Fontan viene marcada predominantemente por la respiración y no por el corazón.

Gracias a esta visión global que ha aportado el estudio previo realizado, se ha podido plantear el diseño de una instalación que pueda trabajar con gran variedad de caudales, a la par que consiga un flujo pulsátil.

La instalación propuesta ha quedado definida indicando los componentes necesarios para su correcto funcionamiento, junto con todos los planos requeridos para construir aquellos elementos que a falta de proveedor no se pueden obtener en el mercado.

Como futura línea de trabajo se plantea la construcción de la instalación y su puesta a punto para estudiar su viabilidad, así como el planteamiento de la generación de flujo reverso a través de la instalación, a lo que se ha hecho mención en este trabajo en diversas ocasiones.

En lo personal, este trabajo me ha ayudado a enriquecer mis conocimientos, dándome la oportunidad de acercarme a un campo de estudio como es el de la medicina y comprender la importancia que la ingeniería tiene en la misma.

Ha sido un trabajo muy completo que me ha hecho explorar diferentes competencias para poder llevarlo a cabo, obteniendo un resultado personal satisfactorio y que espero que ayude en cierta forma a los investigadores dedicados a este campo de estudio.

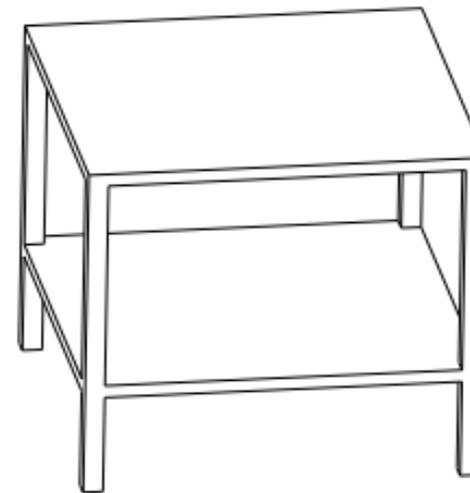
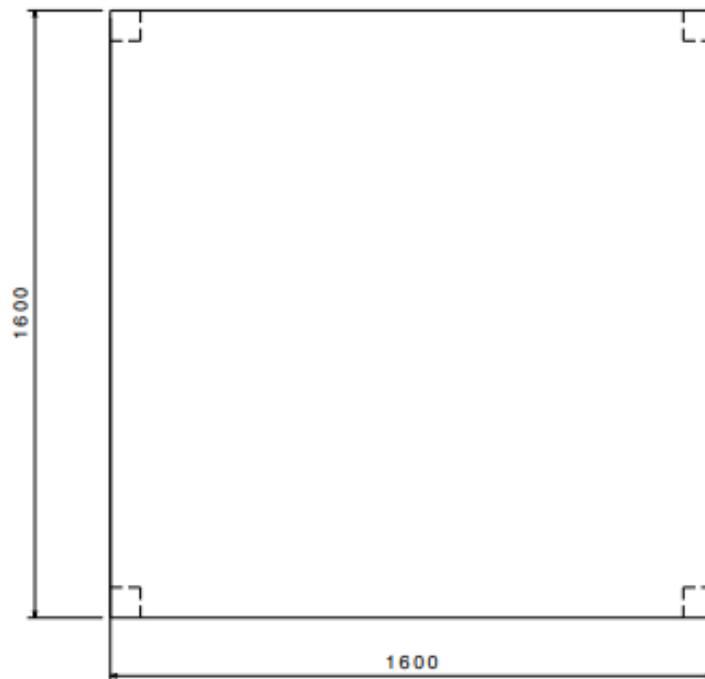
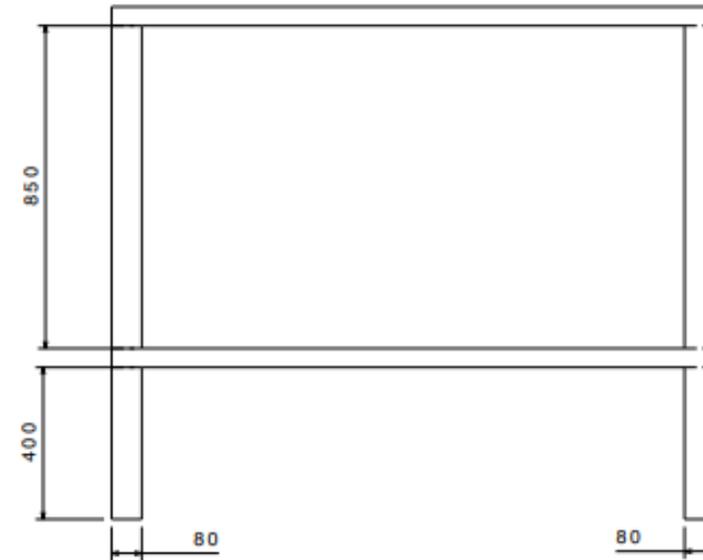
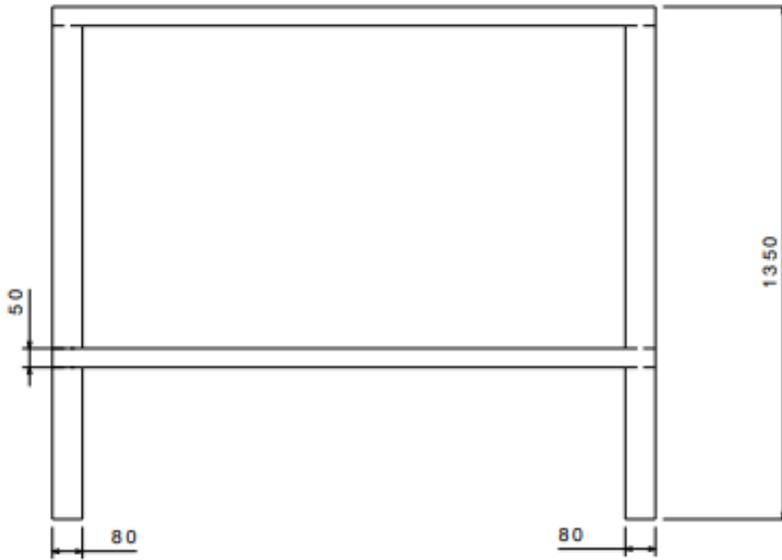
Bibliografía

1. López, L. (2017). *Optimization of a Windkessel system for arterial simulation*. Universidad Carlos III, Madrid.
2. Hall, J. E. (2011). *Guyton y hall. Tratado de fisiología médica*. Elsevier Health Sciences.
3. Macaya, C. (2007). *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA*. Fundación BBVA.
4. Barros, V. (2019). The heart cycle: review. *MOJ Womens Health*, 8(1):66-69. DOI: <https://doi.org/10.15406/mojwh.2019.08.00214>.
5. Gewillig, M. (2005). The Fontan circulation. *Heart*, 91, 839-846.
6. Cerro, M.J. (2012, mayo 17). *La circulación de Fontan y la presión pulmonar*. Sociedad Española de Cardiología. Recuperado de <https://youtu.be/N5SmuribLHA>.
7. Maroto, E. (2017, octubre 22). *Charlas informativas para pacientes con cardiopatías congénitas: Cirugía de Fontan*. Recuperado de <https://youtu.be/a70Co2vJrnc>.
8. Kerlo, M., Delorme T., Xu, D., Frankel, H., Giridharan, A., Rodefeld, D., y Chen J. (2013). Experimental characterization of powered Fontan hemodynamics in an idealized total cavopulmonary connection model. *Exp Fluids*, 54, 1581-1599.
9. Lange, C. (2020). Imaging of complications following Fontan circulation in children diagnosis and surveillance. *Pediatr Radiol*, 50, 1333-1348.
10. Valdovinos J, Shkolyar E, Carman G.P., y Levi D.S. (2014). In Vitro Evaluation of an External Compression Device for Fontan Mechanical Assistance. *Artificial Organs*, 38(3):199-207.
11. Khiabani, R., Restrepo, M., Tang, E., de Zelicourt, D., Sotiropoulos, F., Fogel, M., y Yoganathan, A.P., (2012). Effect of flow pulsatility on modeling the hemo- dynamics in the total cavopulmonary connection. *Journal of Biomechanics*, 45, 2376-2381.
12. Tang, E., Haggerty, C., Khiabani, R., Zélicourt, D., Kanter, J., Sotiropoulos, F., Fogel, M., y Yoganathan, A. (2013). Numerical and experimental investigation of pulsatile hemodynamics in the total cavopulmonary connection. *Journal of Biomechanics*, 46(2), 373-382.
13. Liu, Y., Paul, A., Yi, W., Houston, W., y Don, O. (2006), Construction of an Artificial Heart Pump Performance Test System. *Cardiovasc Eng*, 6, 153-160.
14. Khiabani, R., Restrepo, M., Tang, E., Zélicourt, D., Sotiropoulos, F., Fogel, M., y Yoganathan, A. (2012). Effect os flow pulsatility on modeling the hemodynamics in the total cavopulmonary connection. *Journal of Biomechanics*, 45, 2376-2381.

15. Hsia, T., Khambadkone, S., Redington, A., Migliavacca, F., Deanfield, J., y Level, M. (2000). Effects of Respiration and Gravity on Infradiaphragmatic Venous Flow in Normal and Fontan Patients. *Circulation*, 102(3), 148-153.
16. Gabbert, D., Hart, C., Jerosch-Herold, M., Wegner, P., Ravesh, M., Voges, I., Kristo, I., Bulushi, A., Scheewe, J., Kheradvar, A., Kramer, H., y Rickers, C. (2019). Heart beat but no respiration is the main driving forcé of the systemic venous in the Fontan circulation. *Scientific Reports*, 9, 2034-2044.
17. Grigioni, M., Amodeo, A., Daniele, C., Avenio, G., Formigari, R., Di Donato, R. (2000). Particle Image Velocimetry Analysis of the Flow Field in the Total Cavopulmonary Connection. *Artificial Organs*, 24(12), 946-952
18. Figliola, R., Giardini, A., Conover, T., Camp, T., Biglino, G., Chiulli, J., y Hsia, T. (2010). In vitro simulation and validation of the circulation with congenital heart defects. *Progress in Pediatric Cardiology*, 30, 71–80.
19. Haggerty, C., Fynn-Thompson, F., y McElhinney, D. (2012). Experimental and numeric investigation of Impella pumps as cavopulmonary assistance for a failing Fontan. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*; 144, 563–569.
20. Santhanakrtshanan, A., Maher, K., Tang, E., Khlabanl, R., Johnson, J., y Yoganathan, A. (2013). Hemodynamic effects of implanting a unidirectional valve in the inferior vena cava of the Fontan circulation pathway: an in vitro investigation. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 305, H1538–H1547.
21. Chopski, S., Rangus, O., Moskowitz, W., y Throckmorton, A. (2014). Experimental measurements of energy augmentation for mechanical circulatory assistance in a patient-specific Fontan model. *Artificial Organs*, 38, 791–9.
22. Chopski, S., Rangus, O., Moskowitz, W., y Throckmorton, A. (2015). Stereo-Particle Image Velocimetry Measurements of a Patient-Specific Fontan Physiology Utilizing Novel Pressure Augmentation Stents. *Artificial Organs*, 39(3), 228-236.
23. Chopski, S., Rangus, O., Moskowitz, W., y Throckmorton, A. (2015). Three-Dimensional Laser Flow Measurements of a Patient-Specific Fontan Physiology With Mechanical Circulatory Assistance. *Artificial Organs*, 39(6), E67-E78.
24. McHugo, S., Nolke, L., Delassus, P., MacCarthy, E., Morris, L., y McMahan, C. (2020). An in-vitro evaluation of the flow haemodynamic performance of Gore-Tex extracardiac conduits for univentricular circulation. *Journal of Cardiothoracic Surgery*, 15, 235-245.
25. Hovath, M. Development of a soft robotic active shunt to support failing Fontan circulation.

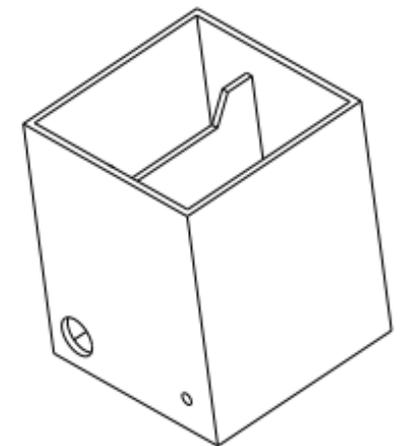
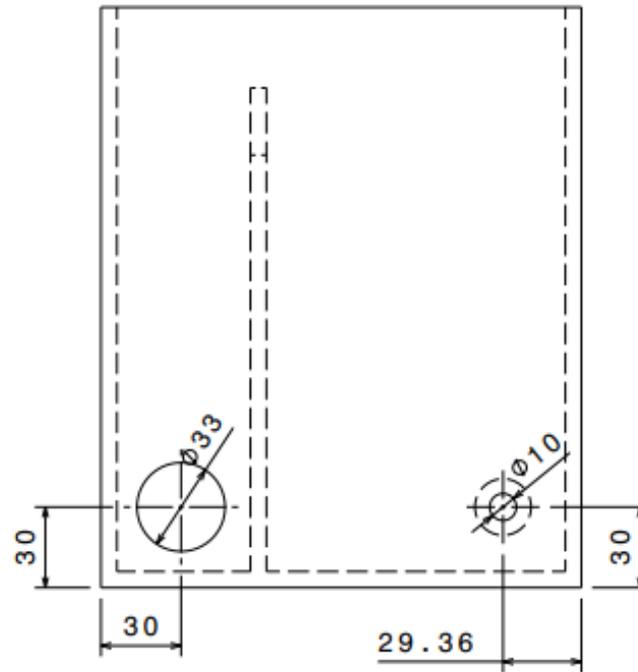
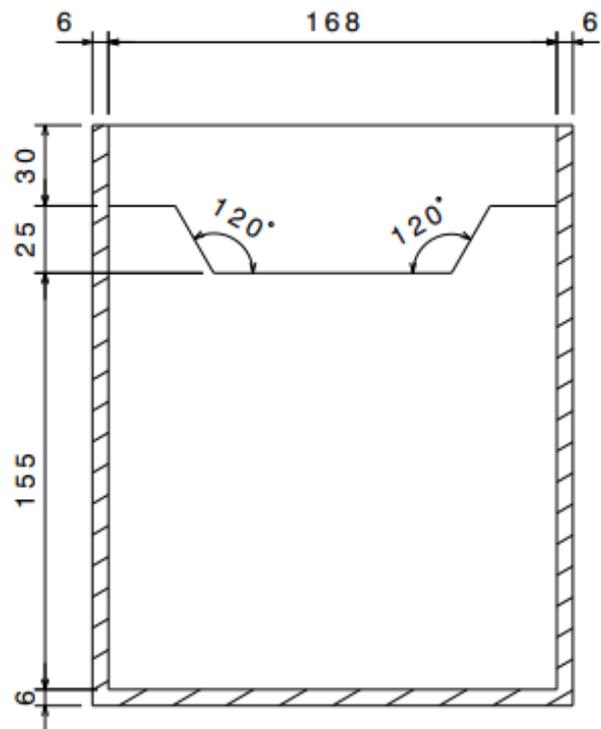
26. DeGroff, C. (2008). Modeling the Fontan Circulation: Where We Are and Where We need to Go. *Pediatr Cardiol*, 29, 3-12.
27. White, F. M. (2004). *Mecánica de fluidos*. Madrid, España, Mc Graw Hill.
28. Hsia, T. (2008). Effects of Respiration and Gravity on Infradiaphragmatic Venous Flow in Normal and Fontan Patients. *Circulation*, 102, 148-153.
29. Clippard Cordis Instruction Manual.
<https://clippard.com/products/cordis-high-resolution-pressure-controls>: (visitado el 27/02/2021).

ANEXO I : Planos

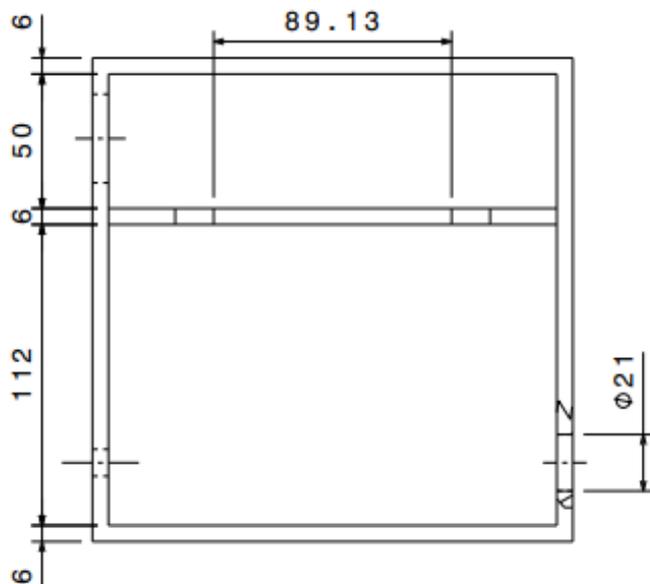


Vista isométrica:
Escala 1:15

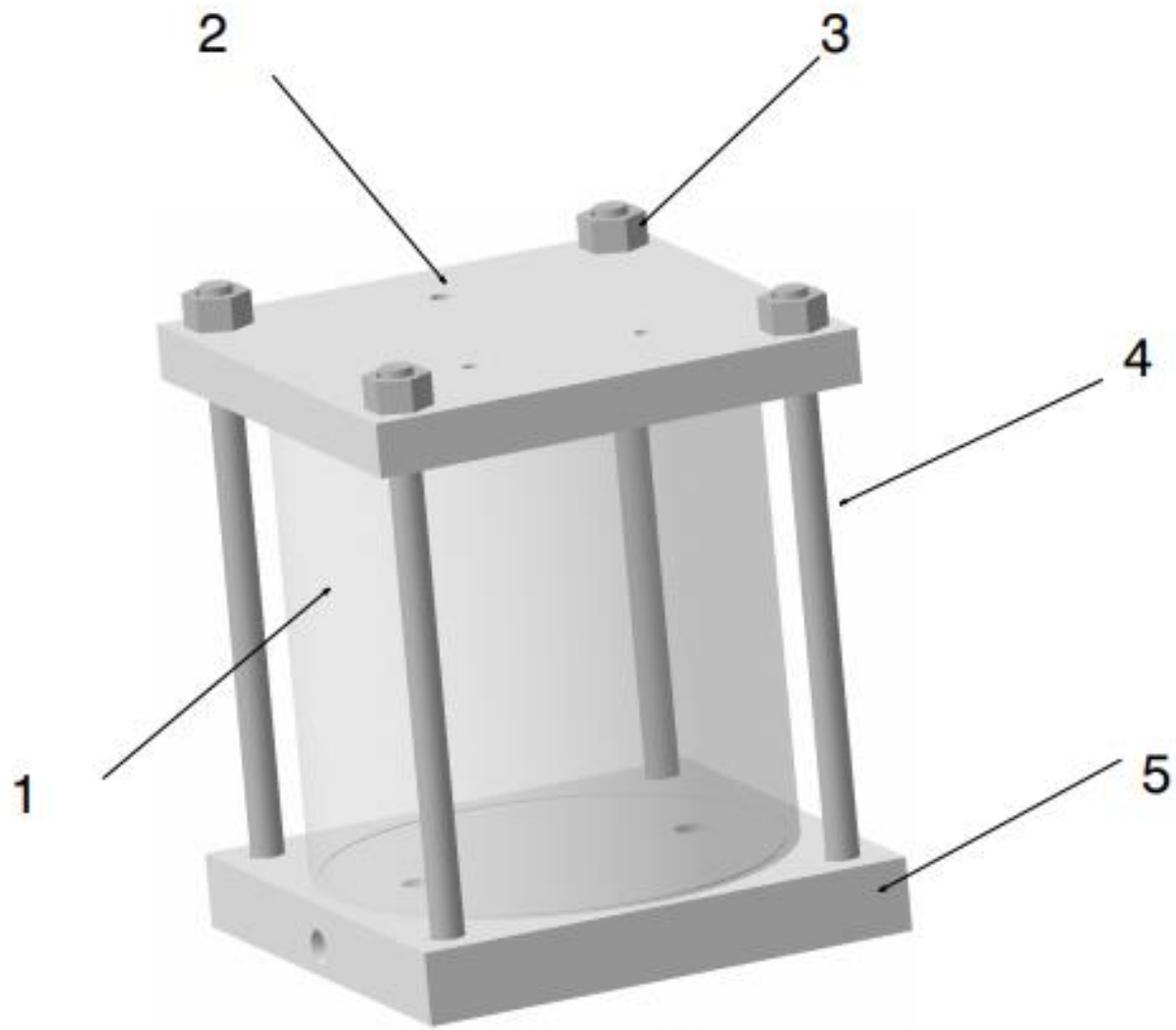
Diseñado por: Gonzalo de Vega		Mesa soporte	
Fecha: 12/03/2021			
Tamaño: A2		Proyecto: Diseño de instalación de flujo pulsante	
Escala: 1:10		Universidad de Valladolid	
		1 / 1	



Vista isométrica
Escala: 1:4



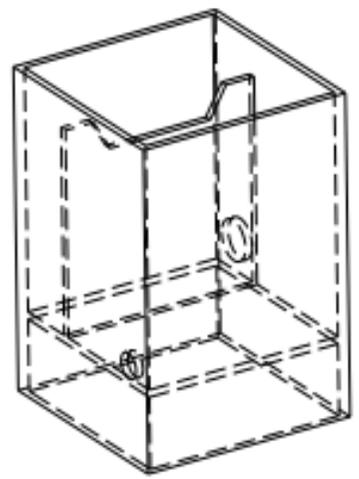
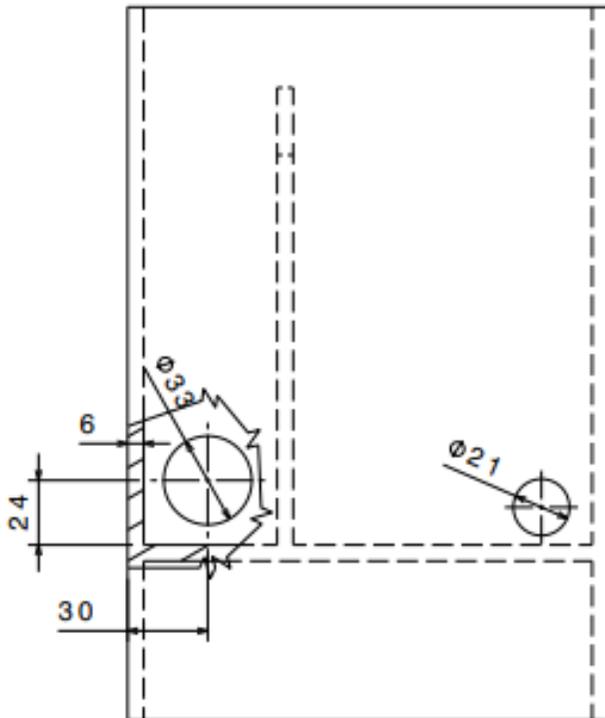
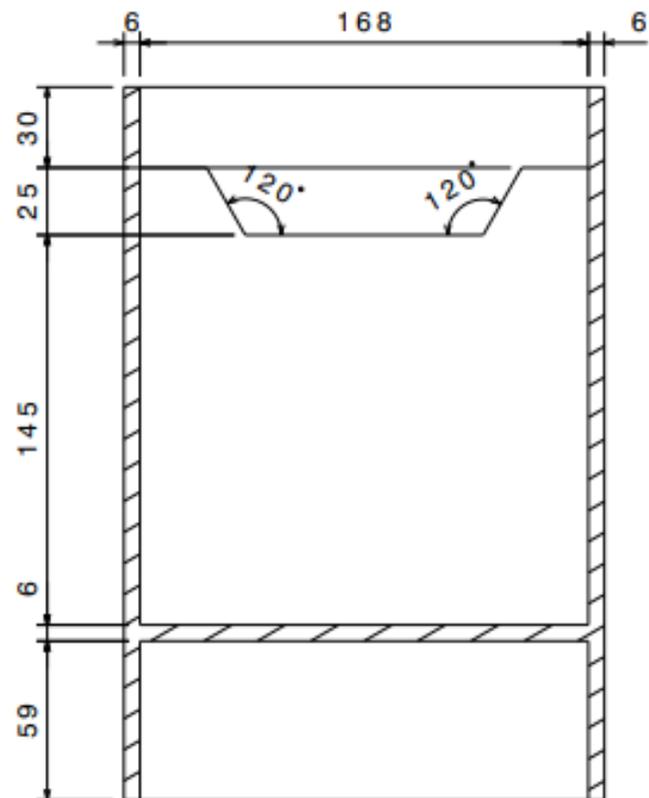
Diseñado por: Gonzalo de Vega		<h1>Tanque A</h1>	
Fecha 12/03/2021			
Tamaño: A3		Proyecto Diseño de una instalación hidráulica de flujo pulsante	
Escala: 1:2		Universidad de Valladolid	Hoja: 1 / 1



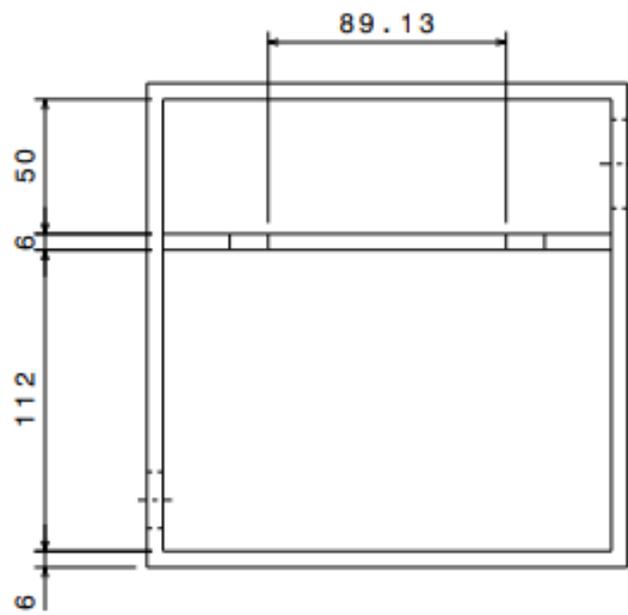
Vista isométrica:
Escala 1:2

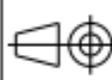
N	IDENTIFICACIÓN	CANTIDAD	MATERIAL
1	Cilindro hueco 6mm espesor	1	Metacrilato
2	Tapa superior	1	PVC
3	Tuerca hexagonal M22	4	Acero
4	Varilla roscada M22	4	Acero
5	Tapa inferior	1	PVC

Diseñado por: Gonzalo de Vega Fecha: 12/03/2021			Tanque B ensamblado	
Escala: A2	Proyecto: Diseño de instalación de flujo pulsante			
Hoja: 1:2	Universidad de Valladolid		1 / 1	

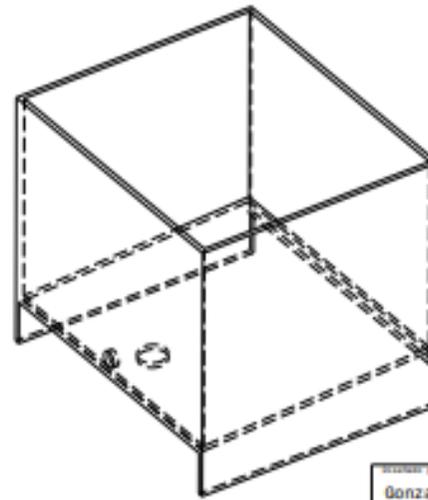
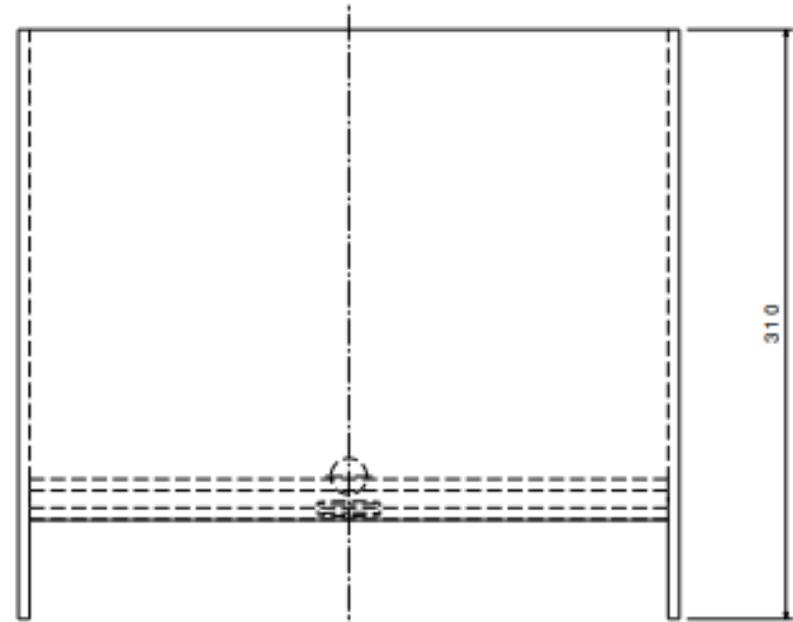
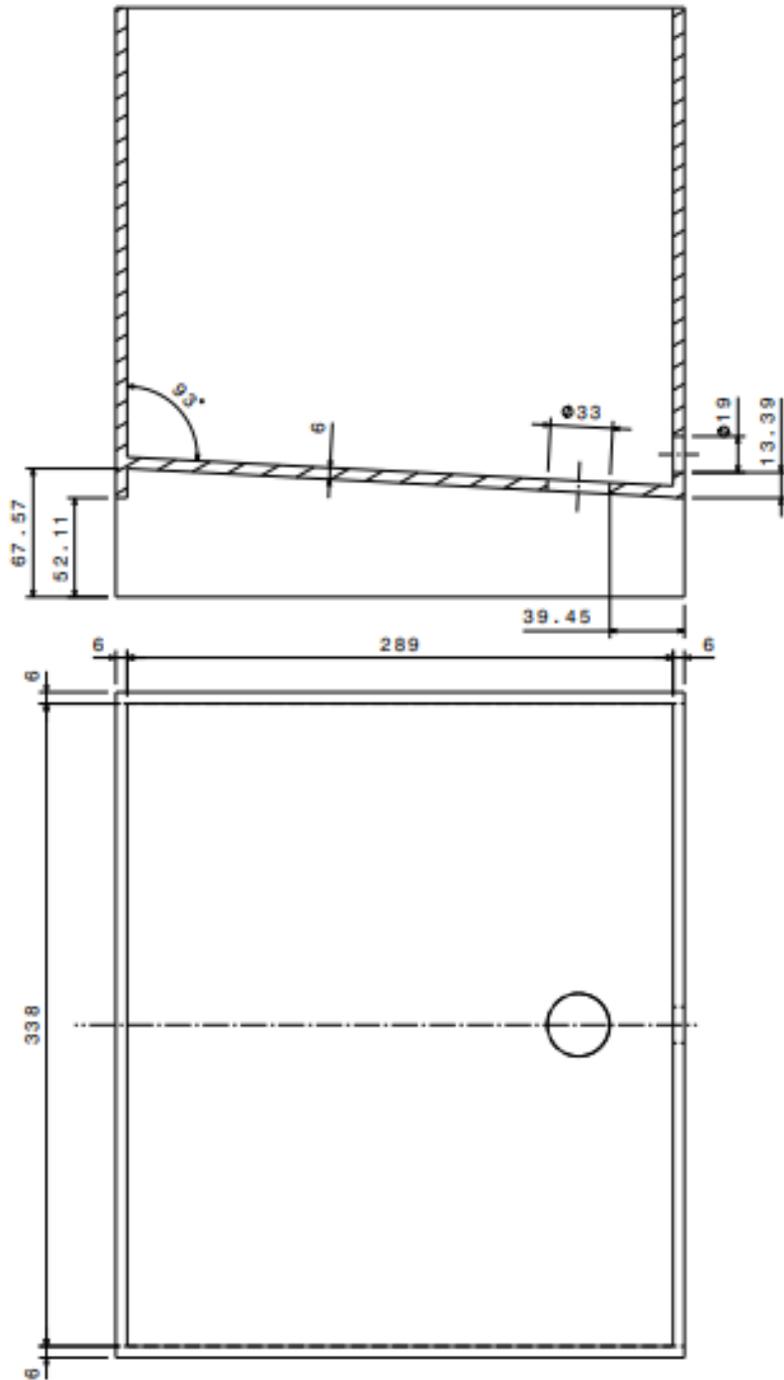


Vista isométrica:
Escala 1:4



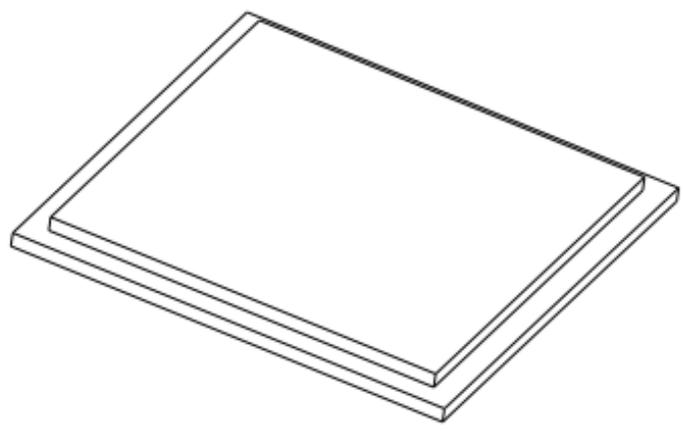
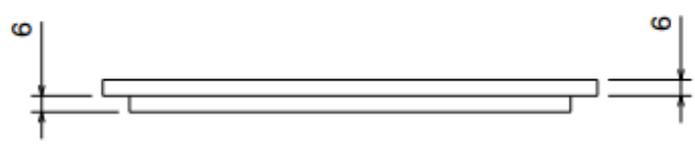
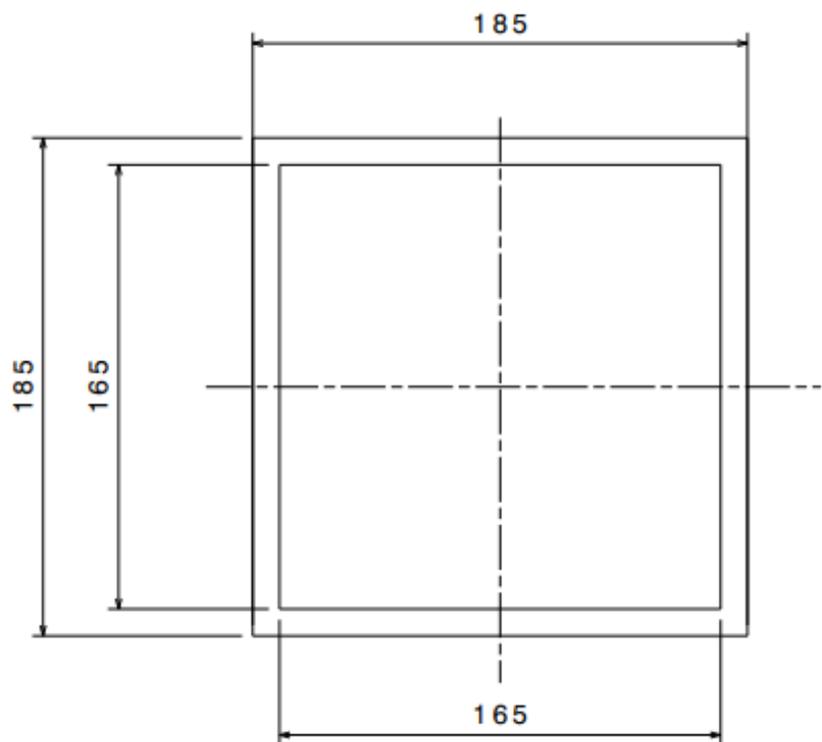
Diseñado por: Gonzalo de Vega		<h1>Tanque C</h1>	
Fecha: 12/03/2021			
Tamaño: A3		Proyecto: Diseño de una instalación hidráulica de flujo pulsante	
Escala: 1:2		Universidad de Valladolid	
			Noja: 1/1





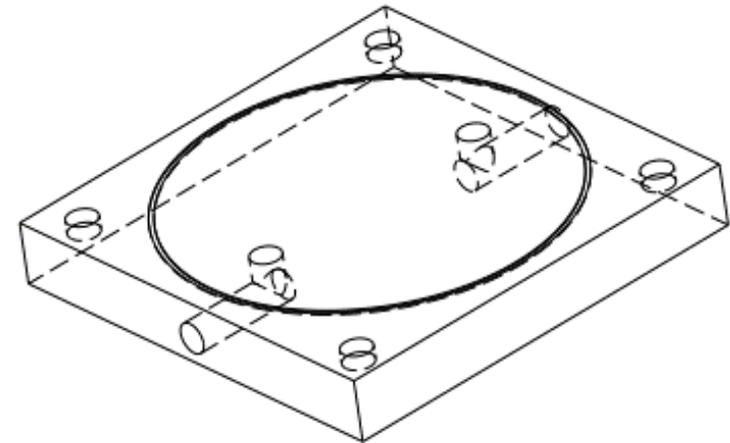
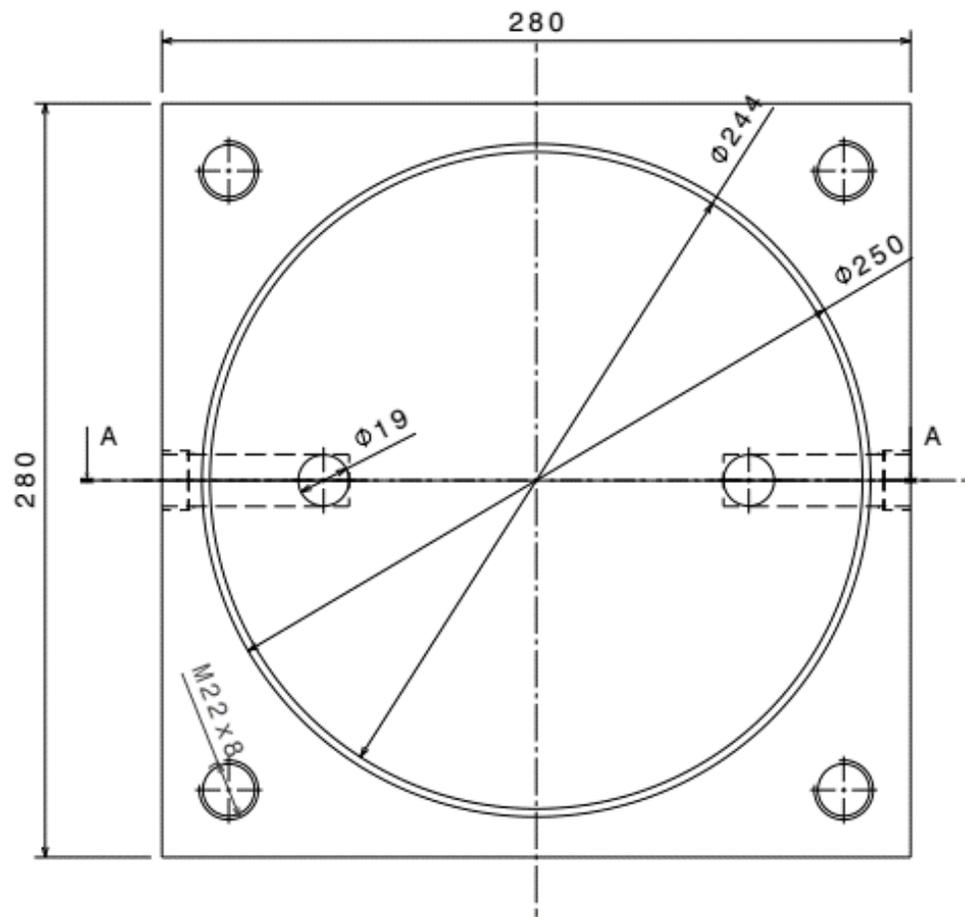
Vista isométrica:
Escala 1:4

Diseñado por: Gonzalo de Vega Fecha: 12/03/2021		<h1>Tanque D</h1>	
Tercio: A2			
Escala: 1:2	Universidad de Valladolid		1 / 1

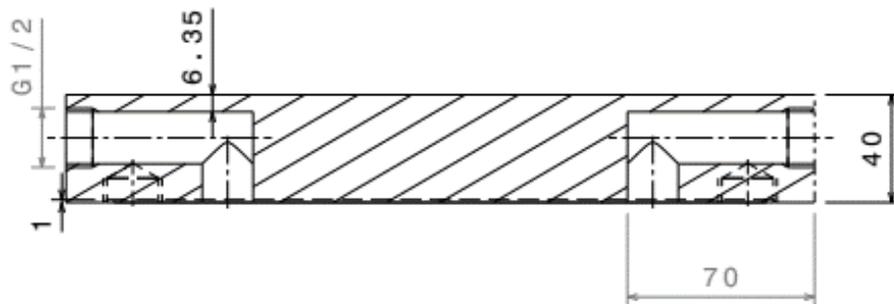


Vista isométrica:
Escala 1:2

Diseñado por: Gonzalo de Vega		<h1>Tapa tanque A y C</h1>	
Fecha 12/03/2021			
Tamaño: A3		Proyecto Diseño de una instalación hidráulica de flujo pulsante	
Escala: 1:2		Universidad de Valladolid	Noja: 1/1



Vista isométrica:
Escala 1:3



Diseñado por:
Gonzalo de Vega
Fecha
12/03/2021
Tamaño:
A3
Escala:
1:2

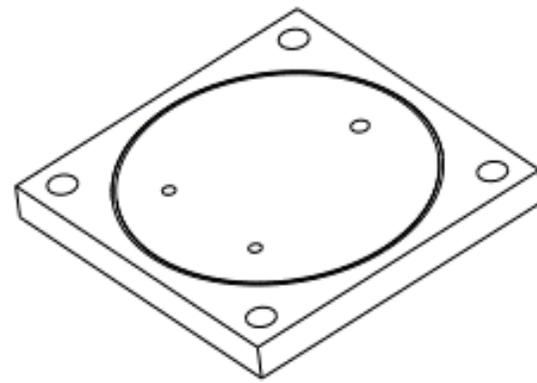
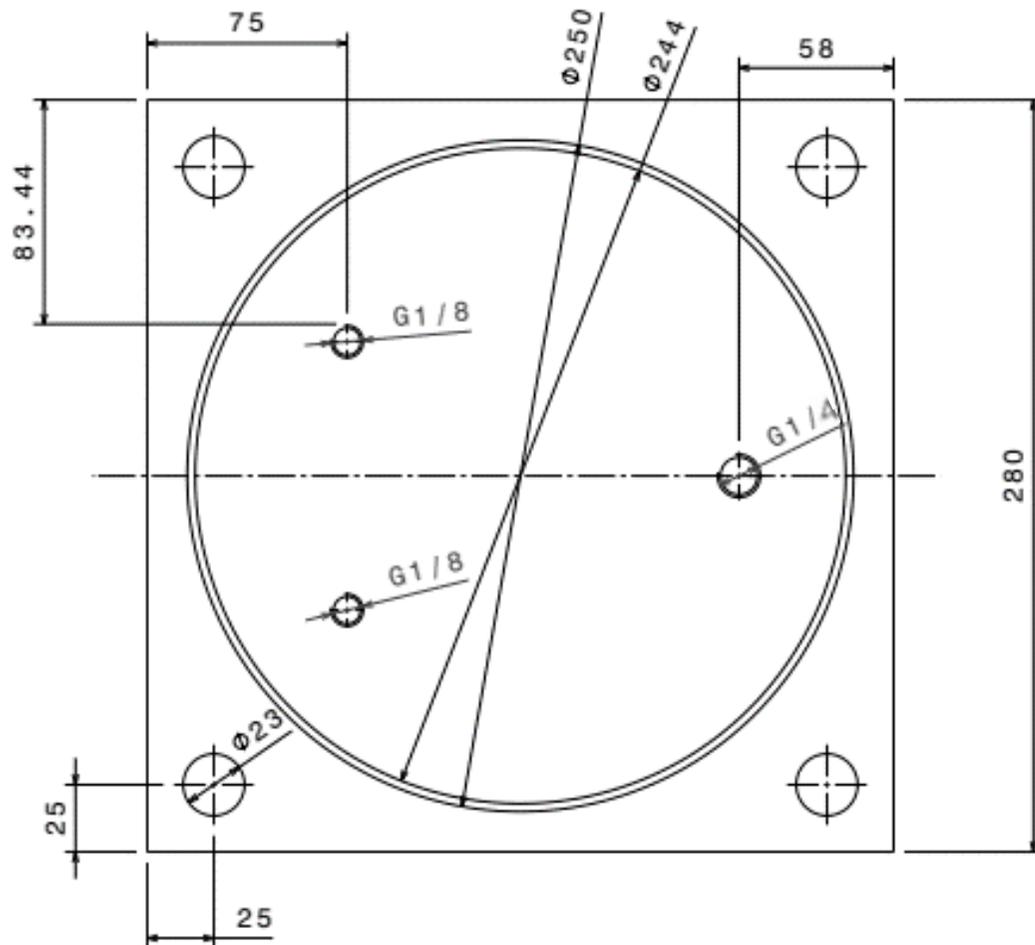


Tapa inferior tanque B

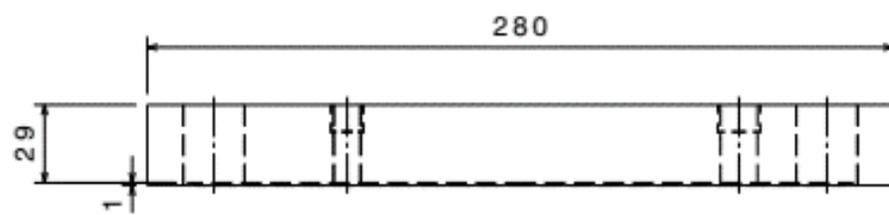
Proyecto
Diseño de una instalación hidráulica de flujo pulsante

Universidad de Valladolid

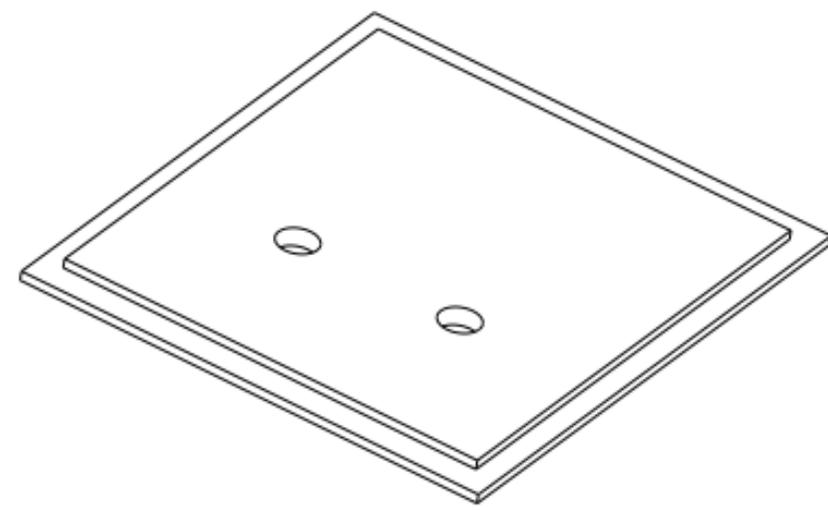
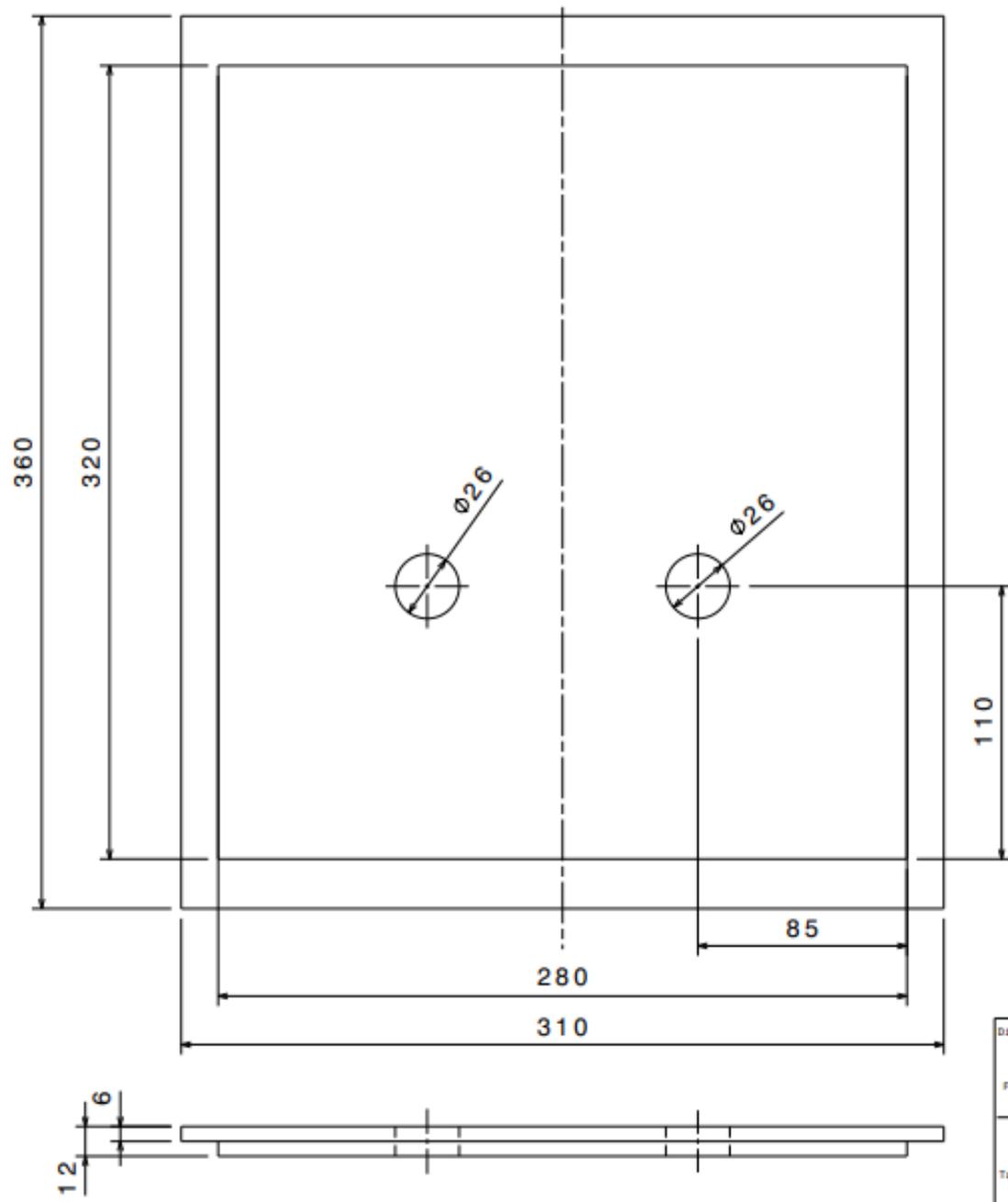
Hoja:
1 / 1



Vista isométrica:
Escala 1:4



Diseñado por: Gonzalo de Vega		Tapa superior tanque B	
Fecha: 12/03/2021			
Tamaño: A3		Proyecto: Diseño de una instalación hidráulica de flujo pulsante	
Escala: 1:2		Universidad de Valladolid	Hoja: 1/1



Vista isométrica:
Escala 1:3

Diseñado por: Gonzalo de Vega		<h1>Tapa tanque D</h1>	
Fecha: 12/03/2021			
Tamaño: A3		Proyecto: Diseño de una instalación hidráulica de flujo pulsante	
Escala: 1:2		Universidad de Valladolid	