



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería Mecánica

**DESARROLLO DE UNA INSTALACIÓN PARA
SIMULAR FLUJO PULSANTE EN UNA
BIFURCACIÓN CORONARIA**

Autor:

Monzón Hernando, Miguel

Tutor: García Carrascal, Pedro

Cotutor: Moneo Fernández, José Ángel

**Departamento de Ingeniería Energética y
Fluidomecánica**

Valladolid, Noviembre 2015.

RESUMEN

En este proyecto se ha construido y puesto a punto una instalación para simular flujo pulsante introduciendo modificaciones a la instalación estacionaria disponible en el laboratorio.

El pulso de presión se genera mediante una válvula de solenoide proporcional que permite controlar la posición del émbolo en cada instante. Para realizar el control de la instalación, se ha desarrollado un *hardware* y un *software* específico. Además, se ha dispuesto de un sensor de presión para medir y visualizar los pulsos de presión generados.

El objetivo de esta instalación es facilitar el estudio del comportamiento del flujo sanguíneo en bifurcaciones de arterias coronarias con un *stent* en su interior.

PALABRAS CLAVE

- Hemodinámica
- *Stent*
- Instalación flujo pulsante
- Control PWM
- *Laser Doppler Velocimetry*

ÍNDICE

Capítulo 1

1. PRESENTACIÓN	3
1.1. INTRODUCCIÓN.....	4
1.2. OBJETIVOS.....	4
1.3. CONTENIDO.....	5

Capítulo 2

2. FUNDAMENTO TEÓRICO.....	9
2.1. GENERALIDADES	11
2.2. FLUJO SANGUINEO.....	19
2.3. FLUJO PULSANTE.....	24
2.4. PATOLOGÍA CARDÍACA.....	30

Capítulo 3

3. EQUIPO DE MEDIDA ORIGINAL.....	39
3.1. INSTALACIÓN HIDRÁULICA ESTACIONARIA	41
3.2. COMPONENTES.....	47
3.3. INSTRUMENTACIÓN	51

Capítulo 4

4. DISEÑO DE LA INSTALACIÓN	61
4.1. ESTADO DEL ARTE	63
4.2. DISEÑO PRELIMINAR.....	70
4.3. DISEÑO FINAL.....	82
4.4. COMPONENTES.....	85

Capítulo 5

5. CONTROL POR ORDENADOR	97
5.1. <i>HARDWARE</i>	99
5.2. <i>SOFTWARE</i>	106

Capítulo 6

6. PUESTA A PUNTO	117
6.1. DESARROLLO	119
6.2. SIMULACIÓN FINAL	127

Capítulo 7

7. PRESUPUESTO	135
7.1. ELEMENTOS DE LA INSTALACIÓN.....	137
7.2. CAPITAL HUMANO	141
7.3. PRESUPUESTO GENERAL	143

Capítulo 8

8. CONCLUSIONES	147
-----------------------	-----

Bibliografía

BIBLIOGRAFÍA.....	151
BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA.....	152
DIRECCIONES WEB	154

Anexos

ANEXO I	159
ANEXO II: FICHAS TÉCNICAS	163

CAPÍTULO 1

PRESENTACIÓN

1. PRESENTACIÓN

Contenido

1. PRESENTACIÓN	3
1.1. INTRODUCCIÓN.....	4
1.2. OBJETIVOS.....	4
1.3. CONTENIDO.....	5

1.1. INTRODUCCIÓN

Este Trabajo Fin de Grado está integrado en un proyecto de investigación, coordinado por Pedro García Carrascal, que consiste en el efecto provocado por la presencia de *stents* en bifurcaciones coronarias en el flujo sanguíneo. En dicho trabajo, colaboran la Escuela de Ingenierías Industriales de la Universidad de Valladolid y la Universidad Politécnica de Madrid.

Actualmente se dispone de una instalación de flujo estacionario en el laboratorio de Mecánica de Fluidos del Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica de la Universidad de Valladolid. Después de haber realizado diversos análisis con este diseño, surge la necesidad de modificar la instalación para generar un flujo pulsante y poder realizar un estudio más detallado del comportamiento del flujo en bifurcaciones coronarias en presencia de *stents*.

Por tanto, esta instalación debe mejorarse hasta conseguir generar un flujo pulsante fiable y poder controlar la forma de los pulsos de velocidad y presión generados.

1.2. OBJETIVOS

El objetivo de este proyecto es llegar a reproducir las curvas de velocidad y presión generadas por el flujo sanguíneo siguiendo una serie de pasos:

- Montar la instalación de flujo pulsante.
- Poner a punto la instalación de flujo pulsante.
- Simular las curvas de velocidad y presión.
- Controlar las curvas de velocidad y presión.
- Generar una curva de velocidad que contenga las características fluidomecánicas principales (aceleración, deceleración y tiempos de periodo) del flujo sanguíneo.

1.3. CONTENIDO

La memoria se divide en 8 Capítulos, más bibliografía y Anexos complementarios.

- Capítulo 1 – PRESENTACIÓN: Se da una visión global del trabajo. En qué estado se encuentra ahora mismo la instalación y hasta dónde se quiere llegar con las modificaciones implantadas en la misma.
- Capítulo 2 – FUNDAMENTO TEÓRICO: Se abordan conocimientos de fisiología cardíaca para después profundizar en la patología de interés de este trabajo: restenosis.
- Capítulo 3 – EQUIPO DE MEDIDA ORIGINAL: Se describe la instalación inicial de flujo estacionario, los elementos que componen esta instalación y los equipos de medida disponibles en el laboratorio.
- Capítulo 4 – DISEÑO DE LA INSTALACIÓN NO ESTACIONARIA: En primer lugar, se realiza un estudio de las distintas soluciones propuestas por diversos autores. Debido a los altos costos se opta por modificar la instalación actual, comentando los cambios aplicados hasta conseguir generar una curva de velocidad que se aproxime a la ideal. Se acaba describiendo los elementos utilizados en la instalación final.
- Capítulo 5 – CONTROL POR ORDENADOR: Se describen los elementos que controlan la instalación y su funcionamiento: *Hardware* y *Software*.
- Capítulo 6 – PUESTA A PUNTO: Se describe el procedimiento llevado a cabo para conseguir una curva de velocidad que contenga las características fluidomecánicas principales del flujo sanguíneo. Una vez conseguida la curva final, se describe la configuración utilizada para generar dicha curva en la instalación.
- Capítulo 7 – PRESUPUESTO: Se hace un inventariado de los elementos reutilizados de la instalación inicial, y a continuación se elabora un presupuesto con los costes de los nuevos componentes empleados en la instalación según a qué grupo pertenezcan: Elementos de la instalación y Capital Humano. Se incluye un presupuesto general real y se hallan los beneficios con respecto a la externalización del proyecto.
- Capítulo 8 – CONCLUSIONES: Se hace un resumen de los objetivos cumplidos y de lo que se ha conseguido en esta investigación.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTO TEÓRICO

2. FUNDAMENTO TEÓRICO

Contenido

2. FUNDAMENTO TEÓRICO	9
2.1. GENERALIDADES	11
2.1.1. Corazón	11
2.1.2. La sangre	12
2.1.3. Aparato circulatorio	15
2.2. FLUJO SANGUINEO.....	19
2.2.1. Corriente de Hagen-Poiseuille	19
2.2.2. Flujo laminar y flujo turbulento	21
2.2.3. Resistencia al flujo sanguíneo e inercia	22
2.3. FLUJO PULSANTE.....	24
2.3.1. Ciclo cardiaco	24
2.3.2. Generación, transmisión y amortiguación del pulso de presión	25
2.4. PATOLOGÍA CARDÍACA.....	30
2.4.1. Estenosis arterial.....	31
2.4.2. <i>Stent</i>	32

Este capítulo se centra en la fisiología y patología cardíaca.

En primer lugar, se analiza la fisiología del corazón y del circuito circulatorio, para así familiarizarse con sus características principales y con las curvas del pulso de presión y velocidad generadas.

Una vez conocida la parte fisiológica, se aborda la parte patológica, donde se profundiza en las enfermedades cardíacas: arterioesclerosis, más concretamente, estenosis aterosclerótica.

2.1. GENERALIDADES

En este primer apartado, se desarrollan los elementos más importantes del aparato circulatorio: el corazón, la sangre y el circuito circulatorio.

2.1.1. Corazón

El funcionamiento del corazón (Figura 2.1.1) se puede asemejar al de dos bombas separadas por una pared muscular denominada *tabique*: la parte derecha bombea sangre hacia los pulmones y la parte izquierda bombea sangre hacia los órganos periféricos [Guyton & Hall, 2011]. A su vez, cada una de estas partes es una bomba bicameral pulsátil formada por una aurícula y un ventrículo. Es decir, el corazón está compuesto por dos aurículas, izquierda y derecha, y por dos ventrículos, izquierdo y derecho. Cada una de las aurículas se puede asimilar a su vez a una bomba débil de cebado del ventrículo, que contribuye a transportar sangre hacia el ventrículo correspondiente. Después, los ventrículos aportan la principal fuerza del bombeo que impulsa la sangre:

1. Hacia la circulación pulmonar por el ventrículo derecho o
2. Hacia la circulación periférica por el ventrículo izquierdo.

Para un correcto funcionamiento, el corazón dispone de cuatro válvulas:

- **Válvula tricúspide:** Controla el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho. Es decir, durante el ciclo diástole se abre para facilitar el paso de la sangre, y durante el ciclo sístole se cierra para evitar su retorno.
- **Válvula pulmonar:** Permite el flujo sanguíneo entre el ventrículo derecho y la arteria pulmonar. Durante el ciclo de diástole se cierra para evitar el paso de la sangre y facilitar el llenado del ventrículo, y durante el ciclo de sístole, se abre para permitir la circulación de la sangre hacia los pulmones para su oxigenación.
- **Válvula mitral:** Funcionamiento similar a la válvula tricúspide. Controla el flujo sanguíneo entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo.
- **Válvula aórtica:** Funcionamiento similar a la válvula pulmonar, pero en este caso, permite el flujo sanguíneo entre el ventrículo izquierdo y la arteria aorta, que se ocupa de transportar la sangre rica en oxígeno al resto del organismo.

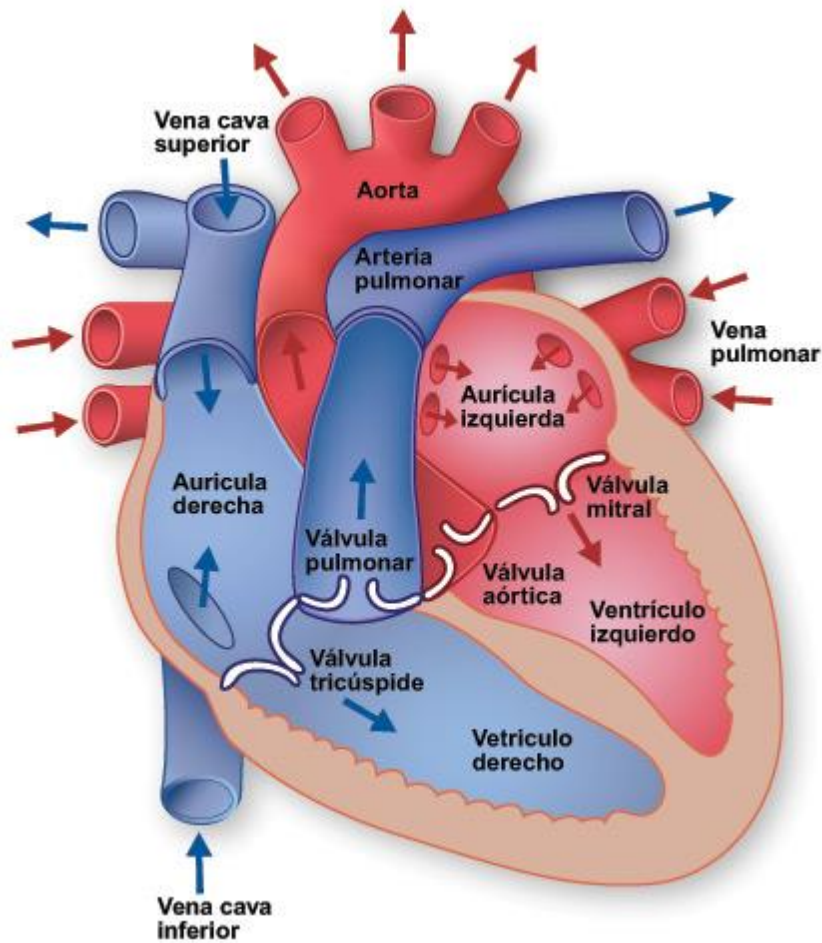


Figura 2.1.1: Estructura del corazón y trayecto del flujo a través de las cavidades y válvulas cardíacas
FUENTE : <http://blogs.uab.cat/gracia230691/category/corazon/>

Los mecanismos especiales del corazón producen una sucesión continuada de contracciones cardíacas denominada ritmicidad cardíaca, que transmite potenciales de acción por todo el músculo cardíaco y determina su latido rítmico.

2.1.2. La sangre

La sangre se compone en un 45 % del volumen total por una suspensión de elementos formes (leucocitos, plaquetas y especialmente eritrocitos) que se integra en un líquido relativamente homogéneo llamado plasma (55 % restante del volumen total) [Calvo Plaza, 2006].

La función principal de la sangre es proveer de nutrientes a las células del organismo (glucosa, oxígeno, etc.) y recoger los desechos que generan (ácido láctico, dióxido de carbono, etc.).

A continuación se comentan las principales propiedades de la sangre:

Densidad

La densidad (ρ) es la relación entre la masa y el volumen que ocupa un elemento (kg/m^3). En el caso de la sangre, la densidad dependerá de su composición, es decir, puede variar de una persona a otra. Como simplificación, se considera un valor medio prácticamente constante para cualquier condición de $1060 \text{ kg}/\text{m}^3$ [Lage Sousa, 2011].

Viscosidad

La viscosidad dinámica (μ) determina la velocidad de deformación del fluido $\frac{\delta\theta}{\delta t}$ que se produce cuando se le aplica un esfuerzo cortante dado, τ (Figura 2.1.2.a); y se mide en kg/ms o $\text{Pa}\cdot\text{s}$. La velocidad de deformación de un fluido es el desplazamiento relativo de una capa del fluido con respecto de la anterior.

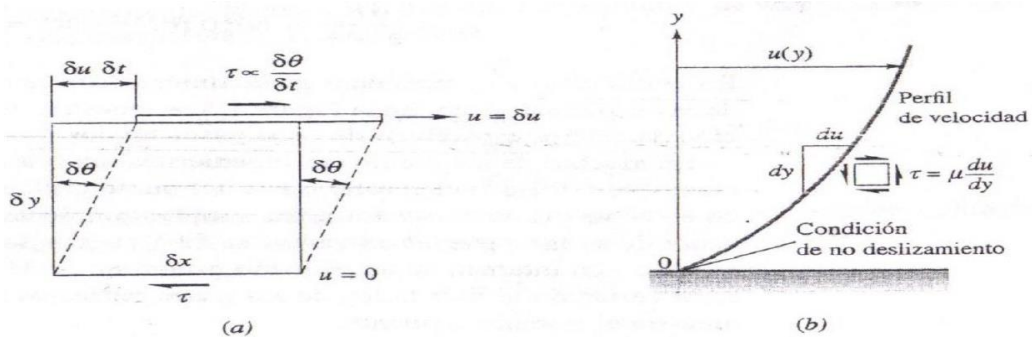


Figura 2.1.2: El esfuerzo cortante produce una deformación continua en el fluido: (a) deformándose a una velocidad $\frac{\delta\theta}{\delta t}$; (b) esfuerzo cortante en un fluido newtoniano en la zona cercana a la pared

FUENTE : [White, 2008]

Aplicando la hipótesis de deformaciones infinitesimales, la velocidad de deformación se puede aproximar al gradiente de velocidad $\frac{\delta u}{\delta y}$ (Figura 2.1.2.b).

Para fluidos newtonianos esta relación es lineal (Ecuación 2.1):

$$\tau = \mu \cdot \frac{\delta u}{\delta y} \tag{Ecuación 2.1}$$

Para fluidos no newtonianos, la relación deja de ser lineal, y la viscosidad toma el valor de la tangente de la curva en cada instante (Figura 2.1.3).

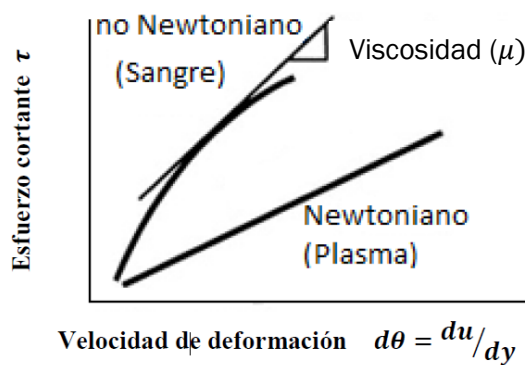


Figura 2.1.3: Esfuerzo cortante frente a velocidad de deformación para fluidos newtonianos (plasma) y no newtonianos (sangre)
FUENTE : [Lage Sousa,2011]

A pesar de que la viscosidad del plasma es más o menos constante, es decir, puede considerarse un fluido newtoniano, la viscosidad de la sangre se debe a la presencia en ella de los elementos formes y en especial de los glóbulos rojos, por lo que se considera como un fluido no newtoniano (Figura 2.1.4).

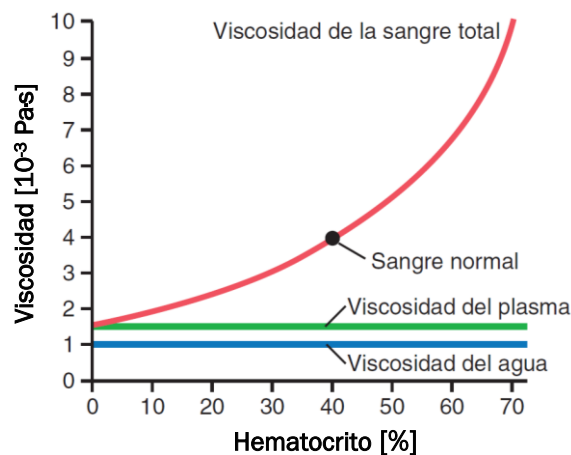


Figura 2.1.4: Efecto del hematocrito en la viscosidad de la sangre (Viscosidad del agua = 1)
FUENTE : [Guyton & Hall, 2011]

Se considera un valor medio de la viscosidad de la sangre de 3,5 centipoise (0,0035 Pas) a una temperatura de 38 °C [Guyton & Hall, 2011].

El hematocrito es la proporción de glóbulos rojos en sangre, es decir, el porcentaje del volumen sanguíneo que representan los eritrocitos. Si se mide la viscosidad de la sangre en función del hematocrito, se observa como la viscosidad aparente de la sangre variará en función del hematocrito. La sangre con un hematocrito normal (40%) tiene una viscosidad 4 veces superior a la del agua y unas 2'4 veces superior a la del plasma [Guyton & Hall, 2011].

Como la sangre es un fluido no newtoniano, la viscosidad depende mucho del tubo en que se mida. Con las mismas propiedades, la viscosidad de la sangre dentro de un viscosímetro artificial es muy superior a la viscosidad medida en tubos de naturaleza biológica (Figura 2.1.5.a).

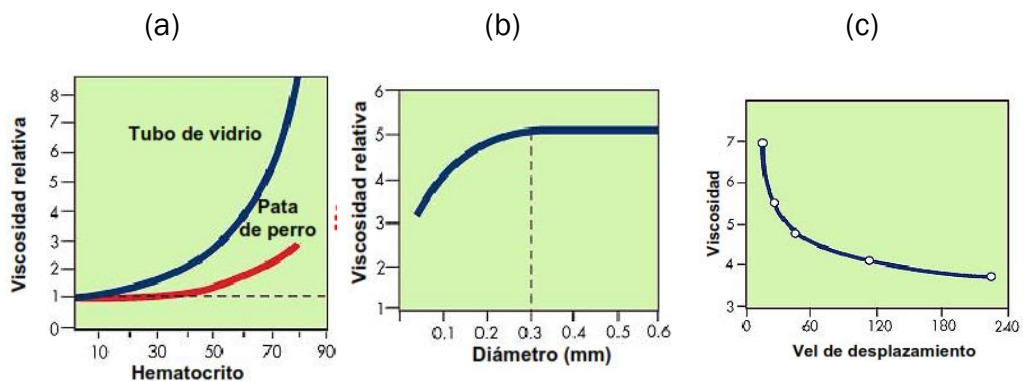


Figura 2.1.5: Viscosidad relativa: (a) en función del material del conducto, (b) en función del diámetro del conducto y (c) frente a velocidad de desplazamiento
FUENTE: [Guyton & Hall, 2011]

La viscosidad aparente de la sangre depende del diámetro del conducto y disminuye de forma progresiva y notable al disminuir el tamaño del conducto por debajo de 0,3mm (Figura 2.1.5.b). Por otro lado, la viscosidad relativa de la sangre se reduce al aumentar la velocidad de desplazamiento (Figura 2.1.5.c). Este fenómeno se conoce como dilución por deslizamiento o adelgazamiento por cizallamiento.

2.1.3. Aparato circulatorio

La función de la circulación consiste en atender las necesidades del organismo: transportar nutrientes hacia los tejidos del organismo, transportar los productos del desecho, transportar las hormonas de una parte del

organismo a otra y, en general, mantener un entorno apropiado en todos los líquidos tisulares del organismo para lograr la supervivencia y funcionalidad óptima de las células [Guyton & Hall, 2011].

La circulación está dividida en circulación sistemática y en circulación pulmonar (Figura 2.1.6):

- **Circulación sistemática:** También conocida como circulación mayor o circulación periférica. Se encarga de aportar el flujo sanguíneo a todos los tejidos del organismo excepto los pulmones. La sangre, rica en oxígeno, sale del ventrículo izquierdo por la arteria aorta extendiéndose por las arteriolas hasta suministrar los nutrientes y el oxígeno a todos los tejidos. A continuación, la sangre, ya con “residuos”, regresa por las venas hasta alcanzar las venas cavas (inferior y superior) y llegar finalmente a la aurícula derecha.
- **Circulación pulmonar:** Se encarga de renovar la sangre pobre en oxígeno. Empieza en el ventrículo derecho, y sigue por la arteria pulmonar hasta alcanzar los pulmones. En este instante, se realiza el proceso de hematosis, el cual consiste en la renovación de la sangre, es decir, la expulsión de los gases de desecho y oxigenación de la misma. Finalmente, la sangre es devuelta a la aurícula izquierda a través de las venas pulmonares.

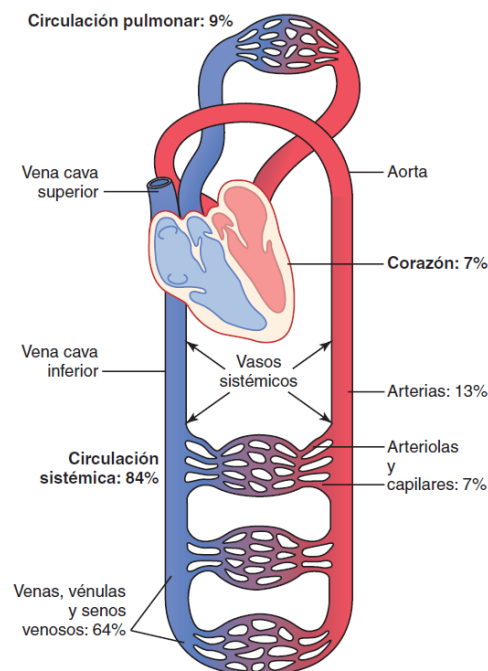


Figura 2.1.6: Distribución de la sangre (en porcentaje de la sangre total) en los distintos componentes del sistema circulatorio

FUENTE : [Guyton & Hall, 2011]

Elementos funcionales de la circulación

Antes de comentar las características de la función circulatoria, es importante entender el papel que tiene cada componente de la circulación.

- **Arterias:** Su función consiste en transportar la sangre con una presión alta hacia los tejidos, motivo por el cual las arterias tienen unas paredes vasculares fuertes y unos flujos sanguíneos importantes con una velocidad alta.
- **Arteriolas:** Son las últimas ramas pequeñas del sistema arterial, y actúan controlando los conductos a través de los cuales se libera la sangre en los capilares. Las arteriolas tienen paredes musculares fuertes que pueden cerrarlas por completo o que pueden, al relajarse, dilatar los vasos varias veces, con lo que pueden alterar mucho el flujo sanguíneo en cada lecho tisular en respuesta a sus necesidades.
- **Capilares:** Su función consiste en el intercambio de líquidos, nutrientes, electrólitos, hormonas y otras sustancias en la sangre. Para cumplir esta función, las paredes del capilar son muy finas y tienen muchos poros capilares diminutos, que son permeables al agua y a otras moléculas pequeñas.
- **Vénulas:** Recogen la sangre de los capilares y se van juntando gradualmente hasta formar venas de tamaño cada vez mayor.
- **Venas:** Su función es recoger la sangre que vuelve desde las vénulas hasta el corazón; también, pero no menos importante, sirven como una reserva importante de sangre extra. Como la presión del sistema venoso es muy baja, las paredes de las venas son finas. Aun así, tienen una fuerza muscular suficiente para contraerse o expandirse y, de esa forma, actuar como un reservorio controlable para la sangre extra.

Distensibilidad vascular y compliancia

La distensibilidad vascular (D_v) permite a las arterias acomodarse al gasto pulsátil del corazón y superar las pulsaciones de la presión, con lo que se consigue un flujo de sangre continuo y homogéneo a través de los vasos sanguíneos más pequeños de los tejidos. Se expresa como el incremento fraccionado del volumen $\left(\frac{\Delta V}{V_{original}}\right)$ por cada unidad de presión que aumenta (ΔP) (Ecuación 2.2):

$$D_v = \frac{\Delta V}{\Delta P \cdot V_{original}} \quad \text{Ecuación 2.2}$$

La compliancia (C_a) es la cantidad total de sangre que se puede almacenar en un tramo dado de la circulación (ΔV) por cada unidad de presión que aumenta (ΔP) (Ecuación 2.3):

$$C_a = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad \text{Ecuación 2.3}$$

Se llega a la conclusión de que la compliancia es igual a distensibilidad por volumen.

2.2. FLUJO SANGUINEO

El caudal sanguíneo (Q) es la cantidad de sangre que atraviesa un punto dado de la circulación en un periodo de tiempo determinado. Su unidad básica es ml/min o l/min. El flujo sanguíneo global de toda la circulación de un adulto en reposo es de unos 5 l/min, cantidad que se considera igual al gasto cardíaco, porque es la cantidad de sangre que bombea el corazón [Guyton & Hall, 2011].

El caudal sanguíneo a través de un vaso o de una serie de vasos viene determinado por dos factores: la diferencia de presión entre los dos extremos del vaso ($P_1 - P_2$), también llamado gradiente de presión, y la resistencia del vaso al flujo sanguíneo (R_v). El gradiente de presión (ΔP) es la fuerza que impulsa al flujo de la sangre y se consume en distribuir la sangre por el circuito y en vencer las resistencias vasculares que determinan el impedimento que opone el vaso al paso del fluido.

A esta relación se la conoce como la ley fundamental de la hemodinámica (Ecuación 2.4):

$$Q = \frac{P_1 - P_2}{R_v} = \frac{\Delta P}{R_v} \quad \text{Ecuación 2.4}$$

2.2.1. Corriente de Hagen-Poiseuille

La corriente de Hagen-Poiseuille se estudia como una primera aproximación al flujo sanguíneo, ya que es una solución bastante simplificada en comparación con el flujo real.

De forma genérica, la corriente de Hagen-Poiseuille consiste en un flujo laminar estacionario plano y unidireccional entre dos placas infinitas que están fijas, y el fluido es forzado a moverse entre ellas por un gradiente de presión reducida (Ecuación 2.5) [Crespo, 2006].

$$P_E + \mu \cdot \left(\frac{\delta^2 u}{\delta y^2} + \frac{\delta^2 u}{\delta z^2} \right) = 0 \quad \text{Ecuación 2.5}$$

La presión reducida (P), que tiene unidades de presión, es la suma de la presión (p) y de la energía potencial (U) en cada punto (Ecuación 2.6).

$$P = p + \rho \cdot U \quad \text{Ecuación 2.6}$$

El gradiente de presión reducida (P_E) se utiliza para tramos de cierta longitud (L) y se define como la diferencia de presiones reducidas entre la entrada i y la salida s del tramo, dividido por la longitud del mismo (Ecuación 2.7).

$$P_E = - \frac{\delta (p + \rho \cdot U)}{\delta x} = \frac{(p + \rho \cdot U)_i - (p + \rho \cdot U)_s}{L} \quad \text{Ecuación 2.7}$$

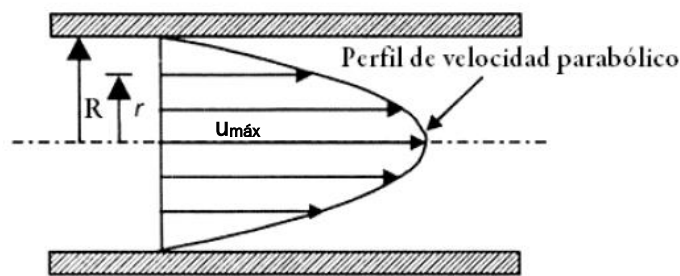


Figura 2.2.1: Distribución de velocidades en un conducto circular
FUENTE: [Crespo, 2006]

Como en el estudio se utilizan conductos, la Ecuación 2.5 se pasa a coordenadas cilíndricas, siendo r un radio genérico comprendido entre $0 < r < R$, siendo R el radio de la arteria (Ecuación 2.8).

$$P_E + \mu \cdot \frac{1}{r} \cdot \frac{d}{dr} \left(r \cdot \frac{du}{dr} \right) = 0 \quad \text{Ecuación 2.8}$$

Aplicando las condiciones de contorno $r = R$ y $u = 0$, e integrando, se obtiene el perfil de velocidad (Ecuación 2.9). Este perfil se caracteriza por tener una distribución parabólica, alcanzando el valor máximo en el centro y el mínimo, 0, en las paredes (Figura 2.2.1).

$$u = \frac{P_E}{4\mu} \cdot (R^2 - r^2) \quad \text{Ecuación 2.9}$$

Y por último, el caudal Q se calcula integrando el perfil de velocidades en toda la sección (Ecuación 2.10)

$$Q = \int_A u \cdot dA = \int_0^R u \cdot 2\pi r \cdot dr = \frac{\pi R^4}{8\mu} \cdot P_E \quad \text{Ecuación 2.10}$$

2.2.2. Flujo laminar y flujo turbulento

El movimiento laminar se caracteriza por ser permanente y por ser las líneas de corriente paralelas a las paredes del tubo, pero en la realidad, sólo existe si la velocidad del fluido es suficientemente baja o el diámetro del tubo suficientemente pequeño. Una propiedad de este tipo de movimiento es que ante cualquier perturbación que aparezca en el flujo, la amortigua rápidamente. Sin embargo, a medida que va aumentando la velocidad, el fluido se va haciendo cada vez más sensible a cualquier perturbación hasta perder su carácter laminar. A esto se le denomina movimiento turbulento.

Para poder diferenciar ambos flujos, existe un parámetro adimensional llamado número Reynolds. El número de Reynolds es el cociente entre las fuerzas de inercia y las fuerzas viscosas. Como se trabaja con conductos, el número de Reynolds en este caso queda (Ecuación 2.11).

$$R_E = \frac{\rho \cdot u_m \cdot D}{\mu} \quad \text{Ecuación 2.11}$$

Dónde ρ y μ son la densidad y viscosidad del fluido respectivamente, D es el diámetro del tubo, y u_m es la velocidad media u otra velocidad característica del flujo.

Para números de Reynolds bajos, es decir, en flujo laminar, predominan los efectos viscosos sobre los inerciales y toda perturbación se amortigua rápidamente. Para números de Reynolds altos, es decir, en flujo turbulento, predominan las fuerzas inerciales sobre los efectos viscosos.

Existe un valor del número de Reynolds para el cual se produce la transición de régimen laminar a turbulento, llamado Reynolds crítico, y su valor para un flujo en conductos rectos de sección circular es de 2200 aproximadamente (Figura 2.2.2) [Crespo, 2006].

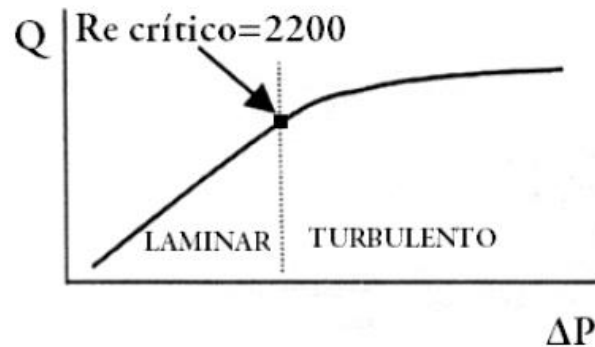


Figura 2.2.2: Relación entre el caudal y la diferencia de presión en flujo laminar y flujo turbulento
FUENTE: [Westerhof, 2005]

En este estudio, al trabajar con flujo pulsante, el valor del Reynolds crítico aumenta y la aparición del fenómeno de la turbulencia se retrasa. Una situación crítica, donde aumenta la probabilidad de que se produzca este fenómeno, es en las bifurcaciones arteriales, ya que las pérdidas se incrementan, la velocidad aumenta y aparecen remolinos que propician la turbulencia.

2.2.3. Resistencia al flujo sanguíneo e inercia

Resistencia al flujo sanguíneo

Igualando la ley fundamental de la hemodinámica (Ecuación 2.4) con la de Hagen-Poiseuille (Ecuación 2.10) se obtiene la Ecuación 2.12.

$$\frac{\Delta P}{R_v} = \frac{\pi R^4}{8\mu} \cdot P_E = \frac{\pi R^4}{8\mu} \cdot \frac{AP}{L} \quad \text{Ecuación 2.12}$$

De esta igualdad, se deduce la resistencia hidrodinámica (R_v) (Ecuación 2.13)

$$R_v = \frac{8\mu L}{\pi R^4} \quad \text{Ecuación 2.13}$$

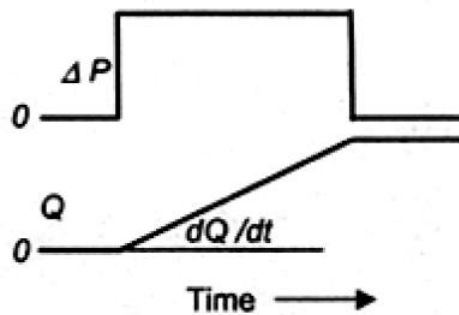
Así, la resistencia hidrodinámica depende exclusivamente de las dimensiones del conducto y de las características del fluido. Concretamente es directamente proporcional a la longitud del conducto y la viscosidad del fluido e inversamente proporcional al radio del tubo a la cuarta potencia.

Inertancia

La Inertancia, L_i , relaciona la variación de presión (ΔP) con la variación del flujo ($\frac{dQ}{dt}$) (Ecuación 2.14). Se define como la oposición que presentan los vasos sanguíneos al cambio de velocidad (Figura 2.2.3).

$$\Delta P = L_i \cdot \frac{dQ}{dt}$$

Ecuación 2.14



*Figura 2.2.3: Inertancia: Resistencia de los vasos a la variación de velocidad
FUENTE: [Westerhof, 2005]*

2.3. FLUJO PULSANTE

El flujo sanguíneo se caracteriza por ser un flujo pulsante, es decir, un flujo oscilatorio.

2.3.1. Ciclo cardíaco

Se denomina ciclo cardíaco a los fenómenos cardíacos que se producen desde el comienzo de un latido hasta el comienzo del siguiente. Se caracteriza por estar formado por un período de contracción, que se denomina sístole, y seguido de un período de relajación, denominado diástole (Figura 2.3.1).

La etapa de sístole se divide en dos sub etapas. Primero se produce la sístole auricular, que funciona como un proceso de cebado del ventrículo, y una vez finalizada, evita el retorno del fluido mediante el cierre de las válvulas auriculoventriculares. A continuación, le sigue la sístole ventricular, en la que el ventrículo se contrae y la sangre se expulsa hacia el sistema circulatorio, y una vez acabada, se cierran las válvulas sigmoideas para evitar el retorno del fluido a los ventrículos [Guyton & Hall, 2011].

La etapa de diástole es un periodo de relajación en el que la sangre retorna a al corazón, más concretamente, a las aurículas, para llenarlas.

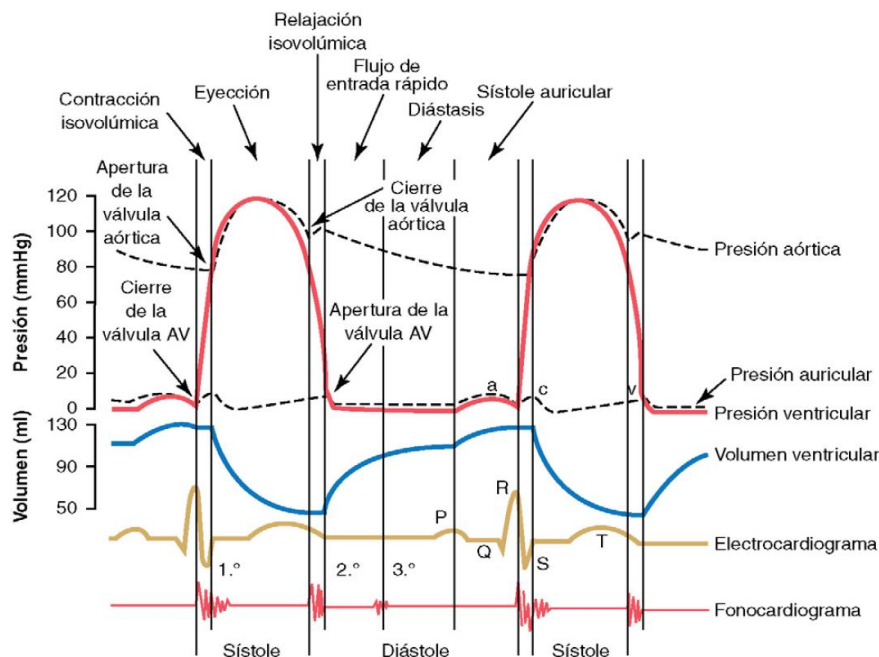


Figura 2.3.1: Acontecimientos del ciclo cardíaco para la función del ventrículo izquierdo

FUENTE: [Guyton & Hall, 2011]

La duración del ciclo cardiaco total, es decir, la suma de ambos periodos, es el valor inverso de la frecuencia cardiaca. Debido a esta relación, cuando aumenta la frecuencia cardiaca, disminuye la duración de cada ciclo cardiaco, incluidas las fases de contracción.

2.3.2. Generación, transmisión y amortiguación del pulso de presión

En este sub apartado se describe como se genera la curva de presión aórtica y su posterior transmisión hacia las arterias periféricas.

Generación de la curva de presión aórtica

Cuando el ventrículo izquierdo se contrae, la presión en el mismo aumenta rápidamente hasta que se abre la válvula aórtica. Posteriormente, después de que se haya abierto la válvula, la presión del ventrículo sigue aumentando, pero más lentamente (Figura 2.3.1), pues la sangre sale inmediatamente del ventrículo hacia la aorta y después hacia las arterias de circulación sistémica.

La entrada de sangre en las arterias hace que las paredes de las mismas se distiendan y que la presión aumente hasta aproximadamente 120 mmHg.

Después, al final de la sístole, una vez que el ventrículo izquierdo haya dejado de impulsar sangre y se haya cerrado la válvula aórtica, las paredes elásticas de las arterias mantienen una presión elevada en las arterias, incluso durante la diástole.

Cuando se cierra la válvula aórtica, se produce la denominada incisura en la curva de presión aórtica. Este fenómeno se debe al retorno del flujo de sangre por un breve instante justo antes del cierre de la válvula, seguido por la interrupción súbita del flujo.

Después de que se haya cerrado la válvula aórtica, la presión en el interior de la aorta disminuye lentamente durante toda la sístole porque la sangre que está almacenada en las arterias elásticas distendidas fluye continuamente a través de los vasos periféricos de nuevo hacia las venas. Antes de que se contraiga de nuevo el ventrículo, ya en la fase diastólica, la presión aórtica ha disminuido hasta su valor mínimo, aproximadamente 80 mmHg (presión diastólica), que es dos tercios de la presión máxima de 120 mmHg (presión sistólica) que se produce en la aorta durante la contracción ventricular.

Ambas presiones se pueden medir directamente, pero de forma aislada tampoco resultan demasiado interesantes. Las presiones relevantes para la función circulatoria son la presión del pulso o presión diferencial y la presión arterial media (Figura 2.3.2).

La presión diferencial o presión del pulso es la diferencia entre la presión sistólica y la presión diastólica, es decir, la variación máxima de presión durante el ciclo cardiaco. Si no varía la compliancia, la magnitud de la presión del pulso refleja el volumen de sangre expulsado desde el ventrículo izquierdo en un latido, es decir, el volumen de contracción.

La presión arterial media es el promedio de presión en un ciclo cardiaco completo o presión promedio que lleva la sangre a los tejidos. No es igual a la media de las presiones sistólica y diastólica, porque para frecuencias cardiacas normales, se invierte una mayor fracción del ciclo cardiaco en la diástole que en la sístole, es decir, la duración de la sístole es menor que la de la diástole. Esto hará que la presión arterial media se aproxime más a la presión diastólica.

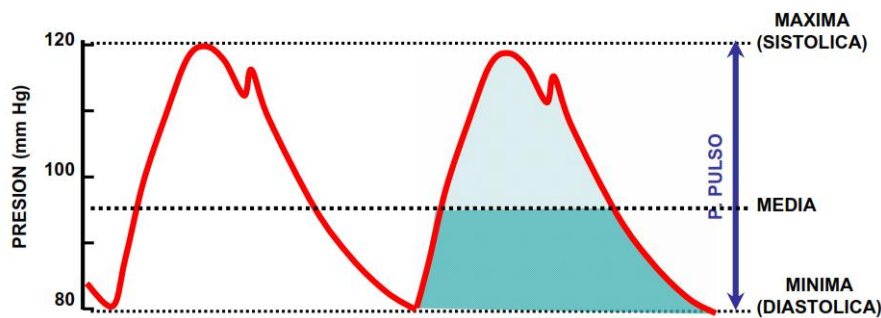


Figura 2.3.2: Curva de presión aórtica
FUENTE: [Guyton & Hall, 2011]

Transmisión del pulso de presión

Cuando el corazón expulsa la sangre hacia la aorta durante la sístole, primero se distiende sólo la porción próxima a la aorta porque la inercia de la sangre impide el movimiento brusco de la misma hacia la periferia. No obstante, el aumento de la presión en la aorta proximal supera rápidamente esta inercia y el frente de onda de distensión se va extendiendo a lo largo de la aorta. Es lo que se conoce como transmisión del pulso de la presión en las arterias.

La velocidad de la transmisión del pulso de la presión en la aorta normal es de 3 a 5 m/s, de 7 a 10 m/s en las ramas arteriales grandes y de 15 a 35 m/s en las pequeñas arterias.

En general, cuanto mayor sea la compliancia de cada segmento vascular, menor será la velocidad, lo que explica una transmisión lenta en la aorta y mucho más rápida en las arterias distales pequeñas, mucho menos distensibles.

Amortiguación del pulso de presión

A medida que el flujo sanguíneo va avanzando hacia vasos más periféricos, el perfil del pulso de presión se va suavizando hasta ser casi constante (Figura 2.3.3).

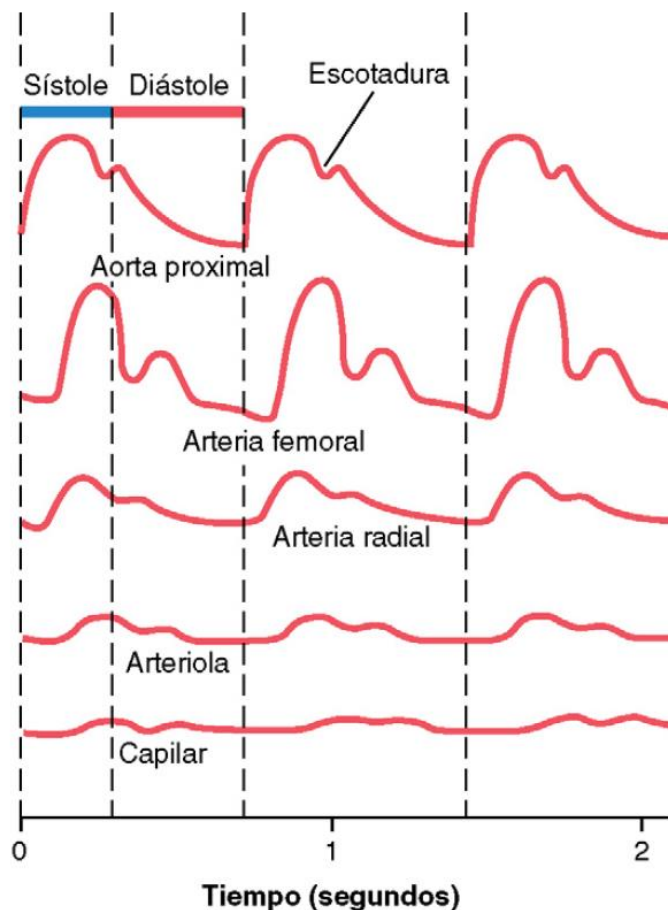


Figura 2.3.3: Cambios del perfil del pulso de presión a medida que la onda del pulso viaja hacia vasos más pequeños
FUENTE: [Guyton & Hall, 2011]

2.3.3. Flujo de Womersley

Si el gradiente de presiones es una onda senoidal, el flujo deja de ser estacionario y se convierte en oscilatorio, es decir, variable con el tiempo. Aunque el flujo sigue siendo laminar, el perfil de velocidad ya no es parabólico y ahora depende del parámetro de Womersley α .

El número de Womersley (α) es un parámetro adimensional, y representa la relación entre la frecuencia de un flujo pulsante, es decir, los efectos inerciales, y los esfuerzos viscosos. Depende de las dimensiones del conducto, D , de la frecuencia de oscilación o frecuencia cardiaca ω [rad/s] ($\omega = 2\pi f$, estando f en [Hz]) y de las propiedades del fluido, viscosidad μ y densidad ρ (Ecuación 2.15):

$$\alpha = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\rho \cdot \omega}{\mu}} \quad \text{Ecuación 2.15}$$

El perfil de velocidad de un flujo oscilatorio queda determinado por este parámetro (Figura 2.3.4).

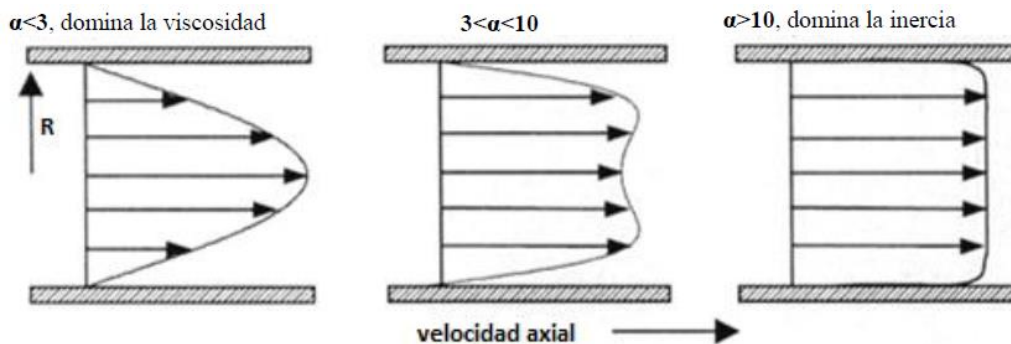


Figura 2.3.4: Perfil de velocidad en función de α
FUENTE: [Westerhof, 2005]

Como se observa en la Figura 2.3.3., para valores pequeños de Womersley ($\alpha < 3$), a baja frecuencia y radio de tubo pequeño, predominan los efectos viscosos y el perfil de velocidad es parabólico, gobernado por la ley de Hagen-Poiseuille. Para grandes valores, $\alpha > 10$, a alta frecuencia y radio de tubo más grande, predominan los efectos de la inercia, el perfil de velocidad se vuelve plano y se considera oscilatorio; y se debe tener en cuenta la inercia. Para valores intermedios, $3 < \alpha < 10$, el perfil de velocidad es una mezcla de los anteriores y depende tanto de los esfuerzos viscosos como de la inercia. Introduciendo los parámetros correspondientes de este estudio, se trabaja con un $\alpha = 2,347$, es decir, predominan los efectos viscosos.

El flujo de Womersley se obtiene a partir de las ecuaciones de Navier-Stokes, imponiendo una serie de hipótesis, similares a las de la ley de Poiseuille para flujo estacionario: conducto recto, rígido y de sección constante, y viscosidad newtoniana.

Suponiendo un gradiente de presiones $\frac{\delta p}{\delta z}$ sinusoidal de amplitud A^* y frecuencia angular ω , el perfil de velocidad correspondiente queda (Ecuación 2.16):

$$u(r, t) = \mathbf{Re} \left[\left(\frac{i}{\omega \rho} \right) \cdot A^* \cdot \left\{ 1 - \frac{J_0(\alpha \cdot \hat{y} \cdot i^{3/2})}{J_0(\alpha \cdot i^{3/2})} \right\} \cdot e^{i\omega t} \right] \quad \text{Ecuación 2.16}$$

Y por tanto, el flujo es (Ecuación 2.17):

$$Q(t) = \mathbf{Re} \left[\left(\frac{i \cdot \pi R^2}{\omega \rho} \right) \cdot A^* \cdot \left\{ 1 - \frac{2 \cdot J_1(\alpha \cdot i^{3/2})}{\alpha \cdot i^{3/2} \cdot J_0(\alpha \cdot i^{3/2})} \right\} \cdot e^{i\omega t} \right] \quad \text{Ecuación 2.17}$$

Donde $i = \sqrt{-1}$, $\hat{y} = r/R$ es la posición radial relativa, α es el número de Womersley, y J_0 y J_1 son funciones de Bessel de orden 0 y 1 respectivamente.

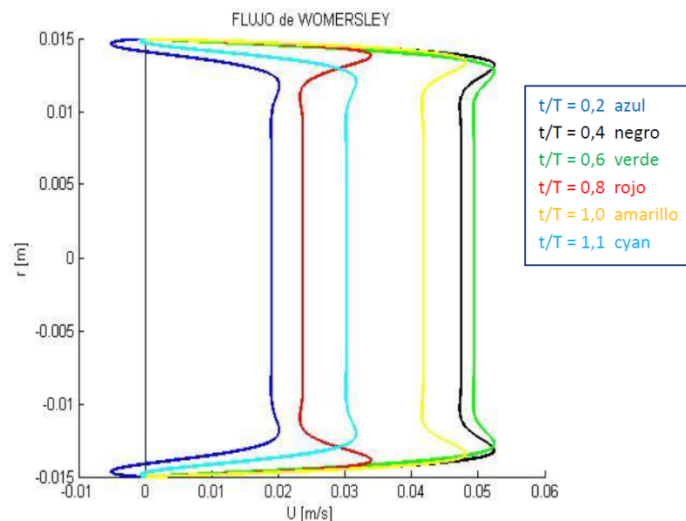


Figura 2.3.5 Perfil de velocidad para distintos tiempos de un ciclo
FUENTE: [Rastrollo Lerma, 2011]

Aunque el caudal sea positivo, en ciertos instantes del ciclo en las zonas cercanas a la pared, el perfil de velocidad es negativo debido a las fuerzas viscosas (Figura 2.3.5).

2.4. PATOLOGÍA CARDÍACA

Una vez analizada la parte fisiológica, nos centramos en la patológica, más concretamente, en las enfermedades que afectan al corazón y al sistema circulatorio.

El término arteriosclerosis indica el endurecimiento de la pared arterial; existen tres casos clínicos: la aterosclerosis, la enfermedad de Mönckeberg y la arteriolosclerosis [Pérez Arellano, 2006]. Las diferencias entre estas enfermedades se establecen por tres datos: la zona de la pared afectada, el tipo de vaso lesionado y las modificaciones histológicas de la pared arterial (Tabla 2.1)

Tabla 2.1: Casos de arteriosclerosis dependiendo de la capa arterial y del vaso afectado
FUENTE: [Pérez Arellano, 2006]

	Aterosclerosis	E. de Mönckeberg	Arteriolosclerosis
Capa arterial afectada	Íntima	Media	Íntima y media
Tipo de vaso afectado	Aorta y sus ramas Coronarias Cerebrales Renales Extremidades	Arterias de extremidades	Arteriolas de los órganos
Lesiones fundamentales	Acumulación de lípidos Fibrosis	Degeneración muscular Calcificación	Degeneración fibrinoide

De estas tres enfermedades, la que nos más interesa es la aterosclerosis, pues afecta a algunas de las arterias más importantes. Se define como la acumulación de lípidos (sobre todo colesterol) y tejido fibroso en la capa íntima de los vasos formando una capa de ateroma. Se clasifica en seis tipos, dependiendo de la cantidad y localización de los depósitos lipídicos, de la presencia o no de fibrosis y de la detección de trombosis (Tabla 2.2).

Tabla 2.2: Clasificación de la aterosclerosis en función del tipo y del aspecto macroscópico
FUENTE: [Pérez Arellano, 2006]

Tipo	Aspecto macroscópico	Lípidos	Fibrosis	Trombosis/Hemorragia
I	No visible	Células espumosas aisladas	No	No
II	Estría grasa	Células espumosas abundantes	No	No
III	Estría grasa	Lagunas de lípidos extracelulares	No	No
IV	Ateroma	Núcleo de lípidos extracelulares	No	No
V	Placa fibrosa	Núcleo de lípidos extracelulares	Sí	No
VI	Complicación	Núcleo de lípidos extracelulares	Sí	Sí

La placa de ateroma es una lesión que se produce en la capa íntima de una arteria. El exceso de partículas lípidas LDL –de baja densidad– conlleva a que estas se peguen en la capa interna de las paredes arteriales. Como consecuencia, una porción de glóbulos blancos llamados monocitos llegan a la zona de la lesión y se adhieren a ella, convirtiéndose en macrófagos. Si existen demasiadas partículas lípidas LDL, los macrófagos en lugar de eliminarlas, pasan a formar parte de ellas y se convierten en células espumosas, las cuales estallan y forman una placa compuesta de macrófagos muertos, colesterol, triglicéridos y ácidos grasos, llamada ateroma. La placa de ateroma reduce el diámetro interior de la arteria, limitando el flujo de la sangre (Figura 2.4.1).

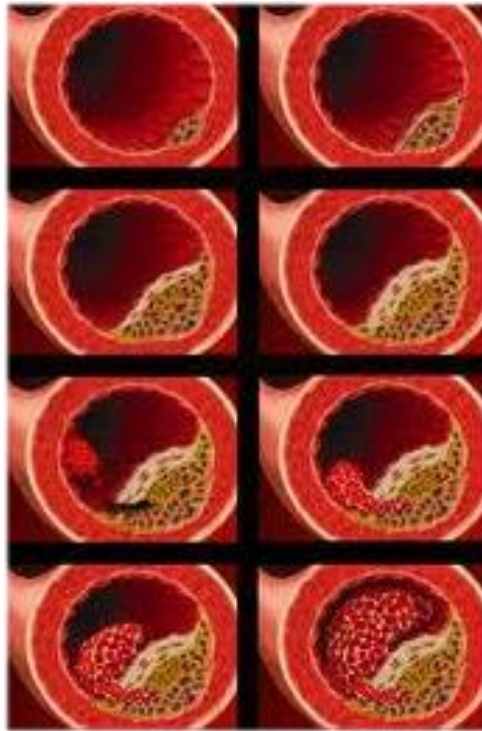


Figura 2.4.1 Desarrollo de una placa de ateroma
FUENTE: <http://endocrinologopediatra.mx/tag/ateroma/>

Una de las consecuencias de la aterosclerosis es la estenosis u obstrucción, y por lo tanto, la isquemia del territorio irrigado por esa arteria.

2.4.1. Estenosis arterial

La estenosis aterosclerótica (a partir de ahora sólo estenosis) consiste un estrechamiento localizado de la arteria causado por la acumulación de placa de ateroma, esto es, acumulación de sustancias lípidas, dificultando el flujo sanguíneo. La estenosis también provoca un endurecimiento de la arteria afectada.

Se cuantifica por la relación de áreas A_s/A_0 , normalmente con el porcentaje de área taponada, G_e , denominado como grado o severidad de la estenosis (Ecuación 2.18):

$$G_e = \left(1 - \frac{A_s}{A_0} \right) \cdot 100 \quad \text{Ecuación 2.18}$$

2.4.2. Stent

En la actualidad, la implantación de un *stent* es una solución comúnmente adoptada para tratar la estenosis.

El *stent* es una malla con forma cilíndrica; cuando se implanta en el interior de una arteria coronaria, actúa como un refuerzo para mantener el vaso sanguíneo abierto.

Para su colocación, se realiza una angioplastia con balón, utilizando un tubo largo y delgado llamado “catéter”, que incorpora un pequeño globo (o balón) en la punta.

El procedimiento utilizado se basa en introducir el catéter hasta el lugar de la obstrucción, donde se infla el globo para abrir el *stent* y situarlo de manera que comprima la placa de ateroma contra la capa íntima de la arteria. A continuación, se desinfla el globo y se retiran el catéter, el alambre guía y el globo desinflado, dejando el *stent* dentro para mantener abierta la arteria (Figura 2.4.2).

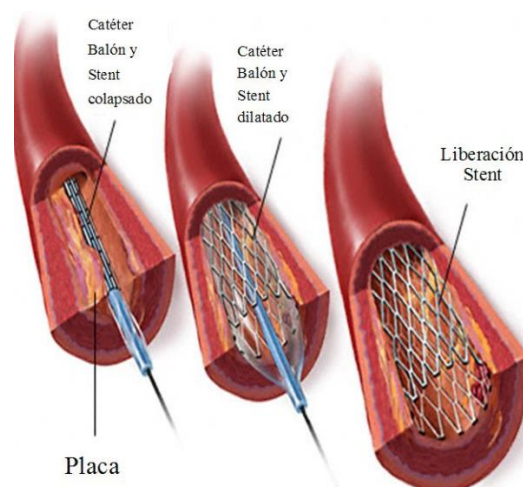


Figura 2.4.2 Procedimiento para la colocación del stent mediante una angioplastia con balón
FUENTE: <http://emssolutionsint.blogspot.com.es/2012/10/angioplastia-y-stent-coronario.html>

Un caso especialmente problemático a la hora de realizar una angioplastia es en las bifurcaciones, ya que los *stent* están diseñados para ser colocados en tramos rectos. Existen varias técnicas para ubicarlos en las bifurcaciones, porque hay que combinar varios tramos, en este caso se adjunta la técnica de “*culotte*” (Figura 2.4.3).

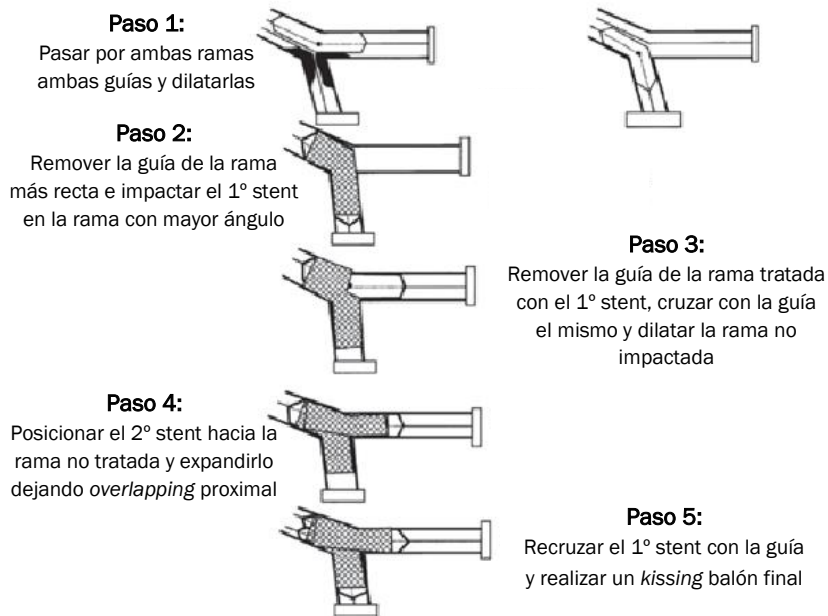


Figura 2.4.3 Procedimiento de una angioplastia en una bifurcación coronaria mediante la técnica del “*culotte*”
FUENTE: http://www.raci.com.ar/art/art_rst.php?recordID=2012010018000241

Uno de los problemas derivados de la implantación de los *stent* es la posibilidad de que la arteria se vuelva a bloquear desarrollándose una nueva obstrucción en el sitio del implante (Figura 2.4.4) en los primeros seis meses después de realizarse la angioplastia. Una vez superado este periodo de tiempo, el riesgo de sufrir una recaída disminuye y la evolución a largo plazo será excelente [Web 6].

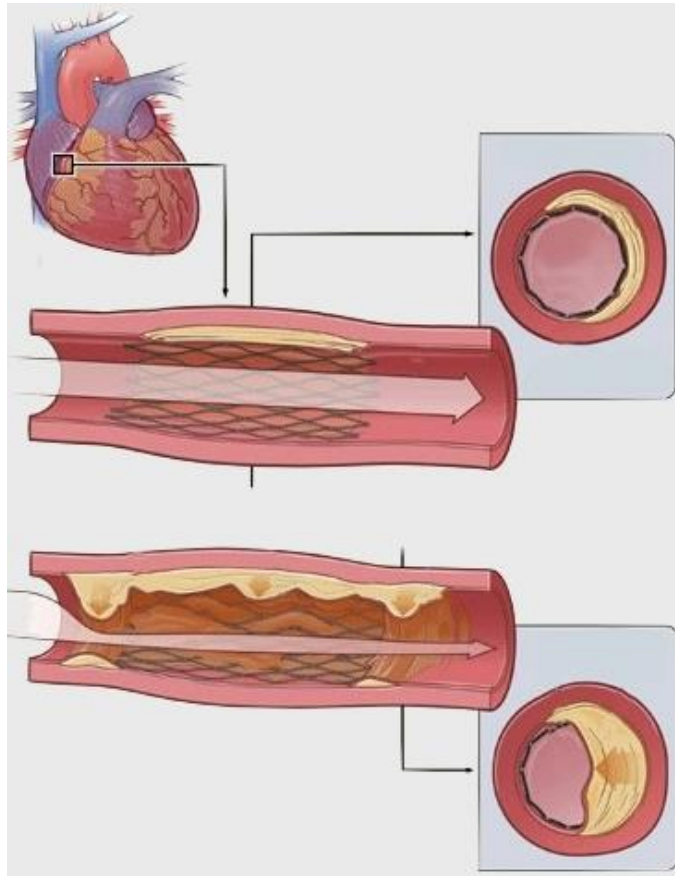


Figura 2.4.4 Desarrollo de restenosis

FUENTE: <http://www.icba.com.ar/hemodinamia/restenosis.html>

Índice de Figuras

Figura 2.1.1: Estructura del corazón y trayecto del flujo a través de las cavidades y válvulas cardíacas.....	12
Figura 2.1.2: El esfuerzo cortante produce una deformación continua en el fluido: (a) deformándose a una velocidad $\frac{\delta\theta}{\delta t}$; (b) esfuerzo cortante en un fluido newtoniano en la zona cercana a la pared	13
Figura 2.1.3: Esfuerzo cortante frente a velocidad de deformación para fluidos newtonianos (plasma) y no newtonianos (sangre).....	14
Figura 2.1.4: Efecto del hematocrito en la viscosidad de la sangre (Viscosidad del agua = 1)	14
Figura 2.1.5: Viscosidad relativa: (a) en función del material del conducto, (b) en función del diámetro del conducto y (c) frente a velocidad de desplazamiento	15
Figura 2.1.6: Distribución de la sangre (en porcentaje de la sangre total) en los distintos componentes del sistema circulatorio.....	16
Figura 2.2.1: Distribución de velocidades en un conducto circular	20
Figura 2.2.2: Relación entre el caudal y la diferencia de presión en flujo laminar y flujo turbulento	22
Figura 2.2.3: Inertancia: Resistencia de los vasos a la variación de velocidad	23
Figura 2.3.1: Acontecimientos del ciclo cardíaco para la función del ventrículo izquierdo	24
Figura 2.3.2: Curva de presión aórtica	26
Figura 2.3.3: Cambios del perfil del pulso de presión a medida que la onda del pulso viaja hacia vasos más pequeños.....	27
Figura 2.3.4: Perfil de velocidad en función de α	28
Figura 2.3.5 Perfil de velocidad para distintos tiempos de un ciclo	29
Figura 2.4.1 Desarrollo de una placa de ateroma.....	31
Figura 2.4.2 Procedimiento para la colocación del stent mediante una angioplastia con balón	32
Figura 2.4.3 Procedimiento de una angioplastia en una bifurcación coronaria mediante la técnica del “culotte”	33
Figura 2.4.4 Desarrollo de restenosis	34

Índice de Tablas

Tabla 2.1: Casos de arteriosclerosis dependiendo de la capa arterial y del vaso afectado	30
Tabla 2.2: Clasificación de la aterosclerosis en función del tipo y del aspecto macroscópico	30

CAPÍTULO 3

EQUIPO DE MEDIDA
ORIGINAL

3. EQUIPO DE MEDIDA ORIGINAL

Contenido

3. EQUIPO DE MEDIDA ORIGINAL	39
3.1. INSTALACIÓN HIDRÁULICA ESTACIONARIA	41
3.1.1. Modelo	42
3.1.2. Fluido Experimental	43
3.1.3. Flujo Experimental	43
3.1.4. Funcionamiento	44
3.1.5. Problemas derivados de la instalación.....	45
3.2. COMPONENTES.....	47
3.2.1. Depósito de altura constante.....	47
3.2.2. Depósito de descarga.....	48
3.2.3. Conductos	48
3.2.4. Bombas peristálticas	49
3.3. INSTRUMENTACIÓN	51
3.3.1. Equipo LDV	51
3.3.2. Equipo PIV	57

En este capítulo se describe la instalación hidráulica estacionaria disponible en el laboratorio, así como los elementos que la componen y se calcula el flujo estacionario que circula por la misma

Además, se hace una breve descripción del funcionamiento de los aparatos de medida disponibles en el laboratorio. El equipo LDV se utiliza para analizar la curva de velocidad; para lo cual hay que tener en cuenta el funcionamiento del equipo PIV, pues es el que se utilizará una vez se haya finalizado el desarrollo de la instalación de flujo pulsante.

3.1. INSTALACIÓN HIDRÁULICA ESTACIONARIA

En este apartado se hace una descripción de la instalación de flujo estacionario que se encuentra en el laboratorio.

Gracias al anterior proyecto realizado en el laboratorio, se dispone de una instalación que permite trabajar en flujo estacionario (Figura 3.1.1). Debido al poco espacio del que se dispone, se organiza verticalmente en una estructura metálica de varias alturas, optimizando el espacio, y mediante unas ruedas, se aprovecha su uso para distintos aparatos de medida. Para garantizar el flujo por la instalación, se disponen de dos bombas peristálticas conectadas en paralelo que impulsan el fluido desde un depósito de descarga inferior hasta un depósito superior de altura constante, que proporciona unas condiciones de caudal y presión constantes durante el ensayo. El depósito de altura constante está provisto con dos ramales de salida, uno se utiliza como aliviadero para garantizar las condiciones nombradas anteriormente, y otro va directamente al modelo, situado verticalmente y aislado de la estructura. Para finalizar, de la bifurcación del modelo salen dos conductos que descargan en el depósito inferior mediante dos aliviaderos, facilitando la recogida de muestras. Para modificar la relación de descarga de los ramales de salida, se juega con la altura de descarga de los aliviaderos [Boronat, 2013].



Figura 3.1.1: Disposición de la instalación estacionaria
FUENTE: [Boronat, 2013].

3.1.1. Modelo

El modelo utilizado, con un diámetro interior de 6,6 mm, es una réplica de las bifurcaciones vasculares, y en particular, de las arterias coronarias. El ramal principal se bifurca en dos, una de las bifurcaciones mantiene la dirección de entrada, mientras que la segunda, se desvía 45° con respecto a la dirección principal (Figura 3.1.2). A continuación, para una mayor autenticidad del estudio, un experto introduce un *stent* utilizando la misma técnica empleada en las arterias coronarias, angioplastia con balón.

El modelo utilizado está fabricado de silicona a partir de un modelo de los vasos, obtenido mediante impresión 3D; logrando un mayor grado de precisión que los primeros modelos, realizados por mecanizado de metacrilato.



Figura 3.1.2: Stent con bifurcación secundaria a 45 °

3.1.2. Fluido Experimental

Para simular las propiedades de la sangre, se genera una mezcla de glicerina y agua con unos porcentajes en peso aproximados del 61% y 39% respectivamente. Se ha escogido esta proporción para la mezcla debido a la característica que más limita la medición con el láser, el índice de refracción; esta mezcla proporciona un índice de refracción de 1,412, muy similar al de la silicona del modelo, que es de 1,43, lo que hace a ambos elementos compatibles y por lo tanto no se pierde calidad en la medición. El resto de propiedades son una densidad de 1153 kg/m³ y una viscosidad cinemática de 9,264 centipoise (0,009264 Pas) [Boronat, 2013].

Todas las propiedades dependen, en cierta medida, de la temperatura, siendo la viscosidad la más damnificada; y una pequeña variación puede trastocar los resultados. Se toma 24± 1 °C como referencia, siendo esta la temperatura de trabajo en el laboratorio. Es recomendable comprobarla antes de iniciar el ensayo.

3.1.3. Flujo Experimental

Esta instalación ha sido diseñada para trabajar con caudal estacionario. Sabiendo que el flujo sanguíneo que circula por la arteria coronaria es de 500 ml/min, se aplica semejanza entre el número de Reynolds real y el de esta instalación (Tabla 3.1).

Tabla 3.1: Semejanza del número de Reynolds

	Modelo (Ensayo)	Prototipo (Realidad)
ρ (Kg/l)	1,153	1,06
μ (Pa·s)	0,009264	0,0035
D (cm)	$D_M = 2D_P$	
Q (l/min)	-	0,5

Lo primero, es poner la velocidad (u_m) en función del flujo (Q) y del diámetro del conducto (D) (Ecuación 3.1):

$$u_m = \frac{Q}{A} = \frac{4 \cdot Q}{\pi \cdot D^2}$$

Ecuación 3.1

A continuación, se introduce la Ecuación 3.1 en la Ecuación 2.11 (Ecuación 3.2):

$$R_E = \frac{\rho \cdot u_m \cdot D}{\mu} = \frac{\rho \cdot \frac{4 \cdot Q}{\pi \cdot D^2} \cdot D}{\mu} = \frac{4 \cdot \rho \cdot Q}{\pi \cdot D \cdot \mu} \quad \text{Ecuación 3.2}$$

Una vez hecho esto, se aplica la semejanza (Ecuación 3.3 y Ecuación 3.4):

$$R_{EM} = R_{EP} \quad \text{Ecuación 3.3}$$

$$\frac{4 \cdot \rho_M \cdot Q_M}{\pi \cdot D_M \cdot \mu_M} = \frac{4 \cdot \rho_P \cdot Q_P}{\pi \cdot D_P \cdot \mu_P} \quad \text{Ecuación 3.4}$$

Por lo tanto el flujo del modelo queda (Ecuación 3.5):

$$\begin{aligned} Q_M &= \left(\frac{\rho_P}{\rho_M}\right) \cdot \left(\frac{D_M}{D_P}\right) \cdot \left(\frac{\mu_M}{\mu_P}\right) \cdot Q_P = \\ &= \left(\frac{1,06}{1,153}\right) \cdot \left(\frac{2}{1}\right) \cdot \left(\frac{0,009264}{0,0035}\right) \cdot 0,5 \text{ l/min} = \\ &= 2,43 \text{ l/min} \end{aligned} \quad \text{Ecuación 3.5}$$

Por ello, se ha mantenido un flujo constante de 2,43 l/min a la entrada del modelo, y se ha mantenido una relación en los caudales de descarga de 6:5 al ser una relación típica en bifurcaciones arteriales.

3.1.4. Funcionamiento

En la introducción del apartado 3.1., se ha comentado brevemente por encima los componentes de la instalación. De manera más específica, en este sub-apartado, se define el funcionamiento de la misma.

El fluido se impulsa desde el depósito inferior de descarga mediante dos bombas peristálticas conectadas en paralelo, a través de conductos de diámetro interior 6,4 mm, hasta el depósito superior de altura constante. Este depósito tiene dos salidas, una se utiliza como aliviadero que descarga en el

depósito inferior; y la otra, es el ramal principal de la instalación que lleva el fluido hasta la entrada del modelo.

Para facilitar el llenado de la instalación, se ha montado un *by-pass* entre la entrada al depósito superior, justo después de la unión de las bombas, y la salida del mismo. Con esto se consigue aumentar el caudal que circula por la instalación, minimizando el tiempo invertido en la eliminación de las burbujas que pudiera haber.

Como ya se ha comentado en el sub-apartado 3.1.1., el modelo dispone de dos ramales de salida debido a la bifurcación. Éstos se conectan a los aliviaderos del depósito de descarga mediante conductos. Al variar la altura de descarga de los aliviaderos, se modifica el caudal de ambos ramales.

Para favorecer el vaciado de la instalación, se han dispuesto dos válvulas mediante uniones en “T”. La primera está justo a la salida del depósito inferior de descarga; y la segunda, se sitúa después de la salida principal del depósito superior, pero suficientemente lejos del modelo para no perturbar el flujo estacionario.

3.1.5. Problemas derivados de la instalación

A pesar de minimizar los errores durante el montaje, siempre surgen algunos inconvenientes:

- **Contaminación:** En un laboratorio, por diversos factores, el fluido utilizado en el experimento puede acabar contaminado con partículas de polvo. Estas partículas acaban alcanzando el modelo e impidiendo una correcta medición. Como consecuencia, se debe vaciar la instalación y hacer la puesta a punto de nuevo, proceso que conlleva una gran pérdida de tiempo. Como solución, se han colocado unas tapas en los depósitos y unos filtros que permiten el paso de las partículas trazadoras.
- **Medición del caudal:** El proceso de medida actual se realiza recogiendo una muestra del fluido durante 30 segundos y pesándolo en una balanza de precisión. Este método es preciso, pero no permite la medida no estacionaria. Como solución, sería recomendable el uso de un caudalímetro.

- Flujo estacionario: Esta instalación se ha diseñado para generar flujo estacionario, por lo que será necesario realizar las modificaciones pertinentes para conseguir un flujo pulsante.

3.2. COMPONENTES

En este apartado se van a describir los componentes utilizados en la instalación estacionaria.

3.2.1. Depósito de altura constante

Fabricado en metacrilato, se encuentra en la parte superior de la instalación. Está dividido en dos compartimentos para proporcionar un caudal y presión constante, y absorber cualquier reflexión de onda producida aguas abajo del modelo. El primero, dispone de dos orificios, uno de entrada de fluido proveniente de la impulsión de las bombas, y otro de salida a la instalación principal. Este compartimento se comunica con el contiguo mediante una lámina libre de descarga, que dispone de un orificio de salida para descargar en el depósito inferior (Figura 3.2.1).



Figura 3.2.1: Depósito de altura constante

3.2.2. Depósito de descarga

Fabricado en metacrilato y con un diseño en rampa que facilita la recogida de muestras del fluido (Figura 3.2.2). Se encuentra en la parte inferior de la instalación para facilitar la descarga tanto del depósito superior como de los ramales de salida del modelo.

Tiene dos orificios de salida para poder conectar las bombas peristálticas en paralelo y así garantizar el flujo del fluido por la instalación.



Figura 3.2.2: Depósito de descarga

3.2.3. Conductos

Se requiere un material flexible que permita generar curvas suaves, y así evitar el uso de codos y conductos rígidos. Se opta por un conducto de silicona de peróxido curado, marca Masterflex y modelo L/S 17, 25 ft (Tabla 3.2) con un diámetro interior de 6,4 mm.

Su función consiste en transportar el fluido entre los distintos elementos que constituyen la instalación.

Tabla 3.2: Características técnicas de los conductos
FUENTE: [Web 7]

Specifications	
Product Type	Pump Tubing
Tubing formulation	Silicone (peroxide cured)
Pump Series	L/S
Masterflex tubing size (L/S)	17
Tubing ID (mm)	6.4
Hose barb size (in.)	1/4
Flow range with 1 to 600 rpm drive (ml/min)	2.8 to 1700
Max pressure (bar)	1.4
Max pressure (psi)	20
Max vacuum (mm Hg)	510
Min temperature (° C)	-50
Min temperature (° F)	-58
Max temperature (° C)	230
Temperature range (° C) (Dynamic)	-40 to 100
Temperature range (° F) (Dynamic)	-40 to 212
Suction lift (m H ₂ O)	6.7
Suction lift (ft H ₂ O)	22
Length per pack (m)	7.6
Length per pack (ft)	25
Max vacuum (" Hg)	20
Resin certification (USP)	Yes
Resin certification (European Pharmacopoeia)	Yes
Resin certification (FDA)	Yes
Resin certification (non-DEHP)	Yes
Resin certification (non-phthalate)	Yes
Resin certification (RoHS)	Yes
Resin certification (ADCF)	Yes
Sterilization Method	Autoclave, Ethylene Oxide
Brand	Masterflex
Qty/ea	1

3.2.4. Bombas peristálticas

Se utilizan dos bombas peristálticas conectadas en paralelo para garantizar el flujo del fluido desde el depósito inferior hasta el superior.

El cabezal utilizado en las bombas es de marca Masterflex, y modelo Easy-Load L/S 7518-00 (Figura 3.2.3).



Figura 3.2.3: Bomba peristáltica

3.3. INSTRUMENTACIÓN

En este apartado se analizan los equipos de medida utilizados en el experimento, aprovechando su disponibilidad en el laboratorio.

3.3.1. Equipo LDV

El anemómetro del láser Doppler, o LDA, es una herramienta extensamente aceptada para las investigaciones dinámicas fluidas en gases y líquidos. Es una técnica que da información sobre velocidad del flujo [Web 8].

Características

- El LDA es una técnica de medición óptica no-intrusiva.
- No se requiere calibración.
- Rango de velocidad desde cero hasta supersónico.
- Una, dos o tres componentes de velocidad simultáneas.
- Distancia de medición de centímetros a metros.
- Capacidad de medir en corrientes contrarias.
- Información instantánea y promediada en el tiempo.
- Alta resolución espacial y temporal.

Componentes

La configuración básica de un LDA consiste en (Figura 3.3.1):

- Un láser de onda continua.
- Óptica de transmisión, incluyendo un divisor de rayos y una lente de enfoque.
- Óptica de recepción, comprendida por una lente de enfoque, un filtro de interferencia y un fotodetector.
- Un acondicionador de señal y un procesador de señal.

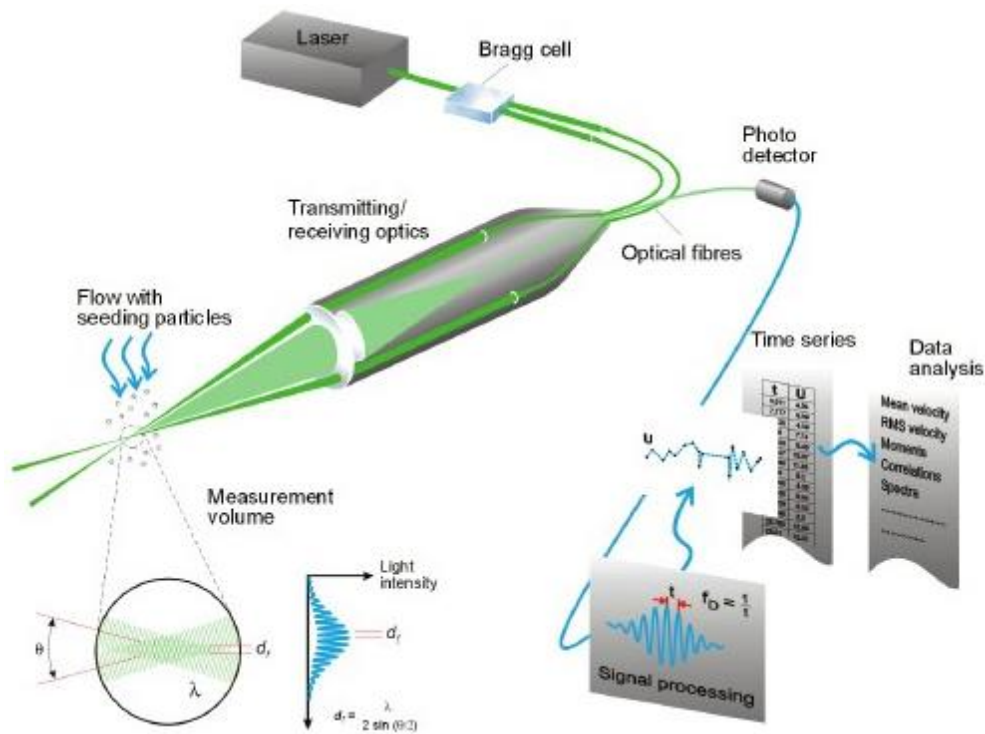


Figura 3.3.1: Configuración básica del LDA
FUENTE: <http://www.dantecdynamics.com/measurement-principles-of-lda>

Volumen de medición

El volumen de medición tiene una longitud típica de pocos milímetros [Web 8]. La intensidad de la luz se modula debido a la interferencia entre los rayos láser [Web 9]. Esto produce planos paralelos de alta intensidad de luz, conocidos como “*franjas*” (modelo de franjas). La distancia d_f de la franja es definida por la longitud de onda λ de la luz del láser y el ángulo entre los rayos θ (Ecuación 3.6 y Figura 3.3.2).

$$d_f = \frac{\lambda}{2 \cdot \sin(\theta/2)} \tag{Ecuación 3.6}$$

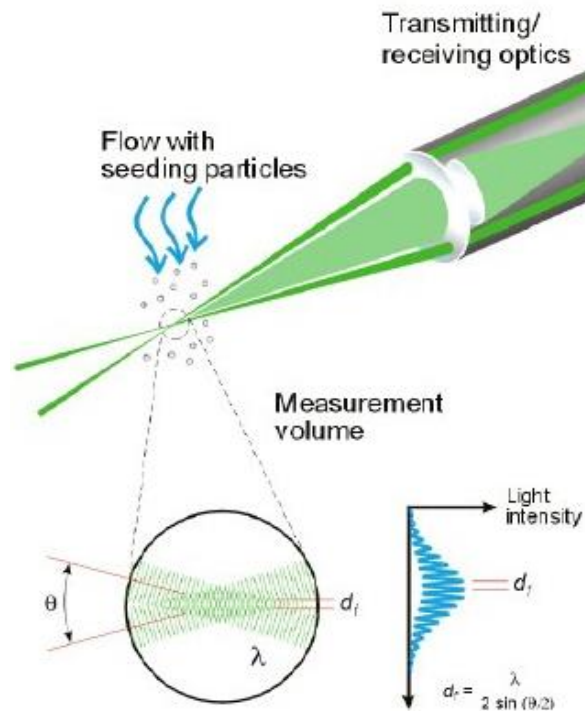


Figura 3.3.2: Volumen de medición del LDA

FUENTE: <http://www.dantecdynamics.com/measurement-principles-of-lda>

Velocidad de flujo

La información de la velocidad (u) de flujo proviene de la luz dispersada por diminutas partículas introducidas en el fluido mientras se mueven a través del volumen de medición. La luz dispersada es recogida por una lente del receptor y centrada en un fotodetector, produciendo una señal a la frecuencia Doppler f_d . El espaciado de la franja d_f proporciona información sobre la distancia recorrida por la partícula y la frecuencia Doppler f_d aporta información sobre el tiempo t ($t = \frac{1}{f_d}$); por tanto, la velocidad se calcula a partir de esta frecuencia y de la distancia de la franja (Ecuación 3.7).

$$u = d_f \cdot f_d = \frac{\lambda}{2 \cdot \sin(\theta/2)} \cdot f_d$$

Ecuación 3.7

Procesamiento de la señal

Antes del fotodetector se instala un filtro de interferencia para que sólo pase la longitud de onda requerida por el fotodetector; además, este filtro sirve para quitar el ruido de luz ambiente y de otras longitudes de onda.

El fotodetector convierte la intensidad de luz variable a una señal eléctrica, el *burst* Doppler, que es sinusoidal con una envolvente gaussiana debido al perfil de intensidad de los rayos láser.

Los *burst* Doppler se filtran y amplifican en el procesador de la señal, que determina la f_d para cada partícula mediante un análisis de frecuencias, usando la FFT.

Partículas detectoras

Los líquidos a menudo contienen suficientes partículas detectoras, mientras que en los gases hay que añadirlas en la mayoría de los casos.

Idealmente las partículas deben ser lo bastante pequeñas para seguir al fluido, y suficientemente grandes para dispersar suficiente luz, con el objetivo de obtener un buen ratio de señal de sonido a la salida del fotodetector.

El rango típico del tamaño de partículas está entre 1 μm y 10 μm . El material de las partículas puede ser sólido (polvo) o líquido (gotitas).

Óptica de recepción

La construcción óptica se describe ahora con más detalle (Figura 3.3.3). La parte frontal de la óptica de recepción, está equipada con una plataforma de enfoque que tiene un anillo roscado para el montaje de una lente frontal de 80 mm de diámetro. La longitud focal se selecciona en función de la distancia de medición deseada y el rango de tamaño de la partícula de interés. Esta lente convierte la luz divergente del volumen de medición en un gran paquete colimado que luego se centra en el plano de apertura con un sistema incorporado en $f = 310 \text{ mm}$ acromático. La plataforma centrada permite una alineación axial del espejo. Una hendidura de 100 μm de ancho por 2 mm de largo sirve como un filtro espacial y como un patrón de observación para alinear la óptica de recepción. Para ayudar a la alineación, se ve a través de un ocular la luz dispersada desde el plano de apertura.

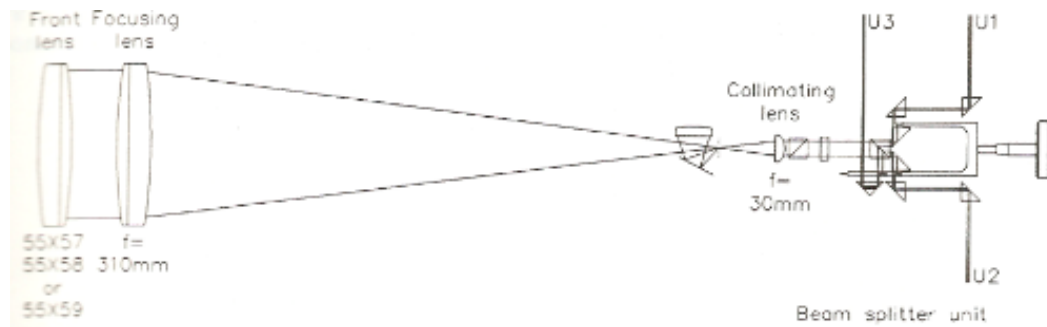


Figura 3.3.3: Diseño óptico 57X10 (sistema 1D)
FUENTE: [Dantec Dynamic, 1992]

Hardware

El 58N10 es capaz de medir el tamaño de partícula y la velocidad en 1D. La señal utilizada para la medición de la velocidad 1D está conectada a la entrada marcada como U1; y las dos señales adicionales requeridas para el dimensionamiento de partículas están conectadas a las entradas de U2 y U3.

Transferencia de datos

Para cada partícula detectada por el procesador, se transfieren 16 bytes de datos al ordenador. Como el sistema es capaz de manejar velocidades de datos de más de 100.000 partículas, el canal de datos debe ser capaz de transferir más de 2 Mbytes por segundo.

A continuación, se muestra una imagen de la parte trasera y delantera del procesador 58N10 (Figura 3.3.4 y Figura 3.3.5 respectivamente).

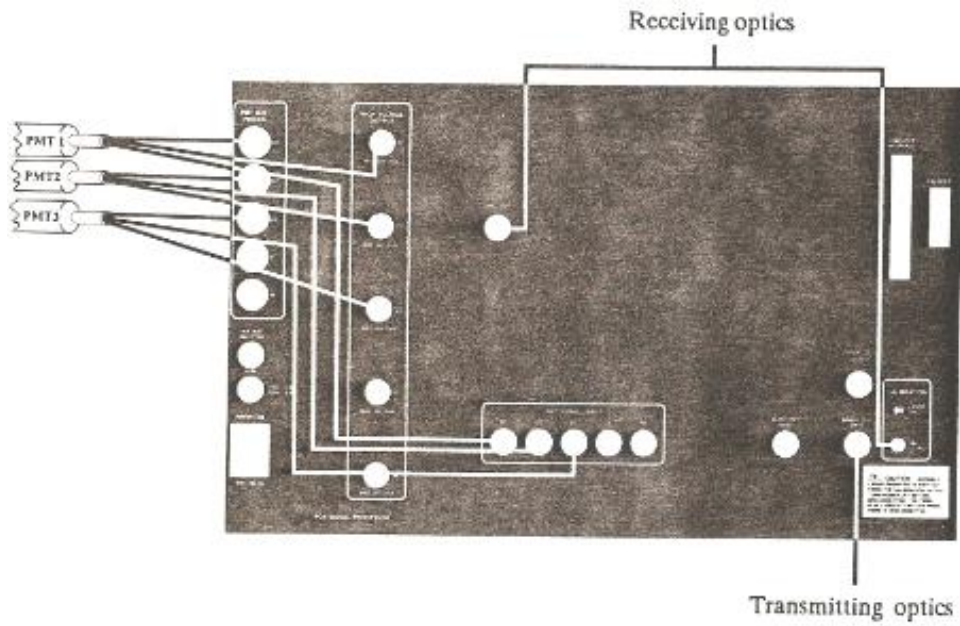


Figura 3.3.4: Parte trasera del procesador 58N10
FUENTE: [Dantec Dynamic, 1992]

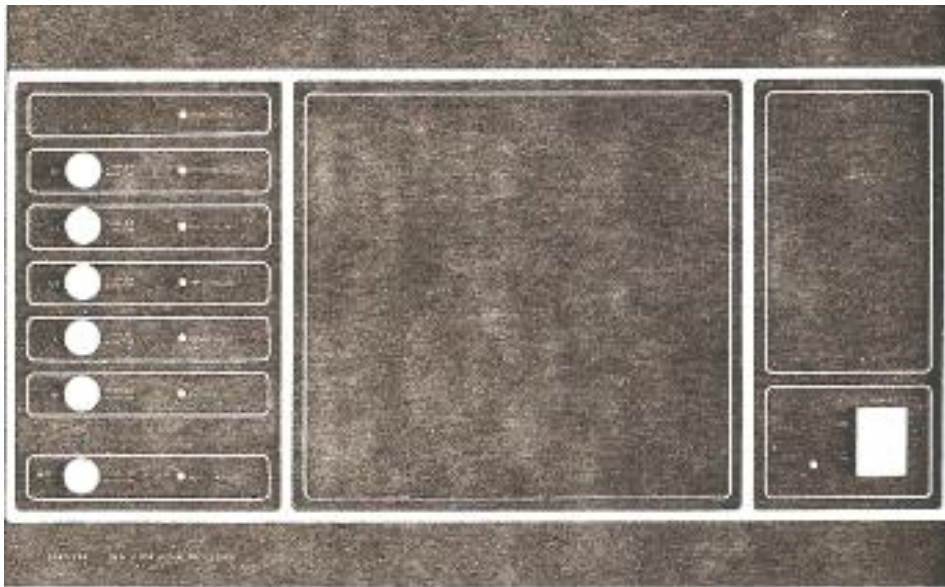


Figura 3.3.5: Parte delantera del procesador 58N10
FUENTE: [Dantec Dynamic, 1992]

Software

El *software* suministrado con la PDA controla las funciones de configuración, la adquisición y el procesamiento de datos. Dado que no existen controles del panel frontal y pantalla en el procesador de señales, es necesario un ordenador y el *software* para el funcionamiento del sistema.

3.3.2. Equipo PIV

La Velocimetría de Imágenes de Partículas (PIV) es una técnica que capta todo el campo fluido y proporciona medidas instantáneas del vector de velocidad en una sección representativa de un flujo [Web 10].

El procedimiento es el siguiente: El fluido se llena de partículas que siguen el movimiento del flujo. A continuación, las partículas son iluminadas con un láser en el volumen de medición. Una cámara digital, sincronizada con los disparos del láser, toma imágenes de la zona de ensayo registrando las partículas iluminadas. Finalmente, las imágenes se analizan empleando un *software* específico.

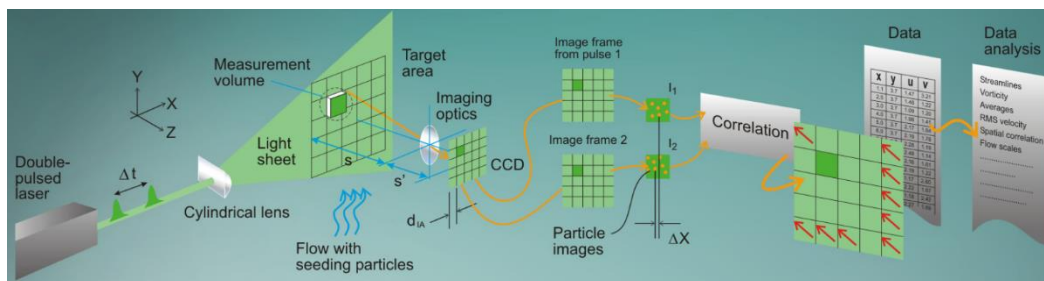


Figura 3.3.6: Configuración básica del LDA

FUENTE: <http://www.dantecdynamics.com/docs/support-and-download/research-and-education/piv.pdf>

Funcionamiento

El análisis se realiza con dos imágenes consecutivas de una misma región. Las imágenes se dividen en cuadrículas, denominadas áreas de interrogación (IA) (Figura 3.3.6). En cada área de interrogación, se calcula la correlación cruzada de las dos imágenes y se halla el vector de desplazamiento. Con el tiempo y este vector, se obtiene el vector velocidad en esa área de interrogación.

Índice de Figuras

Figura 3.1.1: Disposición de la instalación estacionaria.....	41
Figura 3.1.2: Stent con bifurcación secundaria a 45 °.....	42
Figura 3.2.1: Depósito de altura constante.....	47
Figura 3.2.2: Depósito de descarga.....	48
Figura 3.2.3: Bomba peristáltica	50
Figura 3.3.1: Configuración básica del LDA.....	52
Figura 3.3.2: Volumen de medición del LDA.....	53
Figura 3.3.3: Diseño óptico 57X10 (sistema 1D).....	55
Figura 3.3.4: Parte trasera del procesador 58N10.....	56
Figura 3.3.5: Parte delantera del procesador 58N10.....	56
Figura 3.3.6: Configuración básica del LDA.....	57

Índice de Tablas

Tabla 3.1: Semejanza del número de Reynolds	43
Tabla 3.2: Características técnicas de los conductos	49

CAPÍTULO 4

DISEÑO DE LA INSTALACIÓN NO ESTACIONARIA

4. DISEÑO DE LA INSTALACIÓN

Contenido

4. DISEÑO DE LA INSTALACIÓN	61
4.1. ESTADO DEL ARTE	63
4.1.1. Instalaciones con bombas de pistón	63
4.1.2. Instalaciones con bombas de engranajes	65
4.1.3. Instalaciones con bombas peristálticas	66
4.1.4. Instalaciones híbridas.....	68
4.2. DISEÑO PRELIMINAR.....	70
4.2.1. Requerimientos de la instalación.....	70
4.2.2. Modificaciones	75
4.3. DISEÑO FINAL.....	82
4.4. COMPONENTES.....	85
4.4.1. Sensor de presión.....	85
4.4.2. Electroválvula TODO/NADA	86
4.4.3. Válvula de solenoide proporcional	88

En este capítulo se analizan las diferentes soluciones propuestas por distintas investigaciones para generar un flujo pulsante.

Debido a los altos costos de estas instalaciones, se opta por aprovechar la instalación estacionaria que hay en el laboratorio. A continuación se realizan sucesivas modificaciones hasta lograr la instalación deseada.

Para finalizar, se describen todos los elementos utilizados en la instalación.

4.1. ESTADO DEL ARTE

La primera fase de este trabajo consiste en realizar un estudio del estado del arte, buscando las soluciones planteadas en otras investigaciones que más se acerquen a este ensayo. Se establecen como requerimientos mínimos el uso de bombas de desplazamiento positivo en favor de las bombas radiales, que dependen de la instalación, y disponer de información suficiente en los distintos estudios sobre el funcionamiento con estas bombas.

Terminado el análisis, las bombas más utilizadas se pueden clasificar de la siguiente manera.

4.1.1. Instalaciones con bombas de pistón

Cumpliendo con los requisitos, es una máquina de desplazamiento positivo, compuesta por un tubo cilíndrico cerrado dentro del cual, hay un émbolo unido a un vástago que se desplaza solidario a él, y está dotado de válvulas anti-retorno en los extremos para permitir la entrada y salida del fluido. Su funcionamiento es muy sencillo, se basa en dos sub-ciclos, uno de expansión en el que se produce la apertura de las válvulas de admisión y la consiguiente entrada del fluido a la cámara; y otro de compresión, con la apertura de las válvulas de escape y salida del fluido. Permite generar un flujo pulsante variable, en función de la velocidad de desplazamiento y posicionamiento del émbolo, siendo el más habitual el sinusoidal.

Dentro de este tipo de bombas, destacan dos opciones, de simple y de doble efecto:

Bombas de pistón de simple efecto

Este tipo de bombas trabajan en un sólo sentido, es decir, el ciclo de expansión y compresión se realiza en la cámara útil. En este caso, sólo se disponen de dos válvulas, una de admisión y otra de escape, y ambas anti-retorno que garantizan el flujo positivo. Como ya se ha comentado, primero se realiza el ciclo de expansión y llenado de la cámara, y posteriormente, el ciclo de compresión y vaciado de la misma (Figura 4.1.1).

- **Ventajas:** Permite generar fácilmente un flujo pulsante, de alta presión y con fluidos de elevadas viscosidades y/o densidades.

- Inconvenientes: Al generarse el flujo sólo en una cámara, este no es continuo y hay un instante durante la carrera de expansión en el que llega a ser incluso nulo. Además, la bomba es sumamente sensible ante cualquier suciedad en el líquido, por lo que debe mantenerse limpia para un mejor funcionamiento [Web 10].

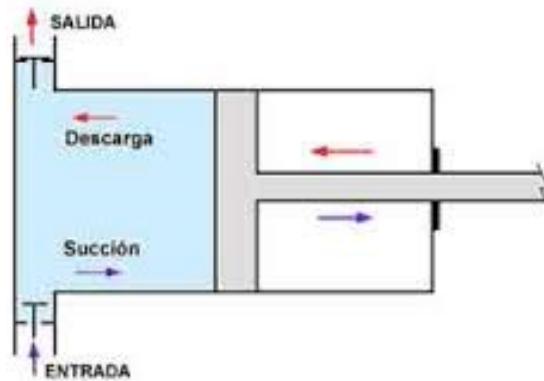


Figura 4.1.1: Bomba de pistón de simple efecto

Fuente: <http://www.ingenierocivilinfo.com/2011/11/bombas-de-desplazamiento-positivo.html>

Un ejemplo de esta instalación es el llevado a cabo por Matthys y otros autores en su estudio “Pulse wave propagation in a model human arterial network: Assessment of 1-D numerical simulations against in vitro measurements” [Matthys et al, 2007].

Bombas de pistón de doble efecto

Para solucionar el inconveniente de los tiempos muertos de la bomba de simple efecto, se baraja la opción del pistón de doble efecto. En este caso, se dispone de dos cámaras útiles para realizar los sub-ciclos de compresión y expansión. Su funcionamiento es más complejo en cuanto a la sincronización de las válvulas. Mientras una cámara se expande y se llena de fluido, la otra simultáneamente se está comprimiendo y expulsando el fluido. De forma análoga, se realiza el siguiente sub-ciclo, la que antes se expandía ahora se comprime, y la que se comprimía, ahora se expande (Figura 4.1.2).

- Ventajas: Permite generar un flujo pulsante continuo, sin tiempos muertos ni flujo inverso. Además se puede utilizar para cualquier fluido.

- Inconvenientes: Control de la instalación más complejo y complicado. El fluido puede contaminarse al estar continuamente en contacto con la bomba, y esta, a su vez, deteriorarse.

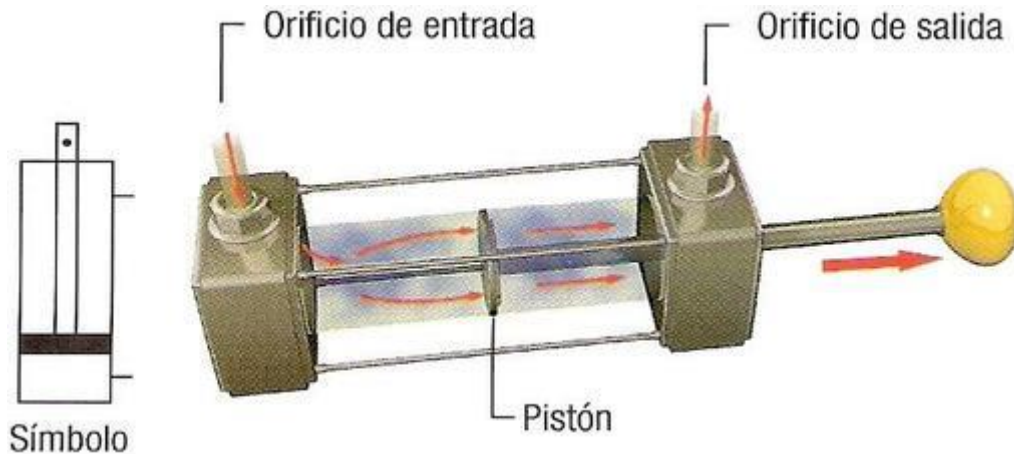


Figura 4.1.2: Bomba de pistón de doble efecto
FUENTE : <http://wikitecnotarraga.wikispaces.com/TEMA+3++CIRCUITOS+NEUM%C3%81TICOS+E+HIDR%C3%81LULICOS>

Un ejemplo de esta instalación es el llevado a cabo por Holdsworth y otros autores en su estudio “*Computer-controlled positive displacement pump for physiological flow simulation*” [Holdsworth et al, 1991].

4.1.2. Instalaciones con bombas de engranajes

Este punto engloba todas las instalaciones que utilizan bombas de engranajes, ya sean programables o normales. Los principales componentes de estas bombas son unas coronas dentadas acopladas entre sí, cuya función es transportar el fluido entre la aspiración y la impulsión de la misma, alojadas en el interior de una cámara sellada herméticamente.

El fluido entra por la aspiración debido a la depresión creada al separarse los dientes de los engranajes; se transporta a través de los flancos en el hueco existente entre las coronas y la cámara, para finalmente expulsarse por la impulsión (Figura 4.1.3).

El flujo generado es continuo y, modificando la velocidad de giro, se podría obtener un flujo variable.

- **Ventajas:** Se genera un flujo homogéneo. Fácil instalación pudiéndose acoplar a un motor electro. Funciona con cualquier tipo de fluidos de alta viscosidad.
- **Inconvenientes:** La velocidad de giro de la bomba es limitada y no suele alcanzar grandes rpm. El fluido está constantemente en contacto con la bomba pudiendo contaminarse y/o calentarse. Además, las partículas utilizadas para ser detectadas por el láser se pueden dañar.

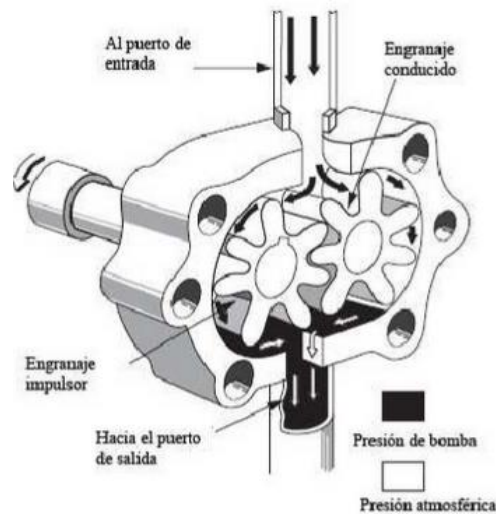


Figura 4.1.3: Bomba de engranajes

FUENTE : <http://es.scribd.com/doc/51609573/BOMBA-HIDRAULICA-DE-ENGRANAJES#scribd>

Un ejemplo de esta instalación es el llevado a cabo por los autores Peterson & Plesniak en su estudio *“The influence of inlet velocity profile and secondary flow on pulsatile flow in a model artery with stenosis”* [Peterson & Plesniak, 2008].

4.1.3. Instalaciones con bombas peristálticas

Se ha escogido este tipo de bomba debido a que el flujo generado es de desplazamiento positivo. Está compuesta por una unidad de control y un cabezal (Figura 4.1.4), donde se introduce un tubo de material flexible, para producir el pulso.



Figura 4.1.4: Cabezal de bomba peristáltica "Easy-Load (Masterflex)"
FUENTE : http://shop.llg.de/info1947_Jang_DE.htm

Se distinguen dos tipos de bombas peristálticas, lineales y rotativas. El análisis se enfoca en éstas últimas.

La presión se produce gracias a una serie de rodillos que presionan, intermitentemente, el fluido, empujándolo a través del tubo. Al ser una bomba rotativa, los rodillos se sitúan alrededor de un eje central girando solidarios a él (Figura 4.1.5). Tiene una precisión de $\pm 5-10\%$.



Figura 4.1.5: Generación de pulso en una bomba peristáltica rotativa
FUENTE : [Cobeño, 2009]

Debido a su higiene y precisión, es muy utilizada en el sector alimenticio y en medicina, pero es necesario un mantenimiento preventivo.

- Ventajas: Suministra fluido de forma continua y no hay ningún elemento mecánico que esté en contacto con él y pueda contaminarlo.
- Inconvenientes: A pesar de generar un flujo continuo, no es constante, requiere de la instalación de un depósito de altura constante a su salida para homogeneizar el fluido. Su instalación requiere de un espacio importante. Baja velocidad de trabajo y presión de trabajo reducida a 3 bares como máximo. Desgaste significativo del tubo siendo necesario su sustitución.

Un ejemplo de esta instalación es el llevado a cabo por los autores Law, Cobbold, Johnston & Bascom en su estudio “*Computer-controlled pulsatile pump system for physiological flow simulation*” [Law et al, 1987].

4.1.4. Instalaciones híbridas

En este apartado se han agrupado las instalaciones que usan dos o más bombas. Sólo se han tenido en cuenta los experimentos que usan las bombas conectadas en serie.

Su funcionamiento no difiere mucho del de la bomba de pistón. En primer lugar se utiliza una bomba de engranajes para proporcionar un flujo constante y un caudal medio; y después una bomba de pistón que permite generar la onda de presión. Para evitar que retorne el fluido de la última bomba, se antepone una válvula de contrapresión, que además garantiza un correcto llenado de la cámara de esta bomba (Figura 4.1.6).

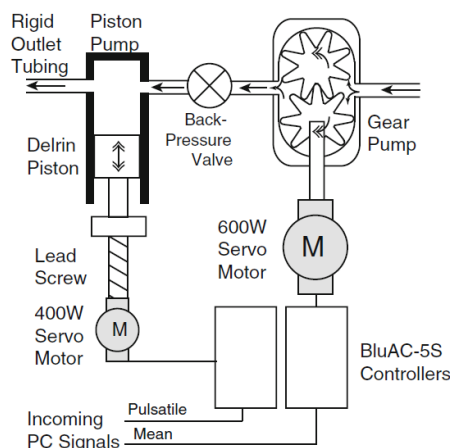


Figura 4.1.6: Diagrama de una instalación híbrida con bombas de engranaje y pistón conectadas en serie
FUENTE : [Tsai & Savas, 2010]

- Ventajas: Permite generar un flujo continuo, homogéneo y pulsante. La combinación de ambas bombas posibilita un amplio abanico de funcionalidades para diferentes experimentos.
- Inconvenientes: La utilización de dos bombas distintas con sus correspondientes controladores. Gran complejidad en el control y puesta a punto.

Un ejemplo de esta instalación es el llevado a cabo por los autores Tsai & Savaş en su estudio "*Flow pumping system for physiological waveforms*" [Tsai & Savaş, 2010].

4.2. DISEÑO PRELIMINAR

Después de haber realizado el estudio del estado del arte, y ver las diferentes soluciones propuestas por las investigaciones, el presupuesto se establece como concepto limitante, al ser el factor más importante para este trabajo.

A pesar de que los distintos experimentos se aproximan bastante a lo que se quiere conseguir, los costos de los mismos son demasiado elevados, sobrepasando el presupuesto establecido.

Finalmente se opta por la opción más económica: aprovechar la instalación estacionaria que hay en el laboratorio, y realizar las modificaciones necesarias hasta conseguir resultados similares a los conseguidos en otros estudios.

4.2.1. Requerimientos de la instalación

Para llevar a cabo estas modificaciones, hay que tener presente los requerimientos necesarios para obtener unos resultados fieles a la realidad. El objetivo del estudio es conseguir una curva de caudal que represente las aceleraciones producidas en el pulso cardiaco en la bifurcación coronaria. Para conseguirlo, se imponen una serie de condiciones.

Representación simplificada del pulso

Como se comenta en el apartado 2.4., el flujo pulsante generado por el corazón, no sólo está compuesto por una compresión y una expansión, sino que en el transcurso de una pulsación, la onda generada se va amortiguando en el tiempo.

A la hora de modelizarlo, se considera que se amortigua, y la curva que llega a la bifurcación coronaria es distinta a la que sale del corazón (Figura 4.2.1).

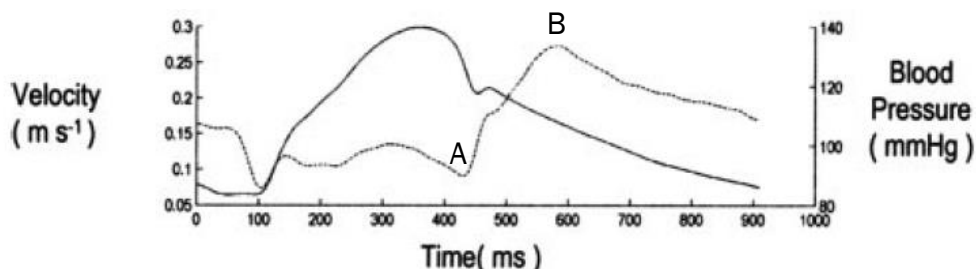


Figura 4.2.1: Curva simplificada del pulso de velocidad y de presión en la bifurcación coronaria
FUENTE:[Davies et al, 2006]

En el periodo de sístole (AB), esta curva se caracteriza por tener una aceleración media (a_{ms}) de (Ecuación 4.1):

$$a_{msp} = \frac{\Delta u}{\Delta T} = \frac{27,5 - 8,75}{0,58 - 0,425} \text{ cm/s}^2 = \frac{18,75}{0,155} \text{ cm/s}^2 =$$

Ecuación 4.1

$$= 120,97 \text{ cm/s}^2$$

En el periodo de diástole (BA), esta curva se caracteriza por tener una deceleración media (a_{md}) de (Ecuación 4.2):

$$a_{mdp} = \frac{\Delta u}{\Delta T} = \frac{27,5 - 8,75}{(0,9 - 0,58) + 0,425} \text{ cm/s}^2 = \frac{18,75}{0,745} \text{ cm/s}^2 =$$

Ecuación 4.2

$$= 25,17 \text{ cm/s}^2$$

Semejanza

En este tipo de flujo, hay dos parámetros adimensionales que destacan sobre el resto, los números de Reynolds y Womersley. Para que la curva de caudal sea lo más próxima posible a la realidad, se aplica semejanza de ambos parámetros entre el prototipo (realidad) y el modelo (ensayo) (Tabla 4.1).

Tabla 4.1: Condiciones para la semejanza

	Modelo (Ensayo)	Prototipo (Realidad)
ρ (Kg/l)	1,153	1,06
μ (Pa·s)	0,009264	0,0035
D (cm)	$D_M = 2D_P$	
T (s)	T_M	T_P
u_m (cm/s)	u_M	u_P

En primer lugar se realiza semejanza del número Reynolds (Ecuación 4.3 y Ecuación 4.4):

$$R_{EM} = R_{EP} \quad \text{Ecuación 4.3}$$

$$\frac{\rho_M \cdot u_{mM} \cdot D_M}{\mu_M} = \frac{\rho_P \cdot u_{mP} \cdot D_P}{\mu_P} \quad \text{Ecuación 4.4}$$

Por lo tanto, la relación de la velocidad del modelo con respecto al prototipo queda (Ecuación 4.5):

$$\begin{aligned}
 u_{m_M} &= \left(\frac{D_P}{D_M}\right) \cdot \left(\frac{\rho_P}{\rho_M}\right) \cdot \left(\frac{\mu_M}{\mu_P}\right) \cdot u_{m_P} = \\
 &= \left(\frac{1}{2}\right) \cdot \left(\frac{1,06}{1,153}\right) \cdot \left(\frac{0,009264}{0,0035}\right) \cdot u_{m_P} = && \text{Ecuación 4.5} \\
 &= 1,217 \cdot u_{m_P}
 \end{aligned}$$

Para realizar la semejanza del número de Womersley, primero se modifica el parámetro adimensional, poniéndolo en función del periodo en vez de la frecuencia (Ecuación 4.6):

$$\alpha = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\rho \cdot \omega}{\mu}} = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{2 \cdot \pi \cdot \rho}{\mu \cdot T}} \quad \text{Ecuación 4.6}$$

Una vez hecho esto, se aplica semejanza (Ecuación 4.7 y Ecuación 4.8):

$$\alpha_M = \alpha_P \quad \text{Ecuación 4.7}$$

$$\frac{D_M}{2} \sqrt{\frac{2 \cdot \pi \cdot \rho_M}{\mu_M \cdot T_M}} = \frac{D_P}{2} \sqrt{\frac{2 \cdot \pi \cdot \rho_P}{\mu_P \cdot T_P}} \quad \text{Ecuación 4.8}$$

Por lo tanto, la relación entre el tiempo del modelo y el del prototipo queda (Ecuación 4.9):

$$\begin{aligned}
 T_M &= \left(\frac{D_M}{D_P}\right)^2 \cdot \left(\frac{\rho_M}{\rho_P}\right) \cdot \left(\frac{\mu_P}{\mu_M}\right) \cdot T_P = \\
 &= \left(\frac{2}{1}\right)^2 \cdot \left(\frac{1,153}{1,06}\right) \cdot \left(\frac{0,0035}{0,009264}\right) \cdot T_P = && \text{Ecuación 4.9} \\
 &= 1,644 \cdot T_P
 \end{aligned}$$

Por último, dividiendo la Ecuación 4.5 entre la Ecuación 4.9, obtenemos la relación entre las aceleraciones medias (Ecuación 4.10):

$$\begin{aligned}
 a_{mM} &= \frac{\Delta u_M}{\Delta T_M} = \frac{u_{FM} - u_{iM}}{T_{FM} - T_{iM}} = \\
 &= \frac{\left(\frac{D_P}{D_M}\right) \cdot \left(\frac{\rho_P}{\rho_M}\right) \cdot \left(\frac{\mu_M}{\mu_P}\right) \cdot (u_{FP} - u_{iP})}{\left(\frac{D_M}{D_P}\right)^2 \cdot \left(\frac{\rho_M}{\rho_P}\right) \cdot \left(\frac{\mu_P}{\mu_M}\right) \cdot (T_{FP} - T_{iP})} = \\
 &= \left(\frac{D_P}{D_M}\right)^3 \cdot \left(\frac{\rho_P}{\rho_M}\right)^2 \cdot \left(\frac{\mu_M}{\mu_P}\right)^2 \cdot a_P = \\
 &= \left(\frac{1}{2}\right)^3 \cdot \left(\frac{1,06}{1,153}\right)^2 \cdot \left(\frac{0,009264}{0,0035}\right)^2 \cdot a_P = \\
 &= 0,74 \cdot a_{mP}
 \end{aligned}$$

Ecuación 4.10

Curva semejante

Una vez hallada la aceleración y la deceleración de la curva ideal y la relación que existe entre el prototipo y el modelo con la ayuda de la semejanza, se procede a calcular la curva semejante que se desea conseguir.

Con la Ecuación 4.5 se calculan las velocidades máxima y mínima de cada periodo, con la Ecuación 4.9 los tiempos de sístole y diástole, y mediante la diferencia de velocidades entre el tiempo, las aceleraciones (Tabla 4.2 y Tabla 4.3).

Tabla 4.2: Velocidades, tiempo y aceleración media del sístole de la curva semejante

	Sístole			
	u_2 (cm/s)	u_1 (cm/s)	ΔT_1 (s)	$a_{ms} = (u_2 - u_1)/\Delta T_1$ (cm/s ²)
Modelo (Ensayo)	27,5	8,75	0,155	120,97
Prototipo (Realidad)	33,47	10,65	0,255	89,55

Tabla 4.3: Velocidades, tiempo y aceleración media del diástole de la curva semejante

	Diástole			
	u_2 (cm/s)	u_1 (cm/s)	ΔT_2 (s)	$a_{md} = (u_2 - u_1)/\Delta T_1$ (cm/s ²)
Modelo (Ensayo)	27,5	8,75	0,745	25,17
Prototipo (Realidad)	33,47	10,65	1,225	18,63

Las aceleraciones deducidas se aproximan a las que se calculan al aplicar la Ecuación 4.10 en las Ecuaciones 4.1 y 4.2 (Ecuación 4.11 y Ecuación 4.12).

$$a_{ms_M} = 0,74 \cdot a_{ms_P} = 89,52 \text{ cm/s}^2 \quad \text{Ecuación 4.11}$$

$$a_{md_M} = 0,74 \cdot a_{md_P} = 18,62 \text{ cm/s}^2 \quad \text{Ecuación 4.12}$$

Y la curva semejante queda (Figura 4.2.2):

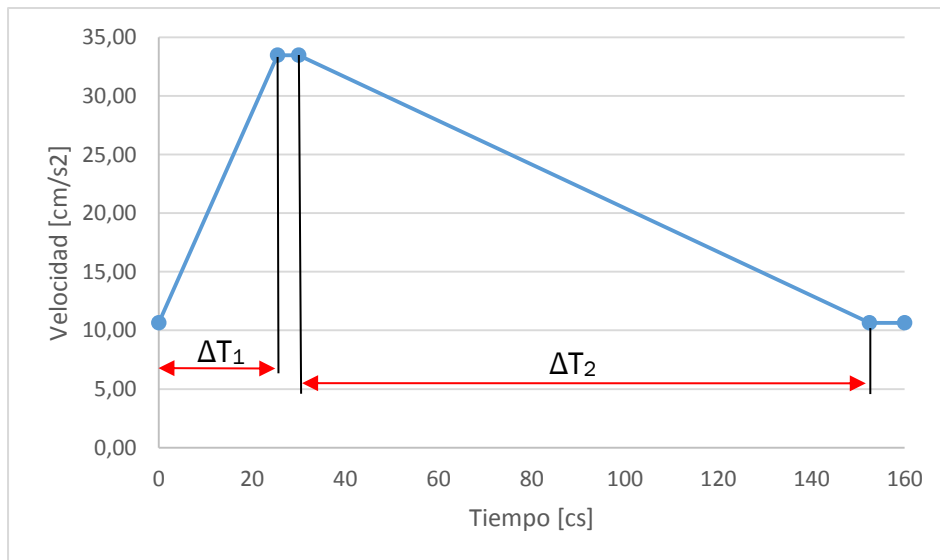


Figura 4.2.2: Curva semejante

4.2.2. Modificaciones

En este sub-apartado, se van a ir comentando todas las modificaciones realizadas a la instalación inicial hasta conseguir generar un flujo pulsante.

Los componentes que se disponen al principio para realizar los cambios, son una electroválvula (Asco Joucomatic, Referencia SCG356B466VMS.24/50-60), y un sensor de presión (JUMO DTRANS p30, Modelo 404366)

La primera modificación realizada consiste en diseñar un acople para poder introducir el sensor de presión en la instalación (Figura 4.2.3). Haciendo un estudio de los componentes a utilizar, se aprovecha la salida de la electroválvula con la entrada de este acople mediante la unión de un machón de latón G1/4"- G1/4" Las especificaciones establecidas para esta pieza son:

- Mantener el diámetro interior del machón de latón (G 1/4").
- Material no corrosivo por la mezcla: Debido a que la mezcla oxida algunos metales, se opta por utilizar PVC, disponible en el laboratorio.
- Sensor de presión roscado (G 1/2") y a ras del agujero pasante para evitar pérdidas en el flujo.
- Sencillo de fabricar.

Se puede encontrar un esquema con los detalles geométricos del acople en el Anexo I.



Figura 4.2.3: Acople del sensor de presión

A continuación, y aprovechando el material disponible en el laboratorio, se fabrica un soporte para la unión electroválvula-acople, con la opción de poder montarlo en la estructura de la instalación inicial.

En un primer diseño, se opta por utilizar ángulos perforados de 35x35x2 mm, ya que ofrecen una gran flexibilidad ante futuras modificaciones. La longitud del soporte principal (Figura 4.2.4) es tal que pueda anclarse a la estructura primaria mediante unas abrazaderas (\varnothing 28 mm) sin problema. Se opta finalmente por 35 cm de ángulo perforado, ya que el ancho de la estructura es de 25 cm, distancia medida entre los ejes de las barras. Además, se ha reforzado un extremo con un trozo de polietileno para evitar accidentes.

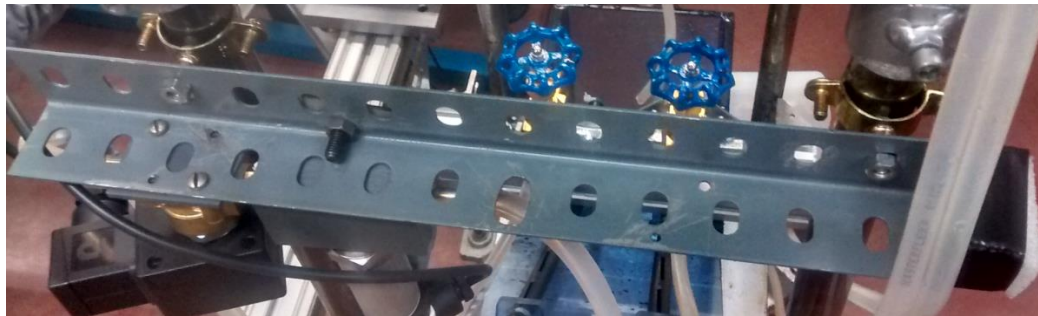


Figura 4.2.4: Soporte principal

Para evitar la entrada de burbujas en el sensor de presión, este debe instalarse verticalmente hacia abajo, quedando suspendido. Como solución, se añade un refuerzo en el soporte, compuesto por dos tramos de ángulo perforado; el primero, de 17,5 cm, montado verticalmente en el principal por la parte posterior (Figura 4.2.5.a), y el segundo, de 2,5 cm, unido horizontalmente al anterior por su parte inferior, de forma que el sensor se sostenga (Figura 4.2.5.b). Para una mejor aclaración, se añade un esquema del conjunto del soporte (Figura 4.2.6).

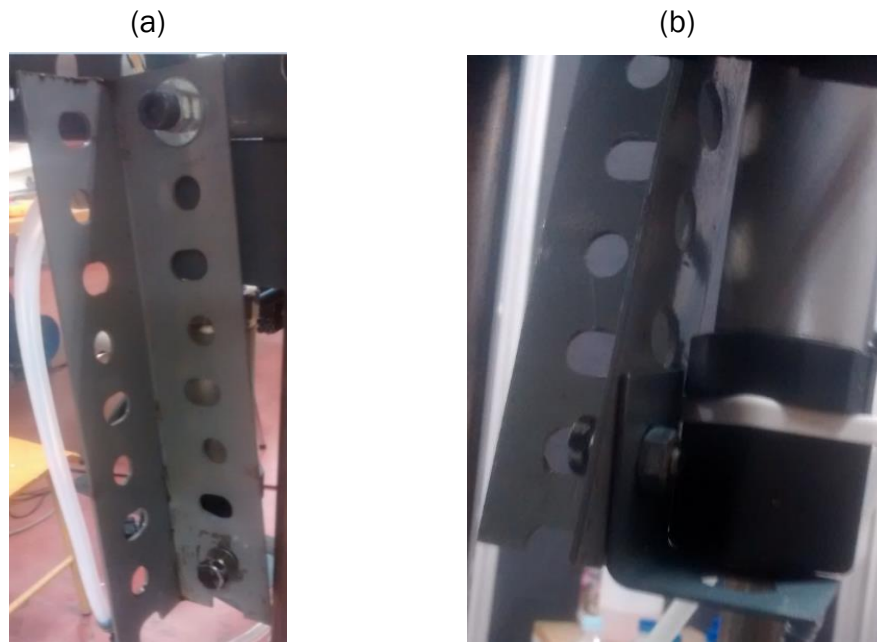


Figura 4.2.5: (a) Primer tramo y (b) Segundo tramo del refuerzo

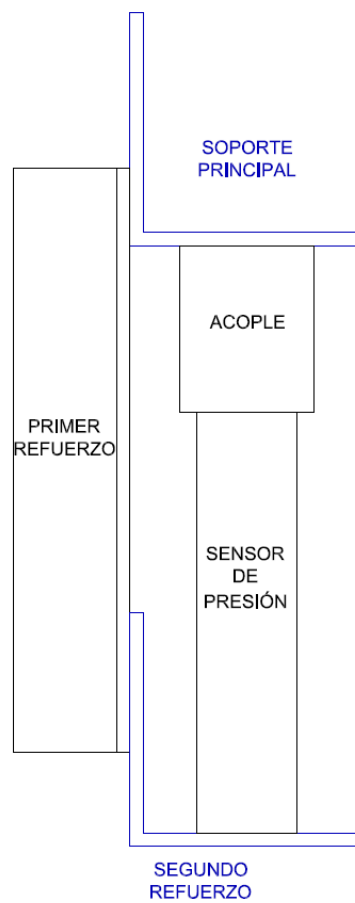


Figura 4.2.6: Esquema montaje del conjunto del soporte

La parte superior de la unión electroválvula-acople (Figura 4.2.7) no está a la misma altura, para ello, se utiliza una placa de PVC, consiguiendo poner la electroválvula al nivel del acople. Su unión al soporte se realiza aprovechando los agujeros que tiene la electroválvula (M3), pero como los perforados del ángulo no proporcionan un buen posicionamiento, se dan unos taladros tanto al perfil como a la placa de PVC. De esta manera, se consigue tener un buen alineamiento y colocarlo donde mejor convenga. La disposición final del soporte completo se puede ver en la Figura 4.2.8.



Figura 4.2.7: Unión electroválvula-acople -sensor de presión

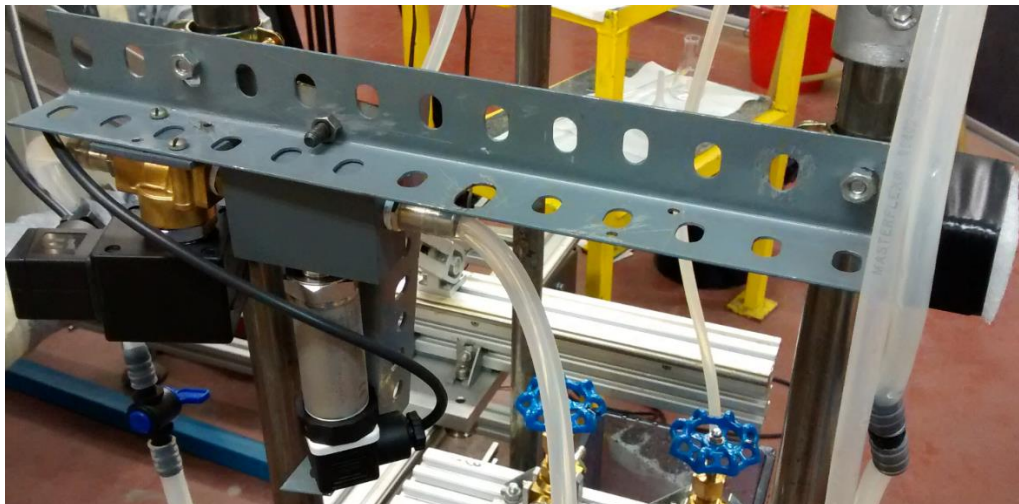


Figura 4.2.8: Disposición final del soporte

Con este primer montaje, se empiezan a realizar ensayos y tomar medidas. Analizándolos, el número de datos enviados por el sensor de presión coinciden con el número teórico de datos que habría que obtener. El problema se tiene con el flujo, debido a que su aceleración es tan alta, el sistema de medida LDV no es capaz de captarla.

La válvula que está en uso se caracteriza por ser de apertura rápida (10 ms); debido a esta propiedad, no es posible acercarse a la onda de presión deseada con la configuración actual. Se opta por diseñar un limitador de energía para la electroválvula, nunca antes usado en este tipo de válvulas, para intentar ralentizar la apertura. Su funcionamiento es básico, se limita la energía que le llega al electroimán a través de un porcentaje (0% - 100%) para retardar la apertura.

Antes de instalar el limitador, la apertura real es de 30 ms, no los 10 ms teóricos, pues hay un retardo en el tiempo que tarda en cebarse la electroválvula y elevar el pistón. Con este potenciómetro se aumenta el tiempo de apertura a 50 ms, pero insuficiente para generar la onda de presión deseada.

Además, surge otro inconveniente; en el caso en que se activa el limitador, es decir, no se le da al electroimán el 100% de la energía, el posicionamiento del pistón no es exacto y fluctúa al paso del fluido, introduciendo una desviación en la onda de presión.

Por todo lo anterior, se decide buscar una nueva electroválvula en el mercado, que permita controlar la posición del pistón en cada instante para poder generar la curva deseada.

Mientras llega la nueva electroválvula, se realiza la calibración del sensor de presión. Se diseña un montaje con el que poder realizarla satisfactoriamente. Se acopla verticalmente un conducto al sensor de presión y se vierte un poco de mezcla para alcanzar una altura base, a partir de aquí se va rellenando el conducto poco a poco hasta alcanzar el valor máximo que admite el sensor (250 mbar, alrededor de 221 cm de columna de mezcla) (Tabla 4.4).

Tabla 4.4: Tabla de calibración del sensor de presión

h (cm)	Presión (mbar)			
	teórica	sensor		
		máx.	mín.	media
13,9	15,7222	20,2637	20,0195	20,1416
31,3	35,4032	40,7715	40,5273	40,6494
40,2	45,4699	51,5137	51,0254	51,2695
49,1	55,5367	61,0352	60,7910	60,9131
60,6	68,5442	74,2188	73,7305	73,9746
77,7	87,8859	94,2383	93,7500	93,9941
88,6	100,2148	107,1777	106,4453	106,8115
100	113,1093	119,8730	119,1406	119,5068
108,8	123,0629	130,3711	129,8828	130,1270
137,1	155,0729	160,8887	160,4004	160,6445
143,4	162,1987	169,9219	169,1895	169,5557
162,2	183,4633	192,6270	191,6504	192,1387
173,9	196,6971	205,5664	204,8340	205,2002
188,4	213,0979	222,6563	221,9238	222,2900
203,5	230,1774	240,2344	239,7461	239,9902
208,8	236,1722	246,0938	245,1172	245,6055

Como se ve en la Figura 4.2.9, la calibración se realiza mediante una regresión lineal simple. Se observa que la relación entre la medida teórica y la medida es lineal, y no hace falta reajustar la calibración en el software.

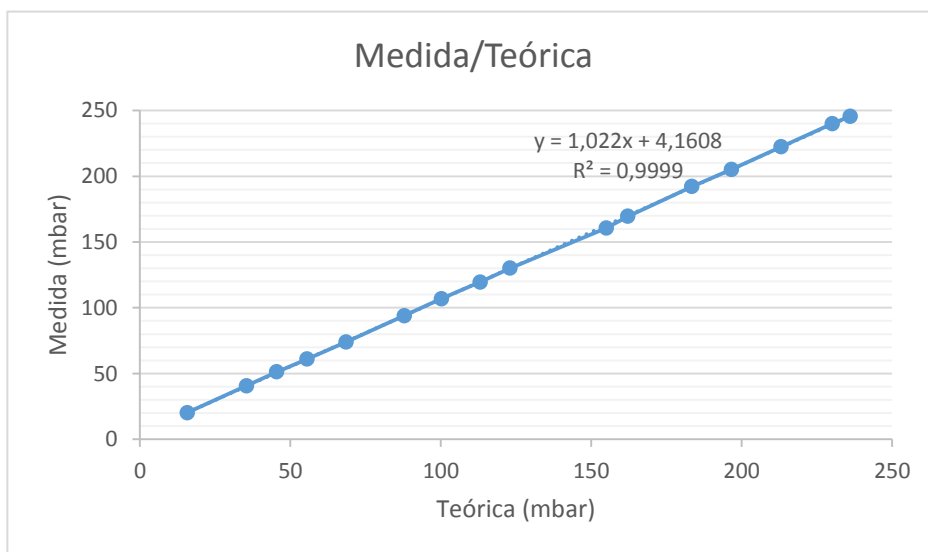


Figura 4.2.9: Gráfica de calibración del sensor de presión

Cuando llega la válvula y ya se ha programado la parte del *software* que permite controlar la posición del pistón en cada instante, se retoma la puesta a punto y se vuelve a realizar medidas, poniendo especial atención en las curvas de caudal y de velocidad generadas. Una vez tratado los datos de velocidad obtenidos en el equipo LDV, se calcula la curva de velocidad y se observa que las aceleraciones conseguidas no se aproximan a las de la curva ideal. Lo mismo ocurre con la curva de caudal, donde tampoco se alcanza el valor deseado.

Para aumentar el caudal máximo que la instalación es capaz de dar se aumenta la sección de paso de la electroválvula (de 2 a 4 mm) y se baja el depósito de descarga al mínimo que permite la estructura para aumentar la altura del depósito de nivel constante.

4.3. DISEÑO FINAL

Después de todas las modificaciones realizadas en la instalación estacionaria, en este apartado se comenta la disposición final de la instalación de flujo pulsante, aprovechando el esquema de la misma en la Figura 4.3.1.

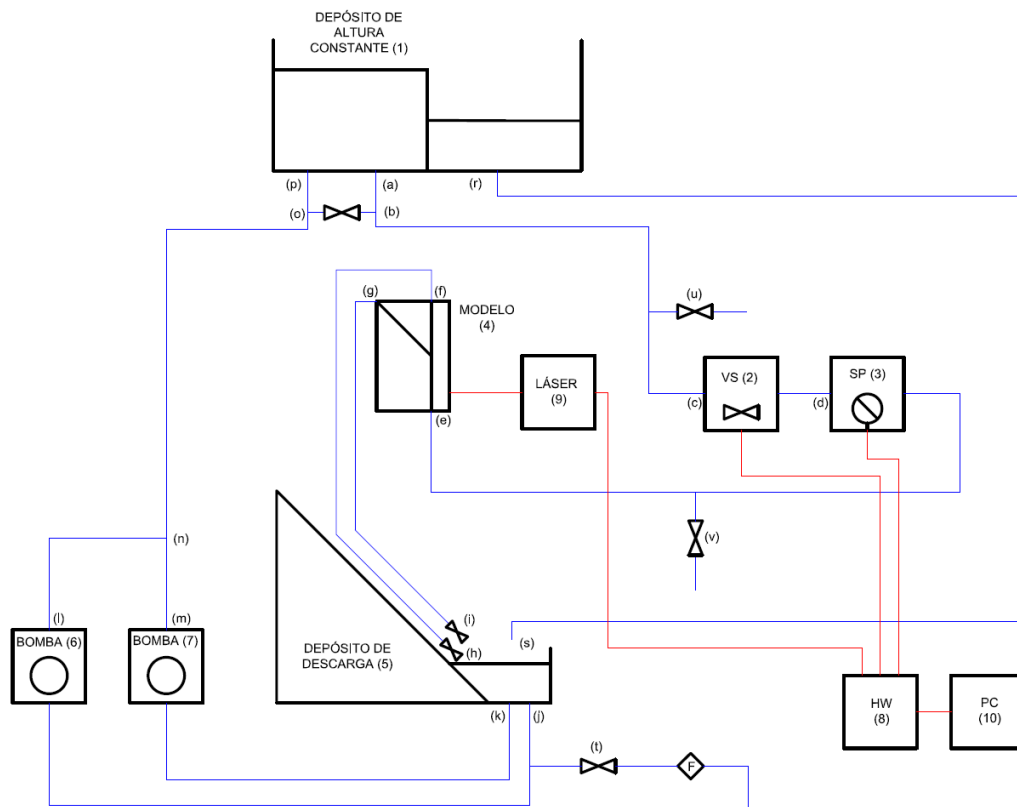


Figura 4.3.1: Esquema de la instalación final

Se comienza por el depósito de altura constante (1) en la parte superior de la instalación. Este depósito tiene un ramal de entrada (p) y dos de salida (r) y (a). El primer ramal de salida descarga directamente en el depósito inferior de descarga (5) en (s). El segundo, (a), se encarga de llevar el fluido a la parte principal de la instalación; pasando primero por la válvula de solenoide (2) en (c), después por el sensor de presión (3) en (d), hasta llegar a (e), donde se encuentra el modelo (4). Al ser una bifurcación, está compuesto por dos salidas, (f) y (g), que descargan directamente en el depósito de descarga (5) a través de (h) e (i) respectivamente. De este depósito salen dos ramales, (j) y (k), que pasan por las bombas peristálticas conectadas en paralelo, (6) y (7) respectivamente, hasta llegar a (l) y (m). A continuación se juntan con una unión en T en (n) para llegar al depósito de altura constante (1) en (p).

Se ha dispuesto de un *by-pass*, (o) y (b), antes de la entrada (p) y después de la salida (a) del depósito superior, para facilitar el llenado de la instalación (Figura 4.3.2).



Figura 4.3.2: By-pass, (o) y (b), situado antes de la entrada (p) y después de la salida (a) del depósito (4)

Para facilitar el vaciado, se han dispuesto tres válvulas de descarga. La primera, (t), justo después de (j), a la salida del depósito inferior, y tiene acoplado un filtro para limpiar las impurezas que pudiera haber cogido la mezcla en la instalación (Figura 4.3.3).



Figura 4.3.3: Válvula de descarga (t) con filtro a la salida (j) del depósito inferior (1)

La segunda, (u), se sitúa en un tramo intermedio entre (b), después del *bypass*, y (c), antes de la válvula solenoide, suficientemente separada de esta para no perturbar el flujo que le llega. La última, (v), se encuentra entre la salida del sensor de presión (3) y el modelo (4), de manera que permita al fluido estabilizarse antes de entrar a este último.

En cuanto a las conexiones, todo se conecta con el *hardware* (8), elemento fundamental para controlar la curva de velocidad que se genera en la instalación. El *hardware* envía la señal de disparo a la válvula solenoide (2), recibe los datos medidos por el sensor de presión (3), manda la señal de medida al láser LDV (9) e interactúa con el *software* instalado en el ordenador (10) recibiendo órdenes y mandando datos, el cual funciona como *interface* entre el *hardware* y el usuario.

Por último, se muestra una imagen de la instalación final (Figura 4.3.4).



Figura 4.3.4: Instalación final

4.4. COMPONENTES

En este apartado se describen todos los nuevos componentes utilizados en la instalación final.

De la instalación inicial se han reutilizado los depósitos, los conductos, las bombas peristálticas y el equipo de medida. El *hardware* y el *software* se describen con mayor detalle en el Capítulo 5.

4.4.1. Sensor de presión

Se utiliza un sensor de presión de la marca JUMO DTRANS p30, y modelo 404366 (Figura 4.4.1). Está fabricado en acero inoxidable. Tiene un rango de medida de 0 - 250 mbar, es decir, toda presión negativa devuelve 0, y una presión superior continuada puede deteriorar el sensor. La conexión de presión es G1/2" y está a nivel en la parte delantera, en conformidad con DIN EN 837. Como característica, tiene una histéresis térmica de $\pm 0.5\%$ máxima del fondo de escala. Además, en función del modelo y del rango de medida, tiene una variación adicional, en nuestro caso, $\pm 1\%$ máximo.

En cuanto a la conexión eléctrica, la salida se realiza con una intensidad de 4 - 20 mA, variable en función del valor que mida.



Figura 4.4.1: Sensor de presión: JUMO DTRANS p30, Modelo 404366
FUENTE : <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/03bf/0900766b803bf9e8.pdf>

A continuación se muestra una parte de las características técnicas del sensor de presión (Figura 4.4.2). Se puede encontrar información más detallada en el Anexo II.

Technical data		Thermal hysteresis
Reference conditions as per DIN 16 086 and IEC 770/5.3		± 0.5% max. of full scale (within compensated temperature range)
Ranges see order details		± 1% max. for ranges
Overload limit		0 — 250 mbar
ranges		0 — 400 mbar
0 — 25 bar	3 x full scale	0 — 600 mbar
ranges		
0 — 40 to 0 — 250 bar	2 x full scale	
ranges		
0 — 400 to 0 — 600 bar	1.5 full scale	
Bursting pressure		
ranges 0 — 40 bar	≤ 4 x full scale	
ranges		
0 — 60 to 0 — 100 bar	8 x full scale	
ranges		
0 — 160 to 0 — 400 bar	5 x full scale	
ranges		
0 — 600 bar	3 x full scale	
Parts in contact with medium		Ambient temperature error
normally: st. steel,	Mat. Ref. 1.4571 /	within range 0 to +100°C (compensated temperature range)
	1.4435	for ranges 250 and 400 mbar
for range ≥ 60 bar,	Mat. Ref. 1.4571 /	zero: ≤ 0.03%/°C typical, ≤ 0.05%/°C max.
	1.4542	span: ≤ 0.02%/°C typical, ≤ 0.04%/°C max.
Output		for ranges above 600 mbar
0 — 20 mA		zero: ≤ 0.02%/°C typical, ≤ 0.04%/°C max.
3-wire	burden ≤ (U _B -12 V) / 0.02A	span: ≤ 0.02%/°C typical, ≤ 0.04%/°C max.
4 — 20 mA		
2-wire	burden ≤ (U _B -10 V) / 0.02A	
4 — 20 mA		
3-wire	burden ≤ (U _B -12 V) / 0.02A	
0.5 — 4.5 V	burden ≥ 50 kΩ	
1 — 6 V	burden ≥ 10 kΩ	
0 — 10 V	burden ≥ 10 kΩ	
Burden error		Deviation from characteristic
0.5% max.		≤ 0.5% of full scale (limit point adjustment)
Zero offset		Hysteresis
≤ 0.3% of full scale		≤ 0.1% of full scale
		Repeatability
		≤ 0.05% of full scale
		Response time
		with current output (output 402, 405 or 406):
		≤ 3 msec max.
		with voltage output (output 412, 415, 418 or 420):
		≤ 10 msec max.
		Stability per year
		≤ 0.5% of full scale
		Supply
		10 — 30 V DC (output 4 — 20 mA and 1 — 6 V)
		5 V DC (output 0.5 — 4.5 V)
		11.5 — 30 V DC (output 0 — 10 V)
		11.5 — 30 V DC (output 0(4) — 20 mA)

Figura 4.4.2: Características técnicas del sensor de presión (1/2)

FUENTE : <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/03bf/0900766b803bf9e8.pdf>

4.4.2. Electroválvula TODO/NADA

La electroválvula TODO/NADA utilizada es de la marca Asco Joucomatic, y referencia SCG356B466VMS.24/50-60 (Figura 4.4.3.a). Es una electroválvula 3/2, es decir, de tres posiciones y dos conmutaciones, normalmente cerrada (Figura 4.4.3.b). El cuerpo está fabricado en latón, y el tubo y el elemento roscado en acero inoxidable. El diámetro interior del tubo es de 1/4" y tiene una rosca interior en los extremos tipo *Whitworth Gas*, el diámetro del orificio de paso del fluido es de 1,6 mm. La tensión de alimentación es de 24 V dc.

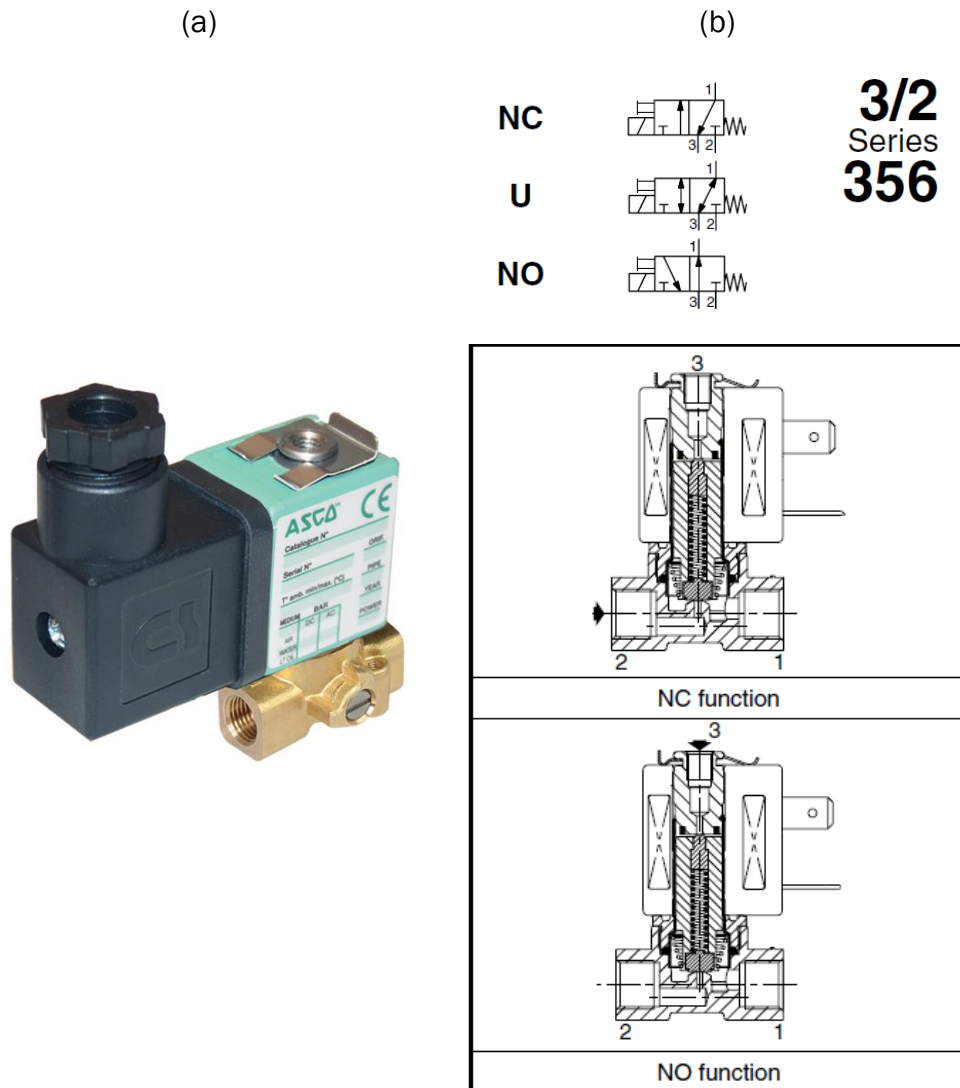


Figura 4.4.3: (a) Electroválvula: Asco Joucomatic, Ref. SCG356B466VMS.24/50-60 y (b) Esquema electroválvula: Tipo 3/2

FUENTE : <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdo14cs/0fcf/0900766b80fcfe9a.pdf>

Se escogió esta electroválvula por su característica principal, tiempo máximo de apertura y de cierre de 10 ms. En la práctica, el tiempo de apertura sube a 30 ms por el retardo en el cebado del electroimán, y el de cierre en función del caudal que circule.

A continuación se muestran una parte de las características técnicas del sensor de presión (Figura 4.4.4). Se puede encontrar información más detallada en el Anexo II.

FEATURES

- Compact design for the control of single-acting actuators or filling and draining cycles
- Wide range of flow and pressure ratings
- Quick disassembly of core tube for easy maintenance of internal parts
- Standard disc seal made of FPM suitable for a wide range of operating temperatures and compatible with many fluids
- Standard manual operator allows an easy installation
- AC/DC interchangeability of the solenoid without disassembly of the valve
- Compliance with UL and CSA standards (coil 4/6,9 W)
- Compact and low weight valve
- The solenoid valves satisfy all relevant EC directives

GENERAL

Differential pressure See «SPECIFICATIONS» [1 bar =100 kPa]
 Maximum viscosity 40 cSt (mm²/s)
 Response time 5 - 10 ms

fluids (*)	temperature range (TS)	seal materials (*)
air, inert gas, water, oil	-10°C to +100°C	FPM (fluoroelastomer)

MATERIALS IN CONTACT WITH FLUID

(*) Ensure that the compatibility of the fluids in contact with the materials is verified

	Brass body	Stainless steel body
Body	Brass	AISI 316
Core tube	Stainless steel	Stainless steel
Core and plugnut	Stainless steel	Stainless steel
Springs	Stainless steel	Stainless steel
Seat	Brass	Stainless steel
Seals	FPM	FPM
Disc	FPM	FPM
Shading coil	Copper	Copper

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Coil insulation class F
 Connector Spade plug (cable Ø 6-8 mm or Ø 6-10 mm)
 Connector specification DIN 43650, 11 mm, industry standard B (type 01) or ISO 4400 / EN 175301-803, form A (type 02)
 Electrical safety IEC 335
 Electrical enclosure protection Moulded IP65 (EN 60529)
 Standard voltages DC (=) : 24V - 48V
 (Other voltages and 60 Hz on request) AC (~) : 24V - 48V - 115V - 230V / 50 Hz

prefix option	power ratings				operator ambient temperature range (TS) (C°)	replacement coil		type ⁽¹⁾
	inrush ~	holding ~		hot/cold =		~	=	
	(VA)	(VA)	(W)	(W)		230 V/50 Hz	24 V DC	
SC	12	6	4	5 / 6,9	-10 to +60	400127-197	400127-142	01
	15	7	5	5 / 6,9	-10 to +60	400727-117	400727-185	02

⁽¹⁾ Refer to the dimensional drawings on the following page.

Figura 4.4.4: Características técnicas de la electroválvula

FUENTE : <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/0fcf/0900766b80fcfe9a.pdf>

4.4.3. Válvula de solenoide proporcional

Se escoge una válvula de solenoide fabricada por Asco Joucomatic, y referencia SC G202A052 V -24VCC (Figura 4.4.5.a). Es una electroválvula 2/2 (Figura 4.4.5.b). Tiene el cuerpo fabricado en latón, y el tubo y el elemento roscado en acero inoxidable. El diámetro interior del tubo es de 1/4" y tiene una rosca interior en los extremos tipo *Whitworth Gas*, y el diámetro del orificio de paso del fluido es de 1,6 mm. La tensión de alimentación es de 24 V dc.

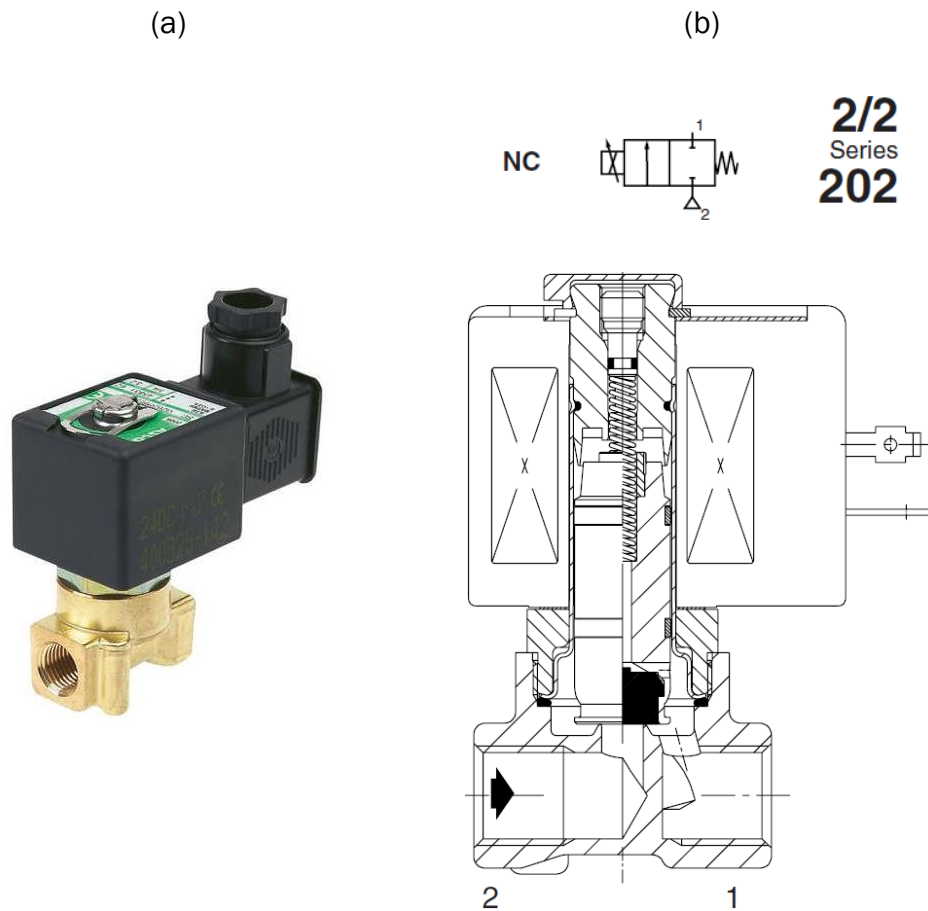


Figura 4.4.5: (a) Válvula de solenoide Asco Joucomatic, Ref. SC G202A052 V -24VCC y (b) Esquema válvula de solenoide: Tipo 2/2

FUENTE : <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/0ffa/0900766b80ffa29b.pdf>

Se ha escogido esta válvula para la instalación por su característica principal: Permite controlar la posición del pistón en cada instante, de forma que puede reproducirse la curva de presión deseada.

La misma marca, ofrece un controlador de solenoide para válvula de proceso Asco Joucomatic E908A001 (Figura 4.4.6) con un sobrecoste de 312,65 €, pero sólo permite controlar la electroválvula linealmente. Por ello, se opta por integrar el control de la misma en el *hardware* y así generar cualquier tipo de regulación.

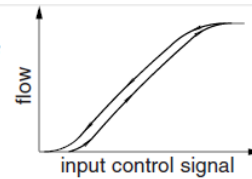


Figura 4.4.6: Controlador de solenoide para válvula de proceso Asco Joucomatic E908A001
FUENTE : <http://es.rs-online.com/web/p/controladores-de-solenoides-para-valvulas-de-proceso/6563305/>

A continuación se muestra una parte de las características técnicas del sensor de presión (Figura 4.4.7). Se puede encontrar información más detallada en el Anexo II.

FEATURES

- Solenoid valves comply with all applicable EC Directives
- Variable flow, proportional to the input control signal
- Valves do not require a minimum operating pressure
- Valves can be mounted in any position



GENERAL

Differential pressure See "SPECIFICATIONS" [1 bar = 100 kPa]
 Maximum allowable pressure 35 bar
 Maximum viscosity 21 cSt (mm²/s)

fluids (*)	temperature range (TS) (1)	sealings (*)
air, inert gas, water, light oil	-10 to +90°C	FPM (fluorelastomer / viton)

MATERIALS IN CONTACT WITH FLUID

(*) Verify the compatibility of fluid with materials in contact

	Brass body	Stainless steel body
Body	Brass	AISI 303SS
Core tube, Springs	Stainless steel	Stainless steel
Core and plugnut	Stainless steel	Stainless steel
Riderring	PTFE (teflon)	PTFE (teflon)
Seat	Brass	Stainless steel
Sealing, Disc	FPM	FPM
Breaker piece	Brass	Stainless steel

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Coil insulation class F F
 Connector Spade plug (Pg 11P) Spade plug (Pg 11P)
 Connector specification ISO 4400 ISO 4400
 Electrical safety IEC 335 IEC 335
 Standard voltages DC (=) : 24V (Other voltages available on request.)

coil type	operating current	power rating hot / cold =	ambient temperature range (TS) (1)	protection
	(mA)	(W)	(°C)	
CMXX-F	100 - 500	11 / 8	-10 to +75	moulded IP65

Voltage regulation 0 - 24 V DC
 24 V DC pulse width modulated (300 Hz)

Flow regulation characteristics (2) Hysteresis <5%; Repeatability <3%; Sensitivity <2%

Figura 4.4.7: Características técnicas de la válvula de solenoide proporcional
 FUENTE : <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/Offa/0900766b80ffa29b.pdf>

Índice de Figuras

Figura 4.1.1: Bomba de pistón de simple efecto.....	64
Figura 4.1.2: Bomba de pistón de doble efecto	65
Figura 4.1.3: Bomba de engranajes.....	66
Figura 4.1.4: Cabezal de bomba peristáltica “Easy-Load (Masterflex)”	67
Figura 4.1.5: Generación de pulso en una bomba peristáltica rotativa.....	67
Figura 4.1.6: Diagrama de una instalación híbrida con bombas de engranaje y pistón conectadas en serie.....	68
Figura 4.2.1: Curva simplificada del pulso de velocidad y de presión en la bifurcación coronaria	70
Figura 4.2.2: Curva semejante.....	74
Figura 4.2.3: Acople del sensor de presión	75
Figura 4.2.4: Soporte principal	76
Figura 4.2.5: (a) Primer tramo y (b) Segundo tramo del refuerzo	77
Figura 4.2.6: Esquema montaje del conjunto del soporte	77
Figura 4.2.7: Unión electroválvula-acople -sensor de presión.....	78
Figura 4.2.8: Disposición final del soporte	78
Figura 4.2.9: Gráfica de calibración del sensor de presión	80
Figura 4.3.1: Esquema de la instalación final	82
Figura 4.3.2: By-pass, (o) y (b), situado antes de la entrada (p) y después de la salida (a) del depósito (4)	83
Figura 4.3.3: Válvula de descarga (t) con filtro a la salida (j) del depósito inferior (1)	83
Figura 4.3.4: Instalación final	84
Figura 4.4.1: Sensor de presión: JUMO DTRANS p30, Modelo 404366	85
Figura 4.4.2: Características técnicas del sensor de presión (1/2).....	86
Figura 4.4.3: (a) Electroválvula: Asco Joucomatic, Ref. SCG356B466VMS.24/50-60 y (b) Esquema electroválvula: Tipo 3/2.....	87
Figura 4.4.4: Características técnicas de la electroválvula.....	88
Figura 4.4.5: (a) Válvula de solenoide Asco Joucomatic, Ref. SC G202A052 V -24VCC y (b) Esquema válvula de solenoide: Tipo 2/2.....	89
Figura 4.4.6: Controlador de solenoide para válvula de proceso Asco Joucomatic E908A001	90
Figura 4.4.7: Características técnicas de la válvula de solenoide proporcional.....	91

Índice de Tablas

Tabla 4.1: Condiciones para la semejanza	71
Tabla 4.2: Velocidades, tiempo y aceleración media del sístole de la curva semejante ..	73
Tabla 4.3: Velocidades, tiempo y aceleración media del diástole de la curva semejante	74
Tabla 4.4: Tabla de calibración del sensor de presión	80

CAPÍTULO 5

CONTROL POR ORDENADOR

5. CONTROL POR ORDENADOR

Contenido

5. CONTROL POR ORDENADOR.....	97
5.1. <i>HARDWARE</i>	99
5.1.1. Componentes	99
5.1.2. Funcionamiento	104
5.2. <i>SOFTWARE</i>	106
5.2.1. Aplicación	107
5.2.2. Control Manual	107
5.2.3. Ciclo.....	108

En este capítulo se describe el uso de los componentes, electrónicos y eléctricos, empleados para poder controlar y manejar la instalación.

El control utilizado se basa en el uso de un *hardware* externo al PC y un *software* implementado en el ordenador del laboratorio.

5.1. HARDWARE

El *hardware* está constituido por diversos componentes interconectados, cuya función principal es controlar la válvula de solenoide y recibir los datos de los sensores (presión, caudalímetro, etc.), para su posterior transmisión al ordenador de laboratorio.

En este apartado se definen tanto los componentes que forman el hardware como su funcionamiento dentro de la instalación. Para ello, se ha dividido en dos partes. Por un lado se describen los elementos que componen el hardware físicamente, y por otro, cómo funciona y qué papel desempeña en la instalación.

5.1.1. Componentes

El interior del *hardware* está formado por diversos componentes (placas, condensadores, resistencias, etc.) conectados entre sí de tal forma, que realizan las funciones necesarias para poder llevar a cabo el ensayo (Figura 5.1.1 y Figura 5.1.2).

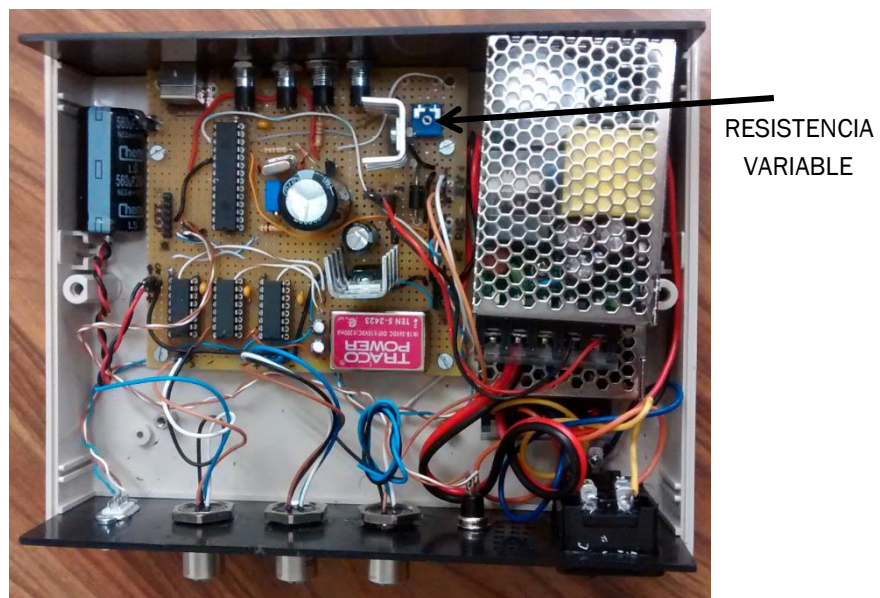


Figura 5.1.1: Componentes interconectados en el interior de la caja

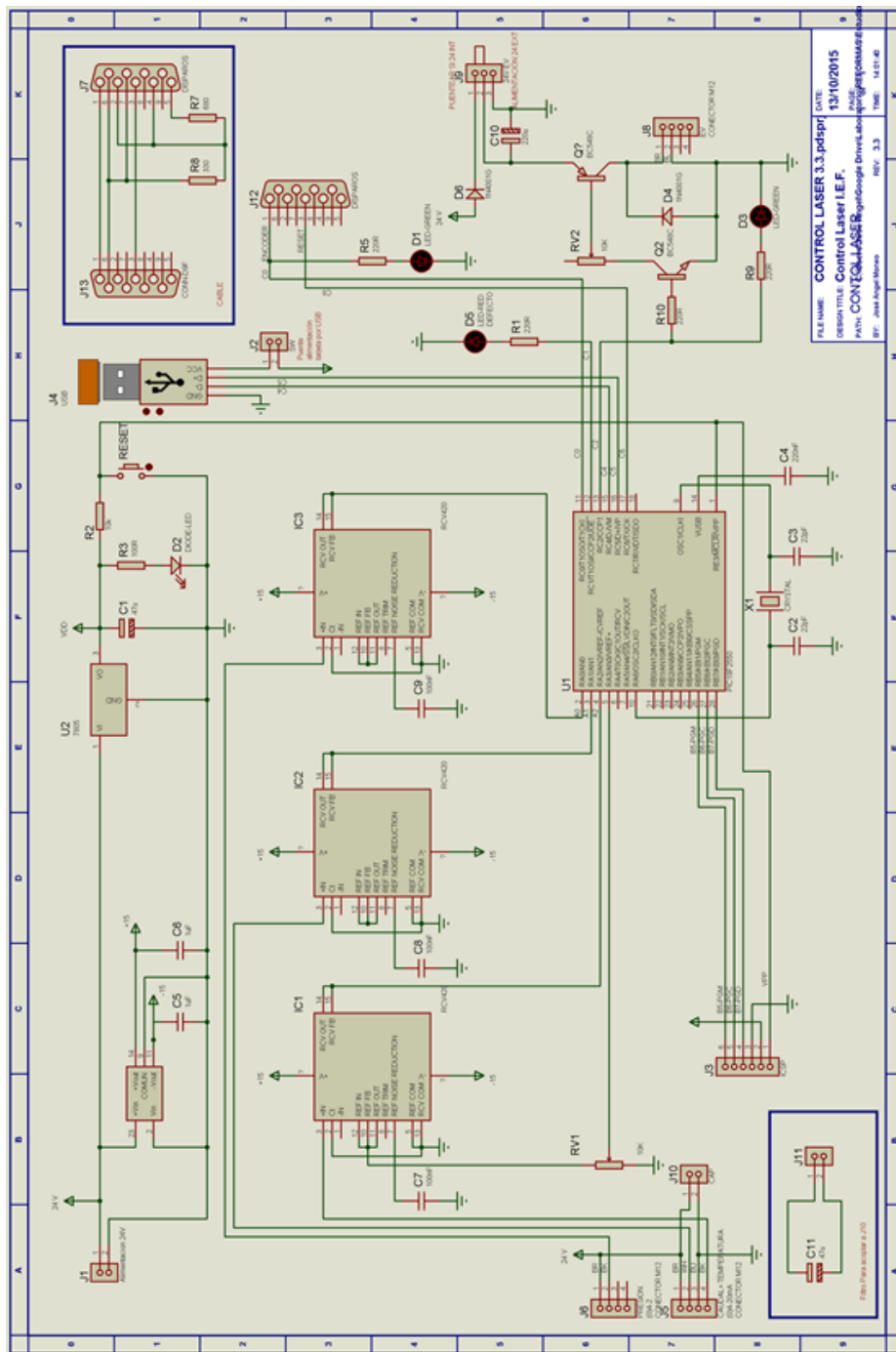


Figura 5.1.2: Esquema de las conexiones de los componentes del hardware

PIC

Se opta por un microcontrolador PIC18F2550-I/SP (Tabla 5.1). Es el *firmware* del *software*. Se ocupa de mandar la señal de accionamiento de la electroválvula y de la realización de las medidas, mediante la realización de ciclos programados de muestreos cada 10 ms (tiempo de medida).

Estos ciclos de 10ms están descompuestos de la siguiente manera: en el primer milisegundo se mide la presión, en el segundo el caudal, en el tercero la temperatura, y el resto de milisegundos, 7, estarían libres para futuras variables.

Tabla 5: Características del microcontrolador PIC18F2550-I/SP
FUENTE: <http://es.rs-online.com/web/p/microcontroladores/6230724P/>

Altura	0.15plg
Ancho	0.295plg
Ancho del Bus de Datos	8bit
Arquitectura del Conjunto de Instrucciones	RISC
Canales de Convertidor Analógico-Digital	10
Canales USB	1 x dispositivo
Conteo de Pines	28
Convertidores Analógico-Digital	10 x 10 bits
Dimensiones	1.4 x 0.295 x 0.15plg
Frecuencia Máxima	48MHZ
Longitud	1.4plg
Modulación de Ancho de Pulso	2 (10 bits) (CCP)
Nombre de la Familia	PIC18F
Number of USART Channels	1
Núcleo del Dispositivo	PIC
Número de Canales I2C	1
Número de Canales SPI	1
Número de Temporizadores	4
Número de Unidades ADC	1
Número de Unidades PWM	2
Resolución de Convertidor Analógico-Digital	10bit
Resolución del Temporizador	8 bit, 16 bit
Resolución PWM	10bit
Tamaño de la Memoria del Programa	32 kB, 256 B
Tamaño RAM	2048 B
Temperatura de Funcionamiento Mínima	-40 °C
Temperatura Máxima de Funcionamiento	85 °C
Temporizadores	1 x 8 bits, 3 x 16 bits
Tensión de Alimentación de Funcionamiento Típica	4,2 → 5,5 V
Tipo de Encapsulado	SPDIP
Tipo de Memoria del Programa	Flash
Tipo de Montaje	Montaje en orificio pasante

Para proteger al *hardware* de agentes externos y golpes, se integra en una caja (Figura 5.1.3).



Figura 5.1.3: Vista espacial de la caja que protege el hardware

La caja dispone de diferentes entradas y salidas para permitir al *hardware* interactuar con el software y los distintos sensores. Las conexiones se sitúan tanto en la parte delantera como trasera de la caja [web 21].

Parte delantera



Figura 5.1.4: Vista frontal de la caja que protege el hardware

Como se observa en la Figura 5.1.4, en la parte delantera de la caja están los siguientes componentes, con sus correspondientes etiquetas, que permiten conocer en qué estado está el *hardware* y el *software*:

- Led rojo ERR: Cuando se enciende, avisa de que ha habido un error en el *software* durante la ejecución del ciclo o, no lee o transmite datos.

- Led verde PWR: Cuando se enciende, indica que el *hardware* tiene corriente.
- Led verde TRG: Cuando se enciende, avisa de que se ha lanzado la señal del láser en el sistema PIV, o el encoder en el equipo de medida LDV.
- Led verde EV: Cuando se enciende, avisa de que se ha abierto la electroválvula. Si se utiliza la opción de rampa, tanto de subida como de bajada, es decir, el PWM (modulación por ancho de pulsos, código que permite regular la energía que le llega a la bobina de la electroválvula), su intensidad va variando en función de los valores establecidos en las rampas.
- Conexión USB: Es la conexión con el ordenador, permite tanto la comunicación del *software* con el *hardware*, como la exportación de datos desde el mismo al PC.

Parte trasera



Figura 5.1.5: Vista posterior de la caja que protege el hardware

Como se observa en la Figura 5.1.5, en la parte posterior se encuentran las conexiones que permiten conectar el *hardware* con los distintos sensores y aparatos de medida:

- Conexión TRG: Es una conexión DB9. Por un lado se usa como *Trigger* o encoder (pin1) para el LDV, y por otro, manda la señal de disparo al

PIV (pin 3). Para visualizarlo, está el led verde TRG en la parte delantera. Serán necesarios cables diferentes para interconectar este puerto con el del LDV o el PIV. El del LDV lleva dos conectores DB9, mientras que el del PIV llevará un conector DB9 con un SDI video.

- Conexión IN 1: Es una conexión M12 hembra con una entrada, y se utiliza para recibir los datos de lectura del sensor de presión. La señal debe de ser 4-20mA
- Conexión IN 2-3: Es una conexión M12 hembra con dos entradas, y está incluida para que en un futuro pueda recibir los datos leídos por el caudalímetro u otro aparato de medida. Las señales deben de ser 4-20mA
- Conexión EV: Es una conexión M12 hembra con una salida, y se utiliza para mandar la señal de corriente a la electroválvula para su apertura y cierre. Para visualizar si la electroválvula está abierta o cerrada, está el led verde EV en la parte delantera. La salida es de 24V 1A PWM.
- RST: Es un pulsador, y se utiliza para resetear el *hardware* cuando da un error o deja de funcionar.
- Interruptor: Se utiliza para el encendido y/o apagado del *hardware*.
- Conector de corriente: Es una conexión IEC realizada con un Conector de chasis C14 (entrada) con fusible e interruptor incorporados que se utiliza para conectar el *hardware* a la corriente.

5.1.2. Funcionamiento

De forma genérica, se puede decir que es el núcleo de la instalación, se encarga de generar el flujo pulsante.

También permite mandar señales al aparato de medida, el equipo LDV, para realizar la medición de velocidad.

Su función más importante consiste en controlar la electroválvula, aunque el tiempo mínimo de actuación sobre la misma está limitado a 10 ms, tiempo que tarda en realizarse una medición y tiempo aproximado de reacción mecánica de la electroválvula.

La EV se controla mediante PWM, para permitir el posicionamiento del vástago en posiciones intermedias de su recorrido. La variación se realiza por porcentaje de energía, siendo 0% el mínimo, es decir, nada de energía, hasta el 100%, que sería el máximo admisible por la electroválvula. La energía máxima (100%) está definida a nivel de *hardware* y se define a través de la resistencia variable indicada en la Figura 5.1.1. Este mando de *hardware* funciona, por lo tanto, como una regulación de ganancia entre el *software* y la energía real enviada a la bobina.

Esta función se ha desarrollado para poder controlar las posiciones intermedias del pistón a través de la energía que le llega a la bobina del electroimán. En cada periodo de tiempo establecido, mínimo 10 ms (de medida), se varía la energía que llega a la bobina. Lo bueno de esta función es que permite no alcanzar ambos extremos, y generar una rampa dando varios puntos con distintos porcentajes. Tanto el número de puntos que integran la rampa, como el tiempo que transcurre entre variaciones, mínimo 10 ms, se modifican desde el *software*.

El sistema lleva tres modos de operar la electroválvula:

- Manual: Se solicita a través de un botón del *software*. Aunque realiza la apertura y cierre completo, lo hace generando la rampa de apertura y cierre originalmente programada para el ciclo automático. Su misión es testear el circuito hidráulico, y la operatividad de la EV de forma controlada.
- Automático: Este sería el modo de trabajo habitual. En este caso el ciclo de apertura y cierre se repite de forma continua, sincronizando las lecturas de sensores y los disparos del equipo del láser con estos ciclos según los tiempos de retardo que se hayan programado en el *software* para cada uno.
- Calentamiento: Este ciclo podrá ser solicitado a través del software del PC. En este caso se producirán ciclos de apertura y cierre de la EV, según las rampas de apertura y cierre programadas de forma continua, pero sin mediciones ni envío de órdenes de disparo al equipo del láser. Esto es muy importante pues se demostró que el circuito hidráulico (fluido y válvula) tardaba al menos 10 minutos en entrar en una fase estable. Tiempo en el que se estaban haciendo medidas no útiles. Una vez seleccionado este ciclo, la instalación se mantiene constantemente en marcha. En el momento de solicitar lecturas, pasa a modo automático de forma inmediata para realizar las mediciones.

5.2. SOFTWARE

El *software* empleado en el control y manejo de la instalación, se basa en una aplicación desarrollada expresamente para este propósito en *Visual Basic* e implementada en el ordenador del laboratorio.



Figura 5.2.1: Inicio de la aplicación

Una vez iniciada la aplicación (Figura 5.2.1), aparece el *interface* (Figura 5.2.2) con el que poder utilizar el *software*.



Figura 5.2.2: Interface de la aplicación

Como se observa en la Figura 5.2.2, la aplicación se divide en tres secciones: Aplicación, Control Manual y Ciclo.

5.2.1. Aplicación

La primera sección, Aplicación (Figura 5.2.3.a), consta de dos opciones:

- Abrir/Cerrar (Figura 5.2.3.b): Esta opción se utiliza para escoger el puerto USB a través del cual se comunica con el *hardware* (puerto habilitado en formato .COM).
- Sensores (Figura 5.2.3.c): En esta opción, se realiza la calibración de las medidas de corriente de los sensores de presión (mbar), caudal (l/s) y temperatura (°C) establecida por el fabricante.

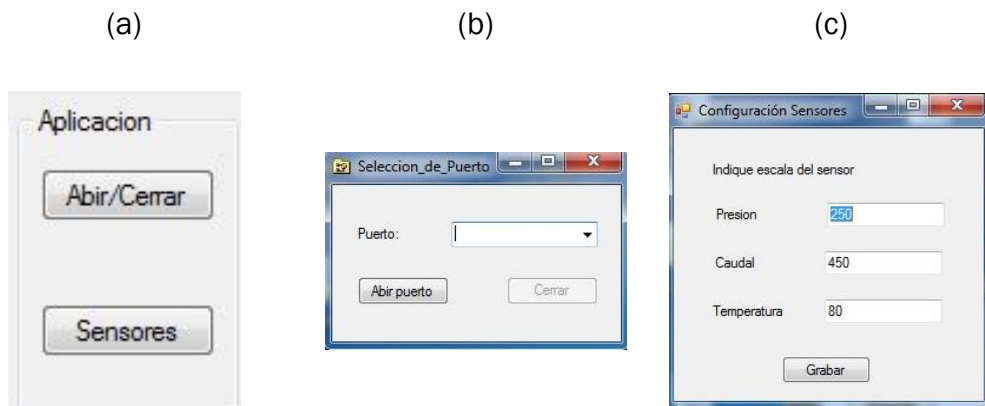


Figura 5.2.3: (a) Sección de Aplicación, (b) Opción Abrir/Cerrar y (c) Opción sensores

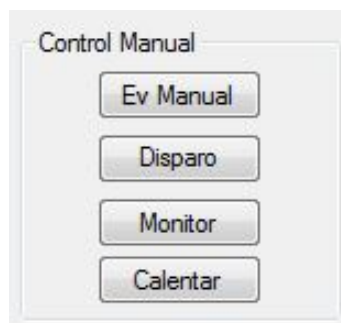
5.2.2. Control Manual

La segunda sección, Control Manual (Figura 5.2.4.a), está constituida por cuatro opciones:

- Ev Manual: Esta opción permite la apertura y cierre manual de la electroválvula. De no estar programadas las rampas de subida y bajada, funcionaría como un todo/nada. Si lo estuviesen, se ejecutarían en función de su programación y de los tiempos establecidos.

- Disparo: Esta opción realiza un cambio de estado de la señal de disparo y de *Trigger*, con el fin de poder testear la llegada correcta de la señal al PIV o el LDV.
- Monitor (Figura 5.2.4.b): Esta opción tiene un desplegable que permite visualizar los valores actuales de presión (mbar), caudal (l/s) y temperatura (°C) en cualquier instante de manera aislada. Se refresca cada 10 ms, tiempo que tarda en realizarse la toma de datos.
- Calentar: Esta opción permite realizar un calentamiento en la instalación con la misma onda que el ciclo real, establecido a través de los tiempos y las rampas. Una vez accionado, se mantiene de forma continuada conmutando al ciclo cuando se solicite, y regresando inmediatamente al estado de calentamiento al finalizar este.

(a)



(b)

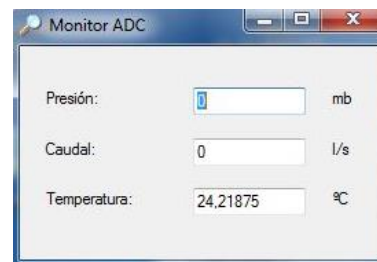


Figura 5.2.4: (a) Sección de Control Manual y (b) Opción de Monitor

5.2.3. Ciclo

Esta sección, Ciclo (Figura 5.2.5), es la parte más importante de la aplicación, por un lado se establecen los tiempos que definen a la curva de caudal, se seleccionan las medidas requeridas y se ejecuta el ciclo de manera automática, y por otro, se seleccionan los modos de funcionamiento.

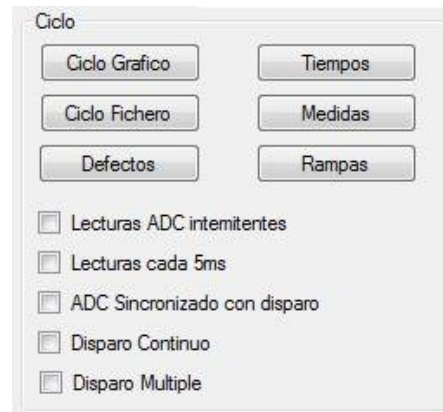


Figura 5.2.5: Sección de Ciclo

Al ser la sección que más opciones dispone, se opta por dividirla en dos, bloque superior e inferior. Por un lado se analizan las acciones que tienen despleables, donde se establecen los parámetros, y por otro, los modos de funcionamiento que permite. El objetivo de esta partición es utilizar la aplicación eficazmente mediante una fácil comprensión.

Parámetros y ejecución

En esta parte, como ya se ha comentado, se analiza el bloque superior, donde se establecen los parámetros que caracterizan al pulso y se ejecuta el ciclo automáticamente:

- Rampas (Figura 5.2.6 y Figura 5.2.7): Esta opción se ha desarrollado para los casos en los que no es conveniente un funcionamiento todo/nada de la electroválvula. Aprovecha el PWM del *hardware* para regular las posiciones intermedias del pistón, es decir, se controla la energía que le llega al electroimán para conseguir la curva de caudal deseada. La curva está compuesta por dos rampas, la RAMPA ON empieza al comienzo del pulso y la RAMPA OFF se ejecuta tras un cierto tiempo de apertura (T1). Para definir la rampa de subida (RAMPA ON), se introducen puntos desde 0 hasta 100 (que representa el % de energía máxima que se comunica a la bobina), sin necesidad de alcanzar ambos extremos; y para acabarla, se debe de añadir un punto más, mayor de 100 (por ejemplo, 255) para que el programa interprete que la rampa ha finalizado. La rampa de bajada (RAMPA OFF) funciona similar, pero de manera inversa, desde 100 hasta 0, sin necesidad de alcanzar los valores límite y para finalizarla, también es necesario

meter un punto más, cuyo valor sea mayor de 100 (por ejemplo, 255). Existen dos opciones para introducir rampas nuevas, la primera consiste en modificar las rampas ya implementadas, y la segunda, utilizando la opción borrar rampas, en la que todos los puntos se resetean con el valor 255, y el software se queda sin rampas hasta escribir unas nuevas. Antes de cerrar la pestaña Rampas, se ha de mandar al equipo, ya que de lo contrario, las modificaciones realizadas no tendrán ningún efecto.



Figura 5.2.6: Opción de Rampas

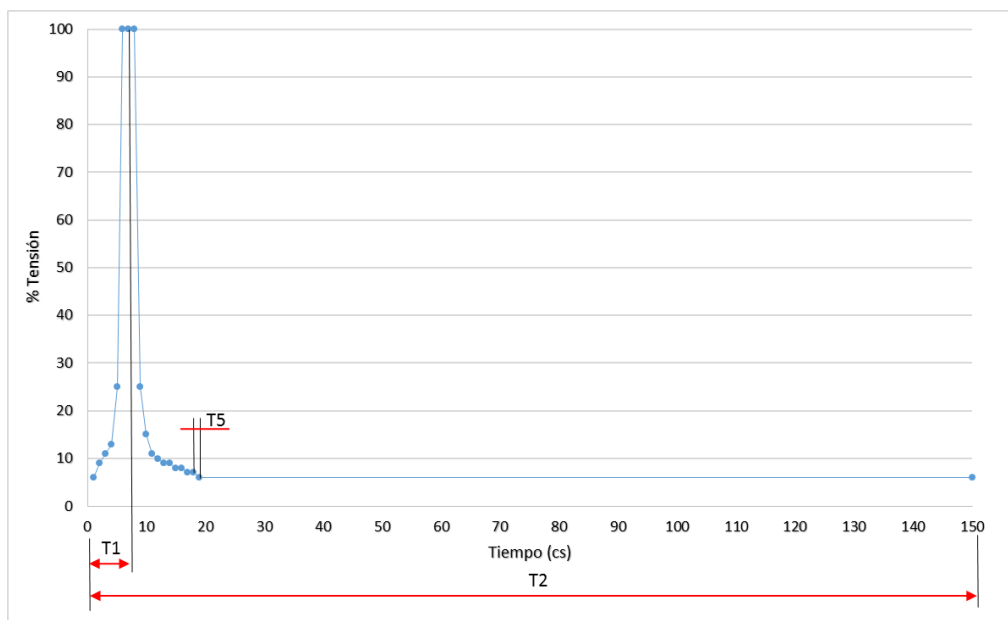


Figura 5.2.7: Esquema de Rampas y Tiempos

- Tiempos (Figura 5.2.7 y Figura 5.2.8.a): En esta opción es dónde se establecen los tiempos que parametrizan un ciclo:
 - T1 – Tiempo de apertura (cs): Es el tiempo que está abierta la electroválvula. Se ha demostrado de manera experimental que para asegurar la realización del último punto de la rampa de subida es necesario que: $T1 = T5 \cdot (n^\circ \text{ de puntos RAMPA ON} + 1)$.
 - T2 – Tiempo de ciclo (cs): Es el tiempo que dura cada ciclo; si se usa la rampa de bajada, se establece un tiempo mínimo de ciclo: $T2_{\text{mín}} = T1 + T5 \cdot (n^\circ \text{ de puntos RAMPA OFF})$. Este es el tiempo mínimo, pero se recomienda dejar algo más de tiempo para asegurar alcanzar el último valor de la rampa, debido a que el cierre de la electroválvula es lento.
 - T3 – Tiempo de disparo (cs): Es el tiempo de desfase que hay entre el inicio del ciclo y el disparo del láser en el PIV.
 - T4 – Número de ciclos: Es el número de ciclos que dura la ejecución automática.
 - T5 – Tiempo de escalón (cs): Este tiempo sólo se utiliza cuando se usa la opción Rampas. Es el tiempo de ejecución de cada punto de la rampa.

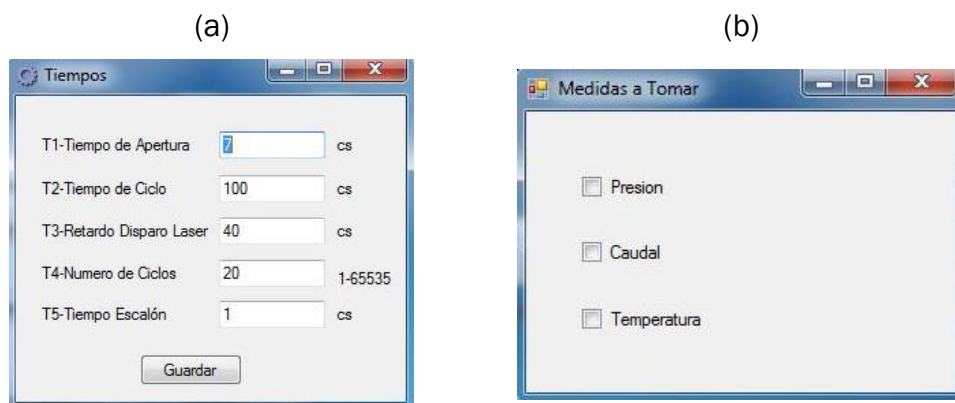


Figura 5.2.8: (a) Opción de Tiempos y (b) Opción de Medidas

- Medidas (Figura 5.2.8.b): En esta opción se seleccionan las medidas que se requieren para el estudio: presión (mbar), caudal (l/s) y temperatura (°C).

- Ciclo Gráfico: Se utiliza para ejecutar el ciclo automáticamente. Una vez finalizado, esta opción muestra por pantalla en forma gráfica las medidas deseadas.
- Ciclo Fichero (Figura 5.2.9): Esta opción se utiliza para exportar las medidas deseadas con formato .csv en el directorio que se quiera. Una vez seleccionada la ruta para exportar las mediciones, el ciclo se inicia automáticamente.



Figura 5.2.9: Exportación de datos en formato .csv

- Defectos. Muestra por pantalla los defectos que se han producido en el equipo durante el ciclo. Estos pueden ser:
 - Pérdida de Datos debido a *overflow* del ADC del sistema.
 - Pérdida de Datos debido a *overflow* del buffer de transmisión de datos.

Modos de funcionamiento

A mayores, existen varias opciones en cuanto a la toma de datos y al disparo del láser:

- ADC en ciclos intermitentes: La toma de datos se realiza en ciclos alternos: uno sí, uno no.
- ADC sincronizado con disparo: La toma de datos empieza con el primer disparo el láser, todos los datos anteriores se desprecian y no se guardan.
- Dos lecturas por ciclo: Como se ha dicho anteriormente, la lectura se realiza cada 10 ms, quedando libres los últimos 7 ms. Para aprovechar ese tiempo, se divide la medición en dos 2 partes de 5 ms cada una, y se vuelve a ejecutar el ciclo de medida: presión en 1 y 6 ms, caudal en 2 y 7 ms, y temperatura en 3 y 8ms.
- Disparo continuo: Esta opción hace funcionar al disparo como un *Enable*, no como un *Trigger*, De forma que el disparo se mantiene activo durante todo el ciclo de medición. Está opción se ha desarrollado para el *Trigger* del aparato de medida LDV, el cual necesita corriente continuamente todo el tiempo que se quiere medir, en el momento en el que no le llega corriente al *Trigger*, éste deja de medir. El inconveniente de esta opción es que no es posible conocer el desfase entre las ondas de presión y de velocidad. Esta opción es compatible con T3 – Tiempo de disparo.
- Disparo múltiple: En este caso el disparo funciona por flancos (*Trigger*). Es decir, el disparo se realiza en el flanco de subida de la señal de disparo, Esta opción ha sido desarrollada para el encoder del aparato de medida LDV, e inhabilita el disparo continuo. Su funcionamiento es el siguiente: Antes de iniciarse el ciclo automático resetea el encoder y lo pone a 0, e incrementa de 1 en 1 en un punto que se predefine. De manera experimental, para obtener una mayor precisión en el desfase entre la onda de presión y de velocidad, se ha comprobado que el punto predefinido debe estar al final de T1 – Tiempo de apertura, instante del ciclo dónde se detectan más partículas con velocidad.

Índice de Figuras

Figura 5.1.1: Componentes interconectados en el interior de la caja	99
Figura 5.1.2: Esquema de las conexiones de los componentes del hardware.....	100
Figura 5.1.3: Vista espacial de la caja que protege el hardware	102
Figura 5.1.4: Vista frontal de la caja que protege el hardware	102
Figura 5.1.5: Vista posterior de la caja que protege el hardware	103
Figura 5.2.1: Inicio de la aplicación	106
Figura 5.2.2: Interface de la aplicación	106
Figura 5.2.3: (a) Sección de Aplicación, (b) Opción Abrir/Cerrar y (c) Opción sensores .	107
Figura 5.2.4: (a) Sección de Control Manual y (b) Opción de Monitor	108
Figura 5.2.5: Sección de Ciclo.....	109
Figura 5.2.6: Opción de Rampas.....	110
Figura 5.2.7: Esquema de Rampas y Tiempos.....	110
Figura 5.2.8: (a) Opción de Tiempos y (b) Opción de Medidas	111
Figura 5.2.9: Exportación de datos en formato .csv	112

Índice de Tablas

Tabla 5: Características del microcontrolador PIC18F2550-I/SP.....	101
--	-----

CAPÍTULO 6

PUESTA A PUNTO

6. PUESTA A PUNTO

Contenido

6. PUESTA A PUNTO	117
6.1. DESARROLLO	119
6.2. SIMULACIÓN FINAL	127

Este capítulo se centra en el proceso de puesta a punto de la instalación donde se va modificando las curvas de presión y velocidad generadas hasta alcanzar un pulso próximo al ideal.

Se parte de la primera simulación realizada con la electroválvula TODO/NADA, la cual es analizada para saber qué se tiene que mejorar, y a partir de este instante se inicia una sucesión de modificaciones intermedias hasta lograr generar una curva de velocidad próxima a la ideal.

Para finalizar, se detalla la configuración de la simulación con la que se consigue generar una curva de velocidad con características fluidomecánicas principales semejantes al flujo pulsante.

6.1. DESARROLLO

En este apartado se comentan las diversas modificaciones realizadas en las curvas de presión y de velocidad desde el primer ensayo hasta alcanzar la simulación que más se acerca a la ideal.

La primera prueba se realiza con la electroválvula TODO/NADA y con los tiempos programados en la primera versión del software (Tabla 6.1), obteniéndose una curva de presión en función del tiempo (Figura 6.1.1).

Tabla 6.1: Configuración de tiempos de la primera simulación

ABREVIATURA	FUNCIÓN	NÚMERO	UNIDAD
T1	Apertura	30	cs
T2	Ciclo	100	cs
T4	Nº ciclos	30	ciclos
Tiempo entre Lecturas		10	ms

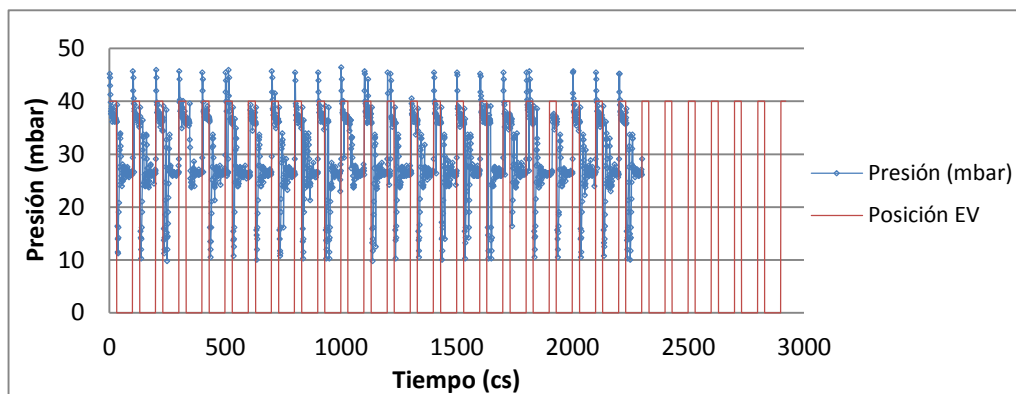


Figura 6.1.1: Curva de presión y posición electroválvula en función del tiempo

Para comprobar que el inicio del pulso de presión coincide con la apertura de la electroválvula, se ha graficado su posición (ON = 40 y OFF = 0, para poder visualizarla mejor) respecto al tiempo. Como se observa, se produce un error en la toma de datos, pues ésta debería de ser de 3000 puntos ($T2 \cdot T4$) y no se alcanzan los 2500, este problema será solventado en la siguiente versión del software.

Para un mejor análisis de la Figura 6.1.1, en un primer momento se opta por poner todos los ciclos en función de uno sólo (Figura 6.1.2).

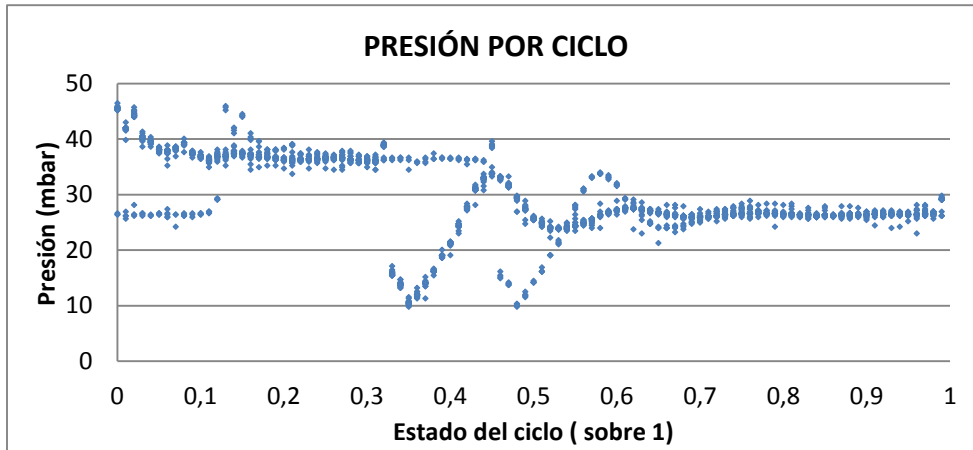


Figura 6.1.2: Curva de presión por ciclo de la primera simulación

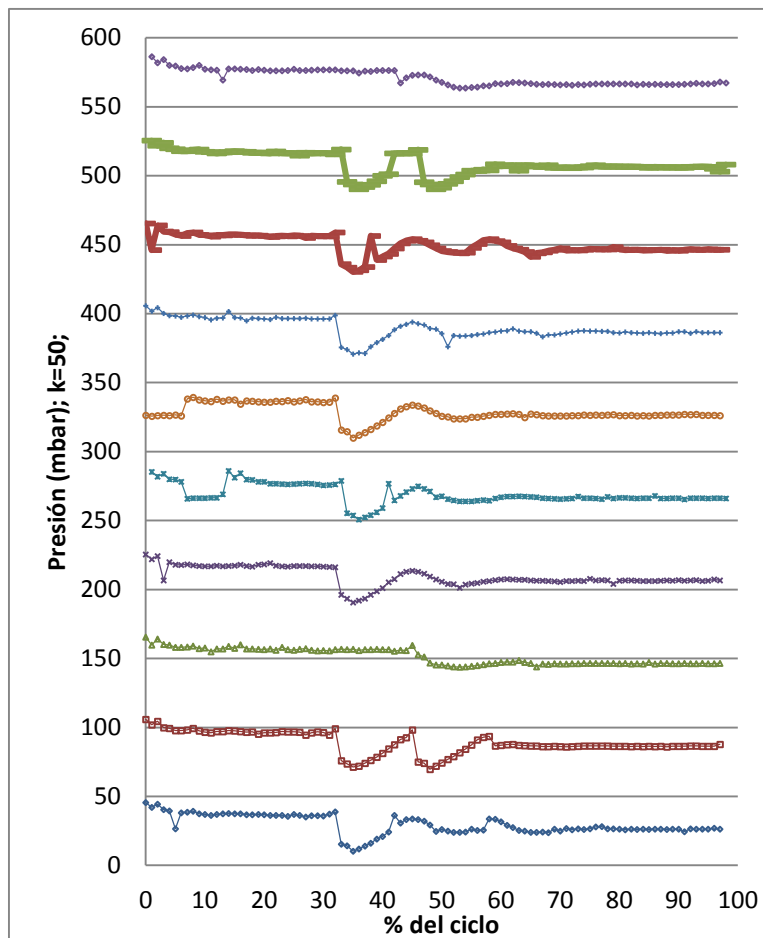


Figura 6.1.3: Curva de presión de cada ciclo, en % de ciclo, de la primera simulación

Al ver la dispersión que se genera en el ciclo en la Figura 6.1.2, se decide analizar cada ciclo por separado (Figura 6.1.3). A partir del ciclo inicial, al siguiente se le suma una constante K (en este caso, K=50) con respecto al anterior. La diferencia entre los ciclos que se aprecia en dicha figura se debe a que la fluctuación del pistón al paso de la mezcla en cada ciclo es distinta.

Para visualizar dónde y porqué se produce un cierto desfase en la curva de presión, se realiza un análisis en frecuencia. Como la medición se realiza cada 1 cs, este tiempo se convierte a frecuencia a través de su inversa, quedando 100 Hz. Se aprovecha una función de Excel que permite calcular la Transformada de Fourier de 2^x datos, optándose por $x = 11$, es decir, 2048. Por lo tanto, la resolución en frecuencia (Δf) entre puntos es de (Ecuación 6.1):

$$\Delta f = \frac{100 \text{ Hz}}{2048 \text{ datos}} = 0,0488 \frac{\text{Hz}}{\text{dato}} \quad \text{Ecuación 6.1}$$

Para calcular el espectro, se utiliza la función IM.ABS (función que devuelve el valor absoluto de la FFT) elevada al cuadrado, obteniendo los valores que se representan en función de la frecuencia (Figura 6.1.4).

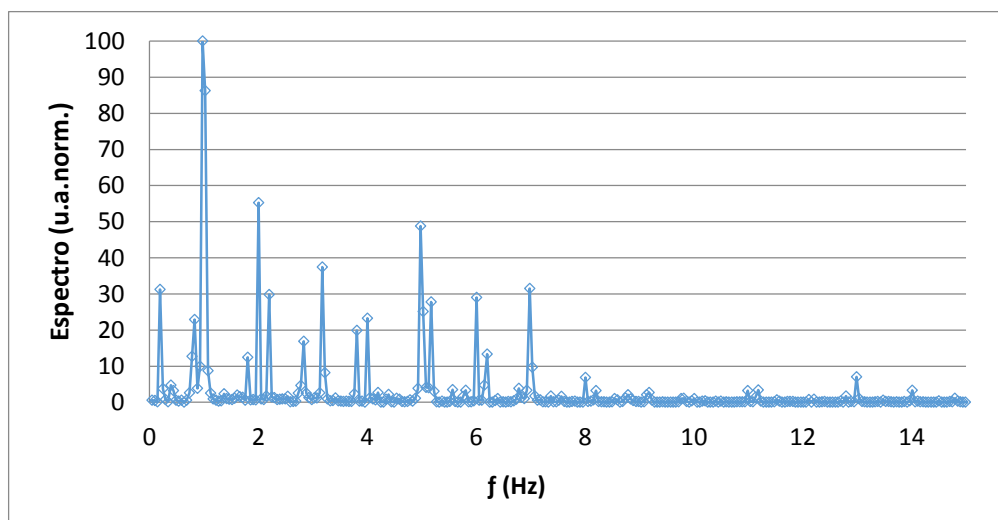


Figura 6.1.4: Espectro de la primera simulación

Despreciando los valores anómalos, se observan varias frecuencias, con sus correspondientes armónicos, relacionadas con los tiempos configurados para la simulación (Tabla 6.2). La primera frecuencia coincide con el tiempo de ciclo T2, la segunda con el tiempo de apertura T1, y hay una tercera, que no

coincide con ningún tiempo establecido y es la que se debe de eliminar de la curva de presión generada.

Tabla 6.2: Análisis de frecuencias

Frecuencia	Armónico	f (Hz)	Tiempo (s)
1a	1er	1,0254	0,9752
-	2o	2,0020	0,4995
-	3o	4,0039	0,2498
	4o	8,0078	0,1249
2a	1er	3,1738	0,3151
-	2o	6,9824	0,1432
-	3o	12,9883	0,0770
3a	1er	4,9805	0,2008
-	2o	10,9863	0,0910

Ya solucionado el problema del software, la simulación se vuelve a ejecutar manteniendo la configuración de los tiempos. Una vez obtenido los datos, estos se procesan y se grafican en función de un ciclo (Figura 6.1.5).

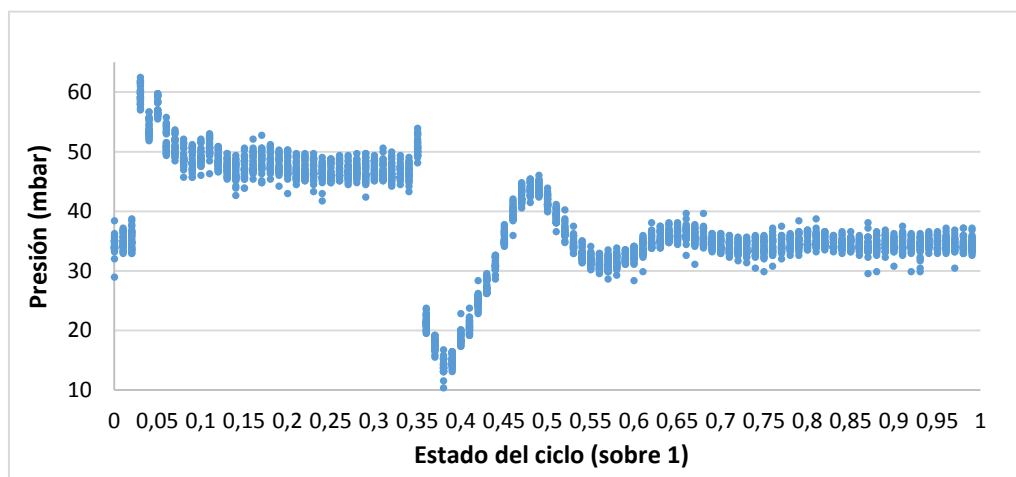


Figura 6.1.5: Curva de presión por ciclo de una simulación intermedia

Comentar que estos ensayos se han realizado para distintos tiempos de apertura de la electroválvula (T1), desde 10 cs hasta 50 cs.

Como ya se ha comentado en el Capítulo 4, la curva de presión generada no se asemeja a la deseada, por lo que se opta por regular la energía que le llega al electroimán de la válvula. Con esta modificación se pretende suavizar las rampas y con ello las aceleraciones.

Una vez modificado el *software* con este potenciómetro, se ejecuta una nueva simulación con distintos parámetros de funcionamiento (Tabla 6.3).

Tabla 6.3: Configuración de tiempos de una simulación con regulador de tensión

ABREVIATURA	FUNCIÓN	NÚMERO	UNIDAD
T1	Apertura	30	cs
T2	Ciclo	100	cs
T4	Nº ciclos	30	ciclos
Tiempo entre Lecturas		5	ms
Regulación Energía		50	%

Los datos obtenidos en esta simulación se procesan hasta conseguir graficarlos en función de un solo ciclo (Figura 6.1.6).

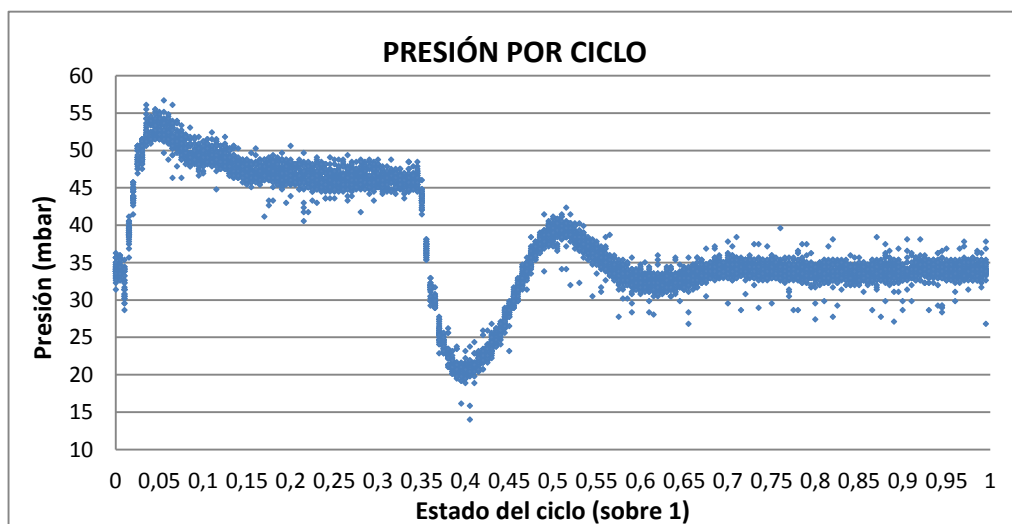


Figura 6.1.6: Curva de presión por ciclo de una simulación con regulador de tensión

Como se observa en la Figura 6.1.6, la curva generada apenas cambia con respecto a la simulación que no usa el potenciómetro, y además, aumenta la dispersión del ciclo.

Se llega a la conclusión de que esta válvula no permite controlar la curva generada al nivel que se requiere en este estudio, y se opta por utilizar una válvula solenoide proporcional. De esta manera se podrá controlar la posición del pistón en cada instante y generar una curva que se aproxime a la deseada.

A continuación, se muestra una de las pruebas realizadas con este nuevo componente. Para esta simulación, se utiliza una nueva configuración de tiempos (Tabla 6.4) y se programan la RAMPA ON y la RAMPA OFF (Tabla 6.5)

Tabla 6.4: Configuración de tiempos de simulación con válvula solenoide

ABREVIATURA	FUNCIÓN	NÚMERO	UNIDAD
T1	Apertura	19	cs
T2	Ciclo	150	cs
T3	Retardo Disparo	-	cs
T4	Nº ciclos	250	ciclos
T5	Escalón	1	cs
Tiempo entre Lecturas		10	ms

Tabla 6.5: RAMPA ON y RAMPA OFF utilizadas con válvula solenoide

Nº PUNTO	RAMPA (%)	
	ON	OFF
1	0	25
2	10	24
3	11	23
4	12	22
5	13	21
6	14	20
7	15	19
8	16	18
9	17	17
10	18	16
11	19	15
12	20	14
13	21	13
14	22	12
15	23	11
16	24	10
17	25	5
18	100	0

Una vez obtenido los datos tanto de presión como de velocidad, estos se procesan y se grafican en función de un ciclo (Figura 6.1.7 y Figura 6.1.8). Las curvas generadas se empiezan a parecer a la deseada y se observa que las aceleraciones con esta nueva válvula solenoide se pueden controlar bastante bien, pero las velocidades máxima y mínima que se consiguen con la instalación siguen sin acercarse a u_{2M} ni a u_{1M} respectivamente.

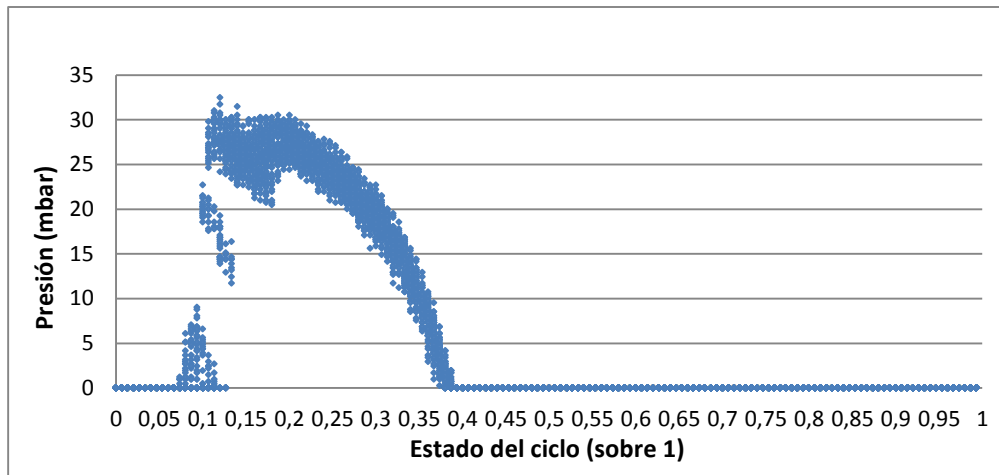


Figura 6.1.7: Curva de presión por ciclo de una simulación con regulador de tensión

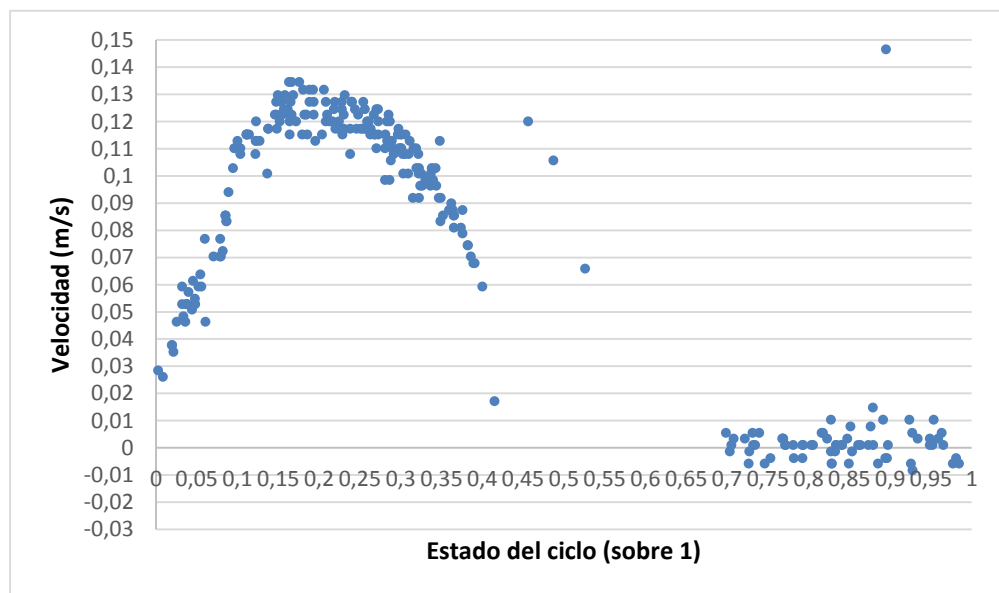


Figura 6.1.8: Curva de velocidad por ciclo de una simulación con regulador de tensión

6.2. SIMULACIÓN FINAL

Después de realizar varias simulaciones, se observa que la instalación no es capaz de llegar hasta u_{2M} , y la velocidad mínima que puede mantener estable tampoco es u_{1M} .

Por lo tanto se opta por calcular una nueva curva ideal con las velocidades que da la instalación pero conservando las aceleraciones que debe tener. De esta manera se calcula lo que debe durar cada rampa de aceleración y deceleración para que se reproduzcan dichos valores (Ecuación 6.2 y Ecuación 6.3).

$$\begin{aligned}\Delta T_{1ins} &= \frac{u_{2ins} - u_{1ins}}{a_{msM}} = \frac{12 - 4}{89,55} s = \frac{8}{89,55} s = \\ &= 0,0893 s = 8,93 cs\end{aligned}\quad \text{Ecuación 6.2}$$

$$\begin{aligned}\Delta T_{2ins} &= \frac{u_{2ins} - u_{1ins}}{a_{mdM}} = \frac{12 - 4}{18,63} s = \frac{8}{18,63} s = \\ &= 0,4294 s = 42,94 cs\end{aligned}\quad \text{Ecuación 6.3}$$

La nueva curva ideal a conseguir es la siguiente (Figura 6.2.1):

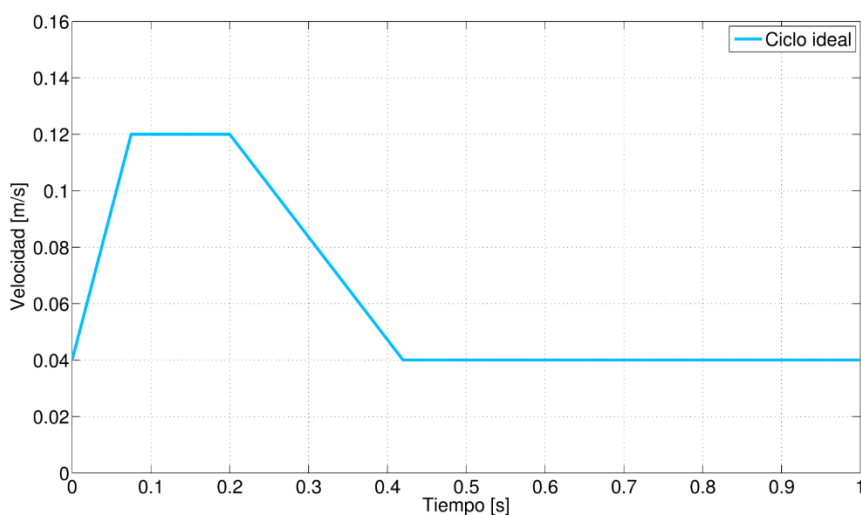


Figura 6.2.1: Nueva curva ideal de velocidad

Una vez conseguida una curva similar a la deseada, se empieza a realizar pruebas utilizando diferentes rampas para conseguir acercarse a la curva de velocidad de un ciclo ideal.

La simulación que más se aproxima al ciclo deseado utiliza una RAMPA ON de 6 puntos y una RAMPA OFF de 12 puntos (Tabla 6.6), de forma que la subida sea la mitad que la bajada.

Tabla 6.6: RAMPA ON y RAMPA OFF utilizadas en la simulación final

Nº PUNTO	RAMPA (%)	
	ON	OFF
1	6	100
2	9	25
3	11	15
4	13	11
5	25	10
6	100	9
7	-	9
8	-	8
9	-	8
10	-	7
11	-	7
12	-	6

Otro de los factores a tener en cuenta, son los tiempos utilizados para conseguir la simulación (Tabla 6.7). Por último, como modo de funcionamiento se ha escogido disparo múltiple.

Tabla 6.7: Configuración de tiempos de la simulación final

ABREVIATURA	FUNCIÓN	NÚMERO	UNIDAD
T1	Apertura	7	cs
T2	Ciclo	150	cs
T3	Retardo Disparo	-	cs
T4	Nº ciclos	250	ciclos
T5	Escalón	1	cs
Tiempo entre Lecturas		10	ms

A continuación, se muestra la curva de velocidad generada (Figura 6.2.1). Hay tres curvas, la negra son las mediciones realizadas de todos los ciclos durante la ejecución, representadas en función de un sólo ciclo, la roja se obtiene realizando una media móvil de 20 de estas mediciones, y la azul es la curva ideal que se quiere conseguir.

Esta curva se caracteriza por tener un caudal mínimo, cuya velocidad es algo superior a 0,04 m/s, y una fase de sístole más corta que la de diástole.

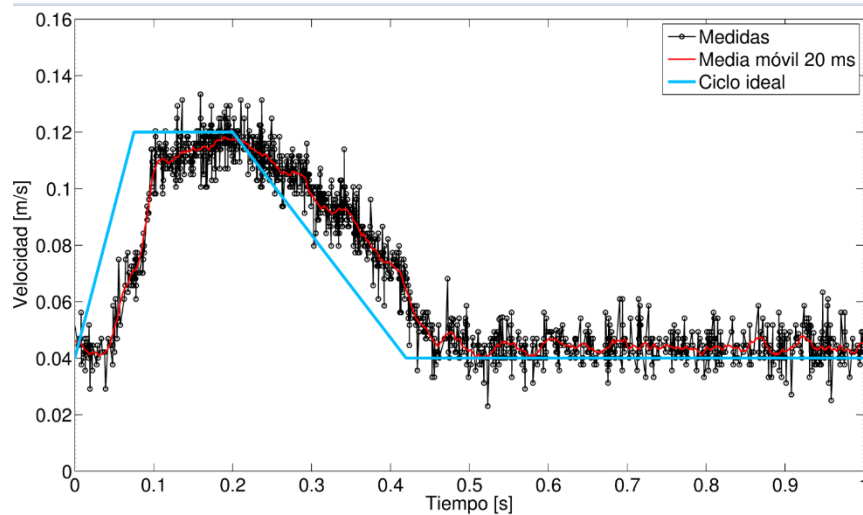


Figura 6.2.2: Comparativa de las curvas de velocidad

En el periodo de sístole (realizado en $\Delta T_{1\ final} = 0,075\ s$), la curva de velocidad conseguida alcanza una aceleración ($a_{sM\ final}$) de (Ecuación 6.4):

$$\begin{aligned} a_{sM\ final} &= \frac{\Delta u}{\Delta T_{1\ final}} = \frac{12 - 4}{0,075 - 0} \text{ cm/s}^2 = \\ &= \frac{8}{0,075} \text{ cm/s}^2 = 106,67 \text{ cm/s}^2 \end{aligned}$$

Ecuación 6.4

En el periodo de diástole (realizado en $\Delta T_{2\ final} = 0,225\ s$), la curva de velocidad conseguida alcanza una aceleración ($a_{dM\ final}$) de (Ecuación 6.5):

$$\begin{aligned} a_{dM\ final} &= \frac{\Delta u}{\Delta T_{2\ final}} = \frac{12 - 4}{0,425 - 0,2} \text{ cm/s}^2 = \\ &= \frac{8}{0,225} \text{ cm/s}^2 = 35,56 \text{ cm/s}^2 \end{aligned}$$

Ecuación 6.5

Después de saber cómo se obtiene la curva de velocidad experimental real, ésta se compara por un lado con la curva de carga aplicada en la bobina (Figura 6.2.3) y por otro, con la onda de presión generada (Figura 6.2.4).

La curva de la carga aplicada es la representación gráfica de las RAMPA ON y RAMPA OFF (Figura 6.2.3). En primer lugar, se ve un cierto retraso entre la aplicación de la carga y la respuesta de la velocidad, esto se debe al tiempo que tarda en cebarse la bobina y el accionamiento mecánico de la válvula.

Después, a medida que se incrementa la carga aplicada en la bobina de la válvula, la velocidad aumenta hasta alcanzar su valor máximo, aproximadamente 0,12 m/s. Al alcanzar la máxima carga, esta se mantiene durante otro cs, y empieza a descender hasta el valor aplicado inicialmente, 6%; en cambio, la velocidad se mantiene unas décimas de segundo en su valor máximo y tarda en reaccionar, disminuyendo gradualmente hasta su valor inicial.

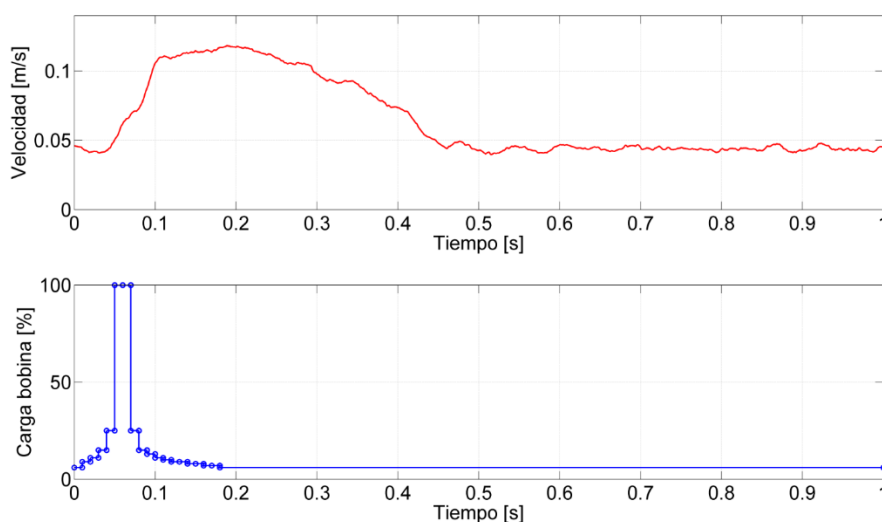


Figura 6.2.3: Comparativa de las curvas de velocidad y de carga aplicada en la bobina

Por último, queda comentar la curva de presión (Figura 6.2.4). Como el sensor de presión tiene un rango de medida de 0 a 250 mbar (manométrico), es decir, sólo capta valores positivos, sólo se visualiza la fase de sístole y diástole en la curva de presión, ya que en el instante en el que se cierra la válvula, la presión del sensor es inferior a la de descarga, presión atmosférica, es decir, se genera una diferencia de presión negativa.

En cuanto a la comparación de las curvas, apenas se observa un desfase alrededor de $\approx 0,015$ s entre ambas, aunque la duración de la contracción y expansión en la presión es menor que en la velocidad.

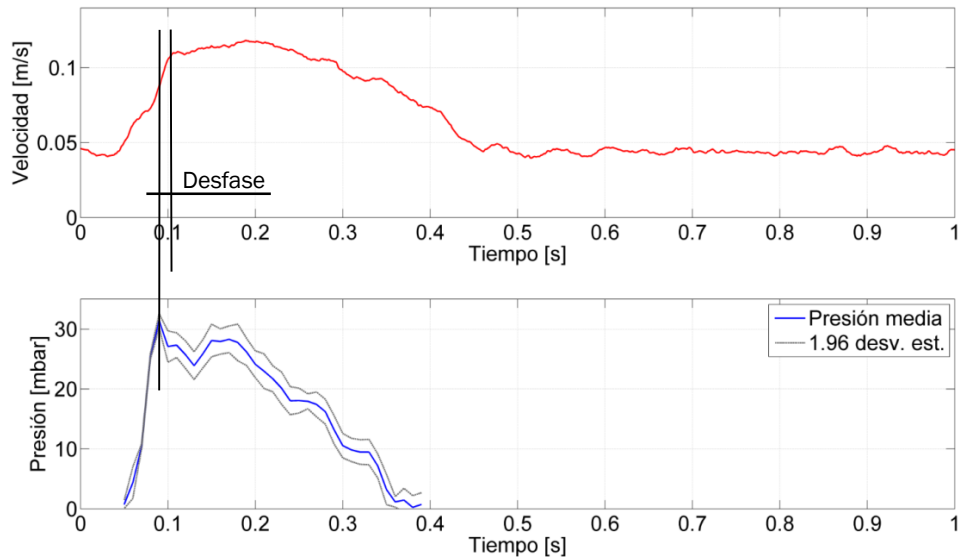


Figura 6.2.4: Comparativa de las curvas de velocidad y de presión

Índice de Figuras

Figura 6.1.1: Curva de presión y posición electroválvula en función del tiempo	119
Figura 6.1.2: Curva de presión por ciclo de la primera simulación	120
Figura 6.1.3: Curva de presión de cada ciclo, en % de ciclo, de la primera simulación ..	120
Figura 6.1.4: Espectro de la primera simulación	121
Figura 6.1.5: Curva de presión por ciclo de una simulación intermedia	122
Figura 6.1.6: Curva de presión por ciclo de una simulación con regulador de tensión ..	123
Figura 6.1.7: Curva de presión por ciclo de una simulación con regulador de tensión ..	126
Figura 6.1.8: Curva de velocidad por ciclo de una simulación con regulador de tensión	126
Figura 6.2.1: Nueva curva ideal de velocidad.....	127
Figura 6.2.2: Comparativa de las curvas de velocidad	129
Figura 6.2.3: Comparativa de las curvas de velocidad y de carga aplicada en la bobina	130
Figura 6.2.4: Comparativa de las curvas de velocidad y de presión	131

Índice de Tablas

Tabla 6.1: Configuración de tiempos de la primera simulación.....	119
Tabla 6.2: Análisis de frecuencias	122
Tabla 6.3: Configuración de tiempos de una simulación con regulador de tensión.....	123
Tabla 6.4: Configuración de tiempos de simulación con válvula solenoide.....	124
Tabla 6.5: RAMPA ON y RAMPA OFF utilizadas con válvula solenoide.....	125
Tabla 6.6: RAMPA ON y RAMPA OFF utilizadas en la simulación final.....	128
Tabla 6.7: Configuración de tiempos de la simulación final.....	128

CAPÍTULO 7

PRESUPUESTO

7. PRESUPUESTO

Contenido

7. PRESUPUESTO	135
7.1. ELEMENTOS DE LA INSTALACIÓN.....	137
7.1.1. Elementos reutilizados.....	137
7.1.2. Elemento de control por ordenador	138
7.1.3. Elementos de control de la instalación.....	139
7.1.3.1. Sensor de presión.....	139
7.1.3.2. Electroválvula TODO/NADA.....	139
7.1.3.3. Válvula de solenoide proporcional	139
7.1.3.4. Presupuesto elementos de control de la instalación.....	139
7.1.4. Presupuesto elementos de la instalación	140
7.2. CAPITAL HUMANO	141
7.3. PRESUPUESTO GENERAL.....	143

En este capítulo se elabora el presupuesto del proyecto.

En el presupuesto sólo se tienen en cuenta los nuevos componentes empleados en el diseño final; los elementos reutilizados no son incluidos puesto que se aprovechan de la instalación estacionaria del laboratorio. A continuación se introduce un apartado donde se valora la I+D realizada por el capital humano y se estima el coste de la misma si su desarrollo se hubiese externalizado.

Finalmente se hace un presupuesto general real y otro externalizado del proyecto, y se calcula el beneficio de este trabajo mediante la diferencia de ambos.

7.1. ELEMENTOS DE LA INSTALACIÓN

En este apartado se realiza el presupuesto de los elementos empleados en el montaje y puesta a punto de la instalación.

7.1.1. Elementos reutilizados

En esta sección se incluyen todos los elementos aprovechados de la instalación inicial, que no supondrán ningún costo para este trabajo.

Circuito Hidráulico

- Estructura soporte de la instalación.
- Depósitos de metacrilato.
- Bombas peristálticas.
- Tubos.
- Conectores de tubos.
- Filtros.
- Válvulas.

Fluido Experimental

Se utiliza una mezcla de glicerina y agua destilada del proyecto anterior.

Modelo

Se utiliza un modelo fabricado en silicona con la bifurcación a 45° respecto a la rama principal.

Instrumentación de medida

- Equipo LDV.

7.1.2. Elemento de control por ordenador

Hardware

El coste del *hardware* que controla la instalación es de 131,82 €.

- *Hardware* específico.
 - Precio unitario: 131,82 €.

A continuación se muestra un desglose con el precio de los componentes, donde se incluyen los cables para conectar la instrumentación de medida al *hardware* (Tabla 7.1).

Tabla 7.1: Presupuesto del hardware

UD.	DESCRIPCIÓN	PRECIO/UD. (€)	TOTAL (€)
1	PIC18F2550	4,89	4,89
1	Cristal	0,23	0,23
1	Alimentación +- 25	19,20	19,20
1	780 J	0,30	0,30
1	USB	0,27	0,27
1	Toma corriente	5,54	5,54
1	Caja	13,84	13,84
2	DC548C	0,18	0,36
4	LED	0,64	2,56
10	Resistencia	0,02	0,20
1	Pulsador	1,53	1,53
1	Conector RS232	2,00	2,00
4	Toma R12	3,19	12,74
2	IN 40016	0,03	0,07
1	Placa	8,32	8,32
2	Fuente 24 V	19,00	38,00
4	Separador	0,10	0,40
2	Tira pin	0,60	1,20
2	Cable MR	11,18	22,36
1	Disipador	0,22	0,22
5	Condensador	0,17	0,87
1	Toma 220 + interruptor	2,99	2,99
1	Condensador 1000 μ F	0,80	0,80
		TOTAL SIN I.V.A.	138,89
		I.V.A. 21 %	29,17
		PRECIO TOTAL	168,05

7.1.3. Elementos de control de la instalación

7.1.3.1. Sensor de presión

- Sensor de presión de JUMO DTRANS p30, Modelo 404366.
 - Precio unitario: 273,08 €.

7.1.3.2. Electroválvula TODO/NADA

La primera opción que se utilizó fue una electroválvula todo/nada

- Electroválvula Asco Joucomatic, Referencia SCG356B466VMS.24/50-60.
 - Precio unitario: 75,36 €.

7.1.3.3. Válvula de solenoide proporcional

Definitivamente se opta por una válvula de solenoide proporcional.

- Válvula de solenoide Asco Joucomatic, Referencia SC G202A052 V - 24VCC.
 - Precio unitario: 181,56 €.

7.1.3.4. Presupuesto elementos de control de la instalación

El presupuesto de los elementos de medición es la suma del sensor de presión y de las dos válvulas (Tabla 7.2).

Tabla 7.2: Presupuesto elementos de control de la instalación

UD.	DESCRIPCIÓN	PRECIO/UD. (€)	TOTAL (€)
1	Sensor de presión	273,08	273,08
2	Electroválvula normal	75,36	150,72
1	Válvula de solenoide proporcional	181,56	181,56
TOTAL SIN I.V.A.			605,36
I.V.A. 21 %			127,13
PRECIO TOTAL			732,49

7.1.4. Presupuesto elementos de la instalación

En este apartado se realiza el presupuesto de los elementos utilizados en la instalación (Tabla 7.3).

Tabla 7.3: Presupuesto elementos de la instalación

DESCRIPCIÓN	VALOR (€)
7.1.1. Elementos reutilizados	-
7.1.2. Elemento de control por ordenador	138,89
7.1.3. Elementos de control de la instalación	605,36
TOTAL SIN I.V.A.	744,25
I.V.A. 21%	156,29
PRECIO TOTAL	900,54

7.2. CAPITAL HUMANO

Se ha elaborado un apartado de capital humano para incluir el I+D y la mano de obra llevada a cabo en este trabajo. En el desarrollo del mismo han colaborado un ingeniero senior, que se ha ocupado de la parte de programación, y un ingeniero junior, que se ha ocupado de la parte del montaje y puesta a punto de la instalación (Tabla 7.4).

- Ingeniero senior.
 - Precio unitario: 8,99 €/hora.
- Ingeniero junior.
 - Precio unitario: 4,99 €/hora.

Tabla 7.4: Presupuesto del capital humano real

HORAS	DESCRIPCIÓN	PRECIO/HORA (€)	TOTAL (€)
120	Desarrollo programador	8,99	1078,80
25	Montaje instalación	4,99	124,75
225	Puesta a punto instalación	4,99	1122,75
TOTAL SIN I.V.A.			2326,30
I.V.A. 21 %			488,52
PRECIO TOTAL			2814,82

Si el desarrollo del proyecto se hubiese externalizado a una empresa ajena a este trabajo, el coste del capital humano se hubiese disparado (Tabla 7.5).

- Ingeniero senior externo.
 - Precio unitario: 34,99 €/hora.
- Ingeniero junior externo.
 - Precio unitario: 19,99 €/hora.

Tabla 7.5: Presupuesto del capital humano externalizado

HORAS	DESCRIPCIÓN	PRECIO/HORA (€)	TOTAL (€)
120	Desarrollo programador	34,99	4198,80
25	Montaje instalación	19,99	499,75
225	Puesta a punto instalación	19,99	4497,75
TOTAL SIN I.V.A.			9196,30
I.V.A. 21 %			1931,22
PRECIO TOTAL			11127,52

7.3. PRESUPUESTO GENERAL

El presupuesto total externalizado del proyecto por capítulos se muestra en la Tabla 7.6 y el presupuesto total real se muestra en la Tabla 7.7.

Tabla 7.6: Presupuesto total externalizado

DESCRIPCIÓN	VALOR (€)
7.1. Elementos instalación	744,25
7.2. Capital humano	9196,30
PRECIO BRUTO	9940,55
I.V.A. 21 %	2087,51
GASTOS GENERALES (8%)	795,24
PRESUPUESTO TOTAL	12823,30

Tabla 7.7: Presupuesto total real

DESCRIPCIÓN	VALOR (€)
7.1. Elementos instalación	744,25
7.2. Capital humano	2326,30
PRECIO BRUTO	3070,55
I.V.A. 21%	644,81
GASTOS GENERALES (8%)	245,64
PRESUPUESTO TOTAL	3961,00

Se ha incluido a mayores un coste de gastos generales, valorado en un 8% del valor del presupuesto bruto, en el que se incluyen todos los costes que no se han cuantificado en los apartados anteriores, como gastos de envío, etc.

Por lo tanto, el presupuesto total real del proyecto es de tres mil novecientos sesenta y un euros.

Y el beneficio por no haber externalizado el proyecto se obtiene al calcular la diferencia entre el presupuesto total externalizado y el real, siendo de ocho mil ochocientos sesenta y dos euros y treinta céntimos.

Índice de Tablas

Tabla 7.1: Presupuesto del hardware	138
Tabla 7.2: Presupuesto elementos de control de la instalación	139
Tabla 7.3: Presupuesto elementos de la instalación.....	140
Tabla 7.4: Presupuesto del capital humano real.....	141
Tabla 7.5: Presupuesto del capital humano externalizado	142
Tabla 7.6: Presupuesto total externalizado	143
Tabla 7.7: Presupuesto total real	143

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

Contenido

BIBLIOGRAFÍA.....	151
BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA	152
DIRECCIONES WEB	154

BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA

Boronat Cot, B. Diseño de una instalación de flujo pulsante para el estudio de flujos hemodinámicos. Proyecto Fin de Carrera, Universidad de Valladolid (2013).

Bueno, A. Unidad didáctica: “Neumática e hidráulica”. Apuntes Mecánica de Robots, Universidad de Valladolid (Curso 2013/2014).

Calvo Plaza, F. J. Simulación del flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial mediante modelos de elementos finitos. Tesis Doctoral, Universidad Politécnica de Madrid (2006).

Cobeño Sasiambarrena, E. Diseño y construcción de una bomba para simulación de flujo cardiaco (II). Proyecto Fin de Carrera, Universidad Carlos III de Madrid (2009).

Crespo Martínez, A. Mecánica de fluidos. Thomson (2006).

Dantec Dynamic. PDA User´s Manual (1992).

Davies, J. E. et al. Evidence of a Dominant Backward-Propagating “Suction” Wave Responsible for Diastolic Coronary Filling in Humans, Attenuated in Left Ventricular Hypertrophy. American Heart Association, Inc. (2006).

Gallardo Rodríguez, J. M. Diseño y construcción de una bomba para simulación de flujo cardiaco (I). Proyecto Fin de Carrera, Universidad Carlos III de Madrid (2009).

Guyton & Hall. Tratado de fisiología médica. Elsevier (12ª Edición, 2011).

Holdsworth, D. W. et al. Computer-controlled positive displacement pump for physiological flow simulation. Medical & Biological Engineering & Computing vol 29, issue 6 (11 - 1991), pp 565 – 570.

Lage Sousa, M. Simulación del flujo sanguíneo en una anastomosis arterial. Proyecto Fin de Carrera, Universidad Pontificia Comillas (2011).

Law, Y. F. et al. Computer-controlled pulsatile pump system for physiological flow simulation. Medical & Biological Engineering & Computing vol 25, issue 5 (09 - 1987), pp 590 – 595.

Matthys, K. S. et al. Pulse wave propagation in a model human arterial network: Assessment of 1-D numerical simulations against in vitro measurements. *Journal of Biomechanics* vol 40, issue 15 (2007), pp 3476 – 3486.

Pérez Arellano, J. L. *Manual de patología general*. Elsevier (6ª Edición, 2006).

Peterson, S. D. & Plesniak, M. W. The influence of inlet velocity profile and secondary flow on pulsatile flow in a model artery with stenosis. *J. Fluid Mech.* vol 616 (2008) , pp 263 – 301.

Rastrollo Lerma, B. *Simulación numérica del flujo sanguíneo en una estenosis arterial*. Proyecto Fin de Carrera, Universidad Pontificia Comillas (2011).

Tsai, W. & Savaş, Ö. Flow pumping system for physiological waveforms. *Springer* vol 48, issue 2 (2010), pp 197 – 201.

White, F. *Mecánica de fluidos*. McGraw-Hill (6ª Edición, 2008).

DIRECCIONES WEB

A continuación se muestra una tabla con las páginas de internet dónde se ha buscado información para elaborar este trabajo. La Tabla B se divide en información consultada por capítulos, dirección web, y fecha de consulta.

Tabla B: Direcciones web consultadas

Nº	C	Información consultada	Dirección web	Fecha de consulta
1	2	Corazón	http://blogs.uab.cat/gracia230691/category/corazon/	abr-15
2	2	Hemodinámica [Westerhof, N. et al, 2005]	http://scribd.com/doc/87435828/Snapshots-of-Hemodynamics	jun-15
3	2	Ateroma	http://endocrinologopediatra.mx/tag/ateroma/	ago-15
4	2	Angioplastia y Stent Coronario	http://emssolutionsint.blogspot.com.es/2012/10/angioplastia-y-stent-coronario.html	ago-15
5	2	Angioplastia en bifurcación coronaria	http://www.raci.com.ar/art/art_rst.php?recordID=2012010018000241	oct-15
6	2	Restenosis	http://www.icba.com.ar/hemodinamia/restenosis.html	oct-15
7	3	Tubo silicona Masterflex	http://www.masterflex.com/Product/Masterflex_peroxide_cured_silicone_tubing_L_S_17_25_ft/HV-96400-17	may-15
8	3	LDA	http://www.dantecdynamics.com/measurement-principles-of-lda	jul-15
9	3	LDA poster	http://www.dantecdynamics.com/docs/support-and-download/research-and-education/lda.pdf	jul-15
10	3	PIV	http://www.dantecdynamics.com/measurement-principles-of-piv	sep-15
11	3	PIV poster	http://www.dantecdynamics.com/docs/support-and-download/research-and-education/piv.pdf	sep-15
12	4	Bomba de pistón	http://comohacer.eu/como-funciona-una-bomba-hidraulica-de-pistones/	mar-15
13	4	Bomba de pistón simple efecto	http://www.ingenierocivilinfo.com/2011/11/bombas-de-desplazamiento-positivo.html	mar-15
14	4	Bomba de pistón doble efecto	http://wikitecnotarraga.wikispaces.com/TEMA+3+-+CIRCUITOS+NEUM%C3%81TICOS+E+HIDR%C3%81ULICOS	mar-15
15	4	Bomba de engranajes	http://es.scribd.com/doc/51609573/BOMBA-HIDRAULICA-DE-ENGRANAJES#scribd	mar-15

16	4	Cabezal bomba peristáltica	http://shop.llg.de/info1947_lang_DE.htm	mar-15
17	4	Sensor de presión	http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/03bf/0900766b803bf9e8.pdf	mar-15
18	4	Electroválvula TODO/NADA	http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/0fcf/0900766b80fcfe9a.pdf	mar-15
19	4	Válvula de solenoide	http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/0ffa/0900766b80ffa29b.pdf	may-15
20	4	Controlador válvula de solenoide	http://es.rs-online.com/web/p/controladores-de-solenoides-para-valvulas-de-proceso/6563305/	may-15
21	5	Tipos de conexiones multimedia	http://recursostic.educacion.es/observatorio/web/gl/equipamiento-tecnologico/hardware/1002-tipos-de-conexiones-multimedia	abr-15
22	5	Microprocesador PIC18F2550-I/SP	http://es.rs-online.com/web/p/microcontroladores/6230724P/	abr-15

CAPÍTULO 8

CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

Una vez realizada la instalación de flujo pulsante, se ha llevado a cabo un proceso de puesta a punto para conseguir controlar las curvas de velocidad y presión generadas.

La primera electroválvula empleada, todo o nada, se escogió por tener una apertura y un cierre rápido. Después de realizar varios ensayos, se ha comprobado que esta válvula no sirve para generar el pulso deseado, debido a que los tiempos requeridos de apertura y cierre de la misma son mayores. Por este motivo se decide emplear una válvula de solenoide proporcional que permite regular la posición del embolo en cada instante.

Con esta nueva electroválvula se ha conseguido controlar las aceleraciones generadas, pero debido a las limitaciones de la instalación, no ha sido posible alcanzar las velocidades máxima ($33,47 \text{ cm/s}$) y mínima ($10,65 \text{ cm/s}$) del pulso de velocidad ideal. Se ha optado por redefinir la curva de velocidad a partir de las velocidades máxima (12 cm/s) y mínima (4 cm/s) que proporciona la instalación, manteniendo las aceleraciones de la curva ideal. De esta manera, el parámetro con el que se ha jugado es el tiempo de realización de cada periodo, sístole y diástole.

La precisión alcanzada en esta simulación es de:

- Sístole: En este proceso se alcanza una precisión del 83,98% respecto a la ideal.

$$\%_{sístole} = \frac{\Delta T_{1 \text{ final}}}{\Delta T_1} = \frac{0,075}{0,089} \text{ s/s} \cdot 100 = 83,98 \%$$

- Diástole: En este proceso se alcanza una precisión del 52,39% respecto a la ideal.

$$\%_{diástole} = \frac{\Delta T_{2 \text{ final}}}{\Delta T_2} = \frac{0,225}{0,429} \text{ s/s} \cdot 100 = 52,39 \%$$

Este resultado se ha calculado a partir de la relación entre los tiempos de la curva deseada y la curva obtenida. Si se hubiese calculado con respecto a la aceleración, el porcentaje obtenido hubiese sido parecido debido a su dependencia lineal ($\Delta T \cdot a = \Delta u$).

$$\%_{sístole} = \frac{a_{msM}}{a_{msM \text{ final}}} = \frac{89,55}{106,67} \text{ s/s} \cdot 100 = 83,95 \%$$

$$\%_{diástole} = \frac{a_{mdM}}{a_{mdM \text{ final}}} = \frac{18,63}{35,55} \text{ s/s} \cdot 100 = 52,40 \%$$

Estos últimos porcentajes se han calculado dividiendo la aceleración deseada entre la conseguida, ya que al disminuir el tiempo en la simulación final, las aceleraciones aumentan para mantener constante la velocidad.

El equipo de medida LDV, gracias a su alta frecuencia de adquisición de datos, ha permitido conseguir un buen ajuste del pulso de velocidad. Además, con la ayuda del control (*hardware* y *software*), existe la posibilidad de conocer el desfase entre las curvas de velocidad y presión, alrededor de $\approx 0,015$ s.

El equipo de control (*hardware* y *software*) se ha diseñado para que pueda utilizarse en otras técnicas de medida, como el PIV.

El uso de una válvula solenoide proporcional y un *hardware* y *software* específicos ha supuesto un ahorro considerable con respecto a otras investigaciones y el hecho de haberlo desarrollado en vez de externalizarlo, ha reducido el presupuesto notablemente.

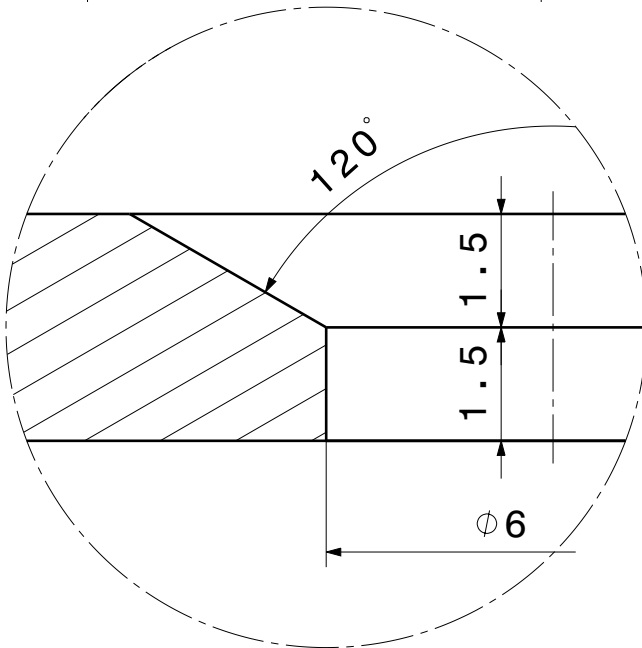
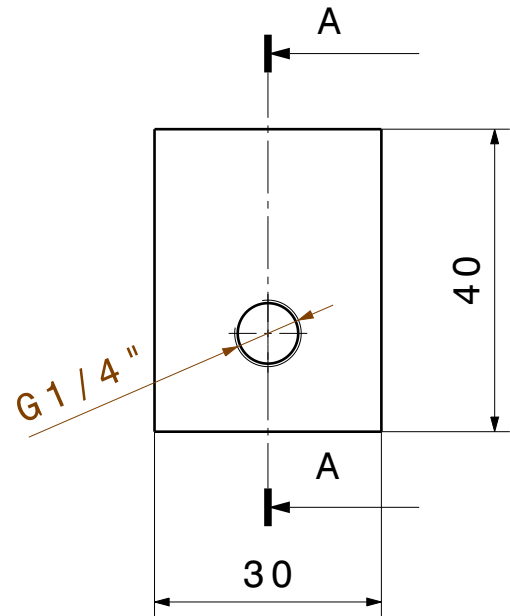
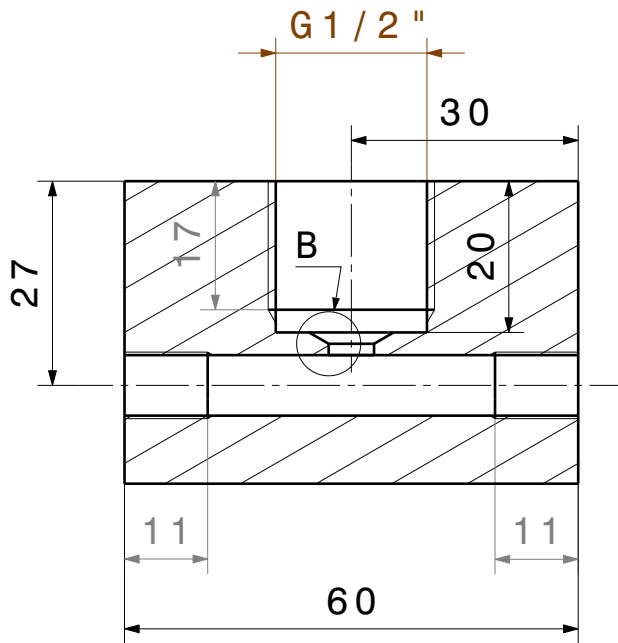
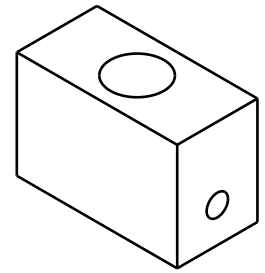
Para visualizar la curva de presión completa, se recomienda añadir un vacuómetro o utilizar un sensor de presión cuyo rango de medida abarque presiones manométricas positivas y negativas.

Por lo tanto, a pesar de las limitaciones de la instalación y empleando un equipo relativamente sencillo, se ha conseguido reproducir una curva de velocidad fiable con unas características fluidomecánicas principales que representen el flujo pulsante.

ANEXOS

ANEXO I

- Geometría del acople.



B
E 10:1

Tolerancias generales para las dimensiones sin indicación en el dibujo: ISO 2768-mk		Material: PVC		Calidad Superficial: Ra 4
	Fecha	Nombre	Firma	Universidad de Valladolid
Dibujado	03/2015	Miguel		Escuela de Ingenierías Industriales
Comprob.				
Escala	Denominación			Grado en Ingeniería Mecánica
1:1	Anexo 1			Apellidos: Monzón Hernando
				Trabajo Fin de Grado

ANEXO II: FICHAS TÉCNICAS

- Especificaciones del sensor de presión.
- Especificaciones de la electroválvula TODO/NADA.
- Especificaciones de la válvula solenoide proporcional.

Delivery address: Mackenrodtstraße 14,
36039 Fulda, Germany
Postal address: 36035 Fulda, Germany
Phone: +49 661 60 03-0
Fax: +49 661 60 03-6 07
E-mail: mail@jumo.net
Internet: www.jumo.net

JUMO House
Temple Bank, Riverway
Harlow, Essex CM20 2TT, UK
Phone: +44 12 79 63 55 33
Fax: +44 12 79 63 52 62
E-mail: sales@jumo.co.uk

885 Fox Chase, Suite 103
Coatesville PA 19320, USA
Phone: 610-380-8002
1-800-554-JUMO
Fax: 610-380-8009
E-mail: info@JumoUSA.com
Internet: www.JumoUSA.com



Pressure transmitter

JUMO dTRANS p30

Type 404366

General application

Pressure transmitters are used to measure the relative (gauge) and absolute pressures in liquids or gases. The measuring device for the transmitter is a piezo-resistive element or a thin-film strain gauge. The pressure is converted into an electrical signal.

Technical data

Reference conditions

as per DIN 16 086 and IEC 770/5.3

Ranges

see order details

Overload limit

ranges	
0 – 25 bar	3 x full scale
ranges	
0 – 40 to 0 – 250 bar	2 x full scale
ranges	
0 – 400 to 0 – 600 bar	1.5 full scale

Bursting pressure

ranges 0 – 40 bar	≤ 4 x full scale
ranges	
0 – 60 to 0 – 100 bar	8 x full scale
ranges	
0 – 160 to 0 – 400 bar	5 x full scale
ranges	
0 – 600 bar	3 x full scale

Parts in contact with medium

normally: st. steel,	Mat. Ref. 1.4571 / 1.4435
for range ≥ 60 bar,	Mat. Ref. 1.4571 / 1.4542

Output

0 – 20 mA	
3-wire	burden ≤ (U _B -12 V) / 0.02A
4 – 20 mA	
2-wire	burden ≤ (U _B -10 V) / 0.02A
4 – 20 mA	
3-wire	burden ≤ (U _B -12 V) / 0.02A
0.5 – 4.5 V	burden ≥ 50 kΩ
1 – 6 V	burden ≥ 10 kΩ
0 – 10 V	burden ≥ 10 kΩ

Burden error

0.5% max.

Zero offset

≤ 0.3% of full scale

Thermal hysteresis

± 0.5% max. of full scale	
(within compensated temperature range)	
± 1% max. for ranges	0 – 250 mbar
	0 – 400 mbar
	0 – 600 mbar

Ambient temperature error

within range 0 to +100°C	
(compensated temperature range)	
for ranges 250 and 400 mbar	
zero:	≤ 0.03%/°C typical, ≤ 0.05%/°C max.
span:	≤ 0.02%/°C typical, ≤ 0.04%/°C max.
for ranges above 600 mbar	
zero:	≤ 0.02%/°C typical, ≤ 0.04%/°C max.
span:	≤ 0.02%/°C typical, ≤ 0.04%/°C max.

Deviation from characteristic

≤ 0.5% of full scale
(limit point adjustment)

Hysteresis

≤ 0.1% of full scale

Repeatability

≤ 0.05% of full scale

Response time

with current output (output 402, 405 or 406):
≤ 3 msec max.
with voltage output (output 412, 415, 418 or 420):
≤ 10 msec max.

Stability per year

≤ 0.5% of full scale

Supply

10 – 30 V DC	(output 4 – 20 mA and 1 – 6 V)
5 V DC	(output 0.5 – 4.5 V)
11.5 – 30 V DC	(output 0 – 10 V)
11.5 – 30 V DC	(output 0(4) – 20 mA)



Ripple: the voltage spikes must not go above or below the values specified for the supply
max. current drawn: approx. 25 mA

Supply voltage error

≤ 0.02% per V
(nominal supply voltage 24 V DC)
in proportion for supply 5 V DC (±0.5 V)

Permissible ambient temperature

-20 to +100°C

Storage temperature

-40 to +125°C

Permissible temperature of medium

-30 to +120°C

Electromagnetic compatibility

EN 61 326
interference emission: Class B
noise immunity: industrial requirements
The pressure transmitter thus fulfils all requirements of EN 50 082-2 (CE mark) for use in industrial areas.

Mechanical shock

(to IEC 68-2-27)
100 g/1 msec

Mechanical vibration

(to IEC 68-2-6)
20 g max. at 15 – 2000 Hz

Protection

with terminal box
IP65 to EN 60 529
(connecting cable diameter
5 mm min., 7 mm max.)
with connecting cable
IP67 to EN 60 529

Housing

stainless steel, Mat. Ref. 1.4301
polycarbonate GF

Pressure connection
see order details;
other connections on request

Electrical connection
see order details
terminal box to DIN 43 650,
Form A,
conductor cross-section up to 1.5 mm²;
or
attached 4-core PVC cable, length 2 m
other lengths on request

Nominal position
unrestricted

Weight
200 g

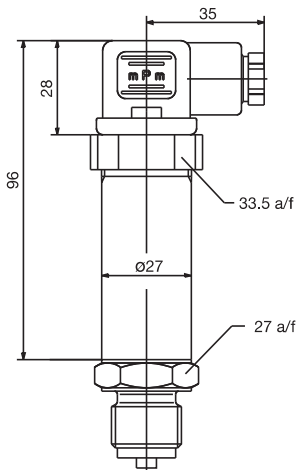
Electrical connection

Connection		Terminals	
		Plug	Cable
Supply 10 – 30 V DC 11.5 – 30 V DC 5 V DC		1 L+ 2 L-	white grey
Output 1 – 6 V 0 – 10 V 0.5 – 4.5 V		2 - 3 +	grey yellow
Output 4 – 20 mA, 2-wire		1 + 2 - proportional current 4 to 20 mA in supply	white grey
Output 0(4) – 20 mA, 3-wire		2 - 3 +	grey yellow
Protective earth			
Screen			black

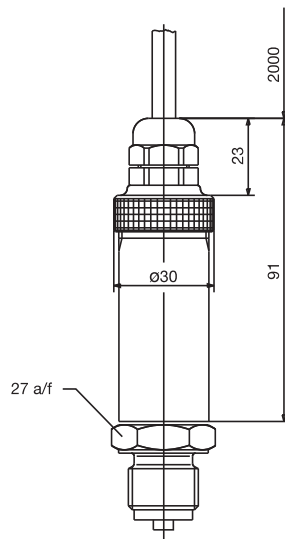
Caution
Earth instrument!
(pressure connection and / or or screen)

Dimensions

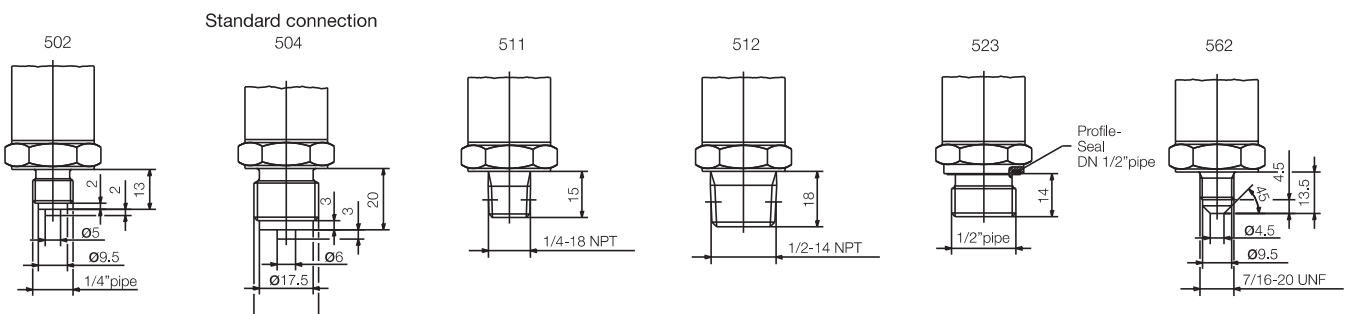
Electrical connection
with terminal box
(61)



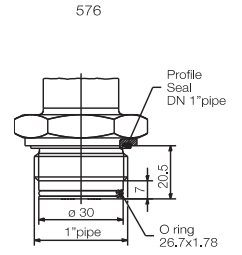
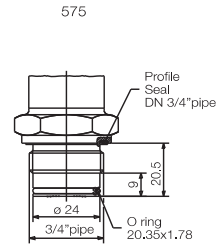
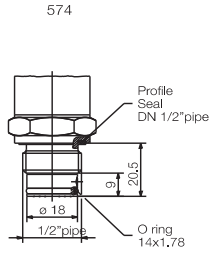
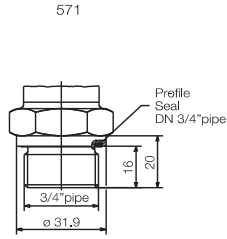
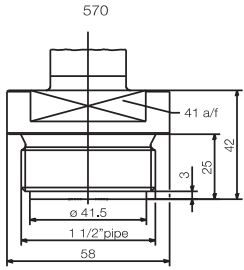
Electrical connection
with attached cable
(12)



connections (not front-flush)

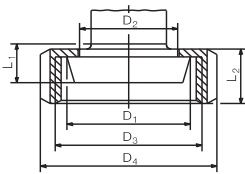


front-flush connections



603-607

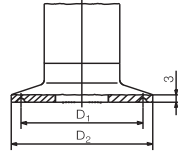
Cone nipple with slotted union nut to DIN 11 851



NTS	DN	øD ₁	øD ₂	øD ₃	øD ₄	L ₁	L ₂
603	20	36,5	30	RD 44x1/6	54	13	
604	25	44	35	RD 52x1/6	63		21
605	32	50	41	RD 58x1/6	70	15	
606	40	56	48	RD 65x1/6	78		
607	50	68,5	61	RD 78x1/6	92	16	22

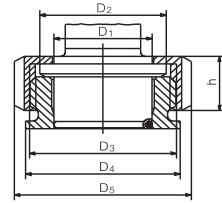
612-616

Clamp connection to DIN 32 676



NTS	DN	DN (Zoll)	Nominal Size ISO 2852	øD ₁	øD ₂
612	20	15	12	27,5	34
			12,7		
			17,2		
613	25	1,5"	25	43,5	50,5
			33,7		
			38		
616	50	2"	40	56,5	64
			51		

652-654



NTS	DN	øD ₁	øD ₂	øD ₃	øD ₄	øD ₅	h
652	25	35	45	RD 52x1/6	55	63	21
653	40	48	56	RD 65x1/6	70	78	21
654	50	61	68,5	RD 78x1/6	84	92	22

Order details

Basic type

404366 Pressure transmitter JUMO dTRANS p30

		Basic type extensions
	/000	none
	/023	reduced deviation from characteristic ¹
	/000	reduced ambient temperature error ²
	/999	special version
		Input
		451 0 —0.25 bar gauge pressure
		452 0 — 0.4 bar gauge pressure
		453 0 — 0.6 bar gauge pressure
		454 0 — 1.0 bar gauge pressure
		455 0 — 1.6 bar gauge pressure
		456 0 — 2.5 bar gauge pressure
		457 0 — 4 bar gauge pressure
		458 0 — 6 bar gauge pressure
		459 0 — 10 bar gauge pressure
		460 0 — 16 bar gauge pressure
		461 0 — 25 bar gauge pressure
		462 0 — 40 bar gauge pressure
		463 0 — 60 bar gauge pressure
		464 0 — 100 bar gauge pressure
		465 0 — 160 bar gauge pressure
		466 0 — 250 bar gauge pressure
		467 0 — 400 bar gauge pressure
		468 0 — 600 bar gauge pressure
		478 -1 — 0 bar gauge pressure
		479 -1 — 0.6 bar gauge pressure
		480 -1 — 1.6 bar gauge pressure
		481 -1 — 3 bar gauge pressure
		482 -1 — 5 bar gauge pressure
		483 -1 — 9 bar gauge pressure
		484 -1 — 15 bar gauge pressure
		485 -1 — 24 bar gauge pressure
		487 0 — 0.6 bar absolute pressure
		488 0 — 1.0 bar absolute pressure
		489 0 — 1.6 bar absolute pressure
		490 0 — 2.5 bar absolute pressure
		491 0 — 4 bar absolute pressure
		492 0 — 6 bar absolute pressure
		493 0 — 10 bar absolute pressure
		494 0 — 16 bar absolute pressure
		495 0 — 25 bar absolute pressure
		998 special range absolute pressure
		999 special range gage pressure
		Output
		402 0 to 20 mA 3-wire
		405 4 to 20 mA 2-wire
		406 4 to 20 mA 3-wire
		412 0.5 to 4.5 V 3-wire
		415 0 to 10 V 3-wire
		418 1 to 5 V 3-wire

			420	1 to 6 V 3-wire
				Process connection (not front-flush)
			502	1/4" pipe to EN 837
			504	1/2" pipe to EN 837 (standard connection)
			511	1/4"-18 NPT to DIN 837
			512	1/2"-14 NPT to DIN 837
			523	1/2" pipe to DIN 3852 T11
			562	7/16"-20 UNF
			998	suitable for connecting to pressure separator
				Process connection (front-flush)
			570	1 1/2" pipe ⁴
			571	3/4" pipe ⁴
			574	1/2" pipe with front seal ³
			575	3/4" pipe with front seal ⁴
			576	1" pipe with front seal ⁴
			603	taper pressure connection with slotted nut to DIN11 851, DN20 ⁴
			604	taper pressure connection with slotted nut to DIN 11 851, DN25 ⁴
			605	taper pressure connection with slotted nut to DIN 11 851, DN32 ⁴
			606	taper pressure connection with slotted nut to DIN 11 851, DN40 ⁴
			607	taper pressure connection with slotted nut to DIN 11 851, DN50 ⁴
			612	clamp pressure connection to DIN 32 676, DN20 ⁴
			613	clamp pressure connection to DIN 32 676, DN25 ⁴ , DN32 ⁴ and DN40 ⁴
			616	clamp pressure connection to DIN 32 676, DN50 ⁴
			652	tank connection with slotted union nut ⁴
				Material of process connection
				20 stainless steel
				Electrical connection
				12 with attached cable (cable length in plain text)
				61 with terminal box

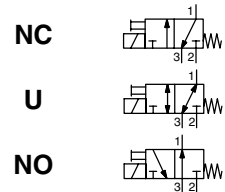
404366 / - - - - 20 - **Order code**

¹ only for 4 to 20 mA 2-wire output
not for ranges between 0.25 and 0.4 bar
not with +/- ranges
not with process connection 574.

² only for spans between 4 and 25 bar
only for output 0 to 10 V or 4 to 20 mA 2-wire or 0(4) to 20 mA 3-wire
not with process connection 574

³ only for ranges from 1 to 400 bar

⁴ only for ranges up to 25 bar



FEATURES

- Compact design for the control of single-acting actuators or filling and draining cycles
- Wide range of flow and pressure ratings
- Quick disassembly of core tube for easy maintenance of internal parts
- Standard disc seal made of FPM suitable for a wide range of operating temperatures and compatible with many fluids
- Standard manual operator allows an easy installation
- AC/DC interchangeability of the solenoid without disassembly of the valve
- Compliance with UL and CSA standards (coil 4/6,9 W)
- Compact and low weight valve
- The solenoid valves satisfy all relevant EC directives

GENERAL

Differential pressure See «SPECIFICATIONS» [1 bar =100 kPa]
Maximum viscosity 40 cSt (mm²/s)
Response time 5 - 10 ms

fluids (*)	temperature range (TS)	seal materials (*)
air, inert gas, water, oil	-10°C to +100°C	FPM (fluoroelastomer)

MATERIALS IN CONTACT WITH FLUID

(*) Ensure that the compatibility of the fluids in contact with the materials is verified

	Brass body	Stainless steel body
Body	Brass	AISI 316
Core tube	Stainless steel	Stainless steel
Core and plugnut	Stainless steel	Stainless steel
Springs	Stainless steel	Stainless steel
Seat	Brass	Stainless steel
Seals	FPM	FPM
Disc	FPM	FPM
Shading coil	Copper	Copper

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Coil insulation class F
Connector Spade plug (cable Ø 6-8 mm or Ø 6-10 mm)
Connector specification DIN 43650, 11 mm, industry standard B (type 01) or ISO 4400 / EN 175301-803, form A (type 02) IEC 335
Electrical safety Moulded IP65 (EN 60529)
Electrical enclosure protection DC (=) : 24V - 48V
Standard voltages AC (~) : 24V - 48V - 115V - 230V / 50 Hz
 (Other voltages and 60 Hz on request)

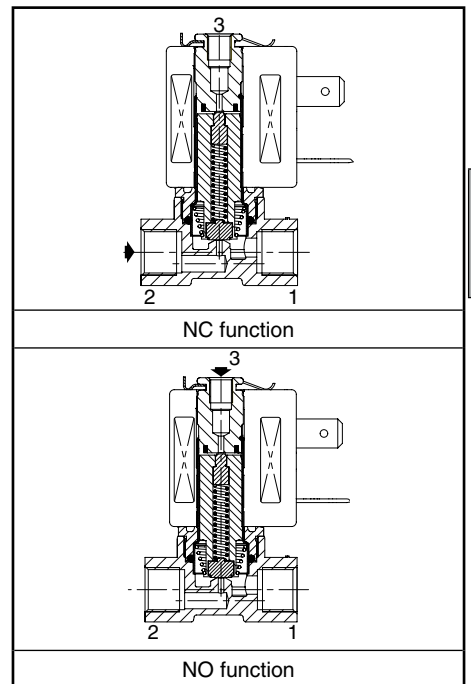
prefix option	power ratings				operator ambient temperature range (TS) (C°)	replacement coil		type ⁽¹⁾
	inrush ~		holding ~			~	=	
	(VA)	(VA)	(W)	(W)		230 V/50 Hz	24 V DC	
SC	12	6	4	5 / 6,9	-10 to +60	400127-197	400127-142	01
	15	7	5	5 / 6,9	-10 to +60	400727-117	400727-185	02

⁽¹⁾ Refer to the dimensional drawings on the following page.

SPECIFICATIONS

pipe size	orifice size	flow coefficient Kv				operating pressure differential (bar)				power coil (W)		catalogue number		options	
		2→1		3→1		min.	max. (PS)		~	=	brass	stainless steel	EPDM		
		(m ³ /h)	(l/min)	(m ³ /h)	(l/min)		air, water, oil (*)	=							
G	(mm)	(m ³ /h)	(l/min)	(m ³ /h)	(l/min)		~	=	~	=	~/=	~/=			
NC - Normally closed															
1/8 ⁽²⁾	1,2	0,05	0,8	0,05	0,8	0	15	15	4	6,9	SCG356B001VMS	SCG356B013VMS	E	-	-
	1,6	0,08	1,33	0,05	0,8	0	10	10	4	6,9	SCG356B002VMS	SCG356B014VMS	E	-	-
	2,0	0,1	1,66	0,05	0,8	0	5	5	4	6,9	SCG356B003VMS	SCG356B015VMS	E	-	-
	2,4	0,13	2,1	0,05	0,8	0	4	4	4	6,9	SCG356B004VMS	SCG356B016VMS	E	-	-
1/4 ⁽²⁾	1,6	0,08	1,33	0,05	0,8	0	10	10	5	6,9	SCG356B466VMS	SCG356B434VMS	-	-	-
	2,4	0,16	2,67	0,05	0,8	0	4	4	5	6,9	SCG356B470VMS	SCG356B436VMS	-	-	-
U - Universal															
1/8 ⁽²⁾	1,6	0,06	1	0,05	0,8	0	4,5	4,5	4	6,9	SCG356B010VMS	SCG356B022VMS	E	-	-
	2,0	0,08	1,33	0,05	0,8	0	3	3	4	6,9	SCG356B011VMS	SCG356B023VMS	E	-	-
	2,4	0,09	1,5	0,05	0,8	0	2	2	4	6,9	SCG356B012VMS	SCG356B024VMS	E	-	-
NO - Normally open															
1/8 ⁽²⁾	1,6	0,096	1,6	0,05	0,8	0	8,5	8,5	4	6,9	SCG356B006VMS	SCG356B018VMS	E	-	-

⁽²⁾ Pipe size port 3: M5 (Orifice size = 1,2 mm).



E

OPTIONS

- Valves can also be supplied with EPDM (ethylene-propylene) seals and discs. Use the appropriate optional suffix letter for identification (1/8 version only)
- Explosionproof enclosures for use in zones 1/21-2/22, categories 2-3 to ATEX Directive 94/9/EC (see "Explosionproof solenoids" section)
- Flying leads coil, use prefix L (e.g.: LG356B001VMS) (4 W/6,9 W coil only)
- Oxygen service with seals and disc in FPM, suffix NV, example: SCG356B001NVMS
- Solenoid valves integrated on manifold, orifice sizes 1,2 - 1,6 - 2 - 2,4 mm (See V591)
- French sanitary conformity approval ACS for potable water applications, suffix: FW (1/8 NC only)
- Without manual operator, on request
- Other pipe connections are available on request
- Plug with visual indication and peak voltage suppression or with cable length of 2 m (see Solenoids, Coils & Accessories section)

INSTALLATION

- The solenoid valves can be mounted in any position without affecting operation
- Solenoid valves have 2 mounting holes in body
- Pipe connection identifier is G = G (ISO 228/1)
- Installation/maintenance instructions are included with each valve


ORDERING EXAMPLES:

SC	G	356	B 001	VMS	230V / 50 Hz
SC	G	356	B 002	EMS	115V / 50 Hz
SC	G	356	B 014	NVMS	24V / DC
SC	G	356	B 001	FWMS	24V / DC
SC	G	356	B 456	VMS	230V / 50 Hz
SC	G	356	B 006	VMS	230V / 50 Hz

prefix — SC
 pipe thread — G
 basic number — 356
 B — basic number
 suffix — VMS, EMS, NVMS, FWMS
 voltage — 230V / 50 Hz, 115V / 50 Hz, 24V / DC


DIMENSIONS (mm), WEIGHT (kg)

TYPE 01
 Prefix "SC" Solenoid
 Epoxy moulded
 IEC 335 / DIN 43650
 IP65

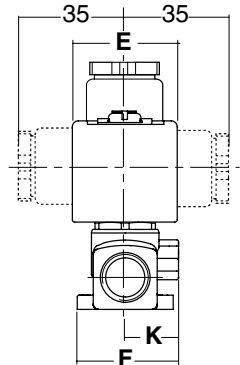
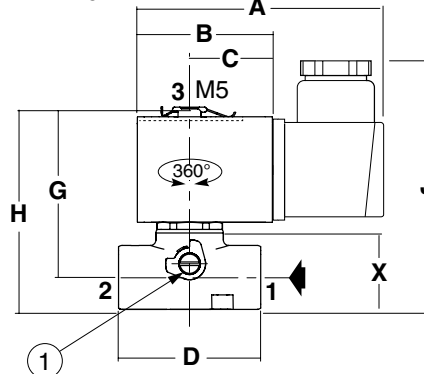
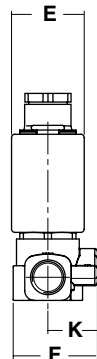
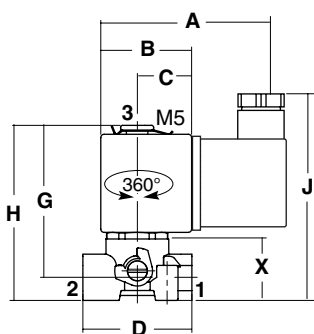
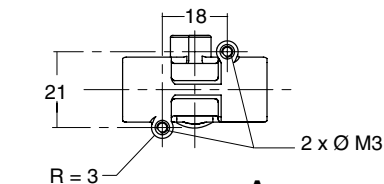
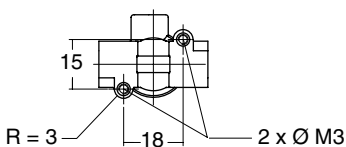


NC/NO/U (1/8): All 1/8 catalogue numbers

TYPE 02
 Prefix "SC" Solenoid
 Epoxy moulded
 IEC 335 / ISO 4400
 IP65

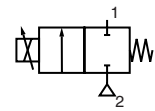


NC (1/4): SCG356B434VMS/436VMS/466VMS/470VMS/471V/472V



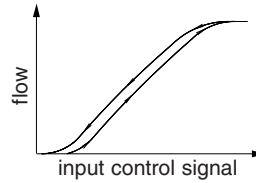
type	prefix option	pipe size	A	B	C	D	E	F	G	H	J	K	X	weight ⁽¹⁾	
														brass	stainless steel
01	SC	1/8	60,5	27,5	16,5	33	22	25,5	46	53	69	15	18,6	0,156	0,138
02	SC	1/4	76	38	23,3	40	29,7	28,5	48	57	79	15	23,4	0,232	0,229

⁽¹⁾ including coil and connector.



FEATURES

- Solenoid valves comply with all applicable EC Directives
- Variable flow, proportional to the input control signal
- Valves do not require a minimum operating pressure
- Valves can be mounted in any position



GENERAL

Differential pressure See "SPECIFICATIONS" [1 bar = 100 kPa]
Maximum allowable pressure 35 bar
Maximum viscosity 21 cSt (mm²/s)

fluids (*)	temperature range (TS) (1)	sealings (*)
air, inert gas, water, light oil	-10 to +90°C	FPM (fluorelastomer / viton)



MATERIALS IN CONTACT WITH FLUID

(*) Verify the compatibility of fluid with materials in contact

	Brass body	Stainless steel body
Body	Brass	AISI 303SS
Core tube, Springs	Stainless steel	Stainless steel
Core and plugnut	Stainless steel	Stainless steel
Riderring	PTFE (teflon)	PTFE (teflon)
Seat	Brass	Stainless steel
Sealing, Disc	FPM	FPM
Breaker piece	Brass	Stainless steel

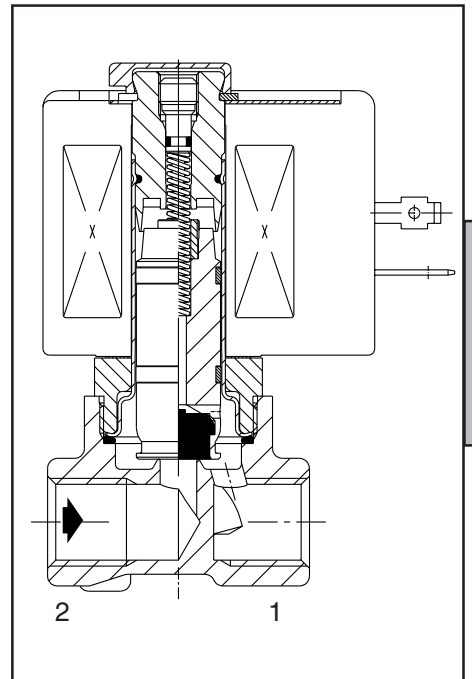
ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Coil insulation class	F	F
Connector	Spade plug (Pg 11P)	Spade plug (Pg 11P)
Connector specification	ISO 4400	ISO 4400
Electrical safety	IEC 335	IEC 335
Standard voltages	DC (=) : 24V (Other voltages available on request.)	

coil type	operating current	power rating hot / cold =	ambient temperature range (TS) (1)	protection
	(mA)	(W)	(°C)	
CMXX-F	100 - 500	11 / 8	-10 to +75	moulded IP65

Voltage regulation 0 - 24 V DC
24 V DC pulse width modulated (300 Hz)

Flow regulation characteristics (2) Hysteresis <5%; Repeatability <3%; Sensitivity <2%



SPECIFICATIONS

pipe size	orifice size	flow coefficient Kv		operating pressure differential (bar)				catalogue number		
				min.	maximum					
					vacuum	air (*)	water (*)			light oil (*)
	(mm)	(m ³ /h)	(l/min)	=	=	=	=	air/gas	liquids	
G Brass body, FPM sealings and discs										
1/4	1,2	0,05	0,8	0	1	16	16	16	SC G202A001 V	SC G202A051 V
	2,4	0,12	2	0	1	8	8	8	SC G202A002 V	SC G202A052 V
	3,2	0,24	4	0	1	4	4	4	SC G202A003 V	SC G202A053 V
	4	0,42	7	0	1	2,5	2,5	2,5	SC G202A004 V	SC G202A054 V
	5,6	0,72	12	0	1	1,4	1,4	1,4	SC G202A006 V	SC G202A056 V
	7,1	0,9	15	0	1	1	1	1	SC G202A007 V	SC G202A057 V
NPT Stainless steel body, FPM sealings and discs										
1/4	1,2	0,05	0,8	0	1	16	16	16	SC B202A011 V	SC B202A061 V
	2,4	0,12	2	0	1	8	8	8	SC B202A012 V	SC B202A062 V
	3,2	0,24	4	0	1	4	4	4	SC B202A013 V	SC B202A063 V
	4	0,42	7	0	1	2,5	2,5	2,5	SC B202A014 V	SC B202A064 V
	5,6	0,72	12	0	1	1,4	1,4	1,4	SC B202A016 V	SC B202A066 V
	7,1	0,9	15	0	1	1	1	1	SC B202A017 V	SC B202A067 V

(1) Damage may occur when liquids solidify above the specified minimum temperature.
(2) Percentage of max. value with 24 V DC, P.W.M., 300 Hz voltage supply at constant ΔP

The codes in the grey shaded areas correspond to commonly used products which can be supplied rapidly

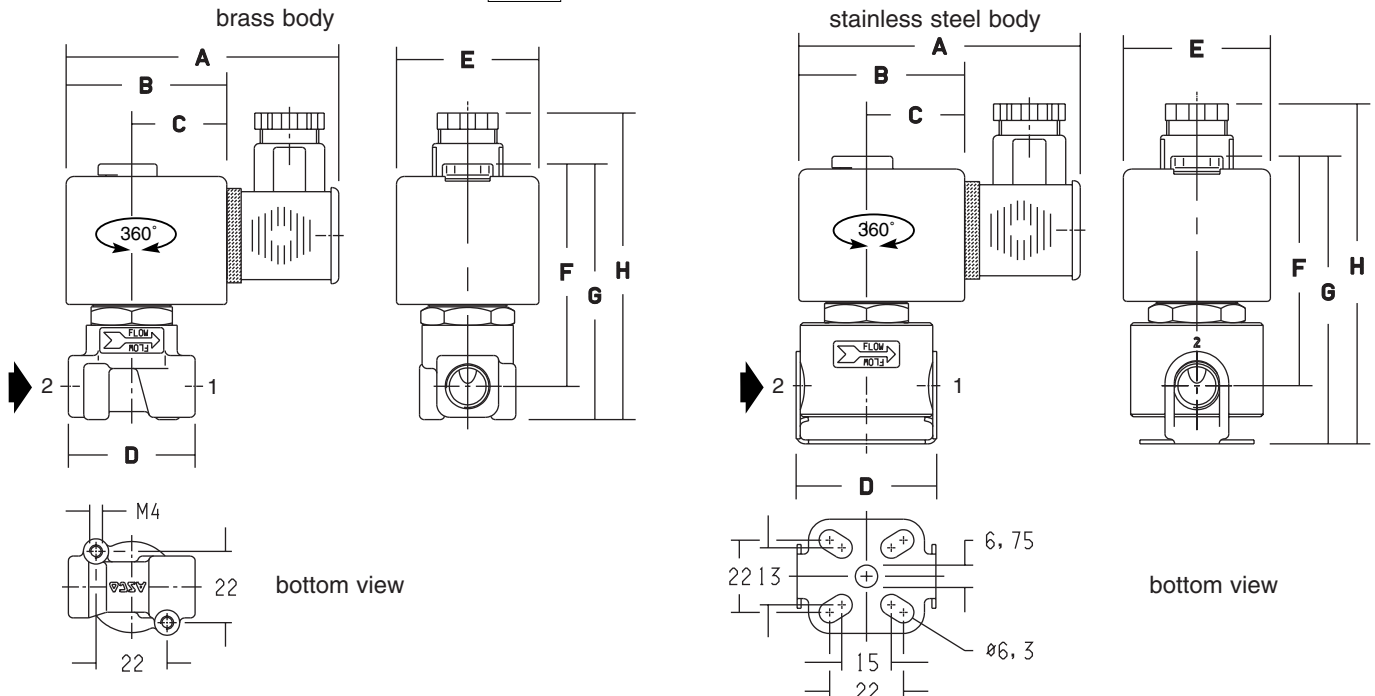
OPTIONS

- Valves can also be supplied with NBR (nitrile / buna-n), EPDM (ethylene-propylene), CR (chloroprene / neoprene) and PTFE (teflon) sealings and discs
- Waterproof enclosure with embedded screw terminal coil and Pg 13,5 cable gland to meet CEE-10 (IP67)
- Explosionproof enclosures EEx m (series PV), EEx em (series EM) for hazardous locations according to "CENELEC" and national standards (see section 10)
- Explosionproof and watertight enclosures according to "NEMA" standards (see section 10)
- Mounting brackets
- Electronic proportional control unit (series **E908A001**, see V150):
Features:
 - input control signals: analog: 0 - 10 V DC, 0 - 20 mA or 4 - 20 mA
 - adjustable coil current (= flow rate) at required control signals
 - switch-off function at less than 2% of the maximum control function
 - adjustable ramp control
 - Adjustable frequency
 - output current independent of coil resistance and supply voltage variations
 - housed in: a box with spade plug connector according to ISO 4400 / IP65

INSTALLATION

- The valves can be mounted in any position without affecting operation
- Brass valves have two mounting holes
Stainless steel valves are supplied with mounting bracket
- Threaded pipe connections are standard : G (ISO 228/1) brass and B : NPT (ANSI 1.20.3) stainless steel
- The third digit in the catalogue number indicates the standard pipe connection
- Other pipe connections are available on request
- Installation/maintenance instructions are included with each valve
- Replacement coils are available (see section 11)

DIMENSIONS (mm), WEIGHT (kg)



catalogue number 202A (1/4)	A	B	C	D	E	F	G	H	weight (1)
Brass	85	50	30	40	45	60	80	95	0,45
Stainless steel	80	50	30	40	45	60	79	94	0,45

(1) Coil and connector included

All leaflets available on: www.ascojoucomatic.com

X006-04-8