



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Caracterización de un músculo neumático para su utilización en la cirugía Fontan

Autor: Alonso Arévalo, Álvaro

Tutor: Castro Ruiz, Francisco

Ingeniería Energética y Fluidomecánica

Valladolid, Julio de 2021



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Caracterización de un músculo neumático para su utilización en la cirugía Fontan

Autor: Alonso Arévalo, Álvaro

Tutor: Castro Ruiz, Francisco

Ingeniería Energética y Fluidomecánica

Valladolid, Julio de 2021

Muchas gracias a Francisco Castro por brindarme la oportunidad de participar en este proyecto, a Jose Ángel, por crear la tecnología necesaria para trabajar, a Eric, por la construcción de la instalación y a José Sierra por contribuir en el seguimiento del proyecto.

También quiero expresar agradecimiento a Joaquín, por ser un buen compañero de laboratorio y de almuerzo. Finalmente, a mi familia, a Galván y a Ali por aguantar mis exhaustivas charlas sobre el proyecto.

Gracias a todos.

RESUMEN

El Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico afecta a un gran número de neonatos, los cuales son sometidos a tres operaciones que desembocan en la implantación del injerto Fontan. Sin embargo, el ciclo hemodinámico de estas personas no es igual de eficiente que el de un humano sano. Por ello, se están desarrollando prototipos de injertos activos que contribuyen a la impulsión de la sangre de retorno mejorando el rendimiento del corazón.

En este trabajo se construye una instalación para estudiar el comportamiento de un injerto Fontan neumático basado en el efecto peristáltico. Se justifica detalladamente el diseño y montaje de la instalación, así como la puesta a punto de la instrumentación. Posteriormente, se consigue replicar en la instalación el ciclo sanguíneo de un paciente con este síndrome. En adición, se presenta el diseño de un modelo peristáltico de calibración y un protocolo de actuación para la adquisición de datos con un equipo PIV.

PALABRAS CLAVE

Fontan, SCIH (Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico), VIP (Velocimetría de Imágenes de Partículas), Injerto, Instalación.

ABSTRACT

Hypoplastic Left Heart Syndrome affects large numbers of neonates, who are subjected to three surgeries leading to Fontan's shunt implantation. However, these people's hemodynamic cycle is not as efficient as a healthy human's one. Hence, active shunt prototypes that contribute to returning blood's pumping are being developed, thus, improving heart's performance.

In this thesis, an installation to study an effect peristaltic based Fontan pneumatic shunt is built. The design and assembly of the installation, as well as its fine-tuning is justified in detail. Subsequently, the installation succeeds in replicating the hemodynamic cycle of a patient with this syndrome. In addition, the design of a peristaltic model for calibration and an action protocol for data acquisition with a PIV equipment is presented.

KEYWORDS

Fontan, HLHS (Hypoplastic Left Heart Syndrome), PIV (Particle Image Velocimetry), Shunt, Installation.

ÍNDICE

1. CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN	1
1.1. Presentación.....	5
1.2. Aportación personal.....	13
1.3. Objetivos.....	14
1.4. Contenido.....	15
2. CAPITULO 2: ADECUACIÓN DE LA INSTALACIÓN.....	17
2.1. Antecedentes y mejora de la instalación.....	21
2.2. Fluido de trabajo	23
2.3. Instalación definitiva.....	29
2.4. Calibración de la instrumentación.....	33
2.5. Ajuste y calibrado de electroválvulas.....	42
2.5.1. Procedimiento.....	44
2.5.2. Análisis de resultados.....	47
2.5.3. Relación Caudal-Ángulo.....	50
2.5.4. Relación "K"-Ángulo.....	51
3. CAPITULO 3: SIMULACIÓN DEL CICLO HEMODINÁMICO.....	53
3.1. Análisis de la bibliografía sobre la pulsatilidad del ciclo hemodinámico.....	57
3.2. Ciclo alternativo.....	59
3.3. Herramientas para el control.....	61
3.4. Definición del ciclo hemodinámico.....	62
3.4.1. Parámetros utilizados.....	63
3.4.2. Ensayos.....	64
3.4.3. Ensayos de comprobación.....	70
3.4.4. Ensayos tras cambios en la instalación.....	72
3.4.5. Incorporación del flujo reverso.....	74
3.5. Evaluación del ciclo conseguido con la instalación.....	75
3.6. Programa calculador de ciclo.....	79
3.7. Comprobación eficacia.....	81
4. CAPITULO 4: MODELO PERISTÁLTICO.....	87
4.1. Finalidad.....	91
4.2. Diseño.....	91

4.3. Caracterización.....	102
5. CAPITULO 5: METODOLOGÍA DE MEDIDA.....	107
5.1. Puesta en marcha de la instalación.....	111
5.1.1. Instalación hidráulica.....	111
5.1.2. Instalación electrónica.....	113
5.1.3. Instalación óptica.....	114
5.2. Implementación PIV.....	115
5.2.1. PIV.....	115
5.2.2. Análisis de datos con PIV.....	120
5.3. Limitaciones de las medidas.....	129
6. CAPITULO 6: Conclusiones.....	131
BIBLIOGRAFÍA.....	137
ANEXO 1: HAGEN-POISEUILLE.....	141
ANEXO 2: MANUAL LÁSER CIRCULACIÓN SANGUÍNEA.....	149
1. Caja de conexiones.....	153
2. Arranque del programa.....	154
3. Programa.....	155
3.1. Sistema.....	155
3.2. Ejecución del ciclo.....	156
3.3. Control manual.....	157
3.4. Configuración.....	160
ANEXO 3: PROCESO DE CARACTERIZACIÓN DE LA ELECTROVÁLVULA 1.....	165

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Etapas de las operaciones a las que se ve sometido un corazón que sufre síndrome del corazón izquierdo hipoplásico. El color rojo muestra flujo sanguíneo oxigenado, el azul, sin oxigenar y el morado, mezcla. A) corazón enfermo. B) Cirugía Norwood. C) Cirugía Glenn. D) Cirugía Fontan.....	6
Figura 1.2. Distribución de velocidades en la unión Blalock-Taussig.....	7
Figura 1.3. Modelados 3D de pacientes con implantes en Y (superior) y en T (inferior).....	7
Figura 1.4. Distribución de la tasa de disipación viscosa frente a diferentes entradas.....	9
Figura 1.5. Modelo matemático del cuerpo basado en circuitos eléctricos.....	9
Figura 1.6. Posibles comunicaciones del implante Fontan	10
Figura 1.7. Implante de bomba en conducto Fontan en Y (izquierda). Implante neumático envolvente (derecha	12
Figura 2.1. Esquema de funcionamiento de un corazón con el Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico.....	21
Figura 2.2. Esquema inicial de la instalación	22
Figura 2.3. Evolución de la densidad del agua (azul), glicerina (naranja) y de la mezcla.....	24
Figura 2.4. Evolución de la viscosidad del agua (azul), glicerina (naranja) y de la mezcla (gris).....	25
Figura 2.5. Esquema de la instalación	29
Figura 2.6. Esquema de la caja de conexiones empleadas	30
Figura 2.7. De izquierda a derecha: caja de control de las electroválvulas, caja de control de los motores paso a paso del depósito y del desplazador del modelo y caja general de conexiones.....	32
Figura 2.8. Esquema de la instalación auxiliar en el carro.....	33
Figura 2.9. Respuesta temporal del caudal y de la presión frente a cambios en la válvula.....	34

Figura 2.10. Rectas de calibración de los caudalímetros	36
Figura 2.11. Caudalímetro “móvil” para tubos de 10mm Sonoflow de Sonotec®.....	37
Figura 2.12. Caudalímetro “fijo” para tubos de 10mm Sonoflow de Sonotec®.....	38
Figura 2.13. Caudalímetro “móvil” para tubos de 20mm Sonoflow de Sonotec	39
Figura 2.14. Captador de presión de la entrada del modelo	40
Figura 2.15. Captador de presión de la salida del modelo	41
Figura 2.16. Esquema del mecanismo del servomotor para estrangular los tubos.....	42
Figura 2.17. Representación de la relación entre la posición angular y longitudinal	43
Figura 2.18. Esquema de la parte del circuito del modelo que se va a considerar	45
Figura 2.19. Relación entre caudal y ángulo y de la constante de pérdidas introducidas por el servo y el ángulo	50
Figura 2.20. Relación K - ángulo ampliada	52
Figura 3.1. Estados de inspiración (izquierda) y espiración (derecha).....	57
Figura 3.2. Flujo sanguíneo observado en la Vena Cava Inferior mediante resonancia magnética (MR).....	58
Figura 3.3. Ciclo objetivo aproximado al real	59
Figura 3.4. Evolución de presiones y caudales obtenida en la instalación del MIT	60
Figura 3.5. Evolución de caudal obtenida en la instalación del MIT	60
Figura 3.6. Detalle de la colocación del servomotor a la salida del modelo.....	61
Figura 3.7. Detalle de la colocación de la electroválvula 2 de la entrada del modelo al depósito inferior	62

Figura 3.8. Evolución del ciclo obviando la parte de flujo reverso	63
Figura 3.9. Curva empleada y evolución de caudal (azul claro) en el ensayo 1	64
Figura 3.10. Curva empleada y evolución de caudal (azul claro) en el ensayo 2	65
Figura 3.11. Curva empleada y evolución de caudal (azul claro) en el ensayo 3	66
Figura 3.12. Curva empleada y evolución de caudal (azul claro) en el ensayo 4	67
Figura 3.13. Estimación de la evolución del caudal a lo largo del ciclo fijando como valor intermedio aproximado, 2/3 del caudal de referencia (1100 ml/min)	68
Figura 3.14. Curva empleada y evolución de caudal (azul claro) en el ensayo 5	69
Figura 3.15. Evolución de caudal en el ensayo de comprobación 1.....	70
Figura 3.16. Evolución de caudal en el ensayo de comprobación 2.....	71
Figura 3.17. Evolución del caudal tras realizar los cambios en la instalación.....	73
Figura 3.18. Evolución de la presión de entrada al modelo	73
Figura 3.19. Evolución del caudal y de la presión del sistema monitorizando el flujo reverso	74
Figura 3.20. Caudales medidos de ambos ensayos presentados por separado sin media móvil (MM).....	75
Figura 3.21. Detalle del flujo reverso sin media móvil.....	76
Figura 3.22. Caudal total combinado filtrado con media móvil	76
Figura 3.23. Representación de la curva de consigna (apertura angular) con la real experimentada (caudal	77
Figura 3.24. Evolución de la presión de entrada con el caudal total.....	78
Figura 3.25. Evolución del caudal calculado por el programa (ml/min) en amarillo, con el tiempo (ms	81

Figura 3.26. Curva de caudal obtenido con el ciclo calculado por el programa ampliada	82
Figura 3.27. Evolución del caudal obtenido con la secuencia averiguada en el comienzo del capítulo	83
Figura 3.28. Evolución del caudal con el tiempo empleando la secuencia ajustada	85
Figura 3.29. Evolución del caudal con la secuencia ajustada ampliada	86
Figura 4.1. Esquema de colocación del injerto neumático Fontan y su imagen conceptual.....	92
Figura 4.2. Modelo de estrangulador.....	93
Figura 4.3. Diseño renderizado de la disposición del grupo de seis estranguladores.....	93
Figura 4.4. Esquema de las partes del modelo de obturador.....	94
Figura 4.5. Implementación de los modelos en la instalación	96
Figura 4.6. Placas de alineación del modelo con láser	97
Figura 4.7. Alineación correcta del modelo en la comprobación de giro sobre eje z	98
Figura 4.8. Alineación correcta del modelo en la comprobación de giro sobre eje y	98
Figura 4.9. Corrección del giro alrededor del eje x	99
Figura 4.10. Conductos ensayados para el injerto Fontan. De izquierda a derecha: muestra A, B, C y D	100
Figura 4.11. Medida de área con aplicación SketchAndCalc.....	103
Figura 4.12. Comparación entre la posición en la que se encuentra el pistón L (mm) y el área que permanece libre para esa posición A (mm ²	104
Figura 4.13. Evolución de los tiempos y velocidades de apertura y cierre con respecto a la presión de aire comprimido	106
Figura 5.1. Instalación hidráulica.....	111

Figura 5.2. Reconocimiento correcto de los dispositivos en DynamicStudio..	114
Figura 5.3. Esquema de funcionamiento del PIV	116
Figura 5.4. Desplazamiento de partículas observado en dos imágenes consecutivas.....	117
Figura 5.5. Diseño CAD del láser	118
Figura 5.6. Cámara digital	119
Figura 5.7. Icono para abrir la herramienta de adquisición de imágenes.....	120
Figura 5.8. Ventana de adquisición de imágenes	120
Figura 5.9. Ventana de previsualización y guardado de imágenes.....	121
Figura 5.10. Visualización de las imágenes guardadas.....	121
Figura 5.11. Desplegable de opciones de procesado de imágenes	122
Figura 5.12. Definición de máscara en ventana de herramientas de análisis	123
Figura 5.13. Aspecto del desplegable una vez se define una máscara	123
Figura 5.14. Ejemplo de máscara definida	124
Figura 5.15. Ejemplo de máscara implantada.....	124
Figura 5.16. Ejemplo de imagen mínima	125
Figura 5.17. Ejemplo de imagen tras restar el mínimo.....	125
Figura 5.18. Ejemplo de media de correlaciones.....	126
Figura 5.19. Ejemplo de correlación móvil.....	127
Figura 5.20. Desplegable de opciones para aplicar macro	127
Figura 5.21. Ventana de selección de macros	128
Figura 5.22. Desplegable de operaciones tras aplicar la macro.....	128
Figura A1.1. Representación del perfil de velocidades en una corriente Hagen-Poiseuille.....	145

Figura A1.2. Representación de la geometría del perfil de velocidades del flujo Hagen-Poiseuille	146
Figura A2.1. Esquema de conexiones utilizadas en la caja de control general	153
Figura A2.2. Ventana de inicio del programa	154
Figura A2.3. Selección de puerto y velocidad de transferencia	154
Figura A2.4. Ventana principal del programa	155
Figura A2.5. Ventana de elección del destino del Fichero	156
Figura A2.6. Ventana de Datos Recogidos	156
Figura A2.7. Ventana de Gráfica	157
Figura A2.8. Ventana Monitor sin escalar (izquierda) y escalado (derecha)..	158
Figura A2.9. Ventana de control de los desplazadores	159
Figura A2.10. Ventana de control de las salidas analógicas	160
Figura A2.11. Ventana de control de los servomotores	160
Figura A2.12. Ventana de parámetros del ciclo	161
Figura A2.13. Ventana de Curva programada	161
Figura A2.14. Ajuste de la curva para distintos tiempos de escalón.....	161
Figura A2.15. Ventana de Sensores	162
Figura A3.1. Gráfica obtenida caudal Q (ml/min) frente a tiempo t (ms) de todo el ciclo.....	167
Figura A3.2. Caudal en el tramo 60° a 120°	168
Figura A3.3. Caudal en el tramo 130°	168
Figura A3.4. Caudal en el tramo 140°	169
Figura A3.5. Caudal en el tramo de 150° a 160°.....	169
Figura A3.6. Gráfica obtenida caudal Q (ml/min) frente a tiempo t (ms) en el rango 120°-130°.....	171

Figura A3.7. Caudal en el tramo 121°.....	172
Figura A3.8. Caudal en el tramo 122°.....	172
Figura A3.9. Caudal en el tramo 123°.....	173
Figura A3.10. Caudal en el tramo 124°.....	173
Figura A3.11. Caudal en el tramo 125°.....	174
Figura A3.12. Caudal en el tramo 126°.....	174
Figura A3.13. Caudal en el tramo 127°.....	175
Figura A3.14. Caudal en el tramo 128°.....	175
Figura A3.15. Caudal en el tramo 129°.....	176
Figura A3.16. Gráfica obtenida caudal Q (ml/min) frente a tiempo t (ms) en el rango 130°-140°	177
Figura A3.17. Caudal en el tramo 131°.....	178
Figura A3.18. Caudal en el tramo 132°.....	178
Figura A3.19. Caudal en el tramo 133°.....	179
Figura A3.20. Caudal en el tramo 134°.....	179
Figura A3.21. Caudal en el tramo 135°.....	180
Figura A3.22. Caudal en el tramo 136°.....	180
Figura A3.23. Caudal en el tramo 137°.....	181
Figura A3.24. Caudal en el tramo 138°.....	181
Figura A3.25. Caudal en el tramo 139°.....	182
Figura A3.26. Gráfica obtenida caudal Q (ml/min) frente a tiempo t (ms) en el rango 140°-150°	184
Figura A3.27. Caudal en el tramo 141°.....	184
Figura A3.28. Caudal en el tramo 142°.....	185
Figura A3.29. Caudal en el tramo 143°.....	185

Figura A3.30. Caudal en el tramo 144°	186
Figura A3.31. Caudal en el tramo 145°	186
Figura A3.32. Caudal en el tramo 146°	187
Figura A3.33. Caudal en el tramo 147°	187
Figura A3.34. Caudal en el tramo 148°	188
Figura A3.35. Caudal en el tramo 149°	188

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Datos de partida de viscosidad, densidad e índice de refracción de los componentes de la mezcla (agua destilada y glicerina.....	23
Tabla 2.2. Cálculo de los índices de refracción de la mezcla agua glicerina a diferentes concentraciones.....	25
Tabla 2.3. Medidas reales de caudal (en ml/min) y medidas calibradas.....	35
Tabla 2.4. Características del caudalímetro móvil para tubos de 10mm.....	38
Tabla 2.5. Características del caudalímetro fijo para tubos de 10mm.....	39
Tabla 2.6. Características del caudalímetro móvil para tubos de 20mm.....	40
Tabla 2.7. Características del sensor de presión de entrada al modelo	41
Tabla 2.8. Características del sensor de presión de salida del modelo.....	41/42
Tabla 2.9. Pérdidas de carga en el circuito del modelo	46
Tabla 2.10. Cálculo de las constantes de pérdidas introducidas por el servo.....	49
Tabla 3.1. Programa calculador de ciclo	80
Tabla 3.2. Ajuste del ciclo calculado por el programa.....	84
Tabla 4.1. Recogida de datos longitud-área del obturador	104
Tabla 4.2. Recogida de datos de tiempos y velocidades de cierre y apertura del obturador	105
Tabla 5.1. Características del dispositivo láser	118
Tabla 5.2. Características de la cámara.....	119
Tabla A1.1. Proyecciones cartesianas de la ecuación diferencial de la conservación de cantidad de movimiento	144
Tabla A3.1. Datos de caudales medios en el tramo 60° a 160°	170
Tabla A3.2. Datos de caudales medios en el tramo 120° a 130°.....	176
Tabla A3.3. Datos de caudales medios en el tramo 130° a 140°.....	182
Tabla A3.4. Datos de caudales medios en el tramo 140° a 150°.....	189

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN.....	5
1.1.	Presentación.....	5
1.2.	Aportación personal	13
1.3.	Objetivos	14
1.4.	Contenido.....	15

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Presentación

Miles de recién nacidos al año, afectados por una enfermedad que compromete su sistema cardiovascular, tratan de sobrevivir al llamado Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico ^[1]. Típicamente, 1 de cada 3000 neonatos ^[2].

En el periodo final de la gestación, el corazón de un feto sufre cambios en su fisionomía dando como resultado el corazón humano que todo el mundo imagina. En ocasiones, estos cambios no llegan a producirse, por lo que el corazón del recién nacido posee defectos fetales ^[3]. Los defectos característicos de un corazón fetal son ^[4]:

- **El conducto arterial:** Unión entre la arteria aorta y las arterias pulmonares. En el periodo fetal, no es necesario que estos dos vasos estén separados debido a la falta de necesidad de que se bombee sangre a los pulmones para oxigenarla.
- **El agujero interauricular:** Cavidad existente entre la aurícula izquierda y la derecha.

El síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico no solo arrastra defectos fetales que podrían conllevar una sencilla operación de corrección, sino que poseen otra malformación característica: subdesarrollo del ventrículo izquierdo.

El ventrículo izquierdo es la parte del corazón que aporta más presión ya que bombea la sangre a todo el cuerpo. En caso de no tener esta cámara, la integridad del sistema cardiovascular se ve muy comprometida ^[4]. Para remediar este síndrome, la persona se somete a una secuencia de tres operaciones de reestructuración de los vasos del corazón: Norwood, Glenn y Fontan, como se muestra en la Figura 1.1.

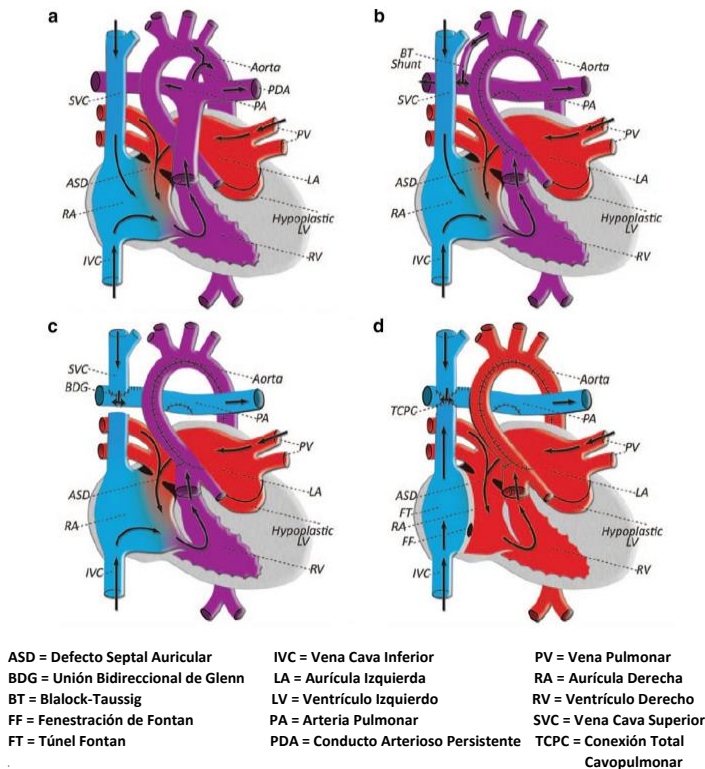


Figura 1.1. Etapas de las operaciones a las que se ve sometido un corazón que sufre síndrome del corazón izquierdo hipoplásico. El color rojo muestra flujo sanguíneo oxigenado, el azul, sin oxigenar y el morado, mezcla. A) corazón enfermo. B) Cirugía Norwood. C) Cirugía Glenn. D) Cirugía Fontan. Fuente: elaboración propia basado en [3].

El objetivo de esta cirugía es que la parte derecha del corazón ejerza la función de la parte izquierda inexistente [3].

- **Norwood:** Es la primera de las operaciones. En ella se retira el conducto arterial y se aísla la arteria pulmonar de cualquier ventrículo, conectándola con la aorta mediante una unión Blalock-Taussig. Es un tubo de unos 3.5mm de diámetro por el que fluye mezcla de sangre oxigenada y sin oxigenar aproximadamente a 2 m/s (Figura 1.2) [5].

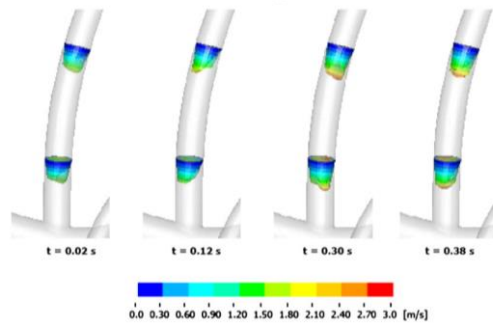


Figura 1.2. Distribución de velocidades en la unión Blalock-Taussig. Fuente [5].

- **Glenn:** Se retira la unión Blalock-Taussig y se corta la vena cava para conectar las arterias pulmonares a la parte superior [3].
- **Fontan:** Es el último paso quirúrgico. En esta operación se conecta el otro tramo de la vena cava que se cortó previamente a la arteria pulmonar y se añade una cánula artificial biocompatible aislando el flujo no oxigenado del oxigenado [3].

Dado que las operaciones siempre concluyen con la incorporación del injerto Fontan, se han realizado numerosos estudios para mejorar la eficiencia de este elemento. Se han desarrollado modelos de diferentes formas, el modelo en T y en Y son los más extendidos como muestra la Figura 1.3 [6].

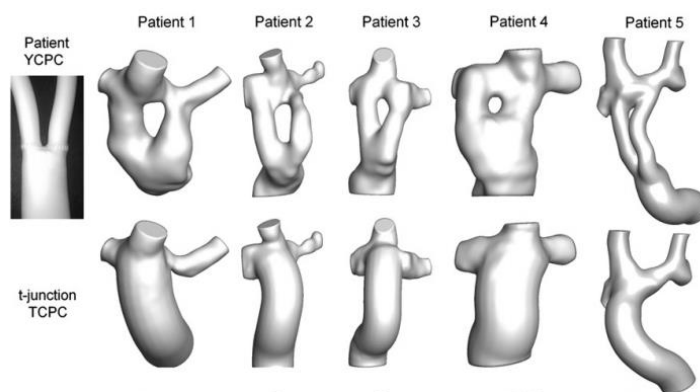


Figura 1.3. Modelados 3D de pacientes con implantes en Y (superior) y en T (inferior). Fuente [6].

El implante se suele denominar conexión cavo-pulmonar total debido a que conecta las arterias pulmonares con la vena cava. Las terminaciones del implante se van a adherir a las arterias y venas de cada paciente, por lo que se efectúa un diseño diferente para cada paciente de acuerdo con sus características fisiológicas como diámetros, longitudes y distancias entre vasos [7][8].

La intención de la ingeniería biomédica en este campo es conseguir un implante que no suponga resistencia al flujo en términos de pérdidas de carga [9].

En la actualidad, existen varios estudios [2][6][10][11] que reflejan las evaluaciones de las prestaciones de los injertos que están implantados en pacientes y simulando alternativas para comparar resultados e intentar mejorar el implante.

Los métodos hoy en día empleados para llevar a cabo estos análisis son:

- **Ensayo in vivo**, donde se analizan pacientes reales que llevan el implante. La herramienta más comúnmente empleada es la resonancia magnética cardíaca (RMC). Con este método se obtiene un modelo 3D del implante personalizado de cada individuo (Figura 1.3). Posteriormente se somete a una simulación de dinámica de fluidos donde se obtienen datos de la pérdida de carga que supone el implante y la distribución de velocidades [7].
- **Ensayo in vitro**. Emplean la técnica PIV (Particle Image Velocimetry). Esta es la técnica que se va a llevar a cabo en este trabajo. A grandes rasgos, consiste en simular el flujo sanguíneo con un fluido de semejantes características (viscosidad $\mu = 0.0035$ Pas y densidad $\rho = 1050$ kg/m³) [3], mezclarlo con partículas fotoluminiscentes y hacerlo fluir por el modelo de pruebas. En una zona de medida, una cámara, sincronizada con un láser, toma imágenes con cada pulso del láser donde se pueden apreciar las partículas, iluminadas por la luz láser y su movimiento. Un software específico procesa imágenes tomadas con poca diferencia de tiempo mediante correlaciones (comparaciones por píxeles). El resultado es el campo de velocidades del fluido [12].
- **Ensayo in silico**. Todo el estudio se realiza por ordenador con simulación CFD (*Computational Fluid Dynamics*). Con esta herramienta se puede crear mediante programas de diseño 3D un implante que, con las condiciones de contorno bien definidas, se puede someter a un análisis frente a diferentes tipos de perfiles de velocidades de entrada (Figura 1.4) [13].

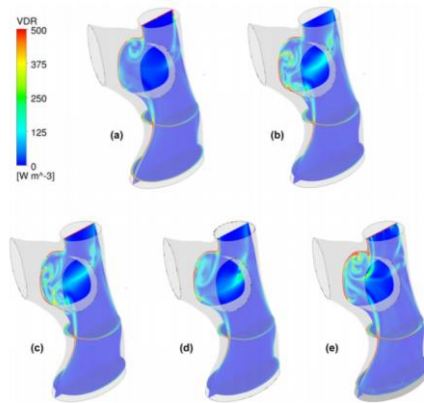


Figura 1.4. Distribución de la tasa de disipación viscosa frente a diferentes entradas. Fuente [13].

Los programas de CFD dividen el recinto de estudio (en este caso, el implante Fontan) en volúmenes finitos donde se resuelven las ecuaciones de Navier-Stokes de forma discreta obteniendo distribuciones de velocidad, de presión y de pérdidas de carga [9]. Estos son los indicadores más comunes para caracterizar un implante, pero también se suele calcular la saturación de Oxígeno e incluso la energía cinética del fluido [1].

Para determinar las interacciones con el resto del cuerpo se pueden emplear modelos globales matemáticos del sistema circulatorio basados en analogías con teoría de circuitos eléctricos [14] (Figura 1.5).

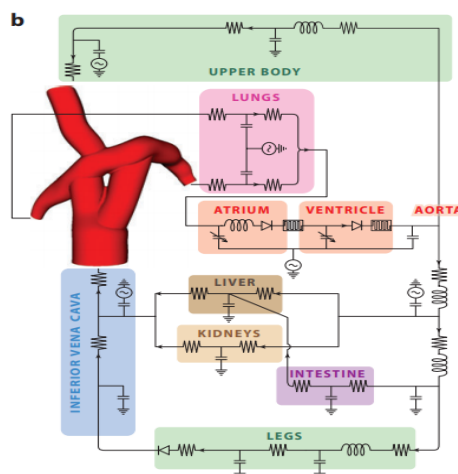


Figura 1.5. Modelo matemático del cuerpo basado en circuitos eléctricos. Fuente [14].

Generalmente se llevan a cabo comparaciones entre las distintas propuestas de implantes y, tanto los que se fabrican con forma de T o de Y, consiguen resultados prometedores. No obstante, la geometría depende de cada paciente debido a su gran variabilidad [15].

Una de las ventajas de fabricar estos injertos artificiales con bifurcación es que, de esta manera, se mejora la distribución del flujo sanguíneo [7].

Uno de los mayores inconvenientes de las formas en T y en Y es que, en los cambios de dirección, pueden presentar vórtices o flujos helicoidales, los cuales pueden asemejarse a una turbulencia que implica una alta pérdida de carga [16].

Un correcto diseño del injerto Fontan es crucial para que la repartición del flujo hepático sea equitativa hacia los dos pulmones. Esto se debe cumplir porque, el flujo hepático proveniente de la vena cava inferior arrastra un componente indispensable para el correcto desarrollo de los pulmones. De este modo, si la repartición de este componente no es regular, un pulmón se desarrollaría mejor que otro dando lugar a malformaciones [17].

Cabe destacar que el diseño de injertos Fontan biocompatibles también se ha extendido tanto en la ingeniería biomédica como en la ingeniería de tejidos, así se ha investigado sobre muchos materiales para su fabricación, generalmente polímeros de caprolactama, ácido láctico, politetrafluoroetileno, etc. [18]

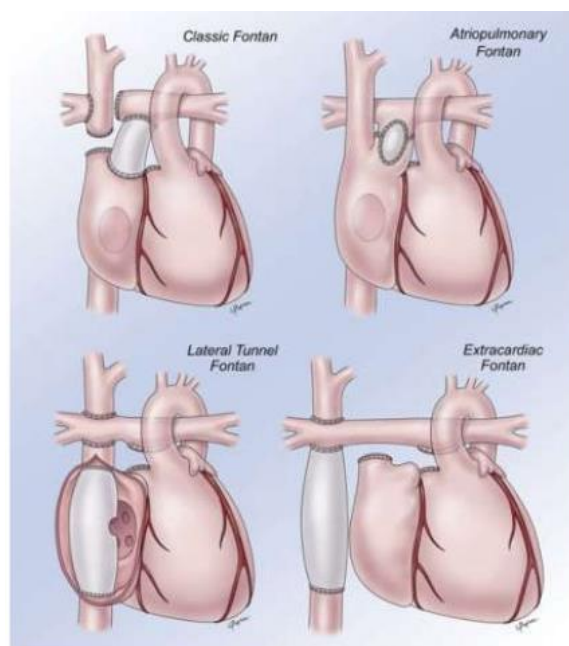


Figura 1.6. Posibles comunicaciones del implante Fontan. Fuente [19].

Dependiendo del lugar de colocación del injerto Fontan, la Figura 1.6 muestra cómo se pueden clasificar cuatro tipos de implante Fontan ^[19]:

- **Fontan clásico:** la unión se efectúa entre la arteria pulmonar y la aurícula derecha.
- **Fontan auriculo-pulmonar:** el implante completa la unión muscular entre aurícula derecha y arteria pulmonar.
- **Fontan de túnel lateral:** el músculo se encuentra en el interior de la aurícula derecha y se conecta mediante una fenestración al interior del corazón.
- **Fontan extra cardíaco:** el músculo conecta la vena cava inferior con la arteria pulmonar (previamente unida a la vena cava superior). Este implante permanece exterior al corazón, sin contacto alguno.

En las ocasiones en las que el implante Fontan es muy elaborado en términos de forma geométrica, el paciente puede prolongar su esperanza de vida, pero ya se ha comentado que puede tener riesgos de malformaciones y de flujo sanguíneo debido a que el ventrículo derecho es mucho más débil que el ventrículo izquierdo normal, por lo que el bombeo será menor ^[3]. Por esta razón, lo ideal es que el paciente se someta a un trasplante de corazón, pero la espera puede ser letal. Debido a la necesidad de encontrar una solución al problema, los científicos se proponen el siguiente planteamiento: ya que hay que concluir con la implantación de un tubo Fontan, ¿por qué no hacer que este implante sea activo, ayude con el bombeo y pueda hacer posible la espera a un corazón donante ^{[20][21]}?

Así nació la idea del músculo neumático artificial Fontan. Se han creado varios diseños de músculos, generalmente son tubulares, con bomba interior ^[20] o músculo envolvente del corazón ^[21] (Figura 1.7). El funcionamiento de este músculo reside en el principio de compresión y expansión de unos anillos conformados axial o helicoidalmente a los que se insufla aire en una secuencia determinada generando un movimiento peristáltico del fluido ^{[2][10][21]}.

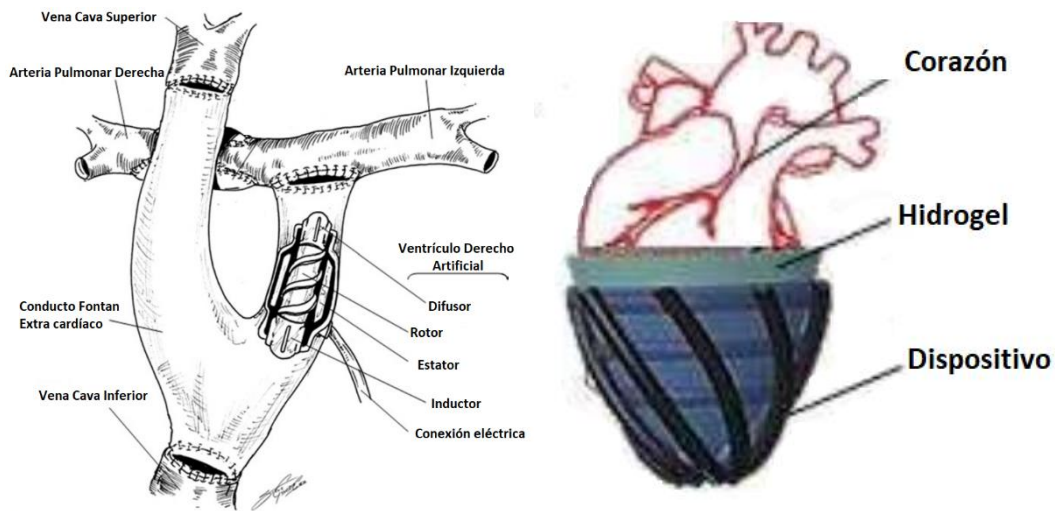


Figura 1.7. Implante de bomba en conducto Fontan en Y (izquierda). Implante neumático envolvente (derecha). Fuente elaboración propia basado en [20] y [21], respectivamente.

1.2. Aportación personal

La realización de este trabajo de fin de grado se debe principalmente al interés por contribuir todo lo posible con los problemas médicos a los que las personas se enfrentan cada día, especialmente cuando los afectados son recién nacidos y las soluciones se pueden conseguir a través de la ingeniería.

Ya se ha mencionado que la razón del funcionamiento del músculo Fontan es mantener a la persona con vida el mayor tiempo posible hasta que se le trasplante un corazón sano con el que pueda continuar con su vida de la forma más natural posible.

Es cierto que la rama ingeniería biomédica no es muy estudiada en ninguna otra carrera de ingeniería industrial, pero es fundamental tener este frente abierto dado que la medicina necesita profesionales que desarrollen la tecnología necesaria para seguir salvando cada vez más vidas. Teniendo lo anterior en cuenta, en un buen proyecto de ingeniería biomédica deberían participar un ingeniero industrial que aporte conocimientos técnicos y personal sanitario que contribuya con conocimientos médicos.

Uno de los atractivos de este proyecto es el implante utilizado, el cual no está muy extendido en el mundo todavía. Este hecho hace que sea emocionante trabajar con una tecnología que se está desarrollando en vez de estudiar una que ya es totalmente conocida. Es esa incertidumbre sobre los resultados la que despierta el interés por la materia.

No obstante, la aportación de este trabajo frente a la visión global de todo el proyecto es una parte muy pequeña, pero reconforta pensar que es una de las piezas necesarias para que este estudio se pueda llevar a cabo.

Finalmente, cabe destacar que es satisfactorio sentirse parte de una comunidad que busca el progreso de la humanidad hacia un mundo en el que nacer con el Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico no sea preocupante y tenga fácil solución.

1.3. Objetivos

Objetivo general:

- Diseño y construcción de la instalación que simula el funcionamiento del flujo hemodinámico corporal para la realización de futuros ensayos a un injerto neumático para cirugías Fontan.

Objetivos específicos

- Puesta a punto de la instalación hidráulica empleada en los ensayos in vitro.
- Depurar el software que controlará la simulación del ciclo respiratorio.
- Caracterizar los sensores y actuadores que intervienen en la toma de medidas (caudalímetros, válvulas, ...)
- Establecer de la secuencia necesaria de actuadores para que la instalación simule un ciclo cardiaco aproximado a la realidad teniendo en cuenta el ciclo respiratorio.
- Diseño de un simulador del músculo neumático.
- Desarrollar la metodología de medida que incluye la adquisición y procesamiento de imágenes.

1.4. Contenido

CAPÍTULO 1: Introducción. Presentación del problema que se va a intentar resolver a lo largo del proyecto y la implicación médica que conlleva. Explicación del significado personal que supone participar en el estudio. Posteriormente, se concluye con la estructuración de objetivos que se pretenden conseguir al final de esta parte del proyecto. Por último, una breve explicación del contenido de cada capítulo.

CAPÍTULO 2: Adecuación de la instalación. Desarrollo de los cambios realizados a una instalación previamente construida para mejorarla y adecuarla a este estudio. Posteriormente, se añaden las descripciones de todos los elementos que conforman la instalación, así como su ajuste.

CAPÍTULO 3: Simulación del ciclo hemodinámico. Descripción del proceso empleado para lograr que la instalación simule el flujo periódico pulsátil existente en el injerto Fontan. Para ello, se analiza la información obtenida en la bibliografía, se llevan a cabo una serie de pruebas y se analiza el resultado final.

CAPÍTULO 4: Modelo peristáltico. Incorporación de un modelo peristáltico a la instalación. Se detalla el diseño de los injertos implantados y de los modelos construidos, así como su implementación en la instalación. Finalmente, se presenta la caracterización del funcionamiento de estos modelos.

CAPÍTULO 5: Metodología de medida. Proceso seguido para la adquisición de datos e imágenes con el equipo PIV empleado. Se elabora este apartado como protocolo general que ha de seguirse cuando se trabaje con la instalación en el futuro.

CAPÍTULO 6: Conclusiones. Revisión de los resultados obtenidos y la consecución de objetivos.

CAPÍTULO 2

ADECUACIÓN DE LA INSTALACIÓN

ÍNDICE

2. ADECUACIÓN DE LA INSTALACIÓN	21
2.1. Antecedentes y mejora de la instalación.....	21
2.2. Fluido de trabajo.....	23
2.3. Instalación definitiva	29
2.4. Calibración de la instrumentación	33
2.5. Ajuste y calibrado de electroválvulas.....	42
2.5.1. Procedimiento	44
2.5.2. Análisis de resultados.....	47
2.5.3. Relación Caudal-Ángulo.....	50
2.5.4. Relación “K”-Ángulo.....	51

2. ADECUACIÓN DE LA INSTALACIÓN

2.1. Antecedentes y mejora de la instalación

El objetivo del proyecto es ensayar un músculo artificial neumático imitando el comportamiento del sistema cardiovascular humano. Para ello, se debe construir una instalación cuyo comportamiento fluidodinámico sea lo más cercano posible al real.

El esquema del funcionamiento del corazón humano con el Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico se refleja en la Figura 2.1.

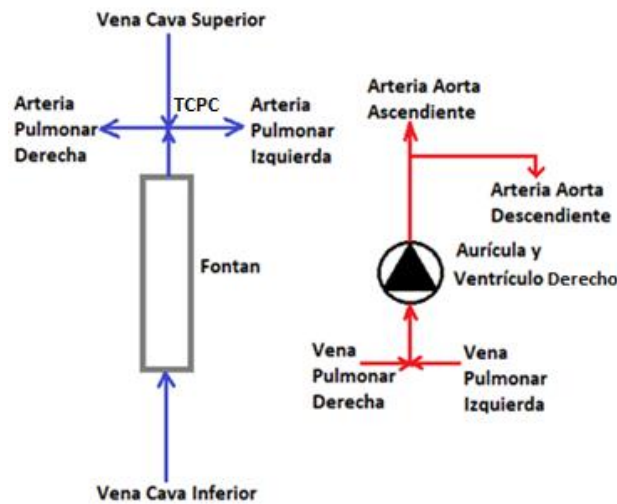


Figura 2.1. Esquema de funcionamiento de un corazón con el Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico.

Fisiológicamente, la Aurícula Derecha recibe la sangre de todo el cuerpo desde la Vena Cava Superior e Inferior, la transmite al Ventriculo Derecho y se bombea a los pulmones a través de la Arteria Pulmonar. La Aurícula Izquierda recoge la sangre oxigenada de los pulmones a través de las Venas Pulmonares y pasa al Ventriculo Izquierdo donde es bombeada a alta presión a todo el cuerpo a través de la Arteria Aorta.

En caso de padecer el Síndrome de Corazón Izquierdo Hipoplásico, la Aurícula Izquierda y el Ventriculo Izquierdo tienen utilidad reducida. Por ello, tras las operaciones explicadas en la introducción, el corazón derecho, convertido en el izquierdo, se ocupa del flujo oxigenado, lo recibe de los pulmones y lo bombea a todo el cuerpo, todo ello con la inercia del sistema cardiovascular.

Como soporte, se coloca el injerto neumático Fontan en la Vena Cava Inferior, ya que la fuerza de la gravedad dificulta en gran medida el movimiento ascendente de este flujo a los pulmones. De este modo, el injerto impulsa la sangre desde la Vena Cava Inferior a la unión TCPC.

Para replicar el entorno del injerto, se diseñó un prototipo de instalación con el esquema presentado en la Figura 2.2.

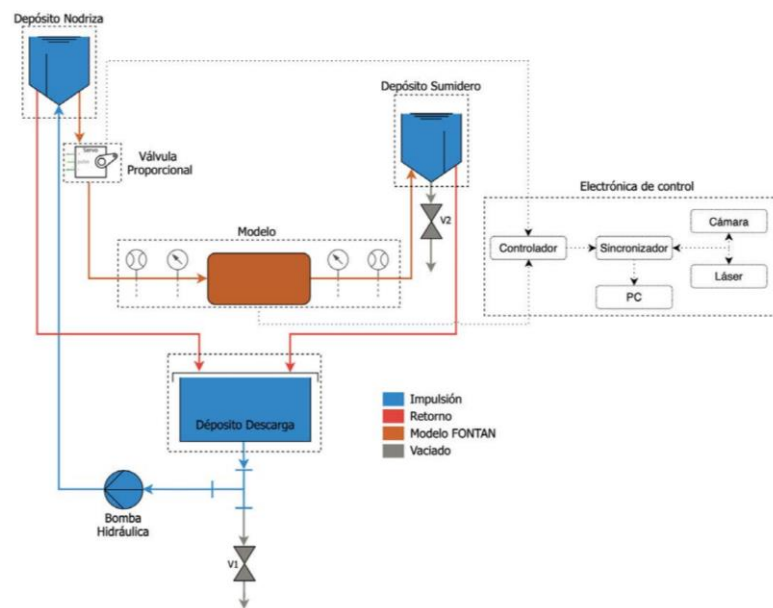


Figura 2.2. Esquema inicial de la instalación. Fuente [22]

La analogía cardiovascular con la instalación es la siguiente: la entrada al modelo se corresponde con la Vena Cava Inferior y la salida, con la unión TCPC.

El objetivo del proyecto es conseguir que el fluido elaborado para replicar la sangre circule por el modelo de forma controlada [22].

En esta instalación, una bomba impulsa el fluido al depósito nodriz. Desde este depósito, por diferencia de alturas, viaja a través del modelo hacia el depósito sumidero. De ambos depósitos de nivel constante, hay ductos de descarga hacia un depósito inferior.

En primer lugar, se debe establecer un caudal de referencia que se regula modificando la diferencia relativa de altura entre los depósitos. Como esta diferencia modifica la elevación del depósito sumidero, también variaría la presión a la salida del modelo. Para una correcta emulación del sistema cardiovascular, esta presión no debe ser muy alta, por ello se fija el depósito sumidero en la posición más baja posible y se trabaja únicamente con el desplazamiento del depósito nodriza.

El siguiente cambio notable es la incorporación de una bifurcación en la manguera que sale del depósito nodriza al modelo: se mantiene el que llega al modelo y otro que se dirige al depósito de descarga. En este último tubo, se añadirá una válvula de estrangulación controlada por un servomotor, cuya función es abrir el paso para intentar conseguir flujo reverso por el modelo para que regurgite el fluido hacia el depósito de descarga.

Por último, debido a la configuración de las tuberías, el aire se almacena en la instalación, por lo que se reconfigura el recorrido y la longitud de las mangueras para minimizar esta posibilidad y se facilita su extracción.

En definitiva, estos cambios que conforman la instalación final se esquematizan posteriormente en la Figura 2.5.

2.2. Fluido de trabajo

El fluido del sistema cardiovascular es la sangre. Para imitar su comportamiento se elabora una mezcla de características similares.

La sangre es un fluido incompresible con una viscosidad $\mu = 0.0035$ Pas y densidad $\rho = 1060$ kg/m³ [3].

El procedimiento de medida se lleva a cabo mediante un equipo de PIV (Particle Image Velocimetry), en el que un láser ilumina partículas trazadoras que acompañan al flujo y son captadas por una cámara. Por esta razón, los porcentajes de agua y glicerina buscados no tienen como prioridad replicar la densidad o la viscosidad de la sangre, sino que la mezcla trata de imitar el índice de refracción del material del recinto de medida, fabricado en metacrilato.

De este modo, el fluido no se iluminará y las partículas se apreciarán de forma más nítida en las imágenes de los ensayos. La diferencia de las propiedades físicas del fluido de trabajo con las de la sangre, se pueden ajustar recurriendo a análisis dimensional.

Considerando una temperatura de trabajo en el laboratorio de 29°C, se toman los datos de partida recogidos en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1. Datos de partida de viscosidad, densidad e índice de refracción de los componentes de la mezcla (agua destilada y glicerina) [23].

Viscosidad del agua (Pa·s)	0,000817
Viscosidad de la glicerina (Pa·s)	0,648
Densidad del agua (kg/m ³)	995,62
Densidad de la glicerina (kg/m ³)	1258,034
Índice de refracción agua	1,33
Índice de refracción glicerina	1,48

Una vez recogidos de tablas los datos de partida, se calcula que, con la mezcla de 39% agua destilada y 61% glicerina, la densidad y viscosidad no están muy alejadas de la realidad.

La recopilación de estos valores se toma de una base de datos en la que figuran los distintos valores de densidad y viscosidad de ambos fluidos y de la mezcla a diferentes temperaturas [23]. Estas evoluciones se presentan en las Figuras 2.3 y 2.4.

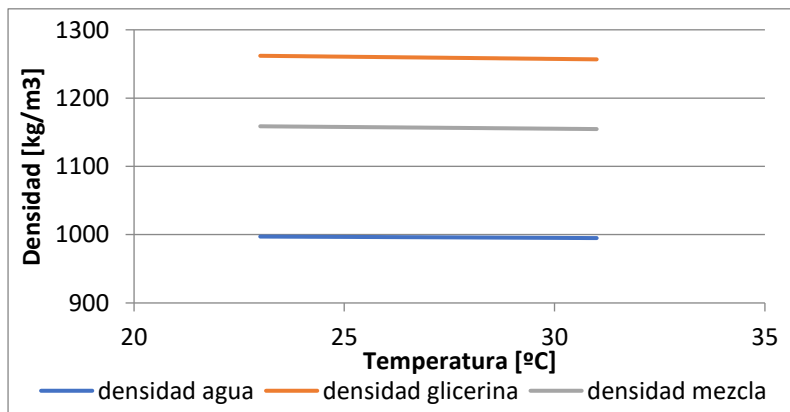


Figura 2.3. Evolución de la densidad del agua (azul), glicerina (naranja) y de la mezcla. Fuente: [23].

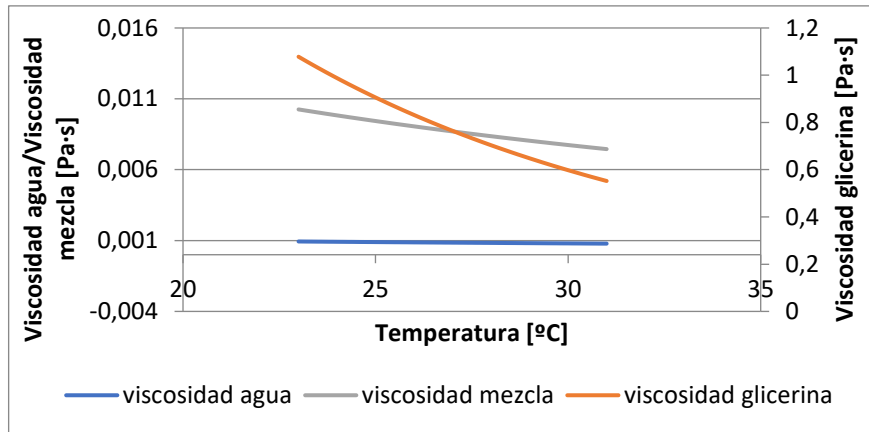


Figura 2.4. Evolución de la viscosidad del agua (azul), glicerina (naranja) y de la mezcla (gris). Fuente [23].

Como ya se ha mencionado, el requisito fundamental que debe cumplir el fluido es el índice de refracción del metacrilato para poder obtener buenas medidas con el PIV. Por ello se elabora la Tabla 2.2, en la que se calculan los diferentes valores del índice de refracción (n) para diversas concentraciones ponderando el índice de refracción de cada componente con su concentración.

Tabla 2.2. Cálculo de los índices de refracción de la mezcla agua glicerina a diferentes concentraciones.

x glicerina	n mezcla
0	1,33
0,1	1,345
0,2	1,36
0,3	1,375
0,4	1,39
0,5	1,405
0,6	1,42
0,7	1,435
0,8	1,45
0,9	1,465
1	1,48

El índice de refracción del metacrilato es 1,49. Este valor exacto no se podría obtener con esta mezcla dado que es aún mayor que el índice de refracción más alto de los componentes que conforman la mezcla.

Si solo se tuviese en cuenta este parámetro, se tomaría la glicerina como fluido y no se añadiría agua. El inconveniente es que el comportamiento fluidodinámico no se asemeja al del flujo hepático, especialmente por la viscosidad.

No obstante, numerosos estudios emplean la mezcla mencionada y obtienen resultados satisfactorios, así pues, se decide tomar las proporciones 61% glicerina con 39% agua.

A continuación, se procede a comprobar los parámetros característicos y justificar los cálculos anteriores.

Densidad:

En una mezcla binaria se puede obtener la densidad de la mezcla en función de la fracción en masa de uno de sus componentes:

$$\begin{aligned}\rho_m &= \frac{m_A + m_G}{V_A + V_G} = \frac{x_A \cdot m_T + (1 - x_A) \cdot m_T}{\frac{x_A \cdot m_T}{\rho_A} + \frac{(1 - x_A) \cdot m_T}{\rho_G}} = \frac{1}{\frac{x_A}{\rho_A} + \frac{(1 - x_A)}{\rho_G}} \\ &= \left(\frac{x_A}{\rho_A} + \frac{(1 - x_A)}{\rho_G} \right)^{-1}\end{aligned}$$

Siendo la densidad del agua 996 kg/m³ y la de la glicerina 1258 kg/m³ a 29°C [23], aproximadamente, la densidad de la mezcla resultante es:

$$\rho_m = 1141 \text{ kg/m}^3$$

Viscosidad:

Para el cálculo de la viscosidad de una mezcla, se recurre a la correlación de Arrhenius:

$$\ln(\mu_m) = \sum_{i=1}^n x_i \cdot \ln(\mu_i) = x_A \cdot \ln(\mu_A) + (1 - x_A) \cdot \ln(\mu_G)$$

Con esta ecuación se comprueba que, con la proporción obtenida en el cálculo de densidad, la viscosidad de la mezcla es:

Donde 0.001 Pa·s y 0.648 Pa·s son las viscosidades cinemáticas del agua y la glicerina a 29°C, respectivamente [23].

$$\mu_m = 0,05189 \text{ Pa} \cdot \text{s}$$

Índice de refracción:

Según se ha calculado también en la Tabla 2.2, la forma teórica de obtener el índice de refracción de una mezcla con una proporción dada es la siguiente:

$$n_m = \sum_{i=1}^2 x_i \cdot n_i^0$$

Donde x_i es la fracción molar del componente i , y n_i^0 , el índice de refracción del componente i puro.

Generalmente, se elabora una medida experimental de este parámetro debido a que, como la naturaleza del fluido proviene de una mezcla, este valor se ve afectado provocando un ligero error de cálculo cuando se estima con proporciones, como es el caso, entorno al 0,2%.

Tomando 1,33 como índice de refracción del agua y 1,48 como índice de refracción de la glicerina, se obtiene el siguiente resultado:

$n_m = 1,4215$

Los valores resultantes son: $\rho_m=1141 \text{ kg/m}^3$, $\mu_m=0,05189 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ y $n_m=1,4215$. Los valores reales son $\rho_{\text{sangre}}= 1060 \text{ kg/m}^3$, $\mu_{\text{sangre}}=0,0035 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ y $n_{\text{metacrilato}}=1,49$.

En caso de efectuarse un estudio riguroso, se debería emplear análisis dimensional. Pero, en los proyectos que se llevan a cabo sobre flujo sanguíneo, suelen primar los comportamientos físicos frente a los valores exactos que adquiera una variable. Por esta razón, no se observará un comportamiento muy diferente al de la sangre, dado que la densidad está dentro de un mismo orden. La viscosidad, en cambio, sí que presenta una variación que se deberá tener en cuenta.

En cuanto al índice de refracción, no se obtiene el valor del metacrilato para optimizar la calidad de imagen obtenida por el equipo PIV. Pero, mientras se encuentre en torno a ese valor, no habrá grandes problemas en la medición.

En definitiva, la proporción 61% glicerina - 39% agua se considera una mezcla adecuada.

Una vez se ha obtenido una mezcla con propiedades semejantes a las de la sangre, se debe añadir una ligera concentración de partículas de PMMA (Polimetilmetacrilato) recubiertas de Rodamina.

Una de las propiedades de la Rodamina es su fluorescencia ante la longitud de onda del láser para poder llevar el seguimiento del fluido mediante las imágenes captadas por la cámara.

Estas partículas deben cumplir una serie de requisitos [23]:

- Fluorescencia con alta capacidad de dispersión ante longitud de onda del láser para ser identificadas por la cámara.
- Tamaño pequeño para definir un perfil de velocidades completo, pero suficientemente grande como para poder ser vistas por la cámara.
- Densidad similar a la del fluido y poca masa para que sean arrastradas correctamente por el flujo.

El primer requisito lo cumple el recubrimiento de Rodamina, siendo fluorescente a longitudes de onda comprendidas en el rango de 520 a 571 nm, longitud de onda del láser verde (532 nm el láser del equipo del laboratorio) [24].

El segundo se cumple dado que estas partículas esféricas tienen un diámetro de unos 15 μm de tamaño medio. Para esta aplicación es más que suficiente. Existe la técnica de micro-PIV, en la cual se observan pequeñas zonas con perfiles de velocidad muy variables donde son necesarias partículas del orden de los 3 μm .

El interior polimérico confiere la ligereza necesaria para ser perfectamente inmersa en el fluido sin oponer resistencia y, así, ofrecer una medida verdadera de velocidad. La densidad del PMMA es de 1180 kg/m^3 , la cual se asemeja de forma muy cercana a la densidad del fluido (1141 kg/m^3). La similitud entre ambas densidades hará de las partículas y el fluido dos elementos inseparables a lo largo del flujo.

La fluorescencia se la otorga el recubrimiento de Rodamina, pero la dispersión dependerá de la potencia con la que se haga incidir el láser en la zona de medida.

2.3. Instalación definitiva

Finalmente se concluye con el montaje de la instalación definitiva para realizar los ensayos al músculo artificial neumático.

Tras la implantación de la instrumentación, la instalación introducía demasiadas pocas pérdidas, por lo que se añadió una válvula de regulación manual a la salida del depósito nodriza (en el conducto entrante al modelo).

El estado final de la instalación se refleja en la Figura 2.5.

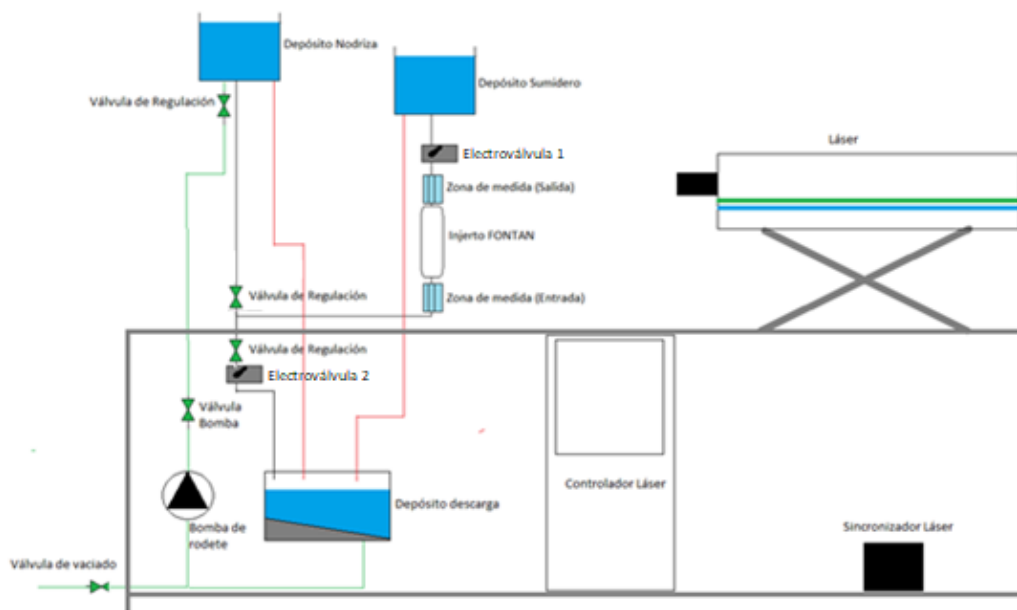


Figura 2.5. Esquema de la instalación.

En este esquema se muestra la ubicación aproximada de cada componente y los circuitos hidráulicos que lo conforman. Las líneas verdes corresponden al circuito de la bomba, las negras, al del modelo y, las rojas, a las descargas en el depósito inferior. La configuración final de los depósitos es la siguiente: el depósito sumidero queda fijo a la placa que actúa de techo del modelo para evitar sobrepresión a la salida del injerto. El depósito nodriza, en cambio, se mantiene guiado por un motor paso a paso para regular la diferencia de altura entre ambos depósitos. Esta altura se mantiene fija a 160 mm durante todo el estudio.

En la parte inferior de la mesa de ensayos se disponen: el depósito de descarga al que desembocan tanto los tubos de los rebosaderos de los depósitos como el tubo encargado de producir flujo reverso; la bomba; la válvula de apertura de la bomba; la electroválvula 2 y el sistema de control y refrigeración del láser, así como el sincronizador.

En la parte superior se encuentran el láser de medida, la caja negra que alberga el modelo en su interior y ambos depósitos, el nodriza con su nueva válvula de introducción de pérdidas y el depósito sumidero fijo en la misma placa en la que se encuentra la electroválvula 1.

Las dos válvulas con las que se va a controlar el caudal son servomotorizadas. Como ya se ha explicado, la electroválvula 1, situada a la salida del modelo, regulará el caudal que circula por éste y controlará la evolución temporal de caudal. La electroválvula 2, se sitúa en el conducto que se dirige desde la entrada del modelo hasta el depósito de descarga. De este modo, el tubo procedente del depósito nodriza se bifurca en esta descarga y un tramo se dirige a la entrada del modelo.

Una vez definida la instalación, es necesario analizar el funcionamiento de sensores y de actuadores. Toda la electrónica para el funcionamiento de estos instrumentos se sitúa en una caja fabricada por el departamento esquematizada en la Figura 2.6.

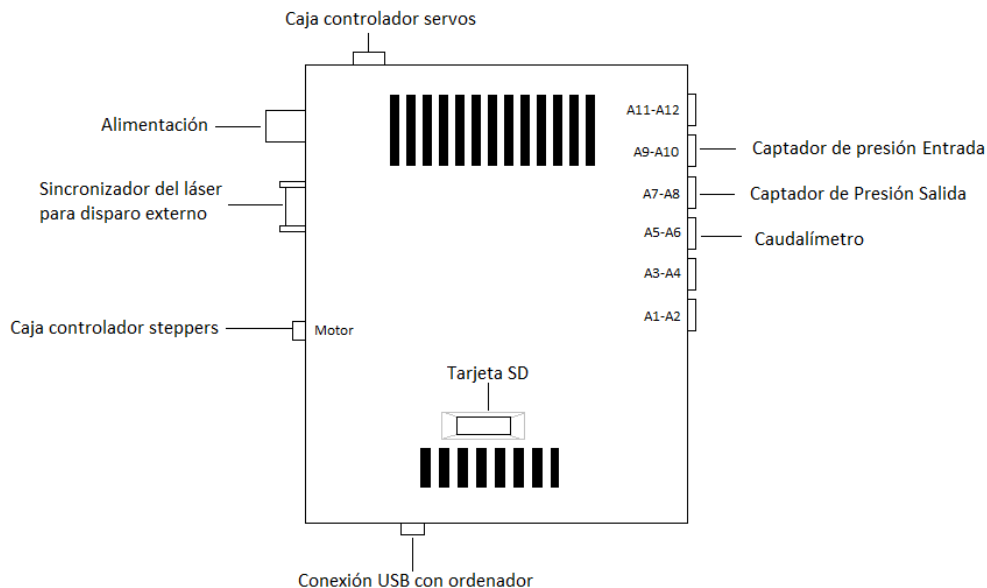


Figura 2.6. Esquema de la caja de conexiones empleadas.

Como se ha mencionado a lo largo de este capítulo, se trabaja con los siguientes elementos:

- Dos válvulas servomotorizadas.
- Dos motores paso a paso.
- Un captador de presión a la entrada del modelo.
- Un captador de presión a la salida del modelo.
- Un medidor por ultrasonidos de caudal que circula por el modelo.

Cada uno de estos elementos se conecta directamente a través de su caja de control (como es el caso de los servomotores y los motores paso a paso) o al controlador general tal y como se muestra en la Figura 2.6.

Esta caja posee en el flanco derecho un total de 6 puertos analógicos, cada uno de ellos capaz de captar 2 señales simultáneamente, por lo que puede recibir 12 entradas analógicas.

Las entradas analógicas son, generalmente, sensores con transductores que transforman la variable medida en pulsos escalados de 4 a 20mA. Otros, en cambio, escalan su señal por tensión, de 0 a 10v o de -10 a 10v. Para este tipo de sensores, la caja viene equipada con conversores a 4-20mA para las primeras entradas analógicas.

La conexión USB conecta la caja con el ordenador a través del programa de “Láser de Circulación Sanguínea”, desarrollado también por el departamento.

El manual de utilización de este programa viene recogido en el ANEXO 2: *MANUAL LÁSER CIRCULACIÓN SANGUÍNEA*.

Esta caja también permite la posibilidad de sincronizar el láser para controlar los pulsos y la toma de imágenes en momentos del ciclo deseados. En caso de que hubiera una bomba programable, una salida analógica en la parte trasera habilita su control. Por último, con vistas a la futura incorporación de un músculo artificial neumático, una conexión digital manda pulsos secuenciados de forma binaria por el usuario a las electroválvulas que permiten la entrada de aire para generar movimiento peristáltico.

Las conexiones con las cajas de control de servos y motores paso a paso están también mostradas en la Figura 2.6. Para aclarar el concepto de forma visual, se muestran en la Figura 2.7 las imágenes de estos controladores independientes.



Figura 2.7. De izquierda a derecha: caja de control de las electroválvulas, caja de control de los motores paso a paso del depósito y del desplazador del modelo y caja general de conexiones.

El siguiente paso consiste en conseguir que el comportamiento de la instalación imite al del cuerpo humano, en el injerto Fontan.

El procedimiento resumido para la toma de medidas es el siguiente:

- Se comprueban las conexiones de los sensores y actuadores con las cajas de control y de las cajas de control con el ordenador.
- Con el programa Láser de Circulación Sanguínea se establece la conexión en el puerto COM8 (generalmente).
- Se comprueba a través de la pestaña Monitor del programa, cuyos valores se muestran medidos instantáneamente, y los valores medidos no se alejan de la normalidad.
- En la pestaña Ciclo se establece un Tiempo de Escalón en el que se mantendrá el valor mandado al actuador durante este tiempo.
- En la pestaña Curvas se escribe la evolución de los actuadores que establezca el usuario. Cada fila corresponde a un escalón.
- Se selecciona Ciclo Gráfico o Ciclo Fichero, en función de si se desea observar una gráfica de evolución de los parámetros medidos o sólo se necesita el fichero de datos.
- En función del objetivo buscado con cada medida, ya sea en la gráfica obtenida por el programa o el posterior tratamiento de datos en hojas de cálculo, se analizan los resultados.

Este es el procedimiento general para la adquisición de datos a través del equipo que conforma la instalación. A esta toma de datos se pueden añadir medidas realizadas con el láser del equipo PIV para observar el perfil de velocidades. Este procedimiento se detallará en el Capítulo 6.

2.4. Calibración de la instrumentación

Como paso previo al montaje en la instalación del proyecto y comienzo de pruebas, es necesario caracterizar el comportamiento de los instrumentos de medida. El equipo de medida se compone de caudalímetros de ultrasonidos y captadores de presión. Para su caracterización, se colocan en una instalación auxiliar. El esquema se refleja en la Figura 2.8.

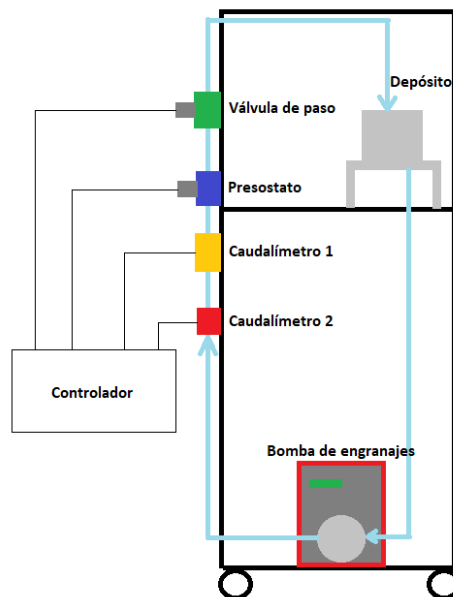


Figura 2.8. Esquema de la instalación auxiliar en un carro.

En este circuito, una bomba de engranajes colocada en la parte inferior del carro impulsa el fluido hacia un depósito superior a través de los diferentes instrumentos. Una válvula todo-nada se utiliza para poder ver las variaciones de las medidas ante entradas escalón. Por la parte superior del carrito, el tubo muere en un depósito de almacenamiento cuya salida es otro tubo que desemboca directamente a la bomba cerrando el circuito.

Programando varios ciclos abriendo y cerrando la válvula de paso se puede estudiar el comportamiento del fluido en cuanto a evolución de presión y caudal.

El fluido responde como un sistema de primer orden con retardo en la mayoría de las situaciones. Así se muestra en la Figura 2.9.

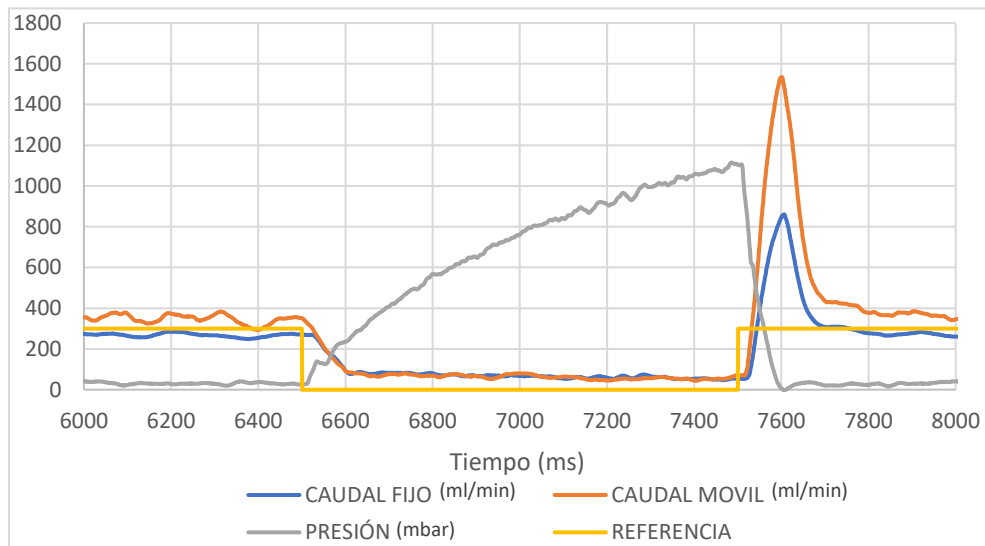


Figura 2.9. Respuesta temporal del caudal y de la presión frente a cambios en la válvula.

Como se puede apreciar en la Figura 2.9, al cerrar la válvula, la lectura del caudal tarda unos milisegundos en disminuir a cero, lo que explica el retardo. Por errores de medida, los valores no llegan completamente a cero.

Por el contrario, la presión sí que comienza a aumentar en el instante en el que se cierra la válvula, pero tarda en volver a bajar unos milisegundos.

Dado que la presión adquiere un valor considerable justo antes de la apertura de la válvula, se produce un sobrepico de caudal. Esto se debe a que el gradiente de presión es la fuerza impulsora que produce el movimiento. Por esta razón, el pico será controlado si el cierre es parcial o prolongado en el tiempo.

Estas conclusiones aportan una razón más para que las válvulas de la instalación sean accionadas por un servomotor con cierre gradual, en vez de aperturas y cierres bruscos de una válvula todo nada. En el circuito hepático real, no se dan cambios tan bruscos, son evoluciones suaves, lo que las hace más complejas de imitar.

Una vez realizado el análisis del comportamiento de la instrumentación y del fluido, se puede proceder con la calibración de los captadores que se incluirán en la instalación del injerto Fontan.

El control del caudal en la instalación se lleva a cabo por los dos caudalímetros dispuestos en serie en el carro de ensayos de la Figura 2.8. Posteriormente serán montados en la instalación de trabajo también en serie.

Para una correcta lectura, es necesario calibrar estos caudalímetros para la mezcla calculada de agua y glicerina.

Aprovechando la instalación auxiliar de la Figura 2.8, se calibran los caudalímetros con la ayuda de la bomba regulable dispuesta en esa instalación. Previamente, la bomba ha sido calibrada con una medición empírica del caudal aportado. Introduciendo en la configuración de la bomba el valor real medido, se calibra automáticamente.

El proceso de calibrado comienza con la captura de datos a diferentes caudales. Para ello, se programa la bomba con el caudal deseado, se espera hasta que el sistema alcance un periodo estacionario y se anota el valor en una hoja de cálculo. Con ello, se obtienen las medidas de la Tabla 2.3.

Tabla 2.3. Medidas reales de caudal (en ml/min) y medidas calibradas.

Caudal real	Caudal móvil	CM (calibrado)	Caudal fijo	CF (calibrado)
0	33,50	12,66	26,85	-34,13
264	274,47	251,96	276,85	273,49
528	552,72	528,29	492,13	538,39
792	809,47	783,27	702,48	797,23
1032	1066,78	1038,81	907,01	1048,91
1278	1306,10	1276,48	1114,52	1304,25
1560	1588,81	1557,24	1320,05	1557,15
1800	1841,21	1807,90	1510,15	1791,07
2040	2071,89	2036,98	1694,34	2017,71

Como se puede observar en la Tabla 2.3, las lecturas de los caudalímetros son muy dispares a los reales. Para ello, se grafican los valores y se obtienen las rectas de calibración mostradas en la Figura 2.10.

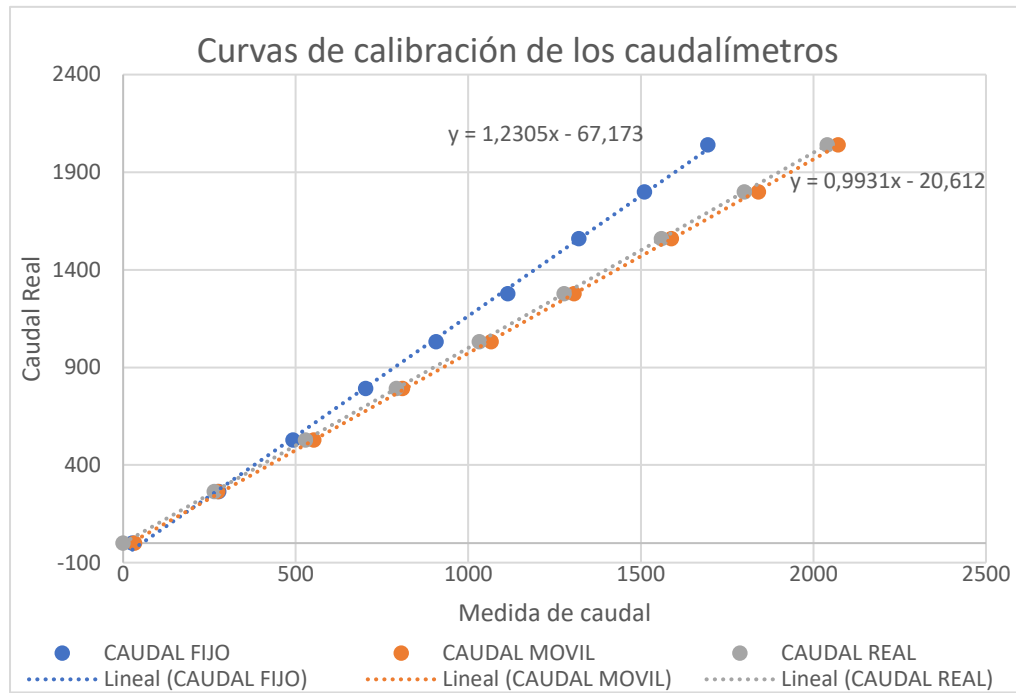


Figura 2.10. Rectas de calibración de los caudalímetros.

La recta de calibración se calcula mediante una recta (primer orden) dado que, si se emplea una curva de grado superior, el software no permitiría introducirlo ya que tiene como entradas la pendiente de calibración y cero de calibración.

Para comprobar la calibración, se calculan los datos modificados también reflejados en la Tabla 2.3 (calibrados). Se puede comprobar que la calibración es adecuada.

Cabe señalar que, para pequeños caudales, el error es mayor, por ejemplo, para 0 ml/min. Esta apreciación no será notable en el estudio dado que el rango de caudal que se va a emplear es entorno 2000 a 3000 ml/min.

Tras haber calibrado los caudalímetros, ya se pueden montar en la instalación de ensayo.

Después de las pruebas preliminares en la instalación de ensayos, surge la necesidad de efectuar otro cambio en la instalación. Estos dos caudalímetros se emplearon durante un tiempo, pero presentaban un inconveniente:

El caudal necesario simulando el ciclo cardiaco se encuentra en torno a los 2000 ml/min y, como máximo se obtenían 1500 ml/min. Ambos caudalímetros se muestran en la Figura 2.11 y Figura 2.12.

Los dos caudalímetros están preparados para funcionar con tubos de 10 mm de diámetro, implicando una pérdida de carga elevada en la instalación constituida por tubos de 20 mm de diámetro. No obstante, esta pérdida de carga no es tan significativa como la que introduce el propio caudalímetro de la Figura 2.12.

En el interior de este captador, la sección de paso se reduce a 4 mm de diámetro. Esta pérdida resulta ser la detonante de proponer cambio en la instalación y adquisición de un nuevo caudalímetro idéntico al mostrado en la Figura 2.11 pero adaptado al diámetro De 20 mm. Este caudalímetro mostrado en la Figura 2.13 viene calibrado de fábrica para el fluido de trabajo. Los caudalímetros se muestran acompañados de sus tablas de características.



Figura 2.11. Caudalímetro “móvil” para tubos de 10mm Sonoflow de Sonotec®.

Tabla 2.4. Características del caudalímetro móvil para tubos de 10mm.
Fuente [23].

Marca	Sonotec		
Modelo	SONOFLOW CO.55/100 V2.0		
Material	Aluminio y PMMA		
Principio de medida	Ultrasonidos		
Caudal máximo	10 L/min		
Precisión en agua a 23°C ± 2°C y a 1bar	0 - 1 L/min: ±20 mL/min		
	1 - 10 L/min: ±2.0 %		
Ciclo de medida	20 ms		
Adaptador para conexión del tubo	Diámetros: exterior 8mm/interior 4mm		
Anchura del canal	10 mm		
Dimensiones (mm); peso (g)	44x44x35; 138		
Tensión de alimentación	12-30V DC		
Corriente requerida	100 mA máximo		
Corriente consumida	30 mA		
Rango de temperaturas	Fluido:	Ambiente:	Almacenaje:
	0 - 140°C	0 - 60°C	-20 - 70°C
Salida analógica	4-20mA		



Figura 2.12. Caudalímetro “fijo” para tubos de 10mm Sonoflow de Sonotec®.

Tabla 2.5. Características del caudalímetro fijo para tubos de 10mm. Fuente [23].

Marca	Sonotec		
Modelo	SONOFLOW IL.52/4		
Principio de medida	Ultrasonidos		
Caudal máximo	0.6 L/min		
Precisión en agua a 23°C ± 2°C y a 1bar	0 - 0.06 L/min: ±0.6 mL/min		
	0.06 - 0.6 L/min: ±1.0 %		
Ciclo de medida	20 ms		
Adaptador para conexión del tubo	Diámetros: exterior 8mm/interior 4mm		
Medición de Temperatura	Sensor integrado (±1°C)		
Tensión de alimentación	12-30V DC		
Corriente requerida	100 mA máximo		
Rango de temperaturas	Fluido:	Ambiente:	Almacenaje:
	0 - 140°C	0 - 70°C	-20 - 70°C
Salida analógica	4-20mA		



Figura 2.13. Caudalímetro “móvil” para tubos de 20mm Sonoflow de Sonotec®.

Tabla 2.6. Características del caudalímetro móvil para tubos de 20mm.
Fuente [25].

Marca	Sonotec		
Modelo	SONOFLOW CO.55/230H V2.0		
Material	Aluminio y PMMA		
Principio de medida	Ultrasonidos		
Caudal máximo	50 L/min		
Precisión en agua a 23°C ± 2°C y a 1bar	0 - 5 L/min: ±100 mL/min		
	5 - 50 L/min: ±2.0 %		
Ciclo de medida	20 ms		
Adaptador para conexión del tubo	Diámetros: exterior 8mm/interior 4mm		
Anchura del canal	23 mm		
Dimensiones (mm); peso (g)	66x75x72; 510		
Tensión de alimentación	12-30V DC		
Corriente requerida	100 mA máximo		
Corriente consumida	50 mA		
Rango de temperaturas	Fluido:	Ambiente:	Almacenaje:
	0 - 140°C	0 - 60°C	-20 - 70°C
Salida analógica	4-20mA		

Este caudalímetro requiere una modificación para el tratamiento de datos. Proviene de fábrica calibrado para el fluido de trabajo, pero también incluye un procesado interno de datos con un filtro de media móvil, por lo que se retira ese filtro modificando los parámetros del lector con el software de la marca [26].

Aparte de los caudalímetros, se muestran los dos captadores de presión empleados en la instalación en las Figuras 2.14 y 2.15. La imagen de cada instrumento está acompañada por su tabla de características.



Figura 2.14. Captador de presión de la entrada del modelo. Fuente [23].

Tabla 2.7. Características del sensor de presión de entrada al modelo. Fuente [23].

Marca	JUMO		
Modelo	JUMO dTRANS p30 TYP404366/000 TN43006500		
Material de carcasa	Acero inoxidable		
Rango de medidas (presiones manométricas)	0 - 0.25 bar		
Precisión	± 0.156% BFSL		
Rango de Temperaturas	Fluido: 30 - 140°C	Ambiente: -20 - 100°C	Almacenaje: 40 - 125°C
Tensión de alimentación	10-30V DC		
Salida analógica	4-20mA		



Figura 2.15. Captador de presión de la salida del modelo. Fuente [27].

Tabla 2.8. Características del sensor de presión de salida del modelo. Fuente [27].

Marca	KELLER
Modelo	PD-23
Material de la carcasa	Acero inoxidable
Rango de medidas (presiones manométricas)	0 - 0.2 bar
Precisión	± 0.5% FE
Rango de Temperaturas	Almacenaje: -40 - 100°C

Tensión de alimentación	8-28V DC
Salida analógica	4-20mA

2.5. Ajuste y calibrado de electroválvulas

El siguiente paso para la preparación de la instalación es caracterizar el comportamiento de las válvulas servomotorizadas para facilitar su control frente a diferentes ciclos deseados.

A continuación, se analiza el mecanismo de la electroválvula 1 esquematizada en la Figura 2.16. Esta electroválvula es la estudiada en todo este apartado.

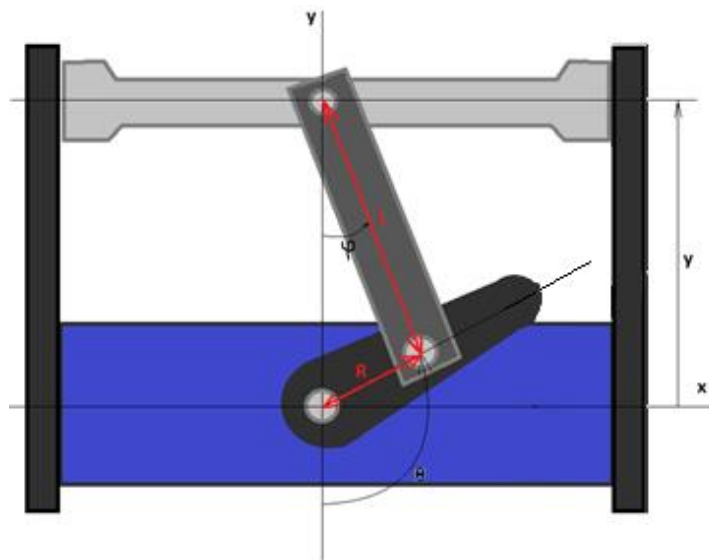


Figura 2.16. Esquema del mecanismo del servomotor para estrangular los tubos.

Si se relacionan las variables θ e y , se puede predecir el desplazamiento longitudinal conociendo el angular.

Se toman las medidas de los parámetros L y R :

$$L = 5 \text{ cm}$$

$$R = 1.5 \text{ cm}$$

Expresando el recorrido cerrado " $y - L - R$ " y proyectándolo, se obtienen las siguientes ecuaciones cinemáticas:

$$y = L \cdot \cos\varphi - R \cdot \cos\theta$$

$$R \cdot \text{sen}\theta = L \cdot \text{sen}\varphi \rightarrow \varphi = \text{arcsen}\left(\frac{R \cdot \text{sen}\theta}{L}\right)$$

La relación final resulta:

$$y = L \cdot \cos\left(\text{arcsen}\left(\frac{R \cdot \text{sen}\theta}{L}\right)\right) - R \cdot \text{cos}\theta$$

De forma gráfica, se puede representar la ecuación para ángulos de 0° a 180° como se muestra en la Figura 2.17.

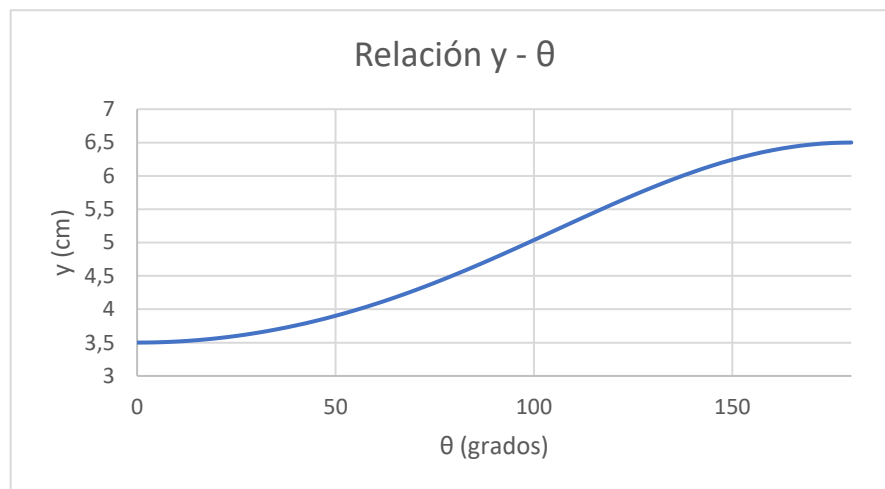


Figura 2.17. Representación de la relación entre la posición angular y longitudinal.

Se puede apreciar en la gráfica la no linealidad de la función. Es por lo que, paradójicamente, a 80° está prácticamente abierto y a 140°, a pesar de esperar casi un cierre completo, se encuentra en un nivel intermedio.

Es importante añadir que, debido a la configuración del mecanismo, el rango en el que va a funcionar el servomotor es entre 60° (apertura total) y 160° (cierre completo) y que la apertura calculada no se corresponderá exactamente con la real ya que la resistencia que opone el tubo a ser estrangulado o el espacio que ocupa la manguera condiciona la posición del servo.

Esta demostración está enfocada a controlar la electroválvula 1, es decir, la que regula el caudal. Para la electroválvula 2, no se realiza cálculo por funcionar con apertura total y cierre completo sin apenas pasos intermedios que requieran precisión. En caso de requerir estados intermedios, se realizarán pruebas para que el resultado sea aproximado.

Finalizado el análisis del mecanismo destinado a comprender el comportamiento de las electroválvulas, se elabora un procedimiento experimental para relacionar los caudales que circulan por la instalación en función del ángulo que adopte la electroválvula 1 caracterizándola.

2.5.1. Procedimiento

El método seguido consiste en lanzar ciclos en los que el servo permanezca en los ángulos de estudio el tiempo suficiente como para que se establezca el caudal (considerando el comportamiento de sistema de primer orden con retardo).

Tras ejecutar cada ciclo, se obtendrán los datos de una evolución escalonada a lo largo del tiempo guardada en un fichero Excel por el programa Láser de Circulación Sanguínea. Los datos de caudal se filtran con una media móvil para obtener un gráfico más limpio y se divide por tramos. Cada tramo corresponde a una posición de la válvula.

En cada experimento se comprueba que es complicado obtener un valor medio a simple vista en cada tramo, por lo que se agrega una línea de tendencia en el gráfico y se toma el punto medio. Este valor sí que otorga una medida de caudal bastante aproximado al valor medio a ese ángulo.

Una vez se han calculado los caudales correspondientes a cada grado de apertura, se anotan en una hoja Excel llamada "BASE_DE_DATOS".

Realmente, la caracterización de la válvula no termina con la obtención de una gráfica caudal en función del ángulo, sino que también busca establecer la constante de pérdidas locales de carga que introduce la válvula en función del ángulo.

La fórmula general que se emplea para evaluar las pérdidas de carga es una simplificación de las ecuaciones de conservación de masa, cantidad de movimiento y energía de la que resulta la ecuación de Bernoulli con la de pérdidas de carga locales y con la ecuación de Darcy-Weisbach sobre las pérdidas por fricción:

$$\left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + gz \right)_e = -gh_p$$

Donde, la altura de pérdidas (h_p) se calcula con la expresión:

$$h_p = f \cdot \frac{L}{D} \cdot \frac{8Q^2}{\pi^2 D^5 g} + K \cdot \frac{8Q^2}{\pi^2 D^4 g}$$

El primer término es la ecuación de Darcy-Weisbach sobre las pérdidas de carga por fricción y el segundo término, las pérdidas locales.

La aplicación de estas ecuaciones presenta una serie de requisitos previos que hay que afirmar:

- Régimen estacionario: aunque el régimen de trabajo sea a través de un ciclo variable con sus periodos transitorios en cada variación angular, el siguiente estudio para caracterizar el servo se va a realizar teniendo en cuenta el comportamiento de sistema de primer orden con retardo que existe. Por esta razón, se tomarán datos una vez el flujo se haya establecido en un valor prácticamente fijo.
- Condiciones a la entrada y a la salida uniformes: la entrada y la salida se tomarán en las superficies libres de los depósitos, cumpliéndose la condición de uniformidad.

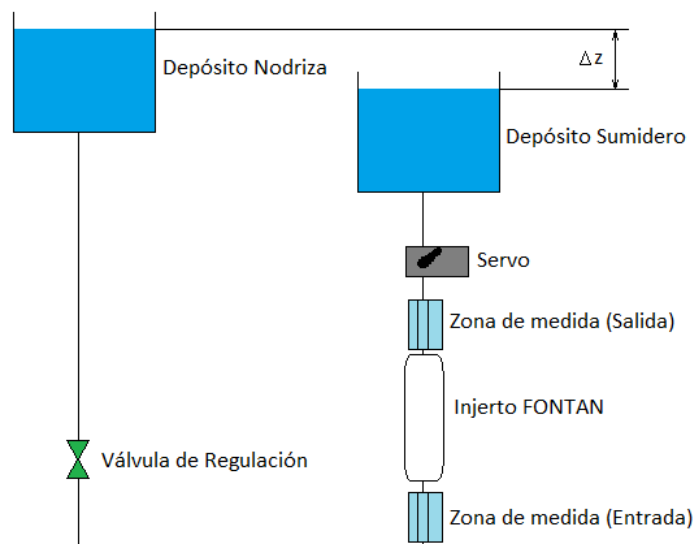


Figura 2.18. Esquema de la parte del circuito del modelo que se va a considerar.

Tal y como se puede apreciar en la Figura 2.18, se puede aplicar la ecuación anterior a la línea de corriente que viaja desde un punto de la superficie libre del depósito Nodriza hasta otro punto en la superficie libre del depósito Sumidero, como se ha mencionado anteriormente.

En ambos puntos, la presión es la misma (la atmosférica) y la velocidad se puede considerar nula en periodo estacionario (la altura permanece constante).

Tras tener en cuenta estas observaciones, la fuerza impulsora del flujo será el incremento de alturas Δz entre depósitos, el cual permanece constante en todos los ensayos y es de 16 cm.

Elaborando el recuento de todas las pérdidas de carga que hay en el circuito, se recogen las siguientes:

Tabla 2.9. Pérdidas de carga en el circuito del modelo.

Pérdida por fricción en todo el circuito
Pérdida local a la salida del depósito Nodriza
Pérdida local por la válvula de regulación
Pérdida local a la entrada de la zona de medida inferior
Pérdida local a la entrada del Injerto FONTAN
Pérdida local a la salida del Injerto FONTAN
Pérdida local a la salida de la zona de medida superior
Pérdida local gradual introducida por la electroválvula
Pérdida local a la entrada del depósito Sumidero

Según se muestra en la Tabla 2.9, el circuito presenta un conjunto de pérdidas constantes, en azul y una pérdida variable, en verde. Una vez tomada esta consideración, para la obtención de las pérdidas de carga que introduce el servo, habrá que sustraer a cada valor de constante de pérdidas calculada para cada ángulo, el valor obtenido a 60°, el cual se corresponde con las pérdidas constantes. Se recuerda que 60° es completamente abierto y 160°, completamente cerrado.

La metodología a seguir de cara al programa que calcule la secuencia de ángulos consiste en trabajar con caudales relativos, adimensionalizando el problema. Se definen los caudales relativos como el tanto por uno de caudal que fluye por la electroválvula 1 a un determinado ángulo comparándolo con el caudal que se tiene cuando la válvula se encuentra completamente abierta.

De modo que, si se está trabajando con un caudal de 1500 ml/min y a 100° se observa un caudal de 1487,9 ml/min, el caudal relativo o $Q_{rel} = \frac{1487,9}{1500} = 0,992$.

El procedimiento completo y detallado en el que se toman las medidas de caudales a diferentes ángulos está recogido en el ANEXO 3: PROCESO DE CARACTERIZACIÓN DE LA ELECTROVÁLVULA 1.

2.5.2. Análisis de resultados

Una vez se han obtenido todos los valores de caudales existentes para cada apertura estudiada, el siguiente paso es elaborar una gráfica para observar la relación entre el caudal y el ángulo del servomotor y otra que relacione la constante de pérdidas que introduce el servomotor para cada ángulo.

La ecuación de Bernoulli presentada en el primer apartado se puede simplificar aún más, simplemente cambiando el concepto con las consideraciones mencionadas también en el apartado 1. Si la ecuación de Bernoulli es:

$$\left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + gz\right)_e = gH_m - gh_p$$

Siendo $h_p = f \cdot \frac{L}{D} \cdot \frac{8Q^2}{\pi^2 D^5 g} + K \cdot \frac{8Q^2}{\pi^2 D^4 g}$.

En este circuito no existe altura manométrica que pueda proporcionar una bomba, por lo que la expresión quedaría:

$$\left(\frac{P}{\rho} + \frac{v^2}{2} + gz\right)_e = -f \cdot \frac{L}{D} \cdot \frac{8Q^2}{\pi^2 D^5} + K \cdot \frac{8Q^2}{\pi^2 D^4}$$

La siguiente consideración es que la superficie libre de los depósitos permanece inmóvil (sin velocidad) y que la presión en ambos puntos es la atmosférica.

$$(gz)_e = -f \cdot \frac{L}{D} \cdot \frac{8Q^2}{\pi^2 D^5} + K \cdot \frac{8Q^2}{\pi^2 D^4}$$

Esta ecuación demuestra que toda la energía existente en el circuito almacenada en una diferencia de alturas “z”, generará un caudal Q. Toda esta energía se gastará en suplir las pérdidas del circuito.

Para aplicar esta ecuación, es necesario conocer el área de paso del tubo. Como la electroválvula actúa estrangulando el conducto, esta área varía de forma irregular, dificultando su medición. El área de paso no siempre va a tener forma circular. A partir del instante en el que se comience a apretar, la forma ya se asemeja más a una elipse. Para la elipse habría que transformar el área presentado en las ecuaciones como: $A_c = \pi \frac{D^2}{4}$ por un área de elipse, suponiendo que esta es la forma: $A_c = \pi \frac{d \cdot D}{4}$ siendo “d” el diámetro menor y “D”, el mayor.

Debido a la dificultad ya experimentada de medir los diámetros que se generan con cada ángulo y que, aun realizando bien los cálculos, el hecho de que tenga forma elipsoidal es también una aproximación; se agrupan todos los valores que no sean variables, es decir, todos menos el caudal, en una K no adimensional.

Ahora, la idea es pensar que existe un incremento de presión que es la fuerza impulsora para generar un caudal. Esta dependencia se relaciona con el caudal al cuadrado a través de una constante (no adimensional).

$$\Delta P = K \cdot Q^2$$

Esta expresión se puede dividir (para el estudio de este capítulo) en un término de pérdidas constantes, correspondientes a las pérdidas marcadas en azul en la Tabla 2.9 y otro de pérdidas que se van a ir variando, es decir, las introducidas por la válvula del servo, marcada de verde en la Tabla 2.9. Como el caudal a diferentes ángulos y el incremento de presión es conocido, se puede aplicar esta expresión y restar el término constante a 60° como se introdujo en el apartado 1.

Las unidades de la “K” serían kg/m⁷:

$$\left[\frac{kg}{m \cdot s} \right] = \left[\frac{kg}{m^7} \right] \cdot \left[\frac{m^6}{s^2} \right]$$

Los resultados se muestran en la Tabla 2.10 tomando un caudal de referencia de 1500 ml/min.

Tabla 2.10. Cálculo de las constantes de pérdidas introducidas por el servo.

Ángulo	Q (%1)	Qrel (ml/min)	Ktot (kg/m ⁷)	Kservo (kg/m ⁷)
60	1,000	1500,0	2,91E+12	0
70	0,998	1497,0	2,92E+12	1,18E+10
80	0,996	1493,9	2,93E+12	2,37E+10
90	0,994	1490,9	2,94E+12	3,56E+10
100	0,992	1487,9	2,96E+12	4,76E+10
110	0,990	1484,8	2,97E+12	5,97E+10
120	0,988	1481,8	2,98E+12	7,19E+10
121	0,932	1397,8	3,35E+12	4,41E+11
122	0,922	1383,6	3,42E+12	5,10E+11
123	0,914	1370,4	3,48E+12	5,76E+11
124	0,904	1356,0	3,56E+12	6,51E+11
125	0,913	1369,7	3,49E+12	5,80E+11
126	0,897	1345,4	3,61E+12	7,07E+11
127	0,880	1320,1	3,75E+12	8,47E+11
128	0,872	1307,6	3,83E+12	9,19E+11
129	0,833	1250,2	4,19E+12	1,28E+12
130	0,839	1259,1	4,13E+12	1,22E+12
131	0,835	1252,8	4,17E+12	1,26E+12
132	0,752	1127,5	5,15E+12	2,24E+12
133	0,605	907,1	7,95E+12	5,04E+12
134	0,505	758,1	1,14E+13	8,48E+12
135	0,413	619,1	1,71E+13	1,42E+13
136	0,344	516,3	2,46E+13	2,16E+13
137	0,249	373,2	4,70E+13	4,41E+13
138	0,150	225,0	1,29E+14	1,26E+14
139	0,156	233,6	1,20E+14	1,17E+14
140	0,117	175,7	2,12E+14	2,09E+14
141	0,080	119,3	4,59E+14	4,57E+14
142	0,053	79,4	1,04E+15	1,03E+15
143	0,031	46,2	3,07E+15	3,07E+15
144	0,030	44,9	3,24E+15	3,24E+15
145	0,022	32,9	6,04E+15	6,04E+15
146	0,018	26,3	9,48E+15	9,48E+15
147	0,016	24,0	1,13E+16	1,13E+16
148	0,016	23,4	1,20E+16	1,20E+16
149	0,015	22,6	1,28E+16	1,28E+16
150	0,015	22,5	1,29E+16	1,29E+16
160	0,015	22,5	1,29E+16	1,29E+16

El primer valor de la columna de la K_{tot} marcado en azul más oscuro corresponde al valor de la constante de pérdidas que siempre tienen lugar. La siguiente columna equivale a la anterior restándole este valor, obteniendo la constante de pérdidas introducida por el servo.

Con esta tabla de datos se pueden obtener las gráficas que reflejan las relaciones que se buscaba determinar. Así se muestra en la Figura 2.19.

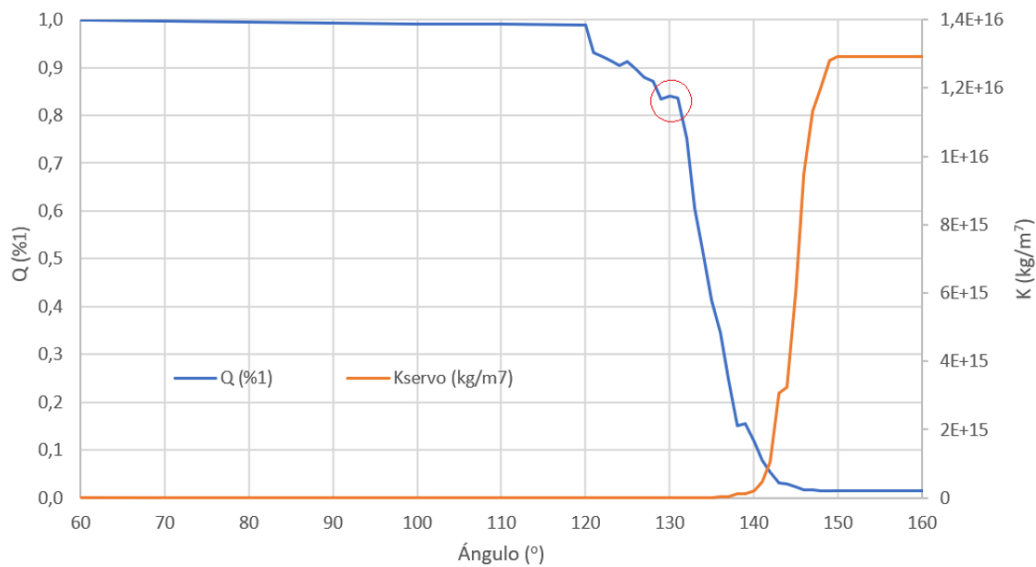


Figura 2.19. Relación entre caudal y ángulo y de la constante de pérdidas introducidas por el servo y el ángulo.

2.5.3. Relación Caudal-Ángulo

Se pueden apreciar las conclusiones anteriormente señaladas de forma más compacta y visual:

- De 60° a 120° el flujo permanece prácticamente constante.
- De 120° a 130° empieza a ser una caída notable pero no sustancial.
- De 130° a 140° se aprecian variaciones muy acusadas.
- De 140° a 150° hay una variación pequeña.
- De 150° a 160° se comprueba que no hay flujo y el caudal medido es un pequeño error del ajuste del offset del caudalímetro.

Cabe mencionar que, justo en 120° , existe un pico que puede dar lugar a pensar que es conveniente elaborar un estudio de 110° a 120° para suavizarlo y precisar en mayor medida los resultados. Ese ensayo se realizó y no se obtuvo una forma más detallada de esa sección, es decir, todos los caudales se obtenían prácticamente iguales.

Otra observación importante es apreciar los errores de la gráfica. Es posible observar cómo hay valores en los que la tendencia debería ser descendente, pero aumenta. Como por ejemplo en el pico rodeado de la Figura 2.19. Esto se debe a diferentes condiciones en las mediciones o por errores del captador. En definitiva, al ser este ensayo cualitativo, esta gráfica sirve de referencia para ver una evolución global.

2.5.4. Relación “K”-Ángulo

La gráfica naranja que se presenta en la Figura 2.19 corresponde a la relación existente entre el ángulo del servo que se le ordene ejecutar con la constante de pérdidas que introduce a esa apertura.

Como era predecible tras analizar la relación de caudal-ángulo, la válvula introduce una pérdida despreciable en los primeros valores de ángulos, aumenta considerablemente a partir de 140° y se estabiliza en un valor tal que ocasiona la pérdida completa de flujo.

En la gráfica del caudal de la Figura 2.19, se puede observar que hay variación de caudal existente a partir de 120° y, aparentemente, en esta última gráfica no parece que comience a aumentar la constante de pérdidas hasta los 140° , aproximadamente. Esto se debe a la escala, es decir, al simplificar la ecuación de pérdidas, la constante tiene unidades de kg/m^7 y, trabajando con áreas del orden de los mm^2 , se termina compensando. Por este motivo, los valores de “K” son de un orden de magnitud muy alto. Ampliando la gráfica en la Figura 2.20 se puede ver cómo el incremento de “K” comienza a partir de 120° , pero no es notable si no se aumenta la escala.

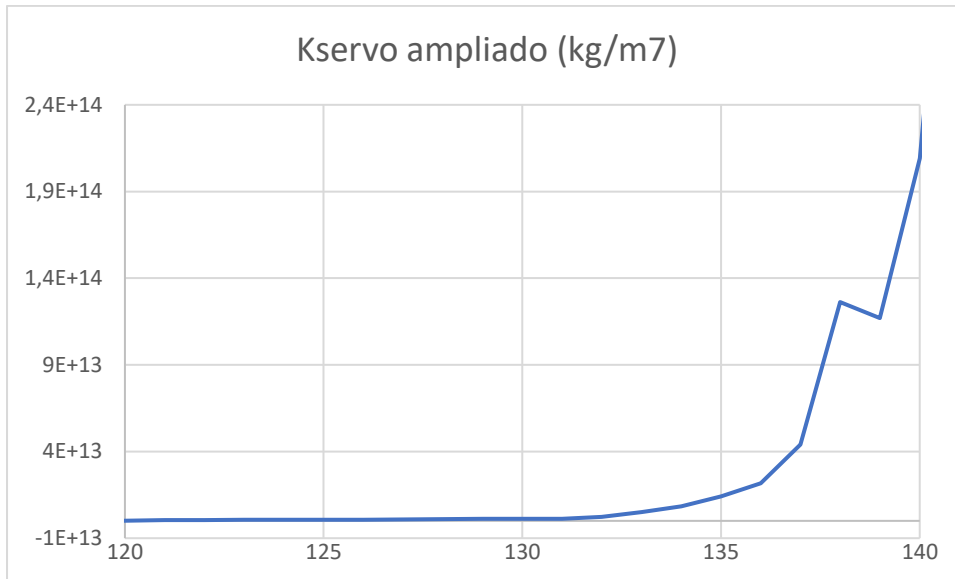


Figura 2.20. Relación K - ángulo ampliada.

En estas representaciones también se pueden apreciar algunos errores como en la Figura 2.20, un valor baja en lugar de subir. Su razón de ser es la misma que en el apartado anterior, pequeños errores de las medidas.

CAPÍTULO 3

SIMULACIÓN DEL CICLO HEMODINÁMICO

ÍNDICE

3. SIMULACIÓN DEL CICLO HEMODINÁMICO	57
3.1. Análisis de la bibliografía sobre la pulsatilidad del ciclo hemodinámico .57	
3.2. Ciclo alternativo	59
3.3. Herramientas para el control.....	61
3.4. Definición del ciclo hemodinámico	62
3.4.1. Parámetros utilizados	63
3.4.2. Ensayos.....	64
3.4.3. Ensayos de comprobación	70
3.4.4. Ensayos tras cambios en instalación	72
3.4.5. Incorporación de flujo reverso	74
3.5. Evaluación del ciclo conseguido con la instalación	75
3.6. Programa calculador de ciclo	79
3.7. Comprobación de eficacia	81

3. SIMULACIÓN DEL CICLO HEMODINÁMICO

3.1. Análisis de la bibliografía sobre la pulsatilidad del ciclo hemodinámico

Como ya se ha mencionado, la localización del músculo neumático Fontan cuando se implanta es la Vena Cava Inferior. Si se desea estudiar su comportamiento en el cuerpo humano, es necesario conocer a qué condiciones de funcionamiento estará sometido y replicarlas en una instalación in vitro.

La evolución que presenta el flujo por la Vena Cava Inferior está altamente condicionada por el ciclo respiratorio. Esta relación se debe a la proximidad con los pulmones, ya que el movimiento de las partes móviles del sistema respiratorio modifica el entorno de la Vena Cava Inferior. Los pulmones no son las únicas partes implicadas en el condicionamiento del flujo cardíaco, en particular, el diafragma se encarga de aumentar o reducir el espacio libre del mediastino, compartimento anatómico que alberga al corazón, donde se encuentra la Vena Cava Inferior.

El flujo se incrementa en la inspiración debido a que el movimiento del diafragma y de los pulmones amplía el espacio del mediastino facilitando el paso de la sangre por esta vena. En la espiración, en cambio, el flujo disminuye por la compresión que tiene lugar cuando los órganos respiratorios vuelven a su estado de reposo [28].

En la Figura 3.1 se puede apreciar cómo, en la inspiración, el diafragma ocupa una posición más baja, descomprimiendo la vascularización inferior. En la espiración, en cambio, el diafragma se eleva creando una ligera estrangulación en los vasos provenientes de la parte inferior del cuerpo, como es la Vena Cava Inferior.



Figura 3.1. Estados de inspiración (izquierda) y espiración (derecha). Fuente: [28].

Existen estudios sobre el flujo por esta vena con el objeto de caracterizarlo para ensayar injertos Fontan [29]. El ciclo que sigue el caudal se puede observar en la Figura 3.2.

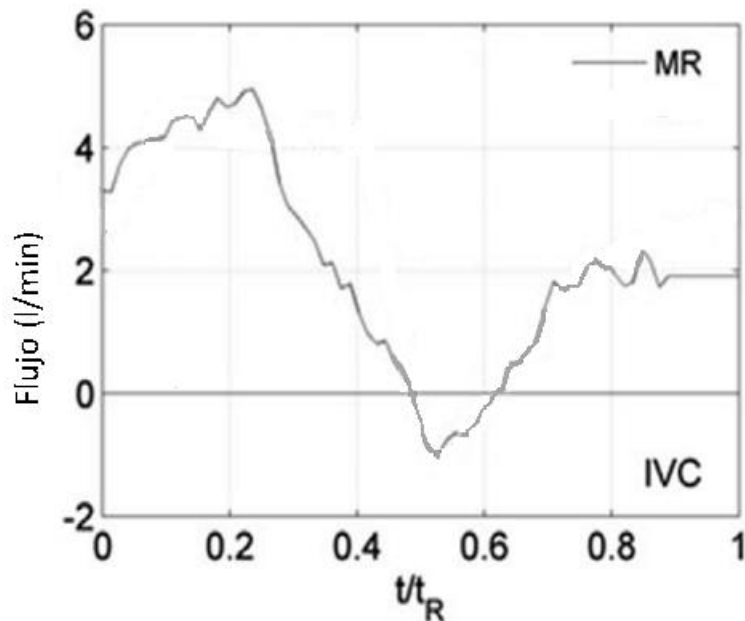


Figura 3.2. Flujo sanguíneo observado en la Vena Cava Inferior mediante resonancia magnética (MR). Fuente: [29].

Se puede apreciar cómo el flujo parte de un valor máximo en el punto álgido y cae de forma súbita (en la espiración) hasta llegar a ocasionar flujo reverso por la compresión posterior de la caja torácica, el cual se detallará más tarde. Eventualmente, el flujo remonta y comienza a aumentar hasta estabilizarse en un valor prácticamente constante durante un tiempo (primera parte de la inspiración). Finalmente, vuelve a incrementarse hasta que alcanza su valor inicial de referencia (resto de inspiración) [29].

En la Figura 3.2, el tiempo se expresa de forma relativa, t/t_R , siendo t el instante de tiempo representado y t_R , el tiempo de respiración o tiempo de duración del ciclo. En la instalación en la que se basa este proyecto, se trabaja con un tiempo de respiración (t_R) de 5 segundos.

Con esa consideración, se puede estimar una gráfica objetivo, aproximada a la real, para tratar de replicarla de la manera más precisa posible. Esta gráfica se muestra en la Figura 3.3.

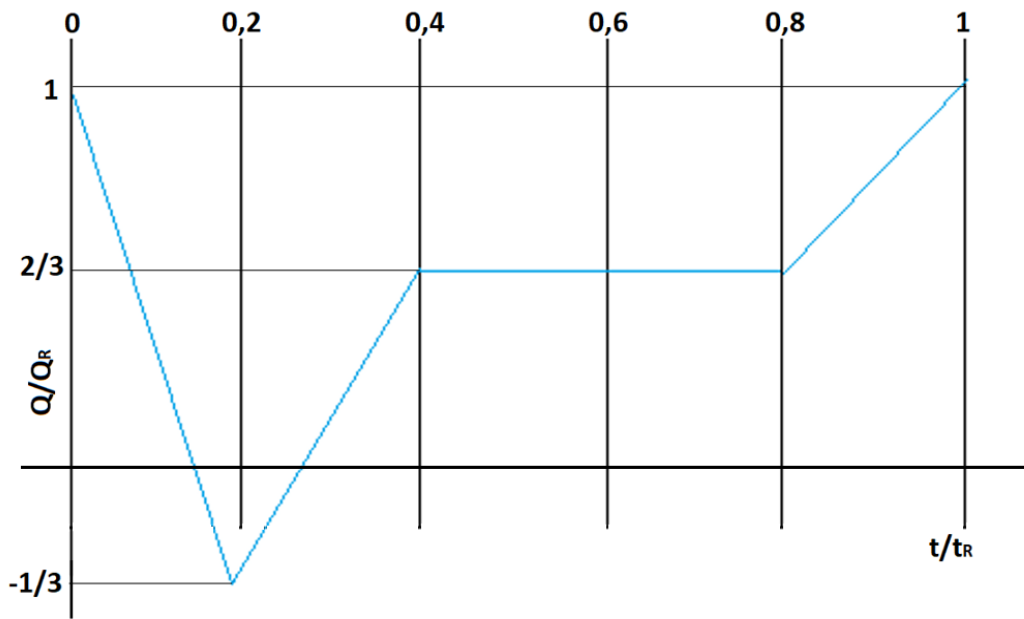


Figura 3.3. Ciclo objetivo aproximado al real. Fuente: Elaboración propia basado en [29].

En la Figura 3.3 no se han especificado unidades para el flujo indicado dado que se desea encontrar la secuencia de aperturas y cierres de válvulas que elabore esa gráfica para cualquier caudal de referencia dentro del rango de estudio.

3.2. Ciclo alternativo

En colaboración con este proyecto, el Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT) establece un ciclo hemodinámico diferente al fisiológico presentado por otros artículos, el cual se estudiará tras la realización de esta parte del proyecto para evaluar la reproductibilidad del injerto neumático.

La tecnología empleada en esta instalación es un recinto de control por el que circula el fluido por dos bolsas conectadas por el modelo de injerto. Las bolsas se encuentran cada una en una sección del recinto de control aisladas una de la otra. Con esta disposición, si se incrementa la presión en cualquiera de los recintos de forma controlada, las bolsas sufrirán una variación de volumen y el efecto sobre el modelo será como el de los pulmones y el diafragma.

Con esta instalación, se obtiene las siguientes evoluciones temporales de variables:

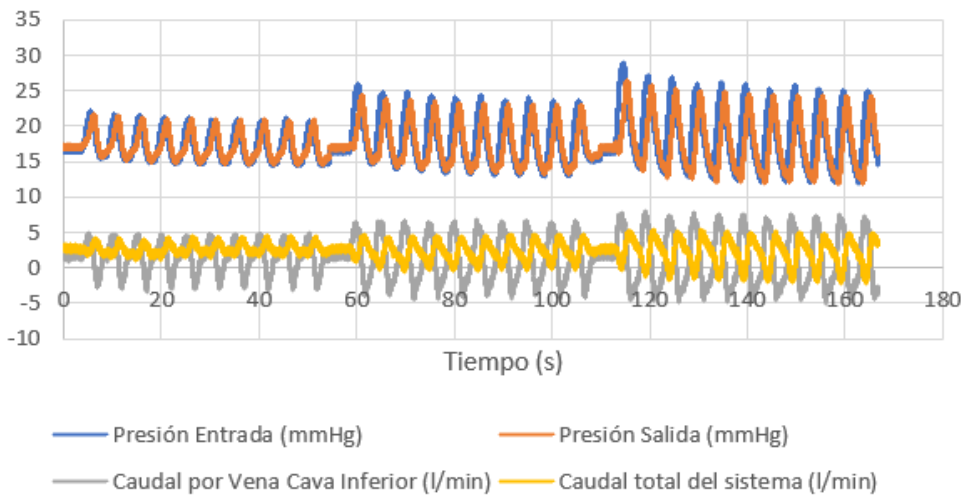


Figura 3.4. Evolución de presiones y caudales obtenida en la instalación del MIT.

Para poder observar la semejanza con el ciclo fisiológico, se detalla la Figura 3.5, la cual se corresponde con el tramo intermedio del caudal por Vena Cava Inferior.

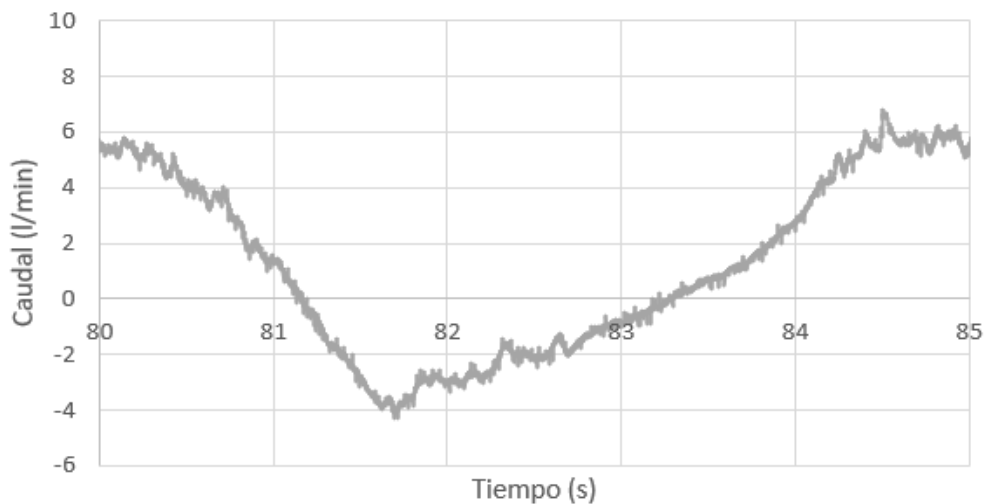


Figura 3.5. Evolución de caudal obtenida en la instalación del MIT.

Como se puede apreciar, esta evolución es ligeramente diferente a la que se va a tratar de conseguir dado que el objetivo principal es que la instalación siga el ciclo fisiológico y, posteriormente, se pueda adaptar para los requisitos del proyecto colaborativo.

3.3. Herramientas para el control

Para llevar a cabo las pruebas, se diseñan e instalan dos dispositivos que actuarán como electroválvulas regulables mediante servomotores controlados desde un ordenador a través del programa elaborado por el departamento.

Para el mecanismo, se han probado varios servomotores llegando a la conclusión de que era necesario sobredimensionarlo para asegurar un cierre completo de los ductos. Para ello, se instalan servos con un par de 65 kg-cm, uno a la salida del modelo, encargado de conseguir la forma de onda de caudal (mostrado en la Figura 3.6) y otro con el mismo mecanismo, encargado de provocar flujo reverso (mostrado en la Figura 3.7).



Figura 3.6. Detalle de la colocación del servomotor a la salida del modelo.



Figura 3.7. Detalle de la colocación de la electroválvula 2 de la entrada del modelo al depósito inferior.

Como se puede apreciar en la Figura 3.6 y en la Figura 3.7, los servos están sujetos a una bancada con dos guías para poder modificar su posición con respecto a la tubería.

Un detalle importante en la instalación del mecanismo de la Figura 3.7 es la pequeña elevación en el tubo que se puede ver en la parte izquierda de la imagen. Esa parte de tubo es la que va del servo al depósito. Esta pendiente lleva a una curva que realiza el tubo. Como la disposición de este tubo es horizontal, justo antes de abrir la válvula, hay fluido en la parte que viene del modelo y aire en la descarga al depósito. Al abrir el servo, el aire pasa por la mitad superior del tubo y el fluido por la mitad inferior. De este modo, el aire puede viajar hacia el interior del modelo, lo cual falsea medidas, disminuye el caudal, etc. Pero, si el tubo realiza un arco, el aire se almacena en la parte superior del arco y se evita el problema.

A partir de la regulación de ambas electroválvulas se obtendrá la evolución temporal de caudal aproximada al ciclo hemodinámico real.

3.4. Definición del ciclo hemodinámico

Primero, para simplificar el estudio, se va a buscar la secuencia de ángulos de la electroválvula 1. Para ello, se establece una gráfica objetivo como la reflejada en la Figura 3.8, es decir, sin flujo reverso.

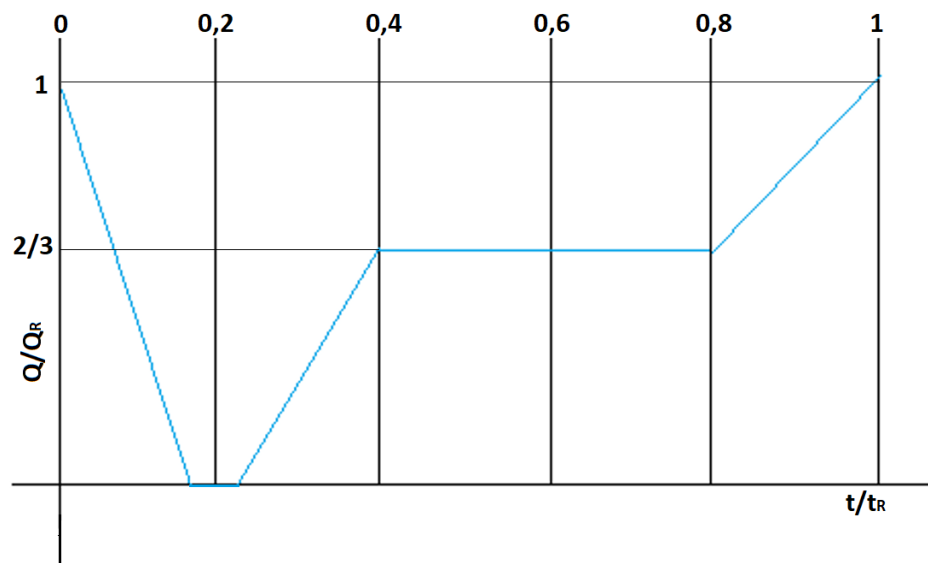


Figura 3.8. Evolución del ciclo obviando la parte de flujo reverso.

La principal razón de seguir este procedimiento es la simplicidad que supone regular solo el ciclo de un servomotor hasta que se consigue su correcta evolución y la facilidad para incorporar el segundo a un ciclo ya formado que funciona.

3.4.1. Parámetros utilizados

Como primer escenario de pruebas, se toman los siguientes parámetros de funcionamiento:

Altura: 1518 mm. Representa la diferencia de alturas entre los dos depósitos. En función de esta diferencia de alturas, se obtiene un caudal de referencia.

Caudal: 1100 ml/min. Caudal máximo obtenido para la diferencia de alturas señalada. Corresponde al caudal medido con la válvula completamente abierta (60°).

Tiempo escalón: 250 ms. Tiempo que se mantiene cada orden mandada al servo, es decir, el tiempo que va a permanecer cada ángulo.

Rango angular del servo: 60° (apertura total) y 160° (cierre total).

3.4.2. Ensayos

ENSAYO 1: Aún no se tiene noción del comportamiento de este mecanismo, por lo que este primer ensayo sirve como aproximación inicial y primera toma de contacto.

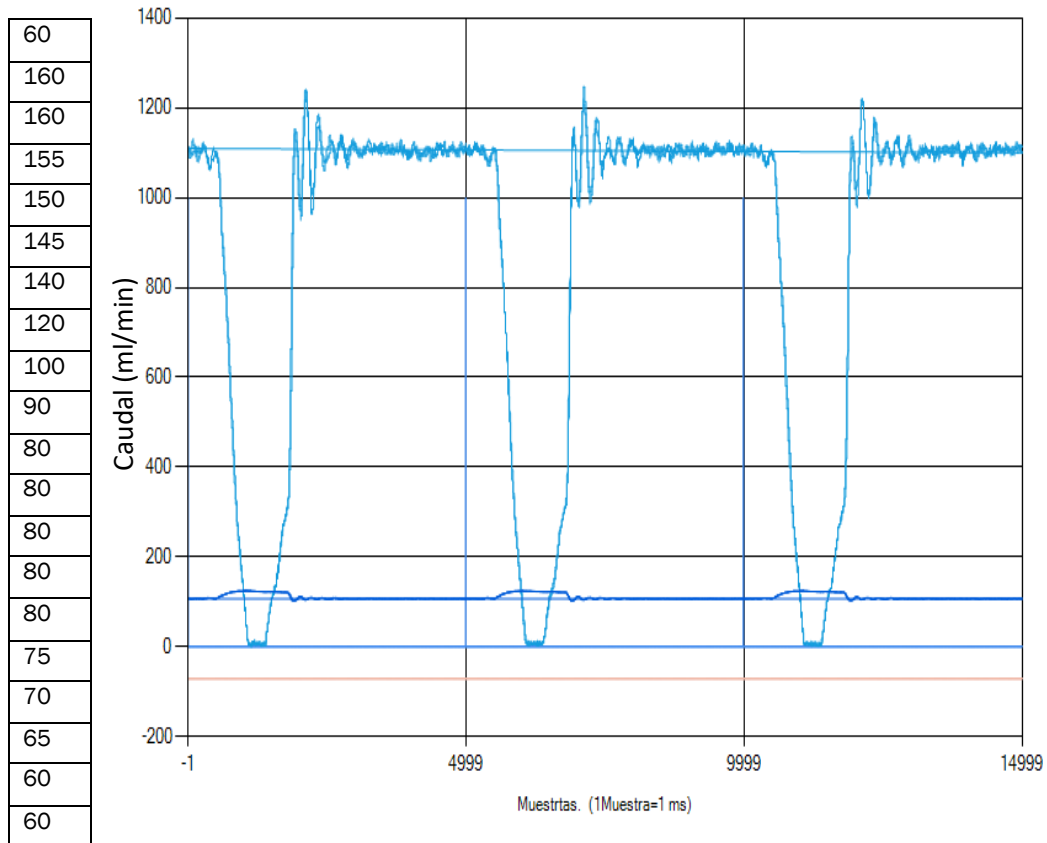


Figura 3.9. Curva empleada y evolución de caudal (azul claro) en el ensayo 1.

Se puede apreciar que este resultado se asemeja levemente a la realidad dado que tiene una bajada al comienzo, pero es demasiado rápida. La subida siguiente no es suave y tampoco se mantiene en un valor intermedio. En la subida final, al sufrir un cambio tan brusco de caudal, hay una subamortiguación en el valor final originada por un golpe de Ariete.

Como el tiempo de escalón de ha fijado en 250 ms y el ciclo dura 5 s, debe haber 20 escalones.

Sin embargo, en el momento en el que llega a cero, debe presentarse un periodo con flujo reverso, por lo que se añadirá otro escalón con la válvula completamente cerrada dejando el ciclo preparado para cuando se hagan las pruebas del flujo reverso. La secuencia de esos 21 valores de caudal debe conformar la curva de la Figura 3.8. Por seguridad de la instalación, se añade otro escalón abriendo la válvula para que empiece y acabe abierto haciendo un total de 22 escalones. La estimación se muestra en la Figura 3.13.

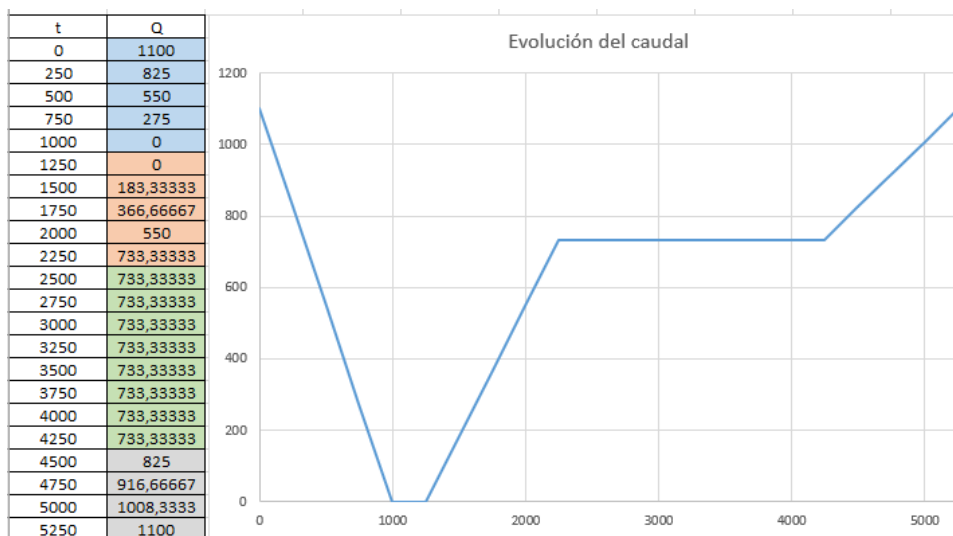


Figura 3.13. Estimación de la evolución del caudal a lo largo del ciclo fijando como valor intermedio aproximado, 2/3 del caudal de referencia (1100 ml/min).

El siguiente paso es probar manualmente diferentes aperturas de la válvula hasta conseguir el valor de caudal que debe haber en el siguiente escalón, hasta que el valor estacionario que tome el caudal coincida con el correspondiente.

Se debe considerar que, debido a la fuerza de oposición que realiza el tubo a ser estrangulado, no se obtiene el mismo resultado si se pasa de 60° a 130° que si se pasa de 129° a 130°. En el segundo caso, la válvula apenas se cierra por la resistencia elástica que ofrece el ducto en oposición y, como consecuencia, el caudal no presentará una variación medible.

3.4.3. Ensayos de comprobación

Para comprobar la versatilidad del ciclo obtenido, se realizan varias pruebas de las cuales, se muestran dos con parámetros muy dispares.

Se requiere comprobar el funcionamiento en un amplio rango de caudales y estudiar aspectos como la evolución del ruido de la señal con el caudal, los retardos en función del caudal, etc.

Como se puede observar en la Figura 3.15 y en la Figura 3.16, ambos ensayos presentan la misma respuesta con diferente escala, lo que es un resultado satisfactorio.

El primer ensayo se realiza con una altura próxima a la mayor posible en la instalación y el segundo con casi la menor.

ENSAYO 1:

Altura: 2280 mm

Caudal: 1550 ml/min

Tiempo escalón: 250 ms

Rango angular del servo: 60° (apertura total) y 160° (cierre total)

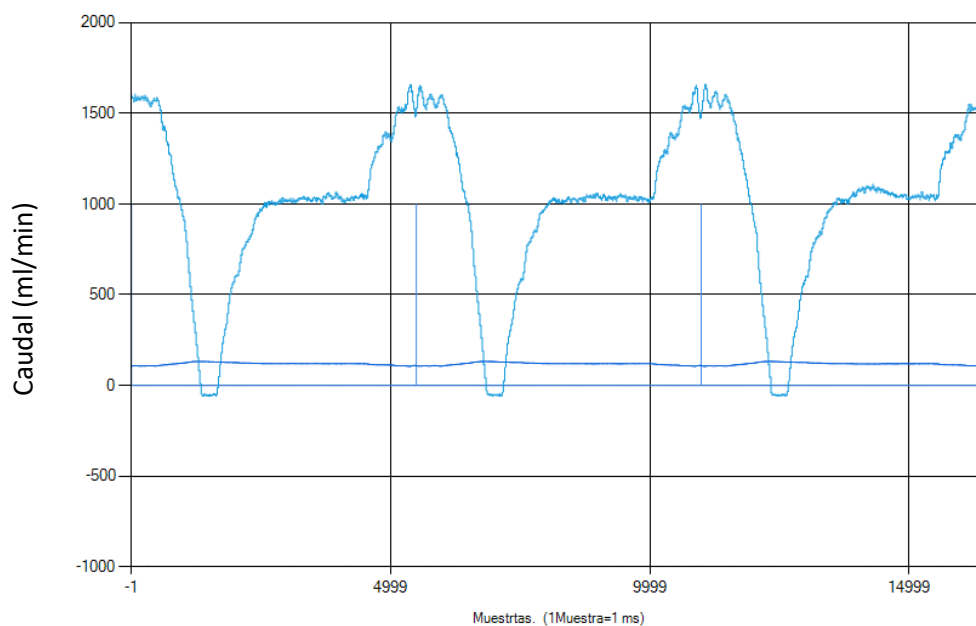


Figura 3.15. Evolución de caudal en el ensayo de comprobación 1.

ENSAYO 2:

Altura: 700 mm

Caudal: 830 ml/min

Tiempo escalón: 250 ms

Rango angular del servo: 60° (apertura total) y 160° (cierre total)

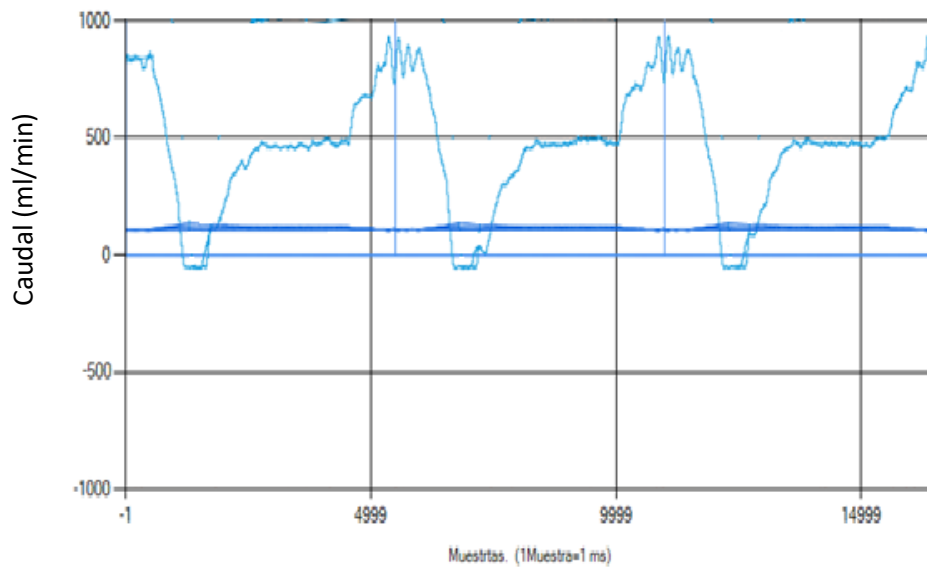


Figura 3.16. Evolución de caudal en el ensayo de comprobación 2.

Como conclusión de estas pruebas se puede extraer que, cuanto menor sea el caudal, la señal presenta más ruido. Este ruido lo introduce el caudalímetro, no el sistema de control. Esta afirmación está relacionada con que, conforme se va acercando el caudal a la precisión del sensor, las oscilaciones son más notables.

En cuanto a los tiempos de respuesta, son prácticamente iguales. Por lo tanto, no será una variable a tener en cuenta cuando se cambie el caudal de referencia.

3.4.4. Ensayos tras cambios en instalación

El caudalímetro empleado en la toma de medidas anteriores y obtención de la curva característica introducía una pérdida de carga demasiado alta. Los ductos de la instalación tienen un diámetro de, aproximadamente, 20 mm y en la zona de medida del caudalímetro había 4 mm.

Ya se ha mencionado que el caudal real que circula por el cuerpo es de unos 2000-5000 ml/min. Con la pérdida de carga anteriormente mencionada apenas se conseguía llegar a 1600 ml/min, por esta razón se decide adquirir el caudalímetro de mayor tamaño para evitar esa pérdida de carga innecesaria.

Tras evitar estas pérdidas de carga, para que el flujo no sea demasiado alto y se desborde la instalación, se coloca en el tubo que sale del depósito nodriza y entra al modelo, una válvula manual para introducir la pérdida de carga que se desee para conseguir el flujo requerido.

Una vez incorporada esta válvula en la instalación, es necesario repetir los ensayos con la misma secuencia y comprobar que el circuito, ahora con diferentes características, continúa comportándose del mismo modo. La consecución de este objetivo se muestra en la Figura 3.17.

Se decide mantener la diferencia de alturas entre ambos depósitos pequeña para que el caudal no sea excesivo.

Altura: 180 mm

Caudal: 1500 ml/min

Tiempo escalón: 250 ms

Rango angular del servo: 60° (apertura total) y 160° (cierre total)

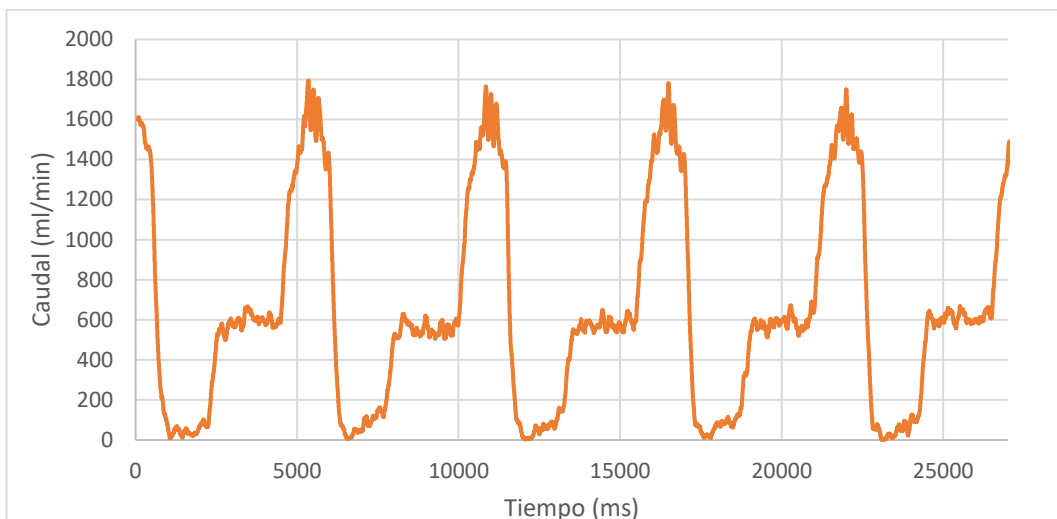


Figura 3.17. Evolución del caudal tras realizar los cambios en la instalación.

Es interesante apreciar cómo se consigue prácticamente el mismo flujo con una altura de 180 mm que con 2280 mm, tras eliminar la pérdida de carga. Esta reflexión nos indica que la configuración anterior de caudalímetros introducía una pérdida de carga de unos 2 m de altura.

Para comprobar también posibles picos de presión al cerrar por completo el servomotor, se obtiene su evolución mostrada en la Figura 3.18.

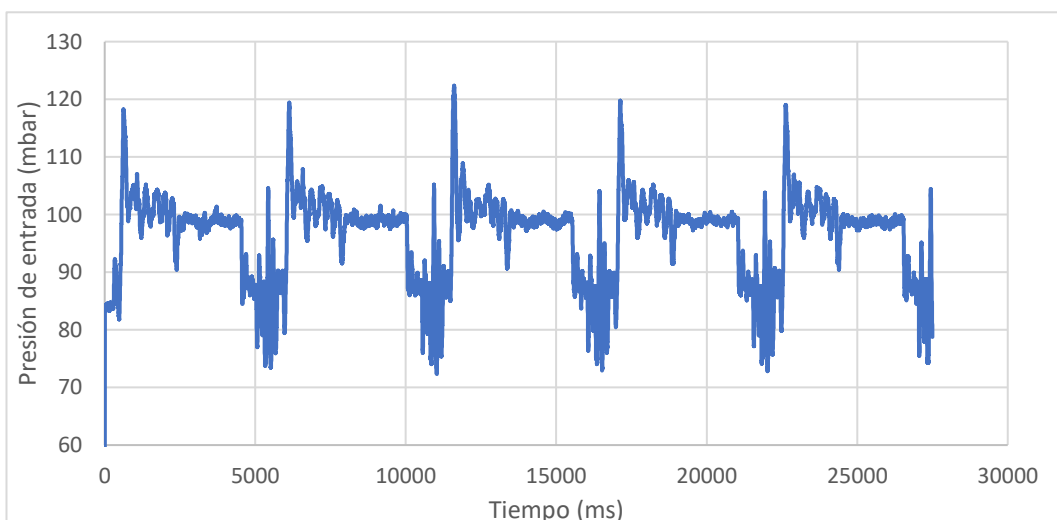


Figura 3.18. Evolución de la presión de entrada al modelo.

Como es de esperar, la presión presenta valores máximos en los instantes en los que la válvula se cierra y mínimos cuando se abre, no siendo estos picos excesivamente altos.

3.4.5. Incorporación de flujo reverso

A continuación, se procede a completar el resto de la gráfica real de funcionamiento. Para ello, es necesario incorporar la acción de la electroválvula 2 para que el modelo regurgite fluido hacia el depósito de descarga.

El procedimiento esperado es mantener cerrada la electroválvula 2 todo el ciclo y abrirla justo en los escalones en los que la electroválvula 1 está cerrada, pero por retardos conocidos en el sistema, es conveniente abrir la electroválvula 2 un escalón antes de cerrar la otra por completo y mantenerla abierta un escalón más.

Dado que el caudalímetro solo es capaz de medir el caudal en una dirección, hay que darle la vuelta y, posteriormente, componer los resultados de ambos ensayos: el directo (como los que se han mostrado a lo largo de este capítulo) y el reverso (el cual sólo muestra las medidas de caudal negativas).

La gráfica resultante de flujo reverso se muestra en la Figura 3.19.

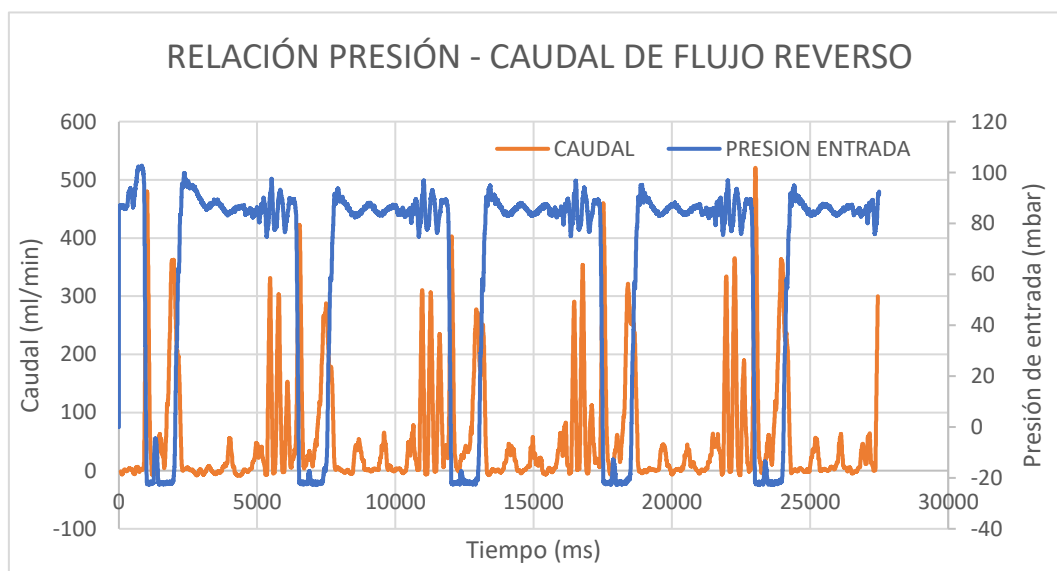


Figura 3.19. Evolución del caudal y de la presión del sistema monitorizando el flujo reverso.

En la Figura 3.19 se muestra cómo el método para obtener flujo reverso da resultados, pero presenta oscilaciones de gran amplitud y frecuencia. Estas oscilaciones corresponden a golpes de ariete posiblemente captados por el sensor debido a la proximidad existente entre la posición de la electroválvula 1 y el caudalímetro.

Al estar tan juntos, no hay espacio suficiente de fluido para que amortigüe este comportamiento, por lo que se está midiendo el golpe de ariete prácticamente en la válvula, justo donde es más acusado.

3.5. Evaluación del ciclo conseguido con la instalación

En los dos últimos apartados, el objetivo era conseguir una evolución de caudal que se asemejase a la realidad, lo cual ha resultado satisfactorio. Primero se ha conseguido replicar la curva fisiológica a grandes rasgos. En segundo lugar, se ha comprobado que, efectivamente, la instalación puede generar flujo reverso tal y como está construida. Por último, se va a probar si se ha conseguido el objetivo de replicar la gráfica del apartado 3.1 completa.

Para ello, como el caudalímetro solo mide en un sentido, se realizan dos ensayos idénticos, en uno se determina la evolución directa de caudal y en el segundo, el flujo en sentido contrario. Ambos se componen en una misma gráfica y se analiza el resultado.

Primero se componen ambas gráficas de caudal en la Figura 3.20 y se amplía en detalle la zona de interés en la Figura 3.21.

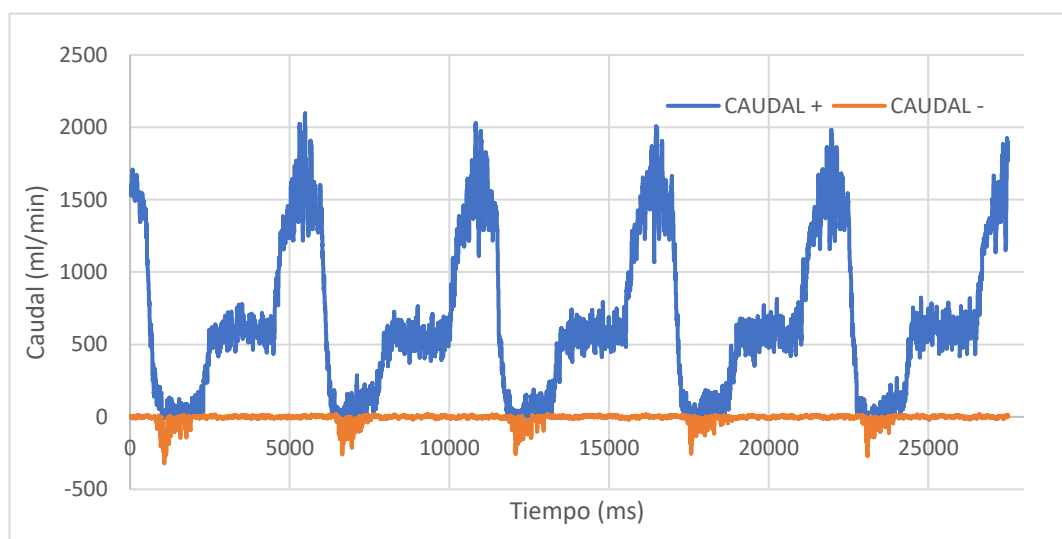


Figura 3.20. Caudales medidos de ambos ensayos presentados por separado sin media móvil (MM).

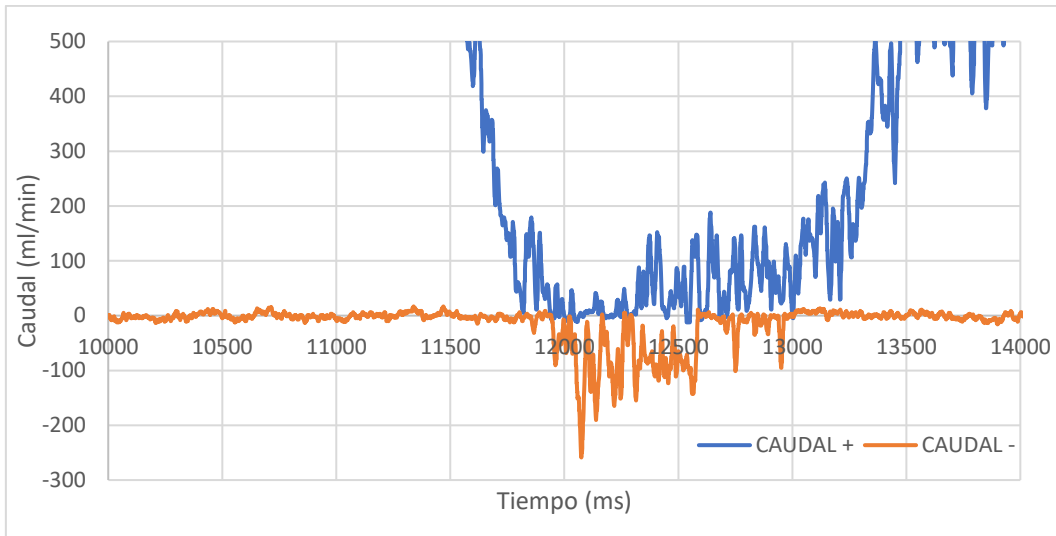


Figura 3.21. Detalle del flujo reverso sin media móvil.

En esta última imagen se puede comprobar de forma ampliada que no hay continuidad en las oscilaciones de la gráfica al tratarse de dos ensayos separados, como se ha predicho anteriormente.

A continuación, se filtran los datos a través de una media móvil de 100 valores. Se suman los caudales con su signo y se obtiene la gráfica de la Figura 3.22.

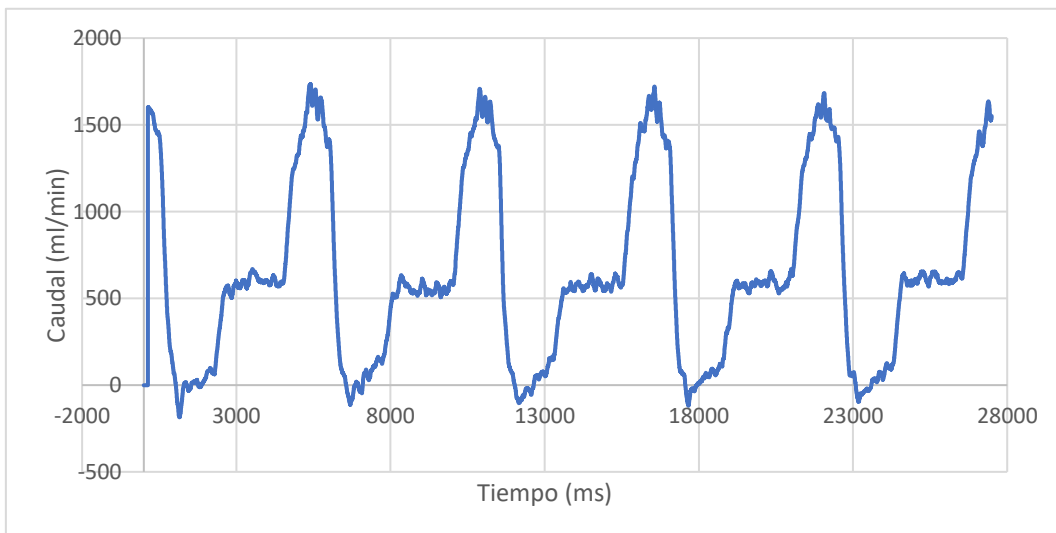


Figura 3.22. Caudal total combinado filtrado con media móvil.

Con el objetivo de demostrar que la evolución de caudales presenta un retardo con respecto a la consigna, se elabora otra gráfica representando el caudal con la señal de referencia que se manda (Figura 3.23).

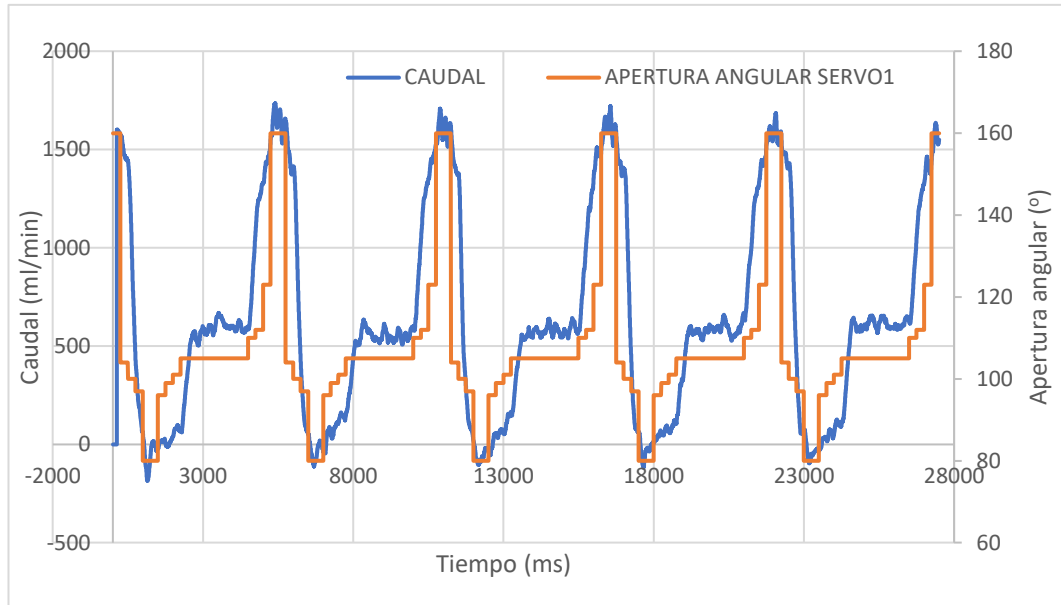


Figura 3.23. Representación de la curva de consigna (apertura angular) con la real experimentada (caudal).

La señal de la apertura angular del servo no es la consigna real de caudal (en ml/min), sino que es la apertura angular que va adquiriendo en cada instante transformada. Se ha transformado de modo que se facilite su comparación. La transformación que se le ha aplicado es la siguiente:

El rango de ángulos entre los que se puede trabajar con este servo es 60°-160°, donde 60° es totalmente abierto y 160° es totalmente cerrado. Tras realizar esta observación, la curva de la apertura del servo debería dibujarse al revés en el eje y. Para aclarar la gráfica y poder verlo de forma más intuitiva en una representación que pretende mostrar que la apertura del servo es un caudal de consigna y compararlo con el real, se ha aplicado la transformación mencionada donde $\text{ángulo representado} = - \text{ángulo real} + 240^\circ$. Así se puede comparar de forma más visual la apertura con el caudal.

Para poder evaluar también la evolución de la presión de la entrada con el caudal, se elabora una representación conjunta de estas dos variables:

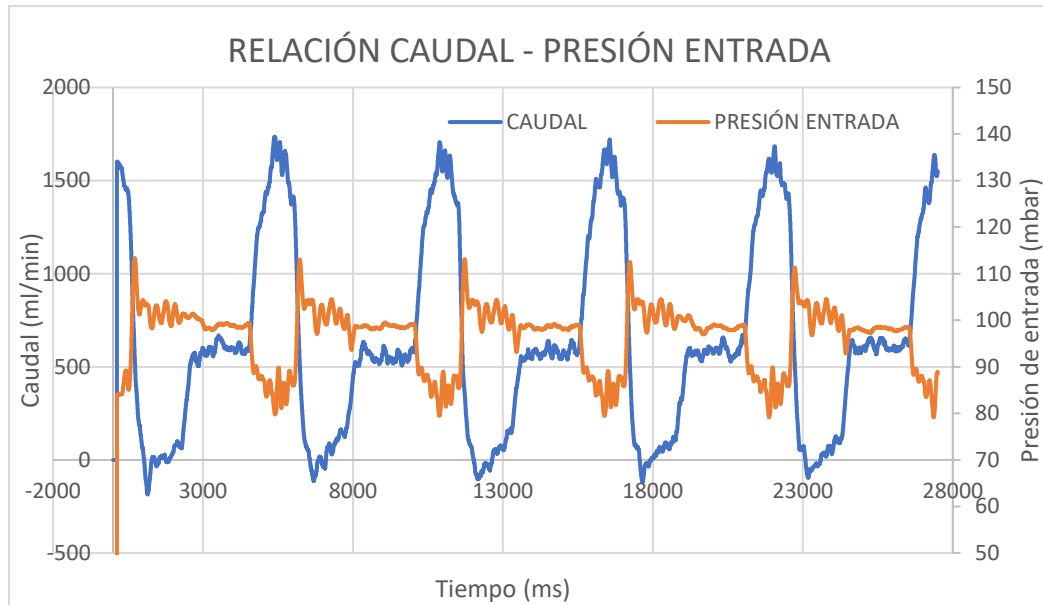


Figura 3.24. Evolución de la presión de entrada con el caudal total.

Como era de esperar, la presión aumenta al cerrar la válvula, se alivia un poco al abrir hasta alcanzar un valor intermedio y cae cuando se abre por completo la válvula y el caudal comienza a aumentar. En todos los cambios se puede ver un golpe de ariete en la presión en forma de pequeñas oscilaciones que influyen, a su vez, en el caudal.

Tras todo este análisis, se obtiene el ciclo deseado. Si se hubiera de cambiar algún aspecto de la instalación, se debería modificar toda la secuencia de ángulos, sin embargo, como ya se ha comprobado que la curva funciona para varios caudales, con reajustar el ángulo de los escalones donde la electroválvula 1 se cierra, es suficiente.

3.6. Programa calculador de ciclo

Debido a la dificultad que supone la realización de iteraciones y pruebas cada vez que se quiere determinar un ciclo, se decide elaborar un sencillo programa en una hoja Excel en el que se pueda introducir una secuencia deseada de caudales que circulan por la instalación y obtener los ángulos de apertura necesaria de la electroválvula que han de fijarse para conseguir esa evolución. De este modo, otorga una primera aproximación del ciclo de ángulos. Este programa se valdrá de los datos recogidos en el apartado 2.5. *Ajuste y calibrado de electroválvulas* del capítulo anterior.

La forma de trabajar será a través de la hoja llamada "BASE_DE_DATOS" que albergue la Tabla 3.1. La hoja del programa llamada "CALCULADOR_DE_CICLO" hará sus comprobaciones sobre esta base de datos.

La estructura principal de la tabla del programa tiene como entradas una columna en la que se introducen los caudales deseados y una en la que se escribe el caudal de referencia, es decir, el caudal obtenido cuando el servo está totalmente abierto, a 60°.

Como el método de búsqueda se realiza a través de caudales en tanto por uno con respecto al de referencia, la siguiente columna ejecutará la división y calculará los caudales relativos.

La última columna se corresponde con los ángulos calculados. Para ello se recurre a la función COINCIDIR e INDICE de Excel. La función COINCIDIR devuelve la fila de la tabla de la base de datos en la que se encuentre el valor (o el inmediatamente superior, si no es exacto) al número introducido por el usuario, es decir, busca dónde se encuentra el tanto por uno más parecido por exceso al calculado en el programa. La función INDICE devuelve el valor de una columna que se encuentra en la fila que se le indica, es decir, con el número de la fila obtenido de la función COINCIDIR, devuelve el ángulo correspondiente a ese tanto unitario de caudal.

Así se refleja en la Tabla 3.1 de la siguiente página.

3.7. Comprobación de eficacia

El último paso de este capítulo consiste en comprobar que el programa funciona correctamente. Para ello, se ha ejecutado el ciclo calculado con el programa.

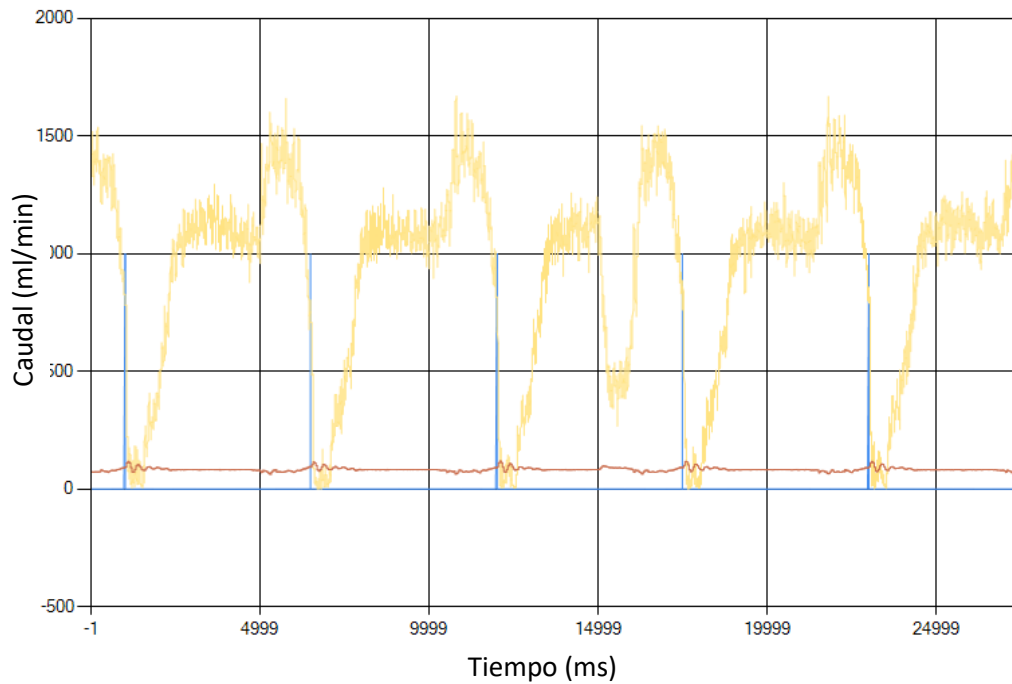


Figura 3.40. Evolución del caudal calculado por el programa (ml/min) en amarillo, con el tiempo (ms).

Los valores de caudal no coinciden con los presupuestos en la Tabla 3.1 dado que la referencia en este ensayo es aproximadamente de unos 1350 ml/min, pero, como ya se comprobó que la secuencia era válida para cualquier caudal de referencia, con observar la eficacia de una primera aproximación es suficiente.

En el tercer ciclo hay una caída por un reajuste automático del servo, no es un fallo grave.

Comprobando un ciclo cualquiera, se toma una ampliación en la Figura 3.41, para estimar si los tiempos de subidas y bajadas de la nueva gráfica son correctos y suaves.

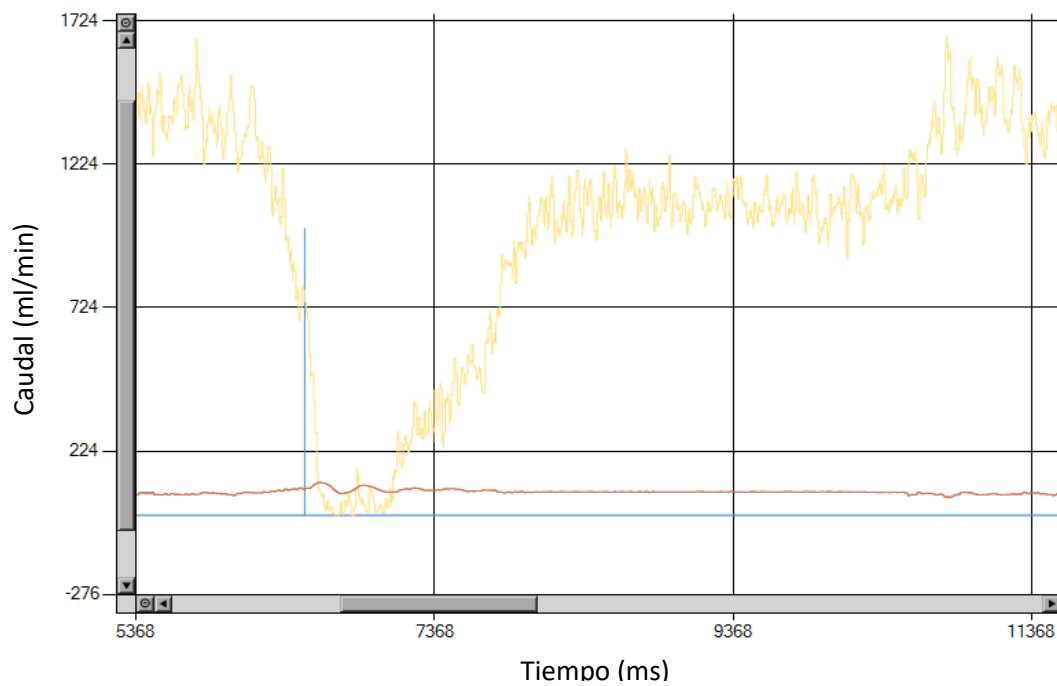


Figura 3.41. Curva de caudal obtenido con el ciclo calculado por el programa ampliada.

Se concluye que los tiempos de la primera bajada (1s), la primera subida (1s), el periodo de mantenimiento (2s) y la última subida (1s) se corresponden con el ciclo buscado.

Para recordar cómo quedaría la gráfica con la secuencia utilizada anteriormente, se elabora la Figura 3.42.

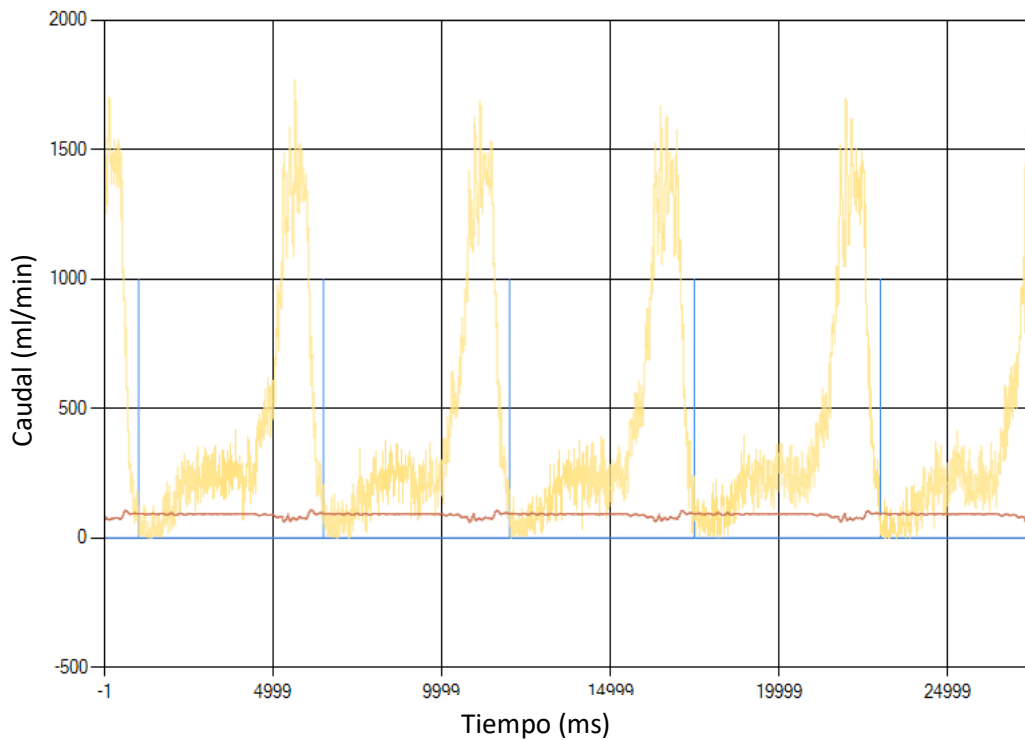


Figura 3.42. Evolución del caudal obtenido con la secuencia averiguada en el comienzo del capítulo.

Sorprendentemente, se obtienen peores resultados con la secuencia que primero se calculó (Figura 3.42) que con la recién calculada (Figura 3.40). Este comportamiento poco predecible se debe a que, entre ambos ensayos, se han realizado manipulaciones en la instalación en las que la posición de la electroválvula 1 se ha alterado.

Debido a la configuración del mecanismo de esta electroválvula, según se acerque o aleje la barra de apriete del contorno del tubo, las condiciones de estrangulación cambian y, con ellas, la relación caudal-apertura. El caso más extravagante y fácil de ver es pensar que si el servo está muy despegado del tubo, nunca lo apretaría por lo que siempre se obtendría el máximo caudal independientemente del ángulo que se mande al servo, esto explica la influencia de la posición relativa del servo con el tubo.

Como el programa otorga una primera aproximación, es necesario realizar retoques a la secuencia en base a la experiencia que se tenga con la instalación. En la Tabla 3.2 se presentan los ángulos modificados destacados en color rojo.

- Ajustes en el resto del ciclo: los ajustes necesarios para que los cambios anteriormente introducidos se conecten mediante una secuencia de evolución suave. Es decir, si se pasa de 155° a 135°, no abrir hasta 134° y cerrar hasta 135° de vuelta, hacer ese cambio de forma progresiva y lineal.

Los resultados obtenidos tras la ejecución del ciclo ajustado se muestran en las Figuras 3.43 y 3.44.

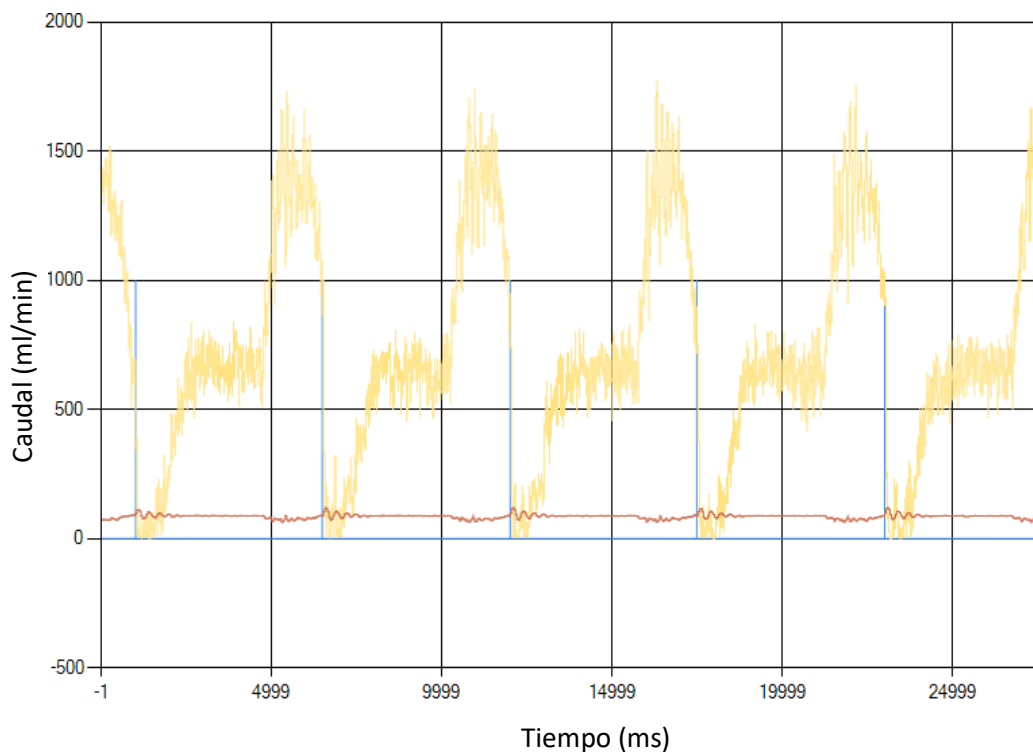


Figura 3.43. Evolución del caudal con el tiempo empleando la secuencia ajustada.

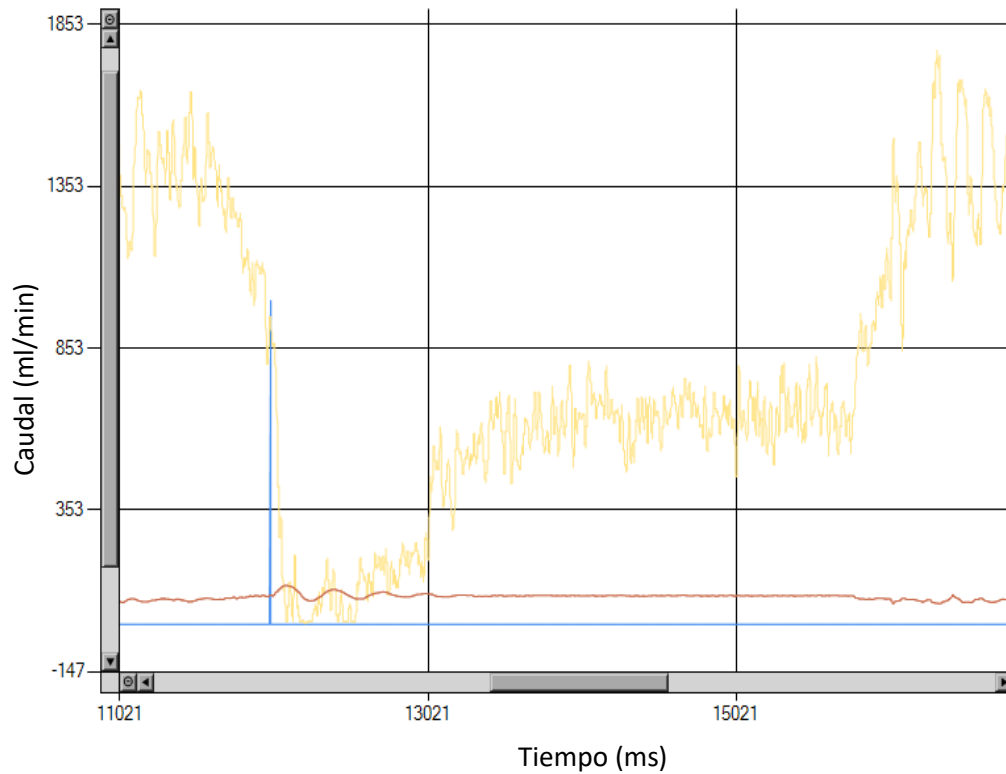


Figura 3.44. Evolución del caudal con la secuencia ajustada ampliada.

Esta última evolución sí se asemeja en gran medida a la buscada en todo el proyecto y a la obtenida al comienzo de este capítulo.

La ventaja de utilizar este programa es la facilidad que aporta a cualquier persona que trabaje con el software y esta instalación para manejar ciclos complejos sin tener que realizar iteraciones de ángulos de forma incorrecta. Se ha comprobado que el programa da buenos resultados siempre y cuando el servomotor permanezca inmóvil en los estudios. En caso contrario, sería necesario realizar otro estudio como este tras la manipulación. Pero es completamente válido mientras no haya cambios.

CAPÍTULO 4

MODELO PERISTÁLTICO

ÍNDICE

4. MODELO PERISTÁLTICO	91
4.1. Finalidad.....	91
4.2. Diseño	91
4.3. Caracterización.....	102

4. MODELO PERISTÁLTICO

4.1. Finalidad

El objetivo del proyecto analizar el movimiento peristáltico que origina un modelo de injerto neumático, implantado en una intervención Fontan, en una instalación in vitro. Para ello, se debe fabricar este modelo de actuador secuencial que rodee el injerto Fontan y genere peristalsis en el flujo sanguíneo. Por esta razón, una vez se ha construido una instalación cuyo funcionamiento se asemeja al flujo hemodinámico de una persona, se procede al diseño del músculo y a su posterior implantación en la instalación.

El movimiento peristáltico se consigue intercalando el cierre y la apertura de varios estranguladores independientes dispuestos longitudinalmente en el tubo Fontan. Por lo tanto, una vez se haya creado el modelo de injerto, se deberá averiguar la secuencia de cierres y aperturas que proporcione mayor caudal y presión.

4.2. Diseño

Antes de explicar el diseño del modelo fabricado en el departamento, se debe conocer el estado de la técnica para comprender la analogía entre los injertos existentes con el fabricado.

En el capítulo de introducción se ha comentado que, actualmente, existen numerosas tecnologías para desarrollar injertos activos. Por ejemplo, bombas que favorecen el flujo, mallas neumáticas que abrazan el pericardio o cánulas con anillos dispuestos longitudinalmente para ejercer el peristaltismo. Esta última se corresponde con la tecnología empleada en el proyecto.

El modelo implantable, el cual se utilizará en el futuro, consta de tres anillos huecos e independientes por los que se puede insuflar en cada uno, a través del accionamiento de una electroválvula, aire a presión para ocasionar su expansión o contracción. Esta variación en el volumen de los anillos se transmite al tubo provocando estrangulación localizada. Este modelo ha sido diseñado y fabricado por el Instituto Tecnológico de Massachusetts (M.I.T.)

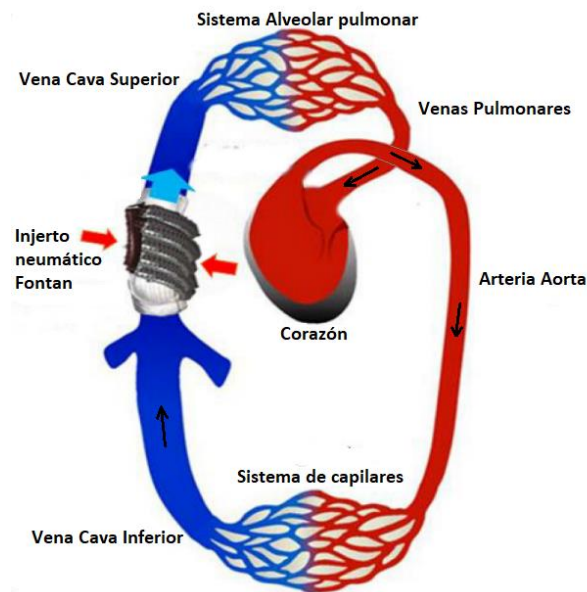


Figura 4.1. Esquema de colocación del injerto neumático Fontan y su imagen conceptual.

Como ya se ha explicado previamente, el corazón enfermo es sometido a tres operaciones de reconducción de vasos sanguíneos terminando en: el aislamiento de la mitad izquierda del corazón, la sustitución de la mitad dañada por la parte derecha del corazón y la implantación del injerto neumático Fontan que, en este caso, contribuirá en la impulsión del flujo de la sangre no oxigenada proveniente de la Vena Cava Inferior con su movimiento peristáltico.

El mecanismo de estrangulación del modelo desarrollado en el departamento es diferente al anterior descrito. Este dispositivo no será implantable, pero su control será muy efectivo. En lugar de provocar la contracción de un tubo que rodea el injerto, un conjunto de paletas aplicará presión sobre el perímetro del tubo. El mecanismo se asemeja al del obturador de una cámara de fotografía.

El mecanismo comienza con el movimiento longitudinal de un pistón neumático en el interior de un cilindro. Este movimiento longitudinal se transmite por un sistema cremallera-piñón a una rueda que, mediante unas guías y unos centros de giro, rota las paletas que van a comprimir el tubo de forma axial.

En la Figura 4.2 se muestra el diseño 3D elaborado en Fusion 360 de un módulo de estrangulador.

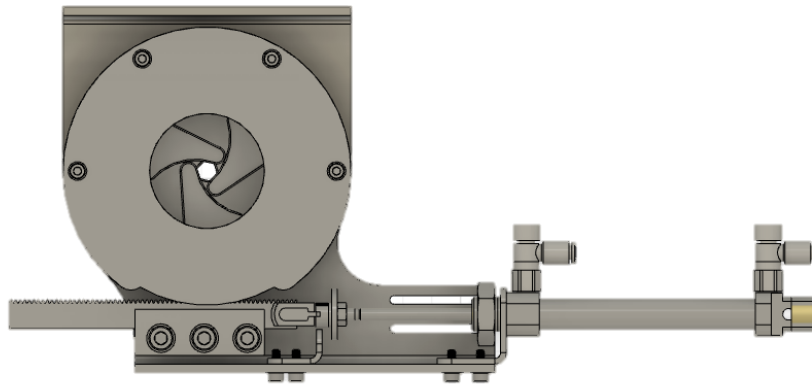


Figura 4.2. Modelo de estrangulador.

El diseño del grupo de obturadores se realiza de forma modular, de forma que se puedan incorporar el número de elementos que se deseen en la instalación de manera sencilla. La Figura 4.2 se corresponde con uno de los módulos. En el emplazamiento donde se van a posicionar, se colocan seis módulos idénticos, haciendo pasar el tubo del modelo por la sección de apriete de todos ellos, tal y como se muestra en la Figura 4.3.

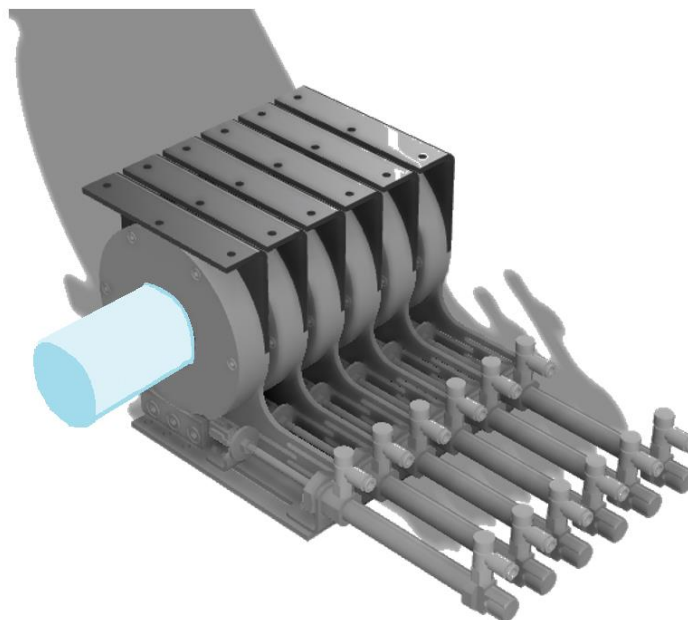


Figura 4.3. Diseño renderizado de la disposición del grupo de seis estranguladores.

La razón de colocar seis es obtener versatilidad de modo que, aunque se utilicen por pares de dos o solo tres intermedios, se puedan realizar pruebas haciendo funcionar los de los extremos como válvulas o cualquier otro uso que se les pueda dar.

Las diferentes partes del dispositivo se pueden apreciar en la Figura 4.4.

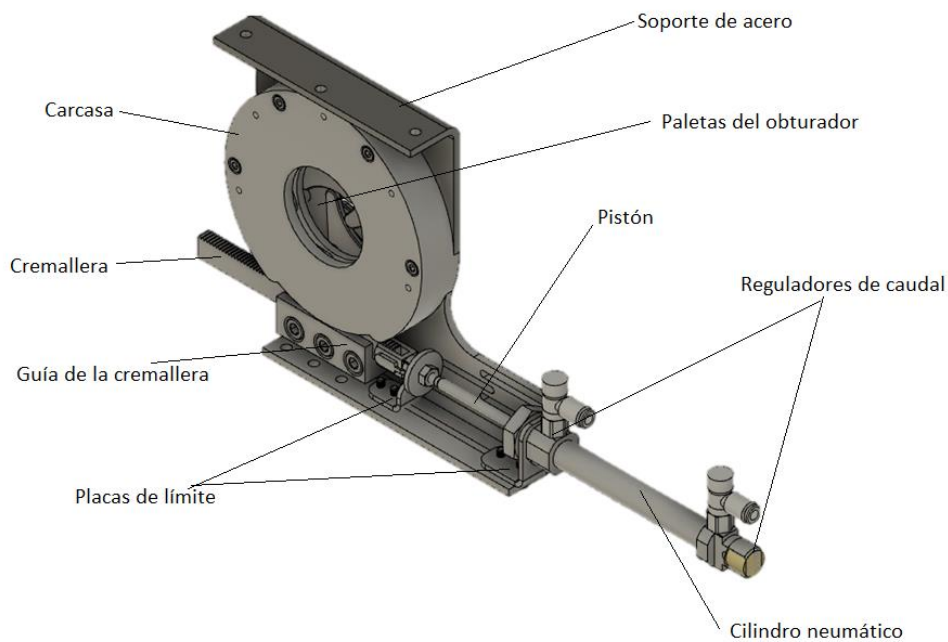


Figura 4.4. Esquema de las partes del modelo de obturador.

Las placas de límite situadas en el soporte del modelo tienen como utilidad frenar el recorrido del pistón en su movimiento en cualquiera de los dos sentidos. Su ajuste se realiza mediante el desplazamiento de las placas por una guía en el soporte y su apriete con dos tornillos fijando su posición. La placa situada más a la derecha establece el punto de partida del pistón, es decir, el diámetro máximo que tendrá el obturador. La placa de la izquierda, en cambio, fija la posición final del pistón, es decir, el menor diámetro que tendrá el obturador.

El cilindro que está incorporado en el modelo contiene con dos boquillas de entrada y salida de aire, dos reguladores de caudal y el pistón interior.

Como se ha explicado, una electroválvula cambiará el sentido de la circulación de aire por el pistón. Cuando la válvula no está accionada, el aire fluye por el tubo de entrada al cilindro y sale por el extremo de salida. En cuanto se acciona, la bobina de la electroválvula del pistón cambia el recorrido transformando el anterior tubo de entrada en el de salida y viceversa.

Los reguladores de caudal del cilindro ajustan el caudal al escape, es decir, pueden variar el caudal que circula por el extremo en el que se encuentra el regulador cuando el tubo de ese extremo sea el de salida de aire.

Por ejemplo, según se aprecia en la Figura 4.4, si se manipula el regulador situado en el extremo derecho del dispositivo, se apreciará variación cuando ese extremo sea la salida de aire, es decir, cuando el pistón se mueve hacia la derecha. Regulando ese extremo, se cambiará la velocidad de desplazamiento del pistón y, con ella, la apertura del dispositivo.

En resumen, el control de este elemento consiste en lo siguiente:

- Fijar el recorrido del pistón, es decir, los límites de apertura y cierre del diafragma. Se realiza mediante las placas de límite.
- Establecer una velocidad de cierre y de apertura del diafragma, lo cual se consigue con los reguladores de caudal del pistón y la presión del aire.

Una vez se ha aclarado el funcionamiento del modelo, se continúa con la idea de implementación del grupo de obturadores en el modelo. Teniendo en cuenta la localización de ductos de entrada y salida del modelo, el espacio disponible y la posición de entrada de la lámina láser del PIV, se diseña la estructura del modelo mostrada en la Figura 4.5.

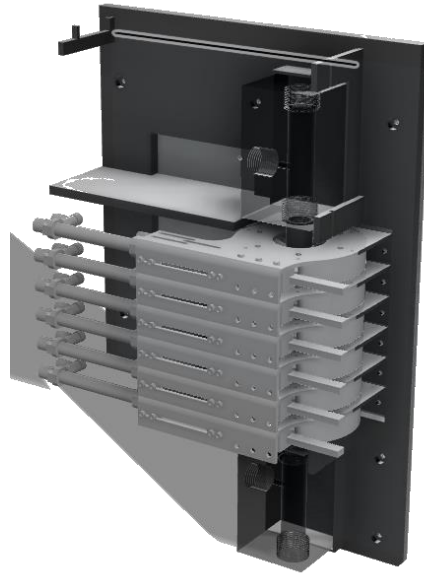


Figura 4.5. Implementación de los modelos en la instalación.

La estructura completa se compone de los siguientes elementos:

- Grupo de 6 obturadores.
- Placa de PLA con secciones para el emplazamiento de cada elemento.
- Placa de Aluminio para aportar rigidez estructural al conjunto.
- Prismas de Metacrilato como recinto de medida PIV.
- Tubo flexible de Látex como modelo de injerto.

Tanto la placa de plástico como la de aluminio incorporan roscados para fijarlas entre sí y a la placa habilitada en el desplazador de la instalación.

En la placa de PLA se colocan cuatro pletinas estratégicamente para llevar a cabo la alineación del modelo con la lámina láser. La anchura de sus huecos es de 2 mm, coincidente con el espesor de la lámina del láser ^[23]. En la Figura 4.5, estas pletinas sobresalen de la placa. Para explicar su funcionamiento, se muestra la Figura 4.6, donde se aprecian mejor los contornos.

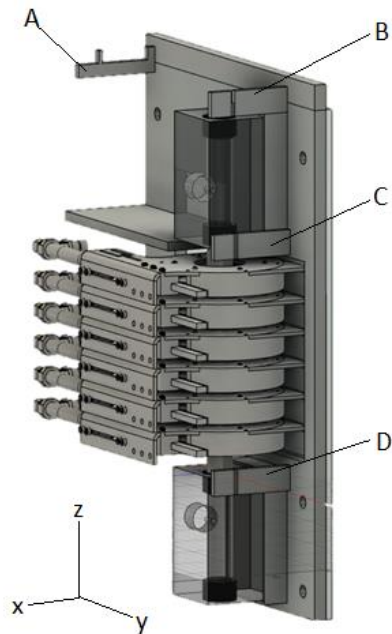


Figura 4.6. Placas de alineación del modelo con láser.

Estas pletinas se emplean para alinear la línea que forma el láser con la generatriz del conducto situado en la región de medida del metacrilato.

El requerimiento de estos salientes reside en que el modelo, por muy sujeto que se encuentre, puede rotar ligeramente en los tres planos cartesianos y se desea que la medida sea en el plano de simetría del tubo. Por ello se disponen las placas de ese modo:

- Las pletinas A y parte superior de la B bien alineadas evitan la rotación en el eje z. La alineación correcta se da cuando el haz de luz pasa por el hueco de la parte superior de la pletina B e incide sobre el saliente de la pletina A. En caso de estar mal alineado, el láser incidiría sobre las paredes de la placa B o no se reflejaría en la placa A.

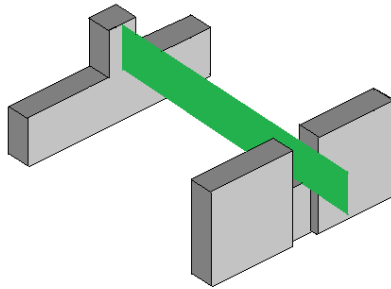


Figura 4.7. Alineación correcta del modelo en la comprobación de giro sobre eje z.

- Las pletinas C y parte inferior de B controlan la rotación alrededor del eje y. Se comprueba que está alineado correctamente cuando el láser se introduce en la hendidura de ambas placas y se refleja enteramente en la pared de esta hendidura sin salirse de la misma. Con la comprobación de estas dos placas se consigue el posicionamiento correcto del bloque superior. En caso de requerir el correcto posicionamiento de todo el modelo, incluyendo el bloque inferior, se debe realizar la misma comprobación de la plaquita C con la D, ya que la longitud de alineamiento es mayor.

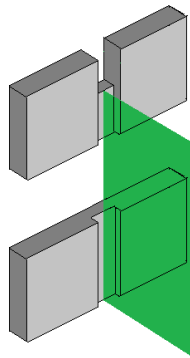


Figura 4.8. Alineación correcta del modelo en la comprobación de giro sobre eje y.

- Para el giro sobre el eje x se pueden observar las pletinas A y B del mismo modo. En caso de tener una inclinación en el sentido de las agujas del reloj se podrá ver parte del haz de luz por debajo del saliente de la placa A. En el sentido antihorario, se vería que el haz no llega a la base del saliente. No obstante, debido a la difracción de Huygens producida al chocar con la plaquita B, puede que no se observen bien estas inclinaciones. Por esta razón, la alineación con este eje se realiza con la cámara.

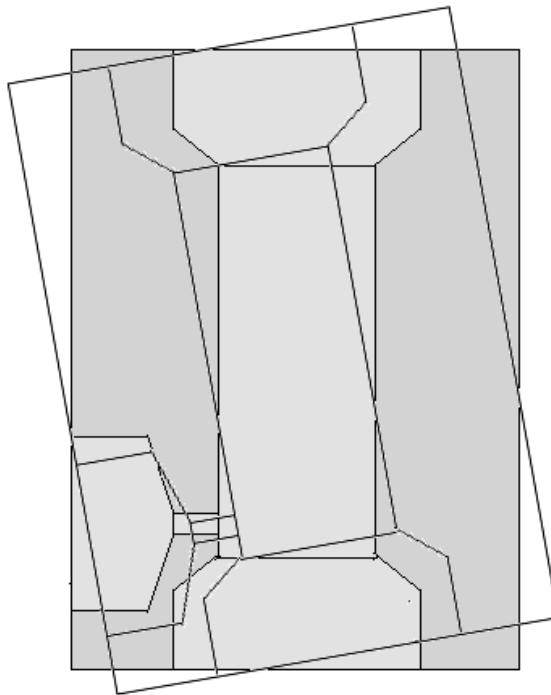


Figura 4.9. Corrección del giro alrededor del eje x.

El giro sobre el eje x puede parecer menos relevante debido a que la imagen tomada con el PIV se podría apreciar igualmente, pero, en caso de existir inclinaciones como la dibujada en la Figura 4.9, existe deposición de partículas trazadoras en algunas caras. Esta es otra razón por la que se debe corregir el giro.

La incorporación de las pletinas a la placa de PLA hace que la tarea de alineación con el láser sea sencilla y se pueda realizar prácticamente cada vez que se utiliza.

En cuanto a los constrictores, se fijan a la placa trasera de aluminio para que la unión sea lo más rígida posible. La disposición de estos obturadores se planifica tal y como se ve en la Figura 4.6 para que los reguladores de caudal estén lo más accesibles posible. No obstante, se plantea que la regulación de la velocidad de cierre es más eficiente abriendo por completo los reguladores de caudal y variando la presión de aire comprimido que se alimenta a los pistones.

En cuanto al tubo flexible, se plantean diversas opciones. Cuatro de las muestras evaluadas se recogen en la Figura 4.10.



Figura 4.10. Conductos ensayados para el injerto Fontan. De izquierda a derecha: muestra A, B, C y D.

Estas muestras se presentan debido a sus comportamientos característicos. Exponiendo los resultados que se obtienen cuando se usan estos diferentes materiales, se puede optimizar la fabricación de un tubo que pueda funcionar de manera adecuada.

El ensayo realizado a las muestras consiste en colocar en un extremo del tubo una válvula cerrada y en el otro extremo del tubo un conducto con agua hasta, aproximadamente, un metro, colocado verticalmente. Se trata de comprobar si la expansión del injerto al llenarse de agua es uniforme en toda su longitud y su respuesta al cierre súbito de uno de los obturadores es adecuada.

Muestra A

Este tubo está fabricado en Látex líquido en el laboratorio. Su proceso de fabricación consiste en introducir una probeta metálica embadurnada de talco, para evitar adherencia, en un tarro con el látex. Se mantiene sumergido media hora y se retira del tarro dejando que el látex cure durante otra media hora. Solamente se aplica una capa a este tubo.

Cuando se procede al llenado, el tubo sufre una deformación irregular, incrementando el diámetro en su parte inferior.

Al cerrar el diafragma, el comportamiento es bueno dado que no se queda atrapado entre las palas del mecanismo de cierre, sino que disminuye su diámetro sin oponer apenas resistencia al mecanismo.

Como conclusiones se puede determinar que el tubo es demasiado fino debido a la excesiva irregularidad en la deformación sufrida con la presión del conducto, la cual es aproximadamente la que se tiene en la instalación. Esto explica la facilidad de cierre que presenta.

Muestra B

Este tubo también está fabricado de Látex líquido en el laboratorio. El proceso difiere del anterior. Para este tubo se conformaron seis capas. Cada capa se forma introduciendo durante 15 minutos la probeta en el látex y sacarla durante otros 15 para que cure el látex. Además, en las etapas de secado, el tubo se gira dejándolo secar hacia arriba y hacia abajo alternativamente para que el goteo del látex por el tubo en el secado sea irrelevante y se obtenga una densidad lo más uniforme posible en la longitud del tubo.

El tubo resulta más rígido que el anterior, por este motivo, la expansión que sufre con el metro de columna de agua es totalmente uniforme en toda su longitud. En contrapartida, al accionar el obturador, el tubo presenta demasiada resistencia al movimiento de cizallado de las palas del obturador.

Se concluye con que el espesor de este tubo es demasiado alto y se ha de buscar un nivel intermedio si lo que se desea es fabricarlo.

Muestra C

El tubo de este ensayo está fabricado en caucho sintético como alternativa al látex para su aplicación. En concreto, el material del que están conformados es un tipo de resina sintética llamada AT-10. El problema que puede tener este tubo *a priori* es el diámetro.

Al realizar el ensayo, se comprueba que el tubo es demasiado fino para esta aplicación. Sufre deformación irregular al ser llenado y, debido a su gran diámetro, el ajuste con los conductos empleados no es perfecto, por lo que presenta fugas y, cuando se acciona el actuador, el incremento de presión provoca más fugas y debilita el ajuste soltando el tubo del conducto.

Esta muestra no es viable debido a la diferencia de tamaño y a la fragilidad que implica el pequeño espesor.

Muestra D

En este ensayo se decide utilizar un tubo de celulosa empleado para sustituir la tripa animal en el recubrimiento de embutido. Aparentemente es un material rígido y poco deformable pero sus características cambian por completo al ser humedecido.

Cuando se procede a montar el tubo en el conducto de ensayos se observa que el diámetro también es demasiado grande. Por otro lado, la rigidez del material es suficiente para que la deformación por llenado sea uniforme pero lo suficientemente fino de espesor como para que, al cerrar el obturador, las palas no pillen el tubo.

En definitiva, este tubo presenta un comportamiento adecuado para la aplicación salvando el hecho de que el diámetro es excesivo.

4.3. Caracterización

Para un correcto control de los actuadores, se considera necesario elaborar una caracterización de su funcionamiento. Se estudiará primero el mecanismo de piñón-cremallera y cómo influye el desplazamiento de la cremallera en el giro del engranaje y, posteriormente, los tiempos y velocidades de cierre y apertura del dispositivo.

Para ello, se debe establecer la relación entre la variable manipulada (o indirectamente manipulada) y la controlada. En este caso, la variable controlada es la sección de paso de fluido por el injerto fijada por el área que forma el contorno de las palas del obturador en cada posición. La variable manipulada sería la presión que, como se ha mencionado, es la que se variará para controlar los tiempos de apertura y cierre. Al estar directamente relacionada con el desplazamiento del pistón, se relacionará la variable controlada con esta variable pseudo-manipulada.

Primero se comprueba que la carrera del pistón es de 36 mm. Después, se decide realizar medidas de posición del pistón frente al área de paso calculado mediante una aplicación móvil. Esta aplicación es SketchAndCalc®. La metodología de medida del área utilizada por la aplicación se muestra en la Figura 4.11. Consiste en seleccionar por puntos el contorno oscuro, diferenciándolo del resto del obturador, escalar la imagen y medir el área.

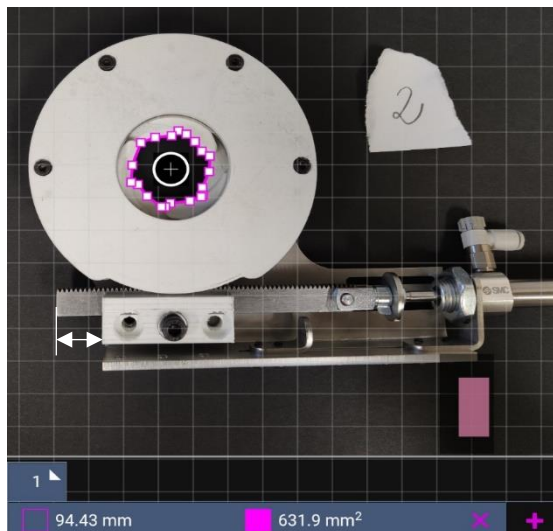


Figura 4.11. Medida de área con aplicación SketchAndCalc®.

Para obtener datos en todo el recorrido del pistón con bastante resolución, se decide tomar una medida cada 5 mm aproximadamente midiendo la distancia que indica la flecha blanca de la Figura 4.11. El procedimiento de medida es el siguiente:

- Se desplaza el pistón unos 5 mm con respecto a la posición anterior.
- Se mide con un calibre y de forma más precisa la nueva posición.
- Se anota ese valor.

- Se toma una imagen lo más perpendicular posible a la mesa de trabajo.
- Se abre esa imagen en la aplicación.
- Se selecciona la herramienta de detección de área.
- Se incrementa la precisión dada por defecto en la aplicación.
- Se anota el valor del área otorgado.

Realizando este protocolo para cada medida, se obtienen los datos presentados en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1. Recogida de datos longitud-área del obturador.

Medida	L (mm)	A (mm ²)
1	9,42	1165,97
2	16,1	632,56
3	20,12	432,51
4	24,69	228,36
5	29,98	122,93
6	35,99	64,91
7	39,91	42,33
8	45,51	30,39

Una vez se obtienen los suficientes valores como para poder caracterizar el obturador, se elabora una curva de progreso mostrada en la Figura 4.12 relacionando estas dos variables.

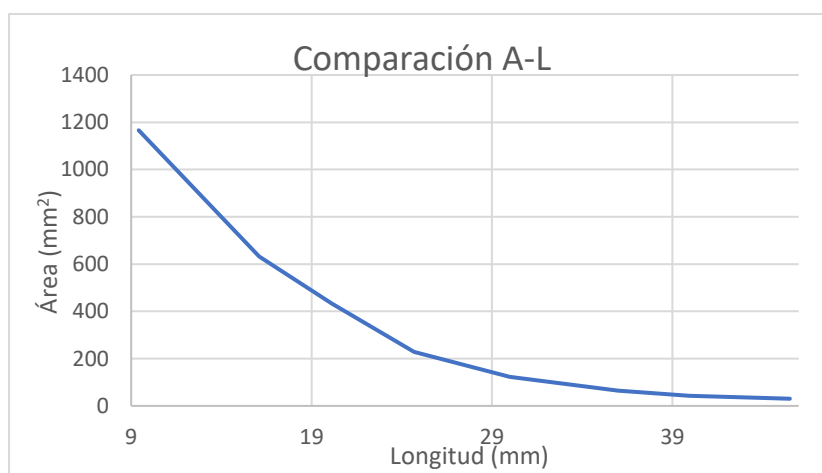


Figura 4.12. Comparación entre la posición en la que se encuentra el pistón L (mm) y el área que permanece libre para esa posición A (mm²).

La evolución de la gráfica es descendente pero no lineal, sino asintótica. Con esta gráfica se puede determinar la posición que deben tener las placas de tope del pistón conociendo el área mínima y máxima que se desea obtener en el ciclo.

Por último, se efectúa la caracterización de tiempos de cierre del diafragma. Dado que ajustar los reguladores de caudal de los seis dispositivos de forma idéntica es complicado, se variará la velocidad de cierre del pistón a través de la presión del aire de alimentación.

La toma de medidas se lleva a cabo mediante dos sensores inductivos colocados al principio y al final de la carrera del pistón. Cuando la leva del pistón pasa por delante del sensor, este activa un cronómetro que se parará cuando la leva pase por el siguiente sensor registrándose el tiempo de cierre, en un sentido, y de apertura, en el otro sentido.

Se toman medidas de presión desde 2,5 bar hasta 6 bar. Las presiones por debajo de 2,5 bar no son suficientes para mover el pistón y, por otro lado, presiones por encima de 6 bar no consiguen que el pistón se mueva más rápido que con su velocidad límite.

La velocidad se calcula dividiendo la longitud de la carrera del pistón (36 mm) entre el tiempo correspondiente.

Los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 4.2.

Tabla 4.2. Recogida de datos de tiempos y velocidades de cierre y apertura del obturador.

CARACTERIZACIÓN DEL DIAFRAGMA				
P (bar)	t_{cierre} (ms)	t_{apertura} (ms)	v_{cierre} (mm/ms)	v_{apertura} (mm/ms)
2,5	49	50	0,74	0,71
3	45	45	0,81	0,81
3,5	39	40	0,93	0,89
4	37	37	0,96	0,96
4,5	35	36	1,04	1,00
5	32	35	1,14	1,04
5,5	32	33	1,14	1,09
6	32	32	1,14	1,14

Para observar la tendencia de velocidades y tiempos, se muestra la Figura 4.13.

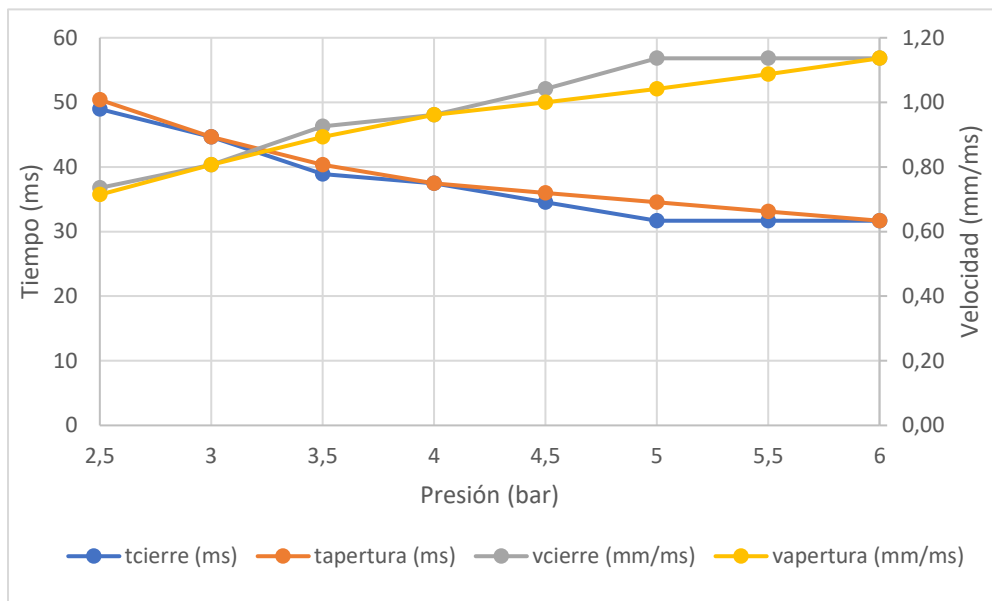


Figura 4.13. Evolución de los tiempos y velocidades de apertura y cierre con respecto a la presión de aire comprimido.

Aunque no se aprecie en la gráfica de la Figura 4.13, la tendencia de todas las variables llega al valor que adquiere en 6 bar y se mantiene en ese valor en todas las presiones mayores.

Con esta caracterización se puede modificar la presión de alimentación según se requiera para que los dispositivos actúen en el tiempo suficiente para generar el movimiento peristáltico.

CAPÍTULO 5

METODOLOGÍA DE MEDIDA

ÍNDICE

5. METODOLOGÍA DE MEDIDA.....	111
5.1. Puesta en marcha de la instalación.....	111
5.1.1. Instalación hidráulica.....	111
5.1.2. Instalación electrónica.....	113
5.1.3. Instalación óptica	114
5.2. Implementación PIV	115
5.2.1. PIV	115
5.2.2. Análisis de datos con PIV.....	120
5.3. Limitaciones de las medidas	129

5. METODOLOGÍA DE MEDIDA

5.1. Puesta en marcha de la instalación

En este apartado se explica el procedimiento que se debe seguir para encender la instalación y poder comenzar a tomar medidas.

Para comenzar, se hace una síntesis de la instalación. La instalación completa se compone de un circuito hidráulico, por el que circula el fluido y se toman medidas; un equipo de control, compuesto de los sensores, actuadores, controladores y software de manipulación y medida; y el equipo PIV del láser, compuesto por el láser, su controlador y el software de toma de imágenes y su procesado. Tras realizar este análisis, se puede dividir toda la instalación en tres subinstalaciones:

- Hidráulica
- Electrónica
- Óptica

5.1.1. Instalación hidráulica

Esta instalación hace referencia a la descrita en el Capítulo 2. A modo de recordatorio, se vuelve a presentar la instalación en la Figura 5.1 señalando las partes implicadas en el arranque con más detalle.

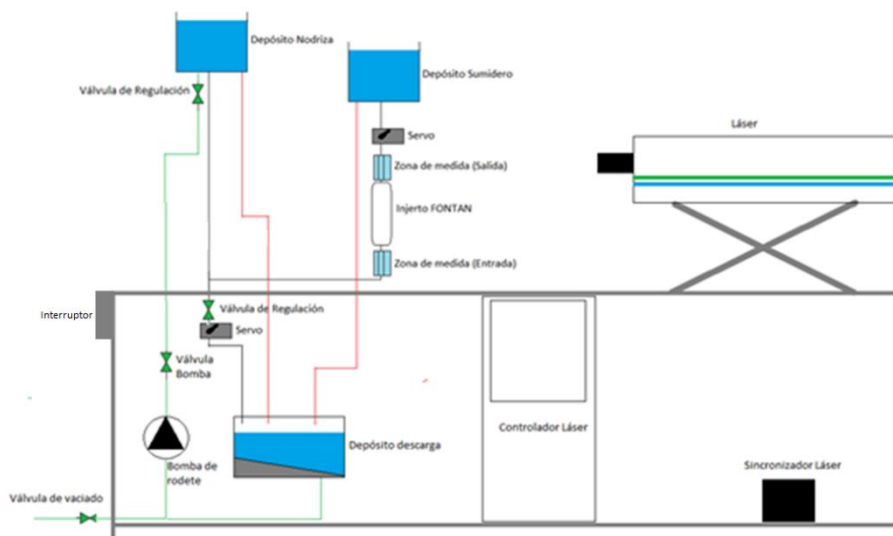


Figura 5.1. Instalación hidráulica.

Encendido

Para encender la instalación se deben seguir los siguientes pasos:

- Asegurarse de que hay suficiente fluido en el depósito de descarga y comprobar que todo está correctamente conectado.
- Encender el interruptor lateral de la bomba.
- Abrir poco a poco la válvula de la bomba. Es importante que esta válvula se abra cuando la bomba esté arrancada porque, en caso contrario, se puede vaciar la instalación y desbordar el depósito de descarga.
- El caudal que produce la bomba sube hasta el depósito nodriza y se va colando por la línea gris que baja al modelo. Abrir del todo la válvula cuando este tubo esté lleno de fluido y comience a subir la superficie libre del depósito. De esta manera, no se almacena aire en el tubo de bajada al modelo.
- Dejar que la instalación alcance el periodo estacionario. Esto sucederá cuando el depósito nodriza comience a desbordar por el tubo de descarga. Si está mucho tiempo parada, la glicerina y el agua se decantan, por lo que hay que esperar a que se mezclen por completo de nuevo, se alcanza el estacionario cuando no se aprecian las turbulencias de la glicerina en ninguno de los depósitos.
- Comprobar que no hay ninguna fuga en el circuito.
- Cuando está todo funcionando a régimen, abrir el software de Láser de Circulación Sanguínea y colocar la electroválvula 1 a 60° y el inferior a 10°. De este modo, la electroválvula 1 permanece abierta para que deje pasar todo el caudal y la electroválvula 2, cerrada para que no se vacíe el depósito.
- Una vez la electroválvula 2 está cerrada, abrir la válvula de regulación colocada encima de ésta.

Cabe la posibilidad de que, durante el funcionamiento de la instalación, entre aire a la bomba. La forma de solucionarlo es apagando el interruptor durante unos cinco segundos para cebarla y encenderlo de nuevo.

Apagado

El proceso de apagado del circuito es el siguiente:

- Cerrar la válvula situada encima de la electroválvula 2.
- Cerrar la válvula de la bomba por completo.
- Apagar e interruptor de la bomba.

5.1.2. Instalación electrónica

La parte electrónica y de control de la instalación se compone de los siguientes elementos:

- Un caudalímetro.
- Dos captadores de presión (entrada y salida del modelo).
- Dos servomotores.
- Dos motores paso a paso (elevador de depósito y desplazador de modelo).
- Una caja de control total.
- Una caja del control de los motores paso a paso.
- Una caja de control de los servomotores.

Los protocolos de encendido y apagado son los siguientes:

Encendido

- Comprobar que todas las conexiones son correctas.
- Conectar a la caja de control general el cable micro-USB del ordenador.
- Encender el interruptor lateral de esta caja de control.
- Encender los interruptores de las cajas de los motores paso a paso y de los servos.
- Abrir el programa Láser de Circulación Sanguínea.
- Utilizar el programa para situar la electroválvula 1 a 60° y la electroválvula 2 a 10°.

El funcionamiento más detallado del programa se puede consultar en el **ANEXO 2: MANUAL LÁSER DE CIRCULACIÓN SANGUÍNEA**.

Apagado

- Cerrar el programa Láser de Circulación Sanguínea.
- Apagar los interruptores de las cajas de los motores paso a paso y de los servos.
- Apagar el interruptor lateral de la caja general.
- Desenchufar el cable micro-USB.

5.1.3. Instalación óptica

La instalación óptica se corresponde con todas las partes referentes al PIV. El equipo se compone de los siguientes elementos:

- Láser
- Torre de control del láser.
- Caja de sincronización.
- Consola de control manual.

Encendido

- Revisar que el nivel de refrigerante de la caja de control es adecuado.
- Encender el interruptor en la parte trasera de la caja de control.
- Girar la llave de la parte frontal de la caja de control.
- Encender el interruptor de la consola de control manual.
- Pulsar *Pump on* en la consola.
- Pulsar *Laser on* en la consola.
- Pulsar *Shutter on* en la consola.
- Conectar la cámara.
- Encender el programa DynamicStudio.
- Comprobar cada elemento del apartado *Devices* del programa se encuentra como en la Figura 5.2.
- Asegurarse de que el *trigger mode* del *timer box* se encuentra en *external*.

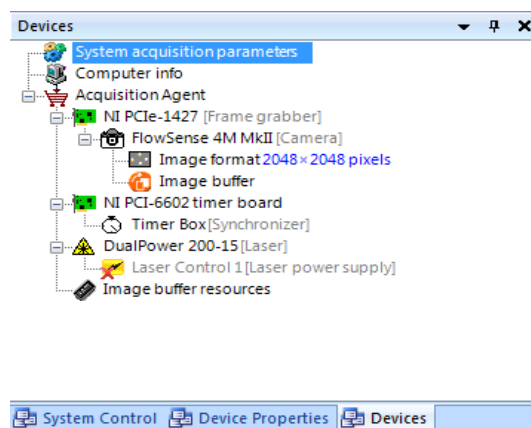


Figura 5.2. Reconocimiento correcto de los dispositivos en DynamicStudio.

Apagado

- Cerrar el programa DynamicStudio.
- Desconectar la cámara para evitar sobrecalentamientos.
- Pulsar *Shutter off* en la consola.
- Pulsar *Laser off* en la consola.
- Apagar el interruptor de la consola.
- Girar la llave de la torre de control en sentido antihorario.
- Apagar la torre con el interruptor de la parte trasera.

5.2. Implementación PIV

En este apartado se explica tanto el funcionamiento de PIV como la forma de utilizarlo.

5.2.1. PIV

El PIV o Particle Image Velocimetry (velocimetría de imágenes de partículas) es un método de determinación de parámetros característicos de un flujo en ensayos experimentales con fluidos. Se recurre a esta herramienta para observar perfiles de velocidad en una región de control.

El funcionamiento del PIV consiste en la toma de dos imágenes consecutivas de una corriente en la que están sumergidas partículas trazadoras fluorescentes iluminadas por un láser. El intervalo de tiempo transcurrido entre la toma de ambas imágenes es conocido. En estas imágenes se puede apreciar un pequeño movimiento diferencial de las partículas inmersas en el seno del fluido. Escalando las imágenes se pueden procesar considerando una región de interrogación. La imagen se divide en secciones cuadradas o regiones de interrogación de un tamaño concreto, medido en píxeles. Este tamaño debe ser tal que la partícula de una región de interrogación en una imagen no haya recorrido el suficiente espacio como para salirse de la región en la siguiente imagen. En la Figura 5.3 se puede observar esta técnica.

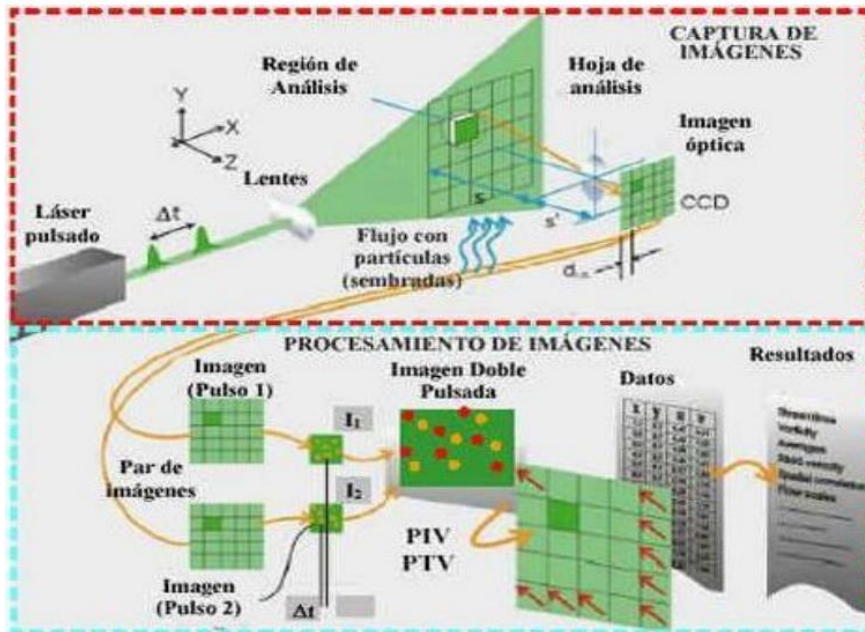


Figura 5.3. Esquema de funcionamiento del PIV. Fuente [23].

El protocolo de actuación que realiza el software de procesado consiste en calcular las coordenadas de cada partícula en las imágenes y compararlas. Este análisis se denomina correlación cruzada. El tamaño de la región de interrogación es un parámetro importante debido a que se comparan posiciones de partícula dentro del mismo área de interrogación, por lo que, si es muy pequeño, no se calculará bien.

El tiempo entre disparos es otro parámetro clave para el análisis. Este tiempo depende del número de Reynolds y del tamaño del área de interrogación. Un tiempo entre disparos muy pequeño impedirá observar variación en las coordenadas y un tiempo grande provocará que las partículas cambien de área de interrogación entre las dos imágenes y no las encuentre el software.

Para cada área de interrogación se calcula un vector de velocidad instantánea. Dado que el movimiento es diferencial, se puede aproximar de la siguiente manera:

$$\vec{u} = \frac{\partial \vec{x}}{\partial t} \approx \frac{\Delta \vec{x}}{\Delta t}$$

Una vez se tiene el vector velocidad de cada área de interrogación para cada par de imágenes, se pueden realizar diversos procesados de datos que posteriormente se explicarán.

Las imágenes que toma la cámara están sincronizadas con el disparo del láser mediante un sincronizador. Puede que este dispositivo falle y las imágenes no tengan relación alguna entre sí. Por ello, previo al análisis de datos, se debe comprobar que las imágenes están bien sincronizadas con el láser. Para ello, se tiene que observar un pequeño desplazamiento de partículas entre ambas imágenes, tal y como muestra la Figura 5.4.

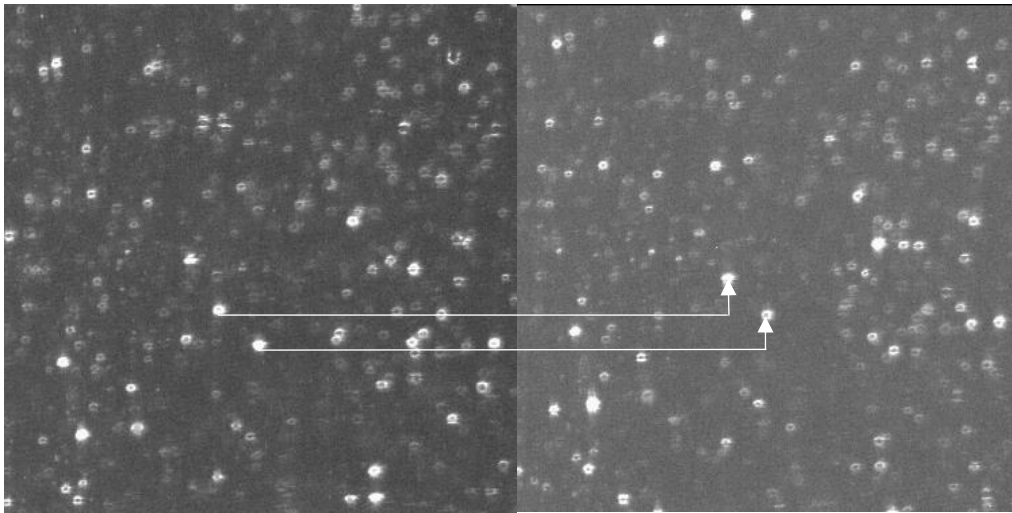


Figura 5.4. Desplazamiento de partículas observado en dos imágenes consecutivas.

Para llevar a cabo el análisis por PIV es necesario estar en posesión de los dispositivos descritos en el apartado 5.1.3. *Instalación óptica*. Entre ellos, los más importantes son el emisor láser y la cámara.

Emisor láser

Este dispositivo consta de dos diodos láser que se disparan consecutivamente en un tiempo de disparo muy reducido. En su interior, el láser posee una lente cilíndrica que transforma el haz puntual en uno lineal para iluminar el plano de trabajo.

Sus características principales se recogen en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1. Características del dispositivo láser. Fuente [24]

Marca	Dantec Dynamics
Modelo	Dual Power Nd: YAG 500mJ (250mJ cada uno)
Frecuencia máxima entre disparos	14.5 Hz (modo <i>Single Frame</i>) y 7 Hz (modo <i>Double Frame</i>)
Longitud de onda	532 nm
Ancho de lámina	2 mm

La consola de control manual incorpora dos potenciómetros que regulan la potencia de cada láser de forma independiente. Con este ajuste de potencia se consigue que la imagen se vea de forma clara y reconocible por el software. La técnica micro-PIV, anteriormente mencionada, requiere potencias mayores.

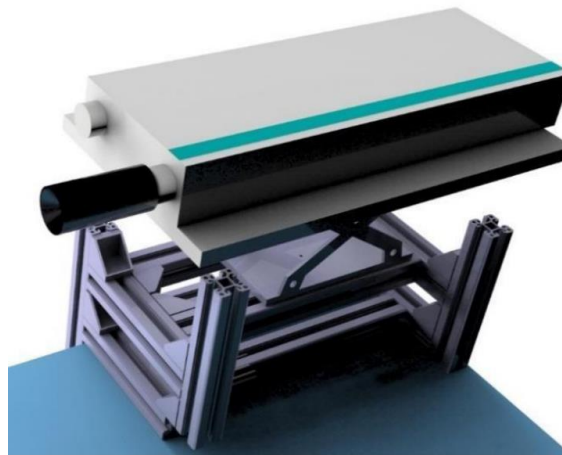


Figura 5.5. Diseño CAD del láser. Fuente [23].

Cámara

Este dispositivo se encarga de la toma de imágenes en el instante de tiempo que el láser está activado. Su componente principal es el objetivo, encargado de ajustar la profundidad del campo de visión para que las partículas trazadoras se observen con la nitidez suficiente.

Las características de la cámara se muestran en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2. Características de la cámara. Fuente [24].

Marca	Dantec Dynamics
Modelo	FlowSense 4M MkII
Tipo	Full Frame
Resolución	2048 x 2048
Resolución de datos	8, 10 o 12 bits por píxel
Frecuencia máxima entre capturas	14.5 Hz (modo <i>Single Frame</i>) y 7 Hz (modo <i>Double Frame</i>)
Tarjeta de comunicación	PCIe 1427

La cámara contiene un filtro acoplado de 570 nm que elimina toda señal de longitud de onda mayor que 570 nm. Con este recurso, se elimina el ruido que introduce la iluminación que no sea el láser.



Figura 5.6. Cámara digital. Fuente [24].

5.2.2. Análisis de datos con PIV

A continuación, se presenta el procedimiento que se debe seguir para tomar medidas y procesar datos en el programa DynamicStudio.

Primero, se debe poner toda la instalación en marcha de acuerdo con cómo se ha explicado en el apartado 5.1. Puesta en marcha de la instalación.

Una vez se ha iniciado el programa correctamente, hay que entrar en el apartado de análisis pulsando el rombo verde situado en la parte superior izquierda de la pantalla, mostrado en la Figura 5.7.

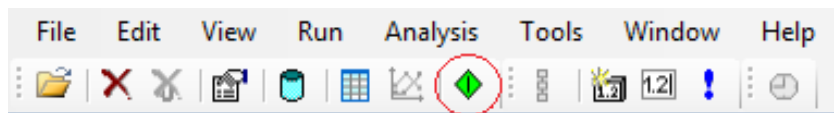


Figura 5.7. Icono para abrir la herramienta de adquisición de imágenes.

Una vez clicado ese icono, se abren en el margen derecho dos ventanas. La ventana inferior controla la orden de toma de imágenes (Figura 5.8) y la superior contiene la previsualización de imágenes, una vez se han tomado, y los botones para guardar la batería de imágenes (Figura 5.9).

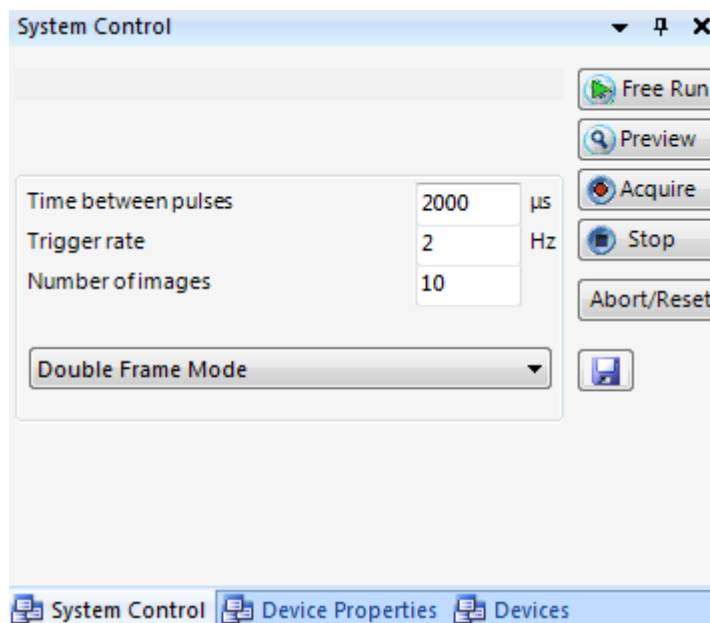


Figura 5.8. Ventana de adquisición de imágenes.

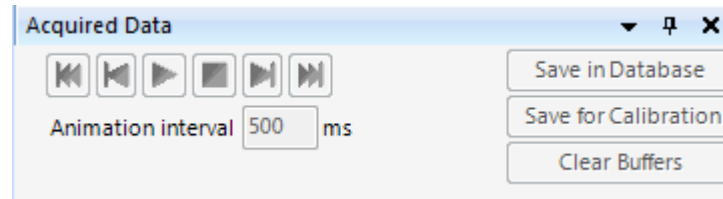


Figura 5.9. Ventana de previsualización y guardado de imágenes.

La ventana de la Figura 5.8 es donde se fija el tiempo entre los dos disparos consecutivos, el número de pares de imágenes que se desea adquirir y la frecuencia de obtención de cada par de imágenes.

Con el icono *Free Run* enciende la cámara de forma continua para ajustar el enfoque.

El icono *Preview* se utiliza para previsualizar los encendidos del láser y ajustar la potencia de cada uno.

El icono *Acquire* es el que se pulsa para adquirir las imágenes de forma definitiva y proceder a su procesado.

El botón *Stop* pausa cualquier acción de las anteriores que se esté realizando y *Abort/Reset* para por completo la acción.

A la hora de tomar imágenes, se pulsa el icono *Acquire*. A continuación, se comprueba que las imágenes están sincronizadas con el disparo del láser como en la Figura 5.4.

Una vez se ha comprobado la validez de las imágenes, se pulsa en *Save in Database*, de la ventana superior derecha. Automáticamente se guardan las imágenes en el margen izquierdo como en la Figura 5.10.

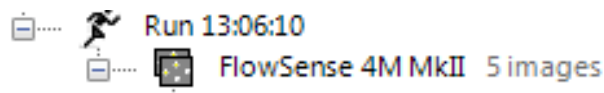


Figura 5.10. Visualización de las imágenes guardadas.

Con las imágenes guardadas, se pueden efectuar análisis con multitud de herramientas, pero, como en este proyecto siempre se procede del mismo modo, se elabora una macroinstrucción para facilitar el proceso. Antes de aplicar la macro, hay que definir una máscara si es la primera vez que se toman imágenes con la posición que tenga el recinto de medida.

La función que tiene una máscara es borrar todo el contenido de la imagen excepto la zona desmarcada. Con esta herramienta, el tiempo de procesado de datos disminuye en gran medida ya que la zona de estudio es más pequeña.

Para aplicar una máscara, hay que clicar botón derecho en las imágenes guardadas. Se desplegarán numerosas funciones, de las cuales, hay que seleccionar *Analyze*, como muestra la Figura 5.11.

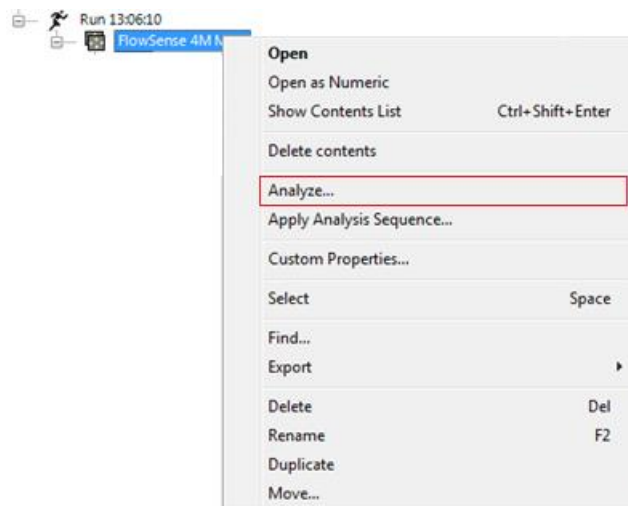


Figura 5.11. Desplegable de opciones de procesado de imágenes.

En la ventana que se abre de análisis de datos se ofrecen numerosas herramientas, de las cuales, hay que seleccionar *Define Mask*, como se muestra en la Figura 5.12.

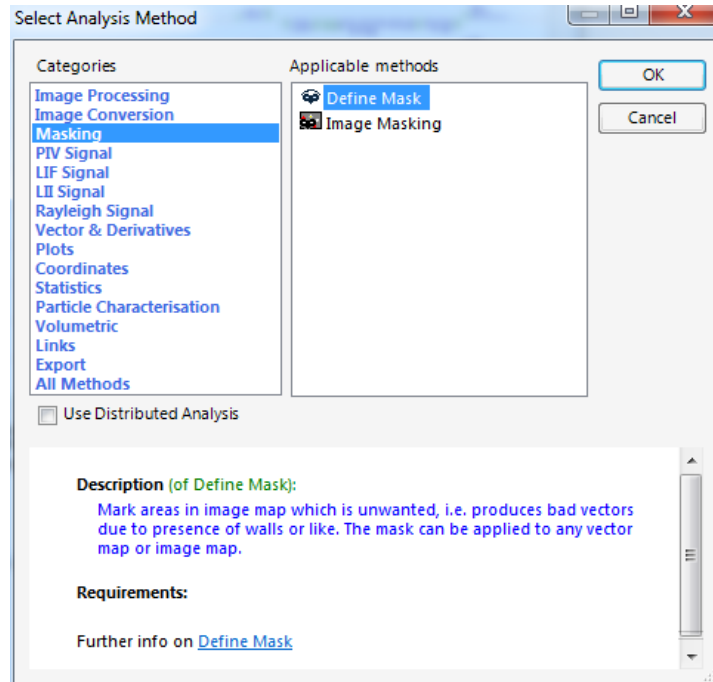


Figura 5.12. Definición de máscara en ventana de herramientas de análisis.

Tras seleccionar *Define Mask*, se abre otra ventana en la que se dibuja la máscara de forma poligonal. Una vez esté correctamente posicionada en una imagen de referencia, se guarda la máscara en el desplegable de las imágenes guardadas (Figura 5.13).

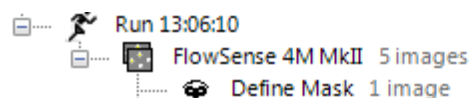


Figura 5.13. Aspecto del desplegable una vez se define una máscara.

La máscara, cuando se aplica, colorea de negro las zonas que va a aislar del estudio. Un ejemplo de definición máscara es el reflejado en la Figura 5.14 y otro de su aplicación en la Figura 5.15.



Figura 5.14. Ejemplo de máscara definida.

Una vez se ha definido la máscara, ya es posible aplicar la macro de operaciones secuenciales. La macro definida somete a las imágenes a estas etapas:

- *Image Masking*: con esta opción se aplica la máscara definida a todas las imágenes guardadas.

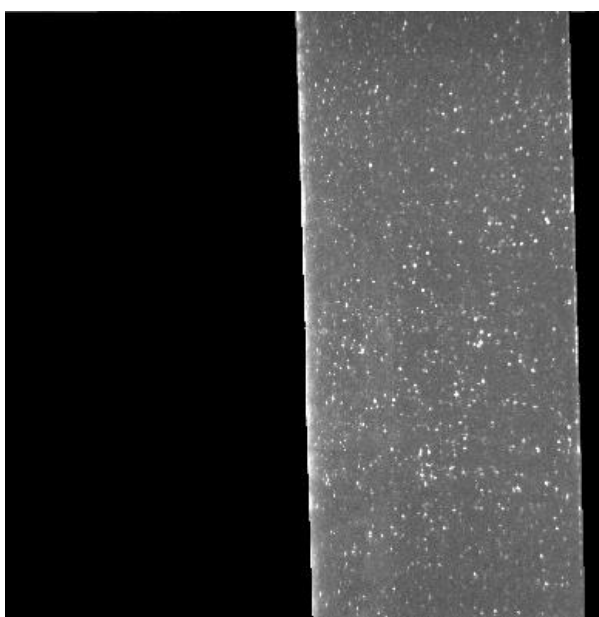


Figura 5.15. Ejemplo de máscara implantada.

- *Image Min/Max*: esta herramienta proporciona las partes de la imagen que todas tienen en común, es decir, el fondo. Toma las partes de la imagen que proporcionan señal mínima.

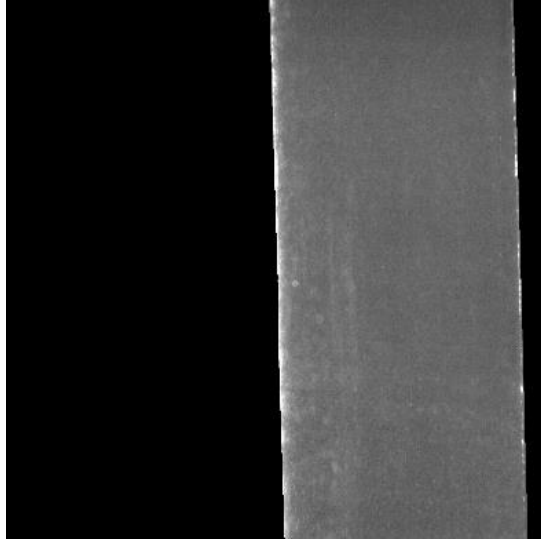


Figura 5.16. Ejemplo de imagen mínima.

- *Image Arithmetic*: resta la imagen obtenida por *Min/Max* a todas, disminuyendo el espacio de procesado.

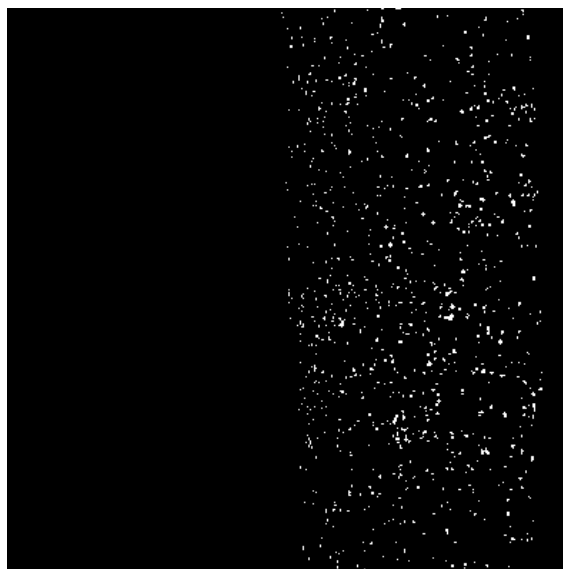


Figura 5.17. Ejemplo de imagen tras restar el mínimo.

- *Average Correlation*: se realiza una correlación cruzada a cada par de imágenes y se hace la media de todas.

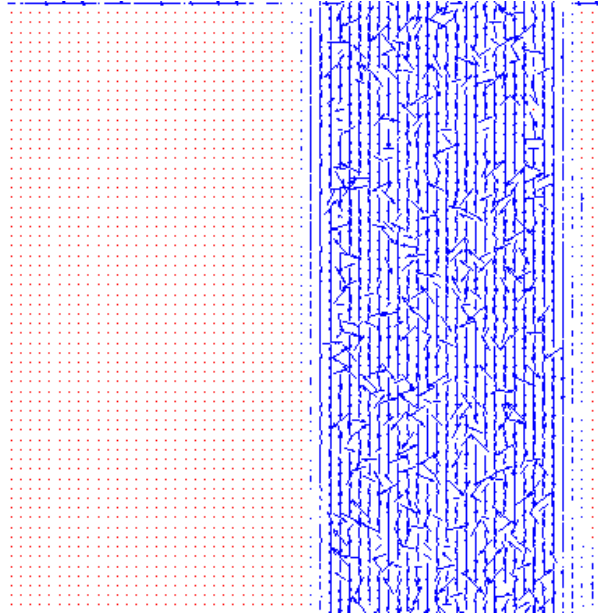


Figura 5.18. Ejemplo de media de correlaciones.

En la Figura 5.18 se puede observar cómo las flechas expuestas tienen tendencia vertical, pero existen otras que no reflejan bien el movimiento del flujo, por lo que se aplica una correlación móvil.

- *Moving Average Correlation*: debido al ruido o errores de cálculo que puede haber en determinadas zonas del estudio, hay vectores de velocidad sin sentido físico debido al comportamiento del fluido. Esta herramienta, observa el entorno del vector con este comportamiento inadecuado y lo modifica para que recupere el sentido.

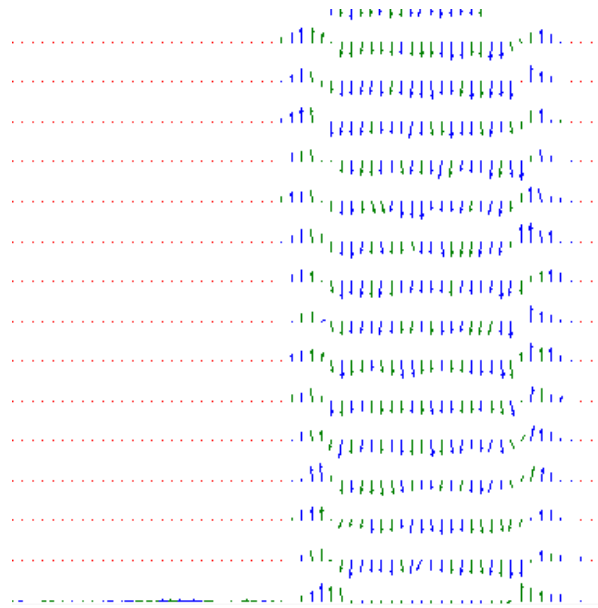


Figura 5.19. Ejemplo de correlación móvil.

En la Figura 5.19 se observa cómo todas las flechas tienen la misma tendencia vertical, lo cual tiene sentido en este experimento. Las verdes son las corregidas por esta herramienta.

Para aplicar esta secuencia de operaciones o macro, se debe seleccionar la máscara que se quiera utilizar para el análisis clicando en ella y pulsando la barra espaciadora (aparecerá un símbolo de selección en el icono de la máscara). Posteriormente, se vuelve a hacer clic derecho con el ratón encima de las imágenes guardadas y se selecciona *Apply Analysis Sequence*.

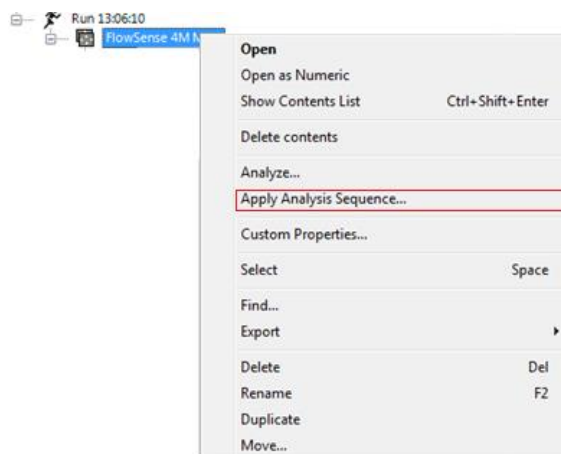


Figura 5.20. Desplegable de opciones para aplicar macro.

Una ventana de todas las macros disponibles aparecerá en pantalla. Se debe seleccionar la que se desee, en este caso, *Procesado orejuela con filtro+máscara*.

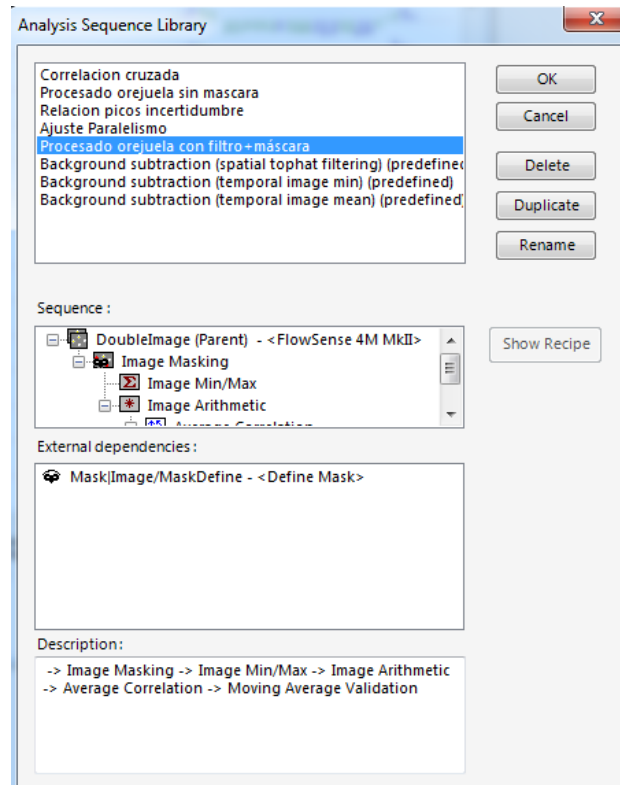


Figura 5.21. Ventana de selección de macros.

Tras seleccionar la macro requerida, se pulsa *OK* y, automáticamente, aparecerá un desplegado de todas las operaciones debajo de las imágenes guardadas. Así se muestra en la Figura 5.22.

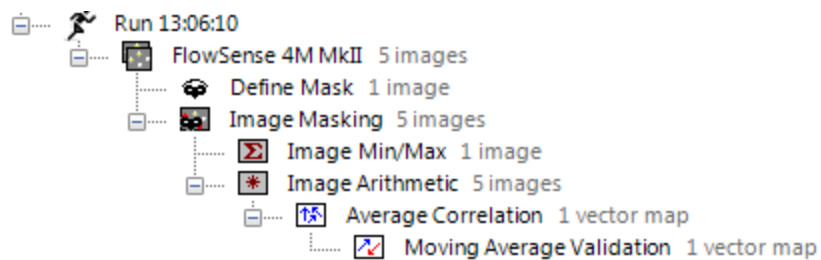


Figura 5.22. Desplegable de operaciones tras aplicar la macro.

El programa contiene multitud de opciones de análisis. Este proceso, en concreto, es el empleado para este proyecto.

5.3. Limitaciones de las medidas

Como en todas las instalaciones, las medidas experimentales tienen ciertas limitaciones. Estas limitaciones se deberán tener en cuenta a la hora de analizar los resultados.

El primer condicionamiento de la instalación es el rango de apertura de las válvulas servomotorizadas. Hay que tener en cuenta que el servo no se encuentra en la posición exacta que se le ordena, hay pequeñas variaciones. Esto sucede por el propio error que tiene el servo; por la resistencia que opone el tubo a ser apretado, la cual puede desplazar un poco el servo; y por la posición en la que se encuentre previamente, ya que no responde de igual manera si, para llegar a ese ángulo, tiene que recorrer un ángulo mayor o menor. Estas limitaciones afectan a las medidas a la hora de elaborar un ciclo. Cuando se calcula un ciclo con el programa desarrollado en el Capítulo 2, hay que ajustar los valores de los ángulos de forma manual tras observar comportamientos de forma iterativa.

Otro condicionamiento que se presenta es la precisión del ciclo hemodinámico completo. El procedimiento para obtener una gráfica completa consiste en realizar un ciclo con el caudalímetro en un sentido, repetirlo cambiando el sentido del caudalímetro y componer ambas gráficas. Generalmente, el comportamiento es parecido, pero en las zonas en las que el caudal es nulo o cercano al cero, se aprecia que la gráfica de caudal positivo con la del negativo no tiene una continuidad perfecta al tratarse de dos ensayos diferentes. Cuando se filtra la composición de caudales, se suaviza la gráfica.

A lo largo de este capítulo se ha hablado sobre otra de las limitaciones de la instalación. Muchas veces, el sincronizador del láser con la cámara funciona de manera incorrecta, invalidando las imágenes tomadas por no tener ninguna relación entre sí. Este impedimento se resuelve realizando de nuevo las medidas hasta que desaparece el problema.

Por último, otra limitación importante es la incertidumbre del área de medida con el equipo PIV. El objetivo es tomar la imagen PIV en el plano medio del cilindro, el que corta con la generatriz. Dado que el montaje puede no ser exacto, el haz láser puede no estar incidiendo en la generatriz y las medidas de velocidades máximas son un tanto menores que las máximas reales del centro del conducto. La solución propuesta para este problema es la incorporación de las pletinas explicadas en el Capítulo 4. Con esas pletinas incorporadas se facilitará el proceso de alineación del láser.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES

INDICE

6. CONCLUSIONES	135
------------------------------	-----

6. CONCLUSIONES

A lo largo de este proyecto se han perseguido los objetivos presentados en el primer capítulo del trabajo.

Para comenzar, se ha tomado una instalación del laboratorio cuya construcción estaba inacabada y se han realizado las modificaciones y mejoras necesarias para adaptarla, hidráulicamente, a ensayar un injerto neumático Fontan.

Mientras se llevaba a cabo este montaje, se ha trabajado de forma exhaustiva con el software y el hardware de control que regula la instalación. De tal manera que se depuren los errores de programación antes de comenzar con los ensayos al injerto.

Como parte fundamental de la instalación, se ha trabajado con los sensores y actuadores incorporados en el circuito de la instalación y se han calibrado tanto los instrumentos de medida utilizados como las electroválvulas que ayudan a replicar el ciclo hemodinámico de un ser humano.

Una vez se construye la instalación definitiva, se ha elaborado una secuencia de ángulos para las electroválvulas servomotorizadas que consiguen generar una curva de caudal por la Vena Cava Inferior igual a la de una persona con un injerto Fontan. Asimismo, se ha elaborado un programa para aumentar la versatilidad de la instalación generando evoluciones diferentes de caudal.

Por otra parte, se ha diseñado el dispositivo que aportará peristalsis al tubo Fontan incrementando la presión del fluido. Al tratarse de un actuador más, se ha procedido del mismo modo que con las electroválvulas y se ha efectuado la calibración para facilitar su control cuando se realice su montaje.

Finalmente, se ha elaborado un protocolo de actuación a modo de manual de consulta para agilizar la toma de datos y su posterior análisis con el equipo PIV y los elementos de la instalación.

Todas estas conclusiones llevan a la consecución del objetivo general. Se ha llevado a cabo el diseño y construcción de la instalación preparándola para realizar ensayos al injerto neumático Fontan en un futuro.

BIBLIOGRAFÍA

1. WONG, James. Exploring kinetic energy as a new marker of cardiac function in the single ventricle circulation. *Journal of Applied Physiology* [en línea]. 2018, 125(3), 889–900. 1522-1601 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1152/jappphysiol.00580.2017.
2. HORVATH, Markus. Development of a soft robotic active shunt to support the failing Fontan circulation. *2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. 2020, 74–79. [consultado el 28 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1109/BioRob49111.
3. DOOST, Siamak N. Heart blood flow simulation: a perspective review. *BioMedical Engineering OnLine* [en línea]. 2016, 15(1). 1475-925X [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1186/s12938-016-0224-8.
4. El corazón fetal | Texas Heart Institute. *Texas Heart Institute* [en línea]. [sin fecha] [consultado el 28 de junio de 2021]. Disponible en: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/el-corazon-fetal/>.
5. BOVE, Edward L. Use of mathematic modeling to compare and predict hemodynamic effects of the modified Blalock–Taussig and right ventricle–pulmonary artery shunts for hypoplastic left heart syndrome. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [en línea]. 2008, 136(2), 312–320.e2. 0022-5223 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1016/j.jtcvs.2007.04.078.
6. HAGGERTY, Christopher M. Simulating hemodynamics of the Fontan Y-graft based on patient-specific in vivo connections. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [en línea]. 2013, 145(3), 663–670. 0022-5223 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1016/j.jtcvs.2012.03.076.
7. SIALLAGAN, Dominik. Virtual surgical planning, flow simulation, and 3-dimensional electrospinning of patient-specific grafts to optimize Fontan hemodynamics. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [en línea]. 2018, 155(4), 1734–1742. 0022-5223 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1016/j.jtcvs.2017.11.068.

8. YANG, Weiguang. Hepatic blood flow distribution and performance in conventional and novel Y-graft Fontan geometries: A case series computational fluid dynamics study. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [en línea]. 2012, 143(5), 1086–1097. 0022-5223 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1016/j.jtcvs.2011.06.042.
9. CIBIS, Merih. The effect of resolution on viscous dissipation measured with 4D flow MRI in patients with Fontan circulation: Evaluation using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics* [en línea]. 2015, 48(12), 2984–2989. 0021-9290 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1016/j.jbiomech.2015.07.039.
10. CORNO, Antonio F. Assisted Fontan procedure: animal and in vitro models and computational fluid dynamics study☆☆☆. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery* [en línea]. 2010, 10(5), 679–684. 1569-9285 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1510/icvts.2009.223024.
11. MARSDEN, Alison L. Evaluation of a novel Y-shaped extracardiac Fontan baffle using computational fluid dynamics. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [en línea]. 2009, 137(2), 394–403.e2. 0022-5223 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1016/j.jtcvs.2008.06.043.
12. BARDERA, Rafael. *Aplicación del PIV a la medida del coeficiente de resistencia aerodinámica*. Tesis doctoral, Universidad Complutense de Madrid, 2006.
13. WEI, Zhenglun Alan. Analysis of Inlet Velocity Profiles in Numerical Assessment of Fontan Hemodynamics. *Annals of Biomedical Engineering* [en línea]. 2019, 47(11), 2258–2270. 1573-9686 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1007/s10439-019-02307-z.
14. MARSDEN, Alison L. Optimization in Cardiovascular Modeling. *Annual Review of Fluid Mechanics* [en línea]. 2014, 46(1), 519–546. 1545-4479 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1146/annurev-fluid-010313-141341.
15. TANG, Elaine. Geometric Characterization of Patient-Specific Total Cavopulmonary Connections and its Relationship to Hemodynamics. *JACC: Cardiovascular Imaging* [en línea]. 2014, 7(3), 215–224. 1936-878X [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1016/j.jcmg.2013.12.010.

- 16.** SUNDARESWARAN, Kartik S. Visualization of flow structures in Fontan patients using 3-dimensional phase contrast magnetic resonance imaging. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [en línea]. 2012, 143(5), 1108–1116. 0022-5223 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1016/j.jtcvs.2011.09.067.
- 17.** DE ZÉLICOURT, Diane A. Individualized computer-based surgical planning to address pulmonary arteriovenous malformations in patients with a single ventricle with an interrupted inferior vena cava and azygous continuation. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [en línea]. 2011, 141(5), 1170–1177. 0022-5223 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1016/j.jtcvs.2010.11.032.
- 18.** MANAVITEHRANI, Iman. Current Challenges and Emergent Technologies for Manufacturing Artificial Right Ventricle to Pulmonary Artery (RV-PA) Cardiac Conduits. *Cardiovascular Engineering and Technology* [en línea]. 2019, 10(2), 205–215. 1869-4098 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1007/s13239-019-00406-5.
- 19.** POVEDA, Ricardo. Failing Fontan. *Share and Discover Knowledge on SlideShare* [en línea]. [sin fecha] [consultado el 28 de junio de 2021]. Disponible en: <https://www.slideshare.net/RicardoPovedaJaramillo/failing-fontan>.
- 20.** LACOUR-GAYET, François G. An Artificial Right Ventricle for Failing Fontan: In Vitro and Computational Study. *The Annals of Thoracic Surgery* [en línea]. 2009, 88(1), 170–176. 0003-4975 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1016/j.athoracsur.2009.03.091.
- 21.** ROCHE, Ellen T. Soft robotic sleeve supports heart function. *Science Translational Medicine* [en línea]. 2017, 9(373), eaaf3925. 1946-6242 [consultado el 27 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1126/scitranslmed.aaf3925.
- 22.** AROS, Anwar. *Diseño y construcción de una instalación para ensayos de dispositivos FONTAN*. Trabajo de grado, Universidad de Valladolid, 2020.
- 23.** ANATOL, Joaquín. *Estudio del campo fluido en un modelo de aurícula*. Trabajo de grado, Universidad de Valladolid, 2019.
- 24.** DANTEC DYNAMICS A/S. *DynamicStudio v3.14 User's Guide*. Denmark 2010. Publication no. 9040U1851.

25. Sonotec eu

https://www.sonotec.eu/fileadmin/user_upload/business_units/1-non-invasive-fluid-monitoring/products/ultrasonic-flow-meter/sonoflow-co-55/td-sonoflow-co-55-v2-0-en-sonotec.pdf

26. SONOTEC. Sonoflow CO.55 series Calibration Guide. Germany 2018.

27. Keller-Druck.com.

<https://download.keller-druck.com/api/download/feHh39CHy7AhquSGgv3UCS/es/2013-05.pdf>

28. MEJOR CON SALUD. *El funcionamiento del sistema respiratorio* [video]. *YouTube*. 25 de septiembre de 2014 [consultado el 28 de junio de 2021]. Disponible en: https://www.youtube.com/watch?v=CEmcS_FPu2k.

29. VUKICEVIC, Marija. Control of Respiration-Driven Retrograde Flow in the Subdiaphragmatic Venous Return of the Fontan Circulation. *ASAIO Journal* [en línea]. 2014, 60(4), 391–399. 1058-2916 [consultado el 28 de junio de 2021]. Disponible en: doi:10.1097/mat.0000000000000093.

30. CRESPO, Antonio. *Mecánica de fluidos*. Madrid: Paraninfo, 2006. 9788497322928.

ANEXO 1

FLUJO DE HAGEN-POISEUILLE

ANEXO 1: FLUJO DE HAGEN-POISEUILLE [30]

Este apartado del estudio se centra en la explicación y justificación del tipo de flujo presente en el modelo. Es importante para conocer zonas críticas y comportamiento del fluido de trabajo para el posterior estudio con el injerto neumático.

La corriente de Hagen-Poiseuille tiene lugar en los movimientos de viscosidad dominante. En este tipo de corrientes, se establecen una serie de consideraciones:

- El contorno que delimita el fluido se considera de longitud infinita.
- La forma de el conducto debe permanecer constante.
- Movimiento axial.
- Régimen estacionario.
- Laminar.
- Unidireccional.

El modelo Fontan no es de longitud infinita, pero con el equipo PIV se observa que los perfiles de velocidad se asemejan a la corriente Hagen-Poiseuille en el conducto.

El desarrollo de la expresión de este perfil comienza simplificando la ecuación de la conservación de la cantidad de movimiento. Partiendo de la siguiente expresión:

$$\rho \left(\frac{\delta \vec{v}}{\delta t} + \vec{v} \nabla \vec{v} \right) + \nabla p = \mu \Delta \vec{v} + \rho \vec{f}_m$$

Asumiendo que el vector de fuerzas másicas proviene del gradiente de una función potencial ($\vec{f}_m = -\nabla U$), se agrupa con el término de presiones:

$$\rho \frac{\delta \vec{v}}{\delta t} + \rho \vec{v} \nabla \vec{v} = \mu \Delta \vec{v} - \nabla(p + \rho U)$$

Al tratarse de un movimiento unidireccional, $\vec{v} = u\vec{i}$, las otras dos componentes, $v = w = 0$. Recurriendo a la ecuación de conservación de masa para líquidos:

$$\text{div}(\vec{v}) = \frac{\delta u}{\delta x} = 0$$

Lo que implica que el fluido no se contrae o expande en la dirección del eje x (paralela a la de movimiento). Esta conclusión implica que $u = f(y, z, t)$ y que desaparece el término convectivo $\rho \vec{v} \nabla \vec{v}$.

$$\rho \frac{\delta \vec{v}}{\delta t} = -\nabla(p + \rho U) + \mu \Delta \vec{v}$$

A continuación, se proyecta la ecuación anterior en los tres ejes x, y, z en la Tabla A1.1.

Tabla A1.1. Proyecciones cartesianas de la ecuación diferencial de la conservación de cantidad de movimiento.

EJE X	EJE Y	EJE Z
$\rho \frac{\delta u}{\delta t} = -\frac{\delta(p + \rho U)}{\delta x} + \mu \left(\frac{\delta^2 u}{\delta y^2} + \frac{\delta^2 u}{\delta z^2} \right)$	$-\frac{\delta(p + \rho U)}{\delta y} = 0$	$-\frac{\delta(p + \rho U)}{\delta z} = 0$

Con las proyecciones se puede afirmar que no puede haber variaciones de presión en los ejes transversales ya que, en ese caso, generarían movimientos en estas direcciones.

Ahora se tiene la ecuación escalar proyectada en el eje x.

Se define la expresión de gradiente de presión reducida:

$$P_e = \frac{\delta(p + \rho U)}{\delta x}$$

Esta P_e no depende ni de y ni de z por la conclusión anterior. Además, al no depender u de x, P_e tampoco depende de x, por lo que es solo es función del tiempo:

$$\frac{\delta(p + \rho U)}{\delta x} = P_e(t)$$

En flujo estacionario, la ecuación resultante es la siguiente:

$$P_e + \mu \left(\frac{\delta^2 u}{\delta y^2} + \frac{\delta^2 u}{\delta z^2} \right) = 0$$

Para resolver la ecuación anterior, se toma un sistema de referencia en coordenadas cilíndricas (ya que esa es la forma de los tubos).

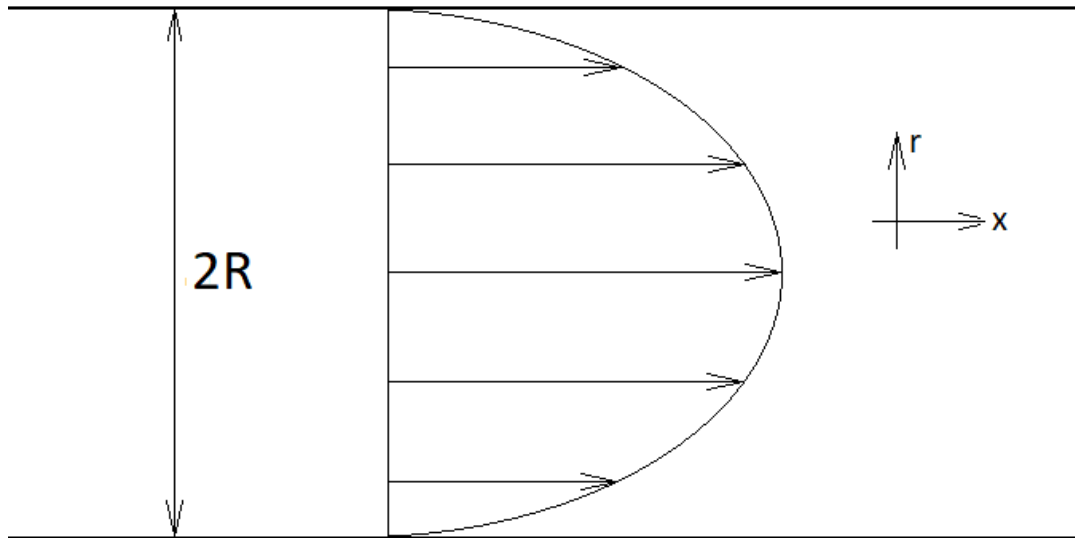


Figura A1.1. Representación del perfil de velocidades en una corriente Hagen-Poiseuille.

La ecuación tras la transformación de coordenadas resulta:

$$-P_e = \mu \left(\frac{\delta^2 u}{\delta y^2} + \frac{\delta^2 u}{\delta z^2} \right) = \mu \frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{du}{dr} \right)$$

Para resolver la ecuación diferencial, hay que definir una condición de contorno:

Dado que las paredes permanecen inmóviles con respecto a un sistema de referencia fijo a tierra, situando el centro de coordenadas en el eje del cilindro, se puede asumir que la velocidad del fluido en las paredes del conducto es nula.

Finalmente, queda definido el problema de valores iniciales:

$$\left\{ \begin{array}{l} -P_e = \mu \frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{du}{dr} \right) \\ u = 0; r = R \end{array} \right\}$$

La solución a la ecuación diferencial es:

$$u = \frac{P_e}{4\mu} (R^2 - r^2)$$

Esta expresión sigue una distribución parabólica de radio R:

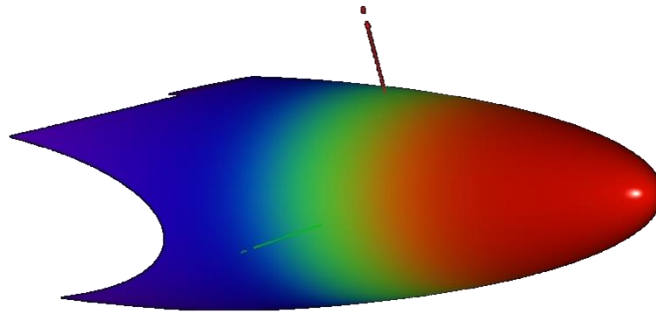


Figura A1.2. Representación de la geometría del perfil de velocidades del flujo Hagen-Poiseuille.

En términos de caudal, se puede obtener la siguiente expresión:

$$Q = \iint u dA = \int_0^R u \cdot 2\pi r dr = \frac{\pi R^4}{8\mu} P_e$$

Las consideraciones anteriores son válidas siempre y cuando se cumplan una serie de condiciones que hay que comprobar para asumir que la corriente sigue la geometría de este modelo. Estas condiciones se realizan por medio de adimensionalización y comparación de términos de la ecuación de conservación de cantidad de movimiento en forma diferencial.

Régimen Laminar:

Se comprueba con el número de Reynolds:

$Re < 2300$ (para tuberías y referido a diámetro). Suponiendo que la velocidad media es:

$$v_m = \frac{Q}{A} = \frac{2000 \frac{ml}{min} \cdot \frac{1min}{60s} \cdot \frac{1000mm^3}{1cm^3}}{\pi \cdot \frac{(20mm)^2}{4}} = 106,1 \text{ mm/s}$$

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu} = \frac{1141 \frac{kg}{m^3} \cdot 106,1 \cdot 10^{-3} \frac{m}{s} \cdot 0,02m}{0,05189 \frac{kg}{m \cdot s}} \approx 47 < 2300$$

Como el número de Reynolds es mucho menor que 2300 se puede considerar que el flujo es laminar.

Efecto de la longitud no infinita:

Para comprobar si se puede considerar esta geometría en todo el conducto, se debe escalar el Reynolds con la relación D/L. De modo que, para que sea despreciable:

$$Re \cdot \frac{D}{L} \ll 1$$

$$Re \cdot \frac{D}{L} = 47 \cdot \frac{0,02m}{3,9m} = 0,24 \ll 1$$

Dado que esta relación es menor a 1, se puede suponer infinita la longitud.

Estacionariedad:

Para considerar que el régimen es estacionario, se debe comparar un tiempo característico del sistema (en este caso puede ser el tiempo que tarda la superficie libre del depósito nodriza en alcanzar el equilibrio cuando la bomba se apaga) con el término viscoso. Se debe cumplir que:

$t_c \gg \rho \frac{D^2}{\mu}$ Observando la instalación, el tiempo característico resulta ser de unos 55 s

$$\rho \frac{D^2}{\mu} = 1141 \frac{kg}{m^3} \cdot \frac{(0,02m)^2}{0,05189 \frac{kg}{m \cdot s}} = 8,8 s \ll 55 s$$

Como el tiempo característico es mayor que 8,8 s, se puede concluir con que el proceso puede considerarse cuasi estacionario.

Finalmente, se acepta la suposición de que el perfil de velocidades en la corriente es de la forma Hagen-Poiseuille. Sobre todo, en la zona de interés, la cual se sitúa aproximadamente en el centro de este circuito.

ANEXO 2

MANUAL LÁSER DE CIRCULACIÓN SANGUÍNEA

ÍNDICE

ANEXO: MANUAL LÁSER CIRCULACIÓN SANGUÍNEA	153
1. Caja de Conexiones	153
2. Arranque del programa	154
3. Programa.....	155
3.1. Sistema	155
3.2. Ejecución Ciclo.....	156
3.3. Control Manual	157
3.4. Configuración.....	160

ANEXO 2: MANUAL LÁSER CIRCULACIÓN SANGUÍNEA



1. Caja de Conexiones

Antes arrancar el programa, se debe comprobar que la caja de sensores está correctamente conectada y encendida.

Cada sensor deberá estar conectado en la clavija correcta (luego se explicará cómo configurarlo). Cada clavija puede leer dos señales al mismo tiempo, como por ejemplo un sensor que mida temperatura y caudal se puede enchufar en un solo conector.

El interruptor lateral de la caja suministra 12v a las entradas de los sensores que necesitan alimentación a esta tensión.

El cable USB que se conecta al ordenador deberá estar enchufado en la salida DATA.

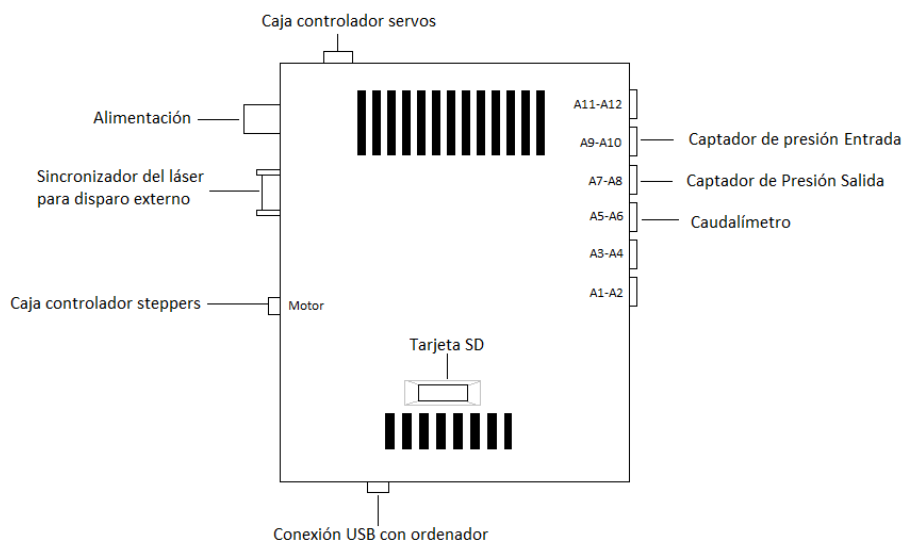


Figura A2.1. Esquema de conexiones utilizadas en la caja de control general.

2. Arranque del programa

Al encender el programa se verá una ventana como la de la Figura A2.2.



Figura A2.2. Ventana de inicio del programa.

Para arrancar el software, se debe pulsar Abrir/Cerrar y aparece la ventana reflejada en la Figura A2.3.

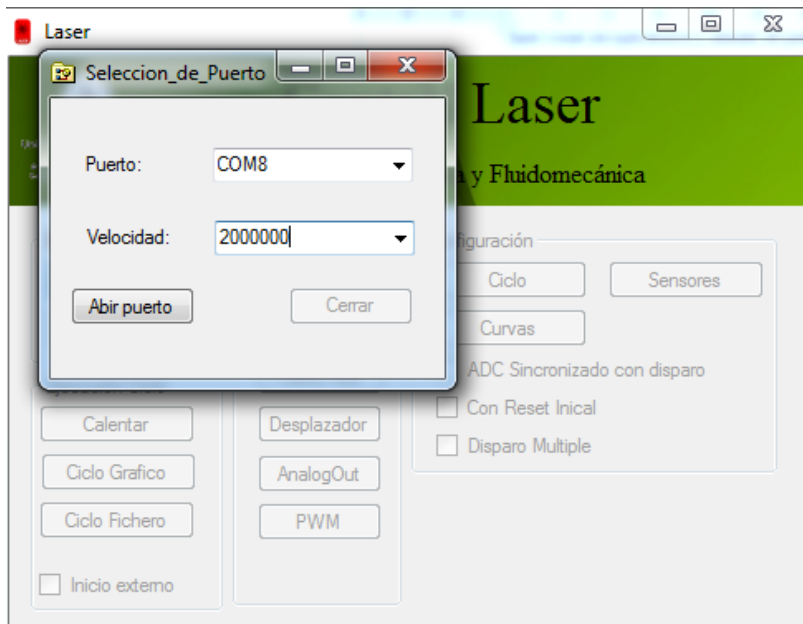


Figura A2.3. Selección de puerto y velocidad de transferencia.

Se deberá seleccionar el puerto correspondiente, (generalmente COM8) y la velocidad de lectura de datos, mejor seleccionar la más alta: 2000000. Ya se puede Abrir puerto.

A continuación, se habrán habilitado todas las opciones del programa mostrándose la Figura A2.4.



Figura A2.4. Ventana principal del programa.

3. Programa

3.1. Sistema

En esta sección del programa se encuentran los botones Abrir/Cerrar y Defectos.

Abrir/Cerrar: se utiliza para abrir el programa y configurar el puerto de transferencia de datos y la velocidad de intercambio de datos con el ordenador. Para cerrar el programa basta con pulsar Cerrar.

Defectos: al clicar, se abre una ventana informativa sobre los errores que han tenido lugar en el proceso realizado. Generalmente aparecerá un “Todo correcto”, en caso contrario, se informará del error correspondiente en esta ventana y encendiéndose la luz roja de FAULT en la caja.

3.2. Ejecución Ciclo

Esta parte del programa se utiliza para la toma de datos que, posteriormente, van a ser analizados. Hay tres botones: Calentar, Ciclo gráfico y Ciclo Fichero.

Calentar: cuando se pulsa este botón, se repite el ciclo de forma indefinida hasta que se vuelve a pulsar dejando el sistema en el estado en el que se encontraba cuando se ha clicado por segunda vez en Calentar, es decir, no vuelve a ningún estado inicial, para donde se le ordene.

Ciclo gráfico: este botón realiza el ciclo el número de veces que se le haya indicado. Al pulsar el botón, se abrirá una ventana donde hay que señalar el lugar de destino del fichero de datos que se generará para posterior procesado.

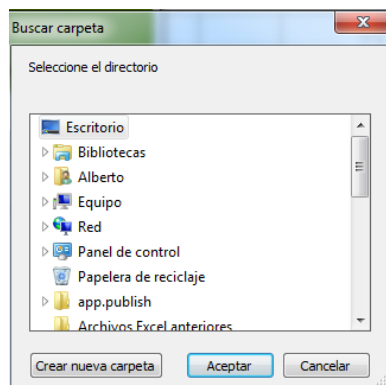


Figura A2.5. Ventana de elección del destino del Fichero.

El proceso consta de tres pasos: En ciclo, Recibiendo datos, Graficando. En el apartado Ejecución Ciclo se va indicando en qué estado se encuentra el ciclo destacando diferentes casillas.

Cuando acaba este proceso, aparece una ventana de Datos recogidos y otra de Gráfica, ambas mostradas en la Figura A2.6 y A2.7, respectivamente.

Ensayo	ms	Escalón	Disparo	PRESION DIF	CAUDAL FU	
0	1	1	0	-122.22	46.38	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	2	1	0	-122.22	46.38	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	3	1	0	-122.22	46.38	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	4	1	0	-122.22	46.38	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	5	1	0	-122.22	47.30	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	6	1	0	-122.22	49.74	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	7	1	0	-122.22	49.74	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	8	1	0	-122.22	51.27	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	9	1	0	-122.22	51.27	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	10	1	0	-122.22	50.05	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	11	1	0	-122.22	47.91	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	12	1	0	-122.22	47.91	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	13	1	0	-122.22	46.38	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	14	1	0	-122.22	46.38	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	15	1	0	-122.22	46.38	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86
0	16	1	0	-122.22	46.38	-49.59	-49.59	-325.91	-1435.46	-2102.86

Figura A2.6. Ventana de Datos Recogidos.

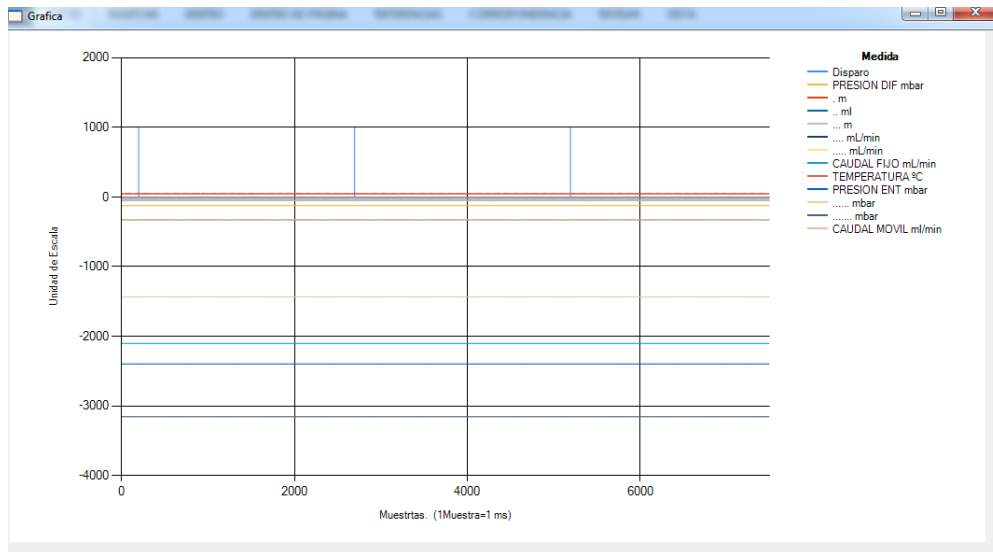


Figura A2.7. Ventana de Gráfica.

Desde que se pulsa Ciclo Gráfico hasta que aparecen estas ventanas no se debe dar ninguna otra orden al programa ni interrumpirle, no responderá. Esta opción de Ciclo Gráfico se utiliza para obtener una vista preliminar de la evolución de todos los datos leídos.

Ciclo fichero: Al pulsar este ciclo, al igual que en el Ciclo Gráfico, se abrirá una ventana emergente preguntando dónde se desea guardar el fichero Excel que recogerá todos los datos leídos.

Este proceso se compone de los siguientes pasos: En ciclo y Recibiendo ya que no necesita graficar los datos.

Cuando no haya ningún botón en amarillo ni en verde significa que ya ha acabado y que el fichero con los datos se ha guardado en la dirección señalada.

Tanto el Ciclo Gráfico como el Ciclo Fichero muestran los datos Escalados y Calibrados, pero sin Media Móvil.

La casilla de Inicio externo se selecciona cuando se ha conectado otro dispositivo que controla el músculo. De este modo, el programa deshabilita la curva del músculo para que ésta se pueda programar desde otro dispositivo.

3.3. Control Manual

Este apartado del programa se emplea para el control y la preparación de la instalación para la recogida de datos. Contiene las siguientes funciones:

Disparo: se activa y desactiva el disparo del láser.

Monitor: aparece una ventana emergente con las lecturas a tiempo real de los sensores que se hayan establecido en el apartado de ‘Sensores’. En relación con las tres casillas situadas en la parte superior, si ninguna está seleccionada, el monitor mostrará las señales digitales sin procesar (para que el programador pueda hacer comprobaciones). Si se selecciona la casilla de Escalado se mostrarán los valores ya transformados a sus unidades correspondientes, un caudal, una temperatura, etc. La siguiente casilla aplica la recta de calibrado fijada en el apartado Sensores a cada medida. La última casilla, Media aplica **solo en los datos vistos en el monitor** la media móvil que se ha señalado en cada sensor del apartado Sensores.



Figura A2.8. Ventana Monitor sin escalar (izquierda) y escalado (derecha).

Puerto Aux.: activa las señales digitales del músculo de forma manual. Se controla cada salida independientemente, pudiendo seleccionar varias a la vez.

Desplazador: este botón muestra la ventana desde donde se controlan las posiciones de los dos desplazadores de la instalación (elevador del depósito y modelo).

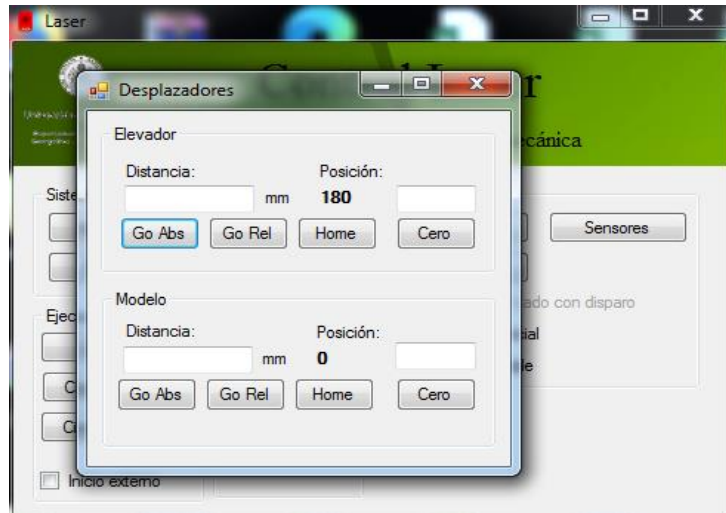


Figura A2.9. Ventana de control de los desplazadores.

En el recuadro en blanco se escribirá un número y comenzará el movimiento en cuanto se pulse el botón Go Abs, si se desea que el número indicado sea posición absoluta, o Go Rel, si se desea que el número indicado sea posición relativa. El botón de Home desplaza el modelo hasta que toca el final de carrera. Este procedimiento es válido para ambos desplazadores.

Puede darse el caso de que, debido a la configuración de la instalación, el elemento desplazado no pueda llegar al cero físicamente porque se choca, por ejemplo. Para ello, la mejor solución es mover el final de carrera a una posición que no sea 0 y configurar el nuevo cero.

Tomando como ejemplo el elevador, si se coloca el final de carrera en una posición más elevada, por ejemplo, a 180 mm por encima del cero, tal y como se muestra en la Figura A2.9, se puede clicar en Home para que llegue a tocar el final de carrera. El valor de la distancia mostrado es de 180 mm. A continuación, se escribe ese valor en el recuadro situado encima del botón "Cero" y se pulsa "Cero". Desde ese momento, el cálculo interno de distancia se realiza considerando que parte de 180 mm.

AnalogOut: esta opción abre un cuadro donde se escribirá el valor que se desea mandar a Señal Analógica 1 o Señal Analógica 2.

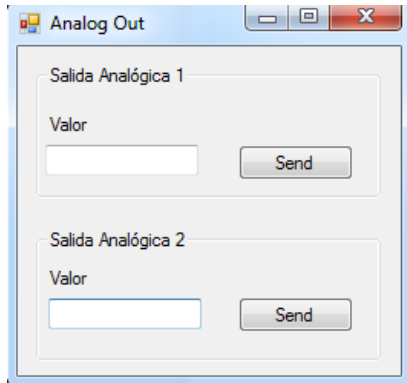


Figura A2.10. Ventana de control de las salidas analógicas.

Con el botón Send se mandará ese valor, el cual deberá estar escalado de acuerdo con el fondo de escala señalado en el apartado Sensores.

PWM: esta función permite llevar el control de los dos servos del sistema.

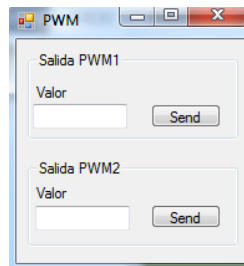


Figura A2.11. Ventana de control de los servomotores.

El funcionamiento es análogo al de la función AnalogOut donde se escribe un valor, se pulsa Send y este valor se manda al actuador.

La diferencia es que con los servomotores se trabaja en grados.

3.4. Configuración

En esta sección del programa se encuentran las funciones de Ciclo, Curvas y Sensores junto con unas casillas de selección.

Ciclo: aparece una ventana donde se determinan los valores del tiempo entre disparos del láser, el número de ciclos que se va a ejecutar y el tiempo de duración de cada escalón del ciclo. Si cada actuador tiene un Tiempo Escalón diferente, el que se debe fijar es el mínimo de ellos y luego ajustar el número de escalones en Curvas. Al pulsar Guardar se preservan los valores fijados y se cierra la ventana.

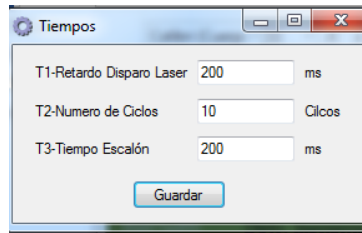


Figura A2.12. Ventana de parámetros del ciclo.

Curvas: en esta ventana es donde se programa el ciclo que va a seguir cada salida.

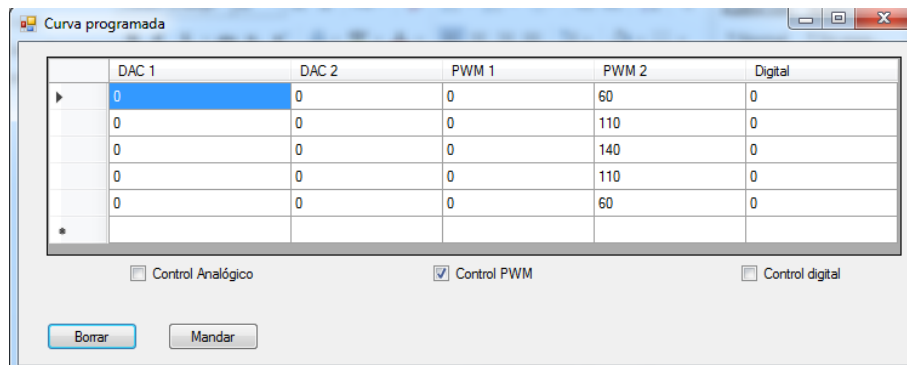


Figura A2.13. Ventana de Curva programada.

Cada columna se corresponde con un actuador: ambos controles analógicos, dos controles de servos y una salida digital para el músculo artificial.

Con las casillas inferiores se selecciona qué grupo de actuadores se desea que ejecute el ciclo, de modo que si al realizar un ciclo (fichero o gráfico) está seleccionado Control Analógico y Control digital, se ejecutará todo menos las salidas de PWM.

Cabe señalar que, todos los escalones de cada actuador tienen la misma duración, Tiempo Escalón, de modo que, si el Tiempo Escalón es de 100ms porque DAC1 funciona con escalones de 100ms, por ejemplo, y el tiempo que dura cada escalón en la salida Digital es de 500ms, se debe repetir cada valor de Digital 5 veces.

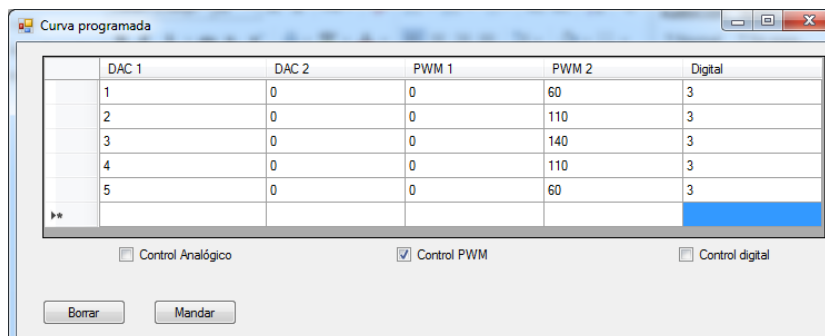


Figura A2.14. Ajuste de la curva para distintos tiempos de escalón.

Los datos por introducir en las casillas Digital se corresponden con el número en decimal de la combinación de las 6 salidas considerando que son 6 bits, uno por cada salida. De este modo, si se desea activar la salida número 0 y 2:

0	0	0	1	0	1
---	---	---	---	---	---

Para este ejemplo, en el control manual en Puerto Aux. se seleccionarían las casillas Salida 1 y Salida 3.

El número que habría que escribir en la curva sería 5 (2^0+2^2).

Para escribir la curva de una salida basta con pulsar en la primera casilla, escribir el número y pulsar Enter.

Si se pulsa Borrar se borrarán todas las curvas programadas y se deberán escribir de nuevo. En cambio, si se pulsa Mandar se guardará la curva. Posteriormente, se cierra la ventana y ya se puede ejecutar un ciclo.

Sensores: esta ventana es desde donde se definen todas las características de los sensores que aparecerán tanto en Monitor como en los ciclos.

	Graficar	Fondo de Escala	Corrección Offset	Texto	Unidades	Coefficiente Cuadrático	Pendiente Recta Cal.	Cero Recta Calibracion	Media Movil
A1	<input type="checkbox"/>	500	0	PRESION DIF	mbar	0	1	0	0
A2	<input type="checkbox"/>	1000	0		Sin asignar	0	1	0	0
C2									
A3	<input type="checkbox"/>	500	0		m	0	1	0	0
A4	<input type="checkbox"/>	500	0		ml	0	1	0	0
C3									
A5	<input type="checkbox"/>	1000	0		m	0	1	0	0
A6	<input type="checkbox"/>	3000	0		mL/min	0	1	0	0
C4									
A7	<input checked="" type="checkbox"/>	3000	0	Caudal Fijo	mL/min	0	1	0	0
A8	<input type="checkbox"/>	80	0	Temperatura	°C	0	1	0	0
C5									
A9	<input checked="" type="checkbox"/>	200	0	Presion Entrada	mbar	0	1	0	0
A10	<input type="checkbox"/>	1000	0		mbar	0	1	0	0
C6									
A11	<input type="checkbox"/>	500	0		Sin asignar	0	1	0	0
A12	<input checked="" type="checkbox"/>	300	0	Caudal Movil	ml/min	0	1	0	0
C4									
AO1		1024		Reserva5	Sin asignar				
AO2		1024		Reserva6	Sin asignar				

Figura A2.15. Ventana de Sensores.

Cada fila corresponde a las características de cada entrada. Cada entrada puede leer dos señales a la vez, como caudal y temperatura en A17/A18 (AI = Analog Input).

Las dos últimas filas son las salidas analógicas (AO = Analog Output) que se controlan desde AnalogOut.

Para los sensores se tiene la casilla de “Graficar” cuando se ejecute un ciclo gráfico (para que no se sobrepongan curvas y dificultar la interpretación del gráfico).

A continuación, se define el “Fondo de Escala” de cada sensor de tal manera que, si un caudalímetro es capaz de medir entre 0 y 2000 ml/min, el fondo de escala se ajusta en 2000.

La “Corrección Offset” se utiliza cuando algún sensor mide también en negativo, por ejemplo, un captador de presión diferencial que mida desde -1000 a 1000 mbar, o cuando hay que corregir el cero del sensor, por ejemplo, un captador de presión absoluto del que se desea tomar la medida relativa. En el primer caso se debe fijar el fondo de escala en 2000 y la corrección offset en -1000. En el segundo caso, se fijará el fondo de escala que tenga el captador y en la corrección offset se escribirá la presión atmosférica en negativo. En definitiva, la Corrección Offset es el valor que se va a sumar al valor escalado, por lo que, en el primer ejemplo, si el valor leído es 2000, se le debe restar 1000 y en el segundo ejemplo, se debe restar la presión atmosférica a la absoluta para obtener la relativa.

En la parte “Texto” se declara el nombre del sensor que aparecerá con sus medidas. No se pueden nombrar dos medidas con el mismo nombre. Se puede ver en la Figura A2.15 que, los sensores que no se están utilizando, se nombran con puntos y ninguno tiene el mismo número de puntos. Al fin y al cabo los puntos es un ejemplo, se puede escribir Reserva1, Reserva2, etc.

En “Unidades”, las unidades correspondientes en las que se ha hecho el escalado.

El “Coeficiente Cuadrático”, “Pendiente Recta Cal.” y “Cero Recta Calibración” corresponden a la recta de calibrado del sensor. En monitor se verá reflejada cuando se seleccione la casilla Calibrado y en los ciclos, se tomarán los datos calibrados siempre.

Por último, se puede fijar una “Media Móvil” a los datos de ese sensor. Esta media solo se verá reflejada en monitor cuando se seleccione la casilla Media pero no se verá ni en Ciclo Gráfico ni en Ciclo Fichero.

Las dos salidas analógicas solo permiten establecer un fondo de escala, el nombre y las unidades.

ADC sincronizado con disparo: al seleccionar esta casilla, generalmente desactivada, la lectura de datos solo se llevará a cabo una vez se active el pulso de disparo del láser sin registrar las lecturas de datos anteriores al disparo.

Con Reset Inicial: esta casilla se activa en el caso de que el equipo del láser requiera un reset inicial automático al comienzo de cada ciclo.

Disparo Múltiple: en este modo se registran los datos a lo largo de todo el proceso, al contrario del ADC sincronizado con disparo, sin importar el momento del disparo del láser para la lectura.

Al desactivarse la casilla de Disparo Múltiple, se abre la posibilidad de activar la casilla de ADC y se cambia la del Reset inicial por Disparo Continuo.

Disparo Continuo: el disparo del láser se mantiene fijo en vez de hacerlo pulsátil. Es el propio software el que sincroniza la cámara para tomar medidas en momentos determinados.

ANEXO 3

PROCESO DE CARACTERIZACIÓN DE LA ELECTROVÁLVULA 1

ANEXO 3: PROCESO DE CARACTERIZACIÓN DE LA ELECTROVÁLVULA 1

Siguiendo con el procedimiento descrito en el apartado 2.5.1. *Procedimiento* del Capítulo 2, se detalla todo el proceso seguido para el cálculo de la tabla BASE_DE_DATOS que recoge los caudales obtenidos para cada ángulo.

El estudio se realizará por tramos de 10° cada uno abarcando todo el rango de ángulos de 60° (apertura total) hasta 160° (cierre total). Los tramos en los que la variación de caudales sea elevada se analizarán por separado en 10 intervalos de 1° cada uno.

TRAMO 60°-160°

Para comenzar poco a poco, se elabora un ciclo que recorre todo el rango de ángulos de 10° en 10°, empezando en 60° hasta 160°. Primero se estima el caudal de referencia que se tiene para este ensayo, que es 1483,2 ml/min. A continuación, se manda realizar el ciclo representado en la Figura A3.1 manteniendo cada ángulo 30 segundos para asegurar la estabilización del caudal.

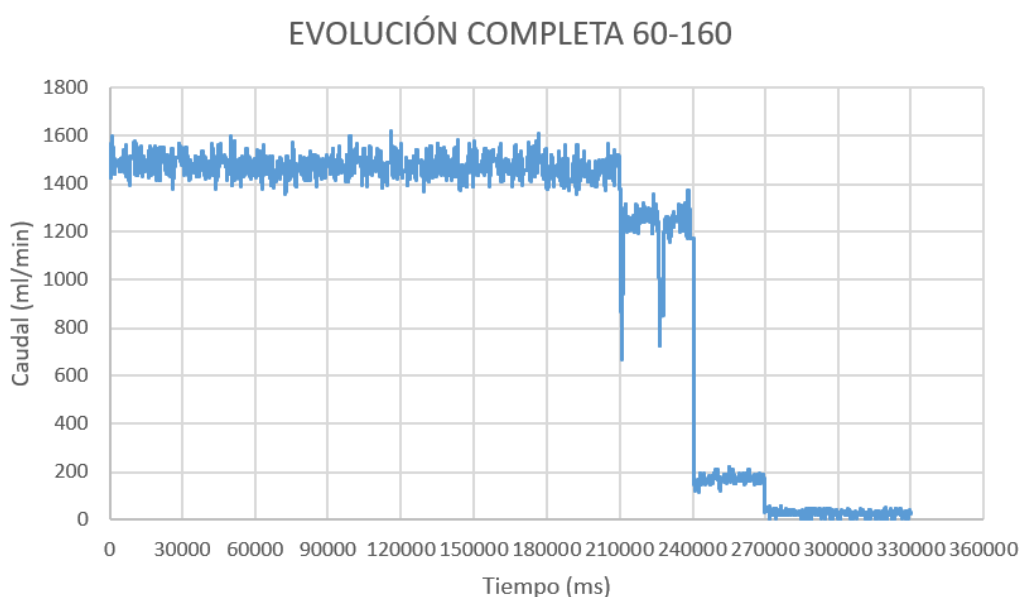


Figura A3.1. Gráfica obtenida caudal Q (ml/min) frente a tiempo t (ms) de todo el ciclo.

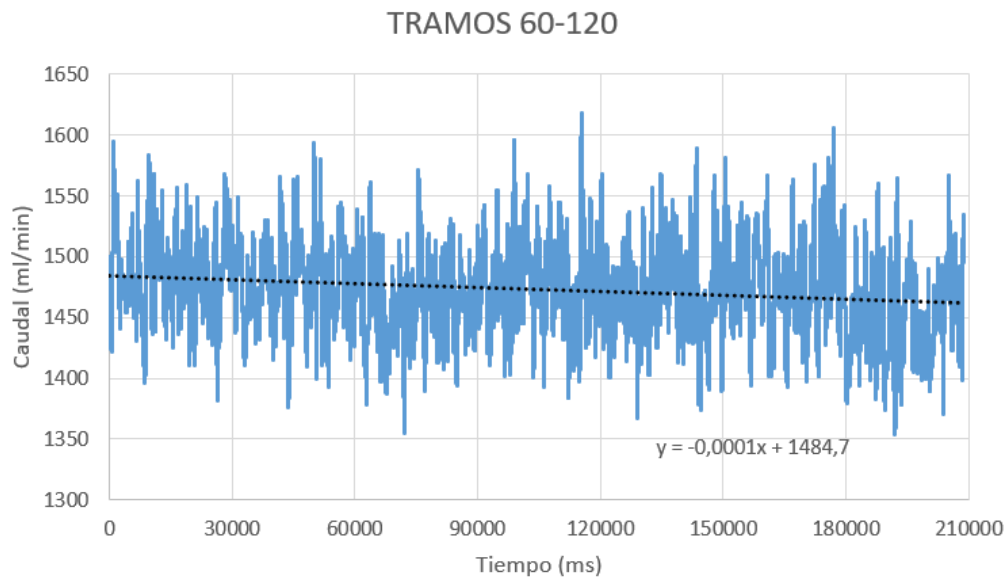


Figura A3.2. Caudal en el tramo 60° a 120°.

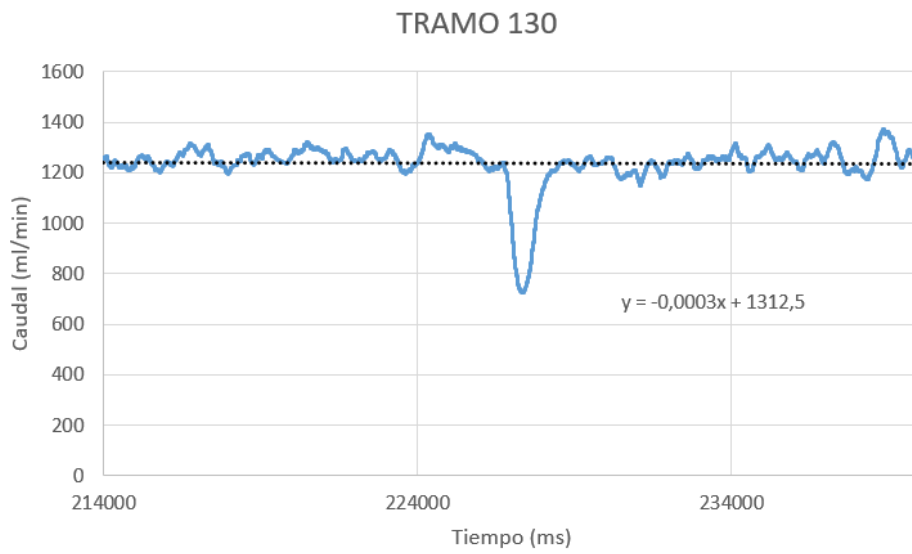


Figura A3.3. Caudal en el tramo 130°.

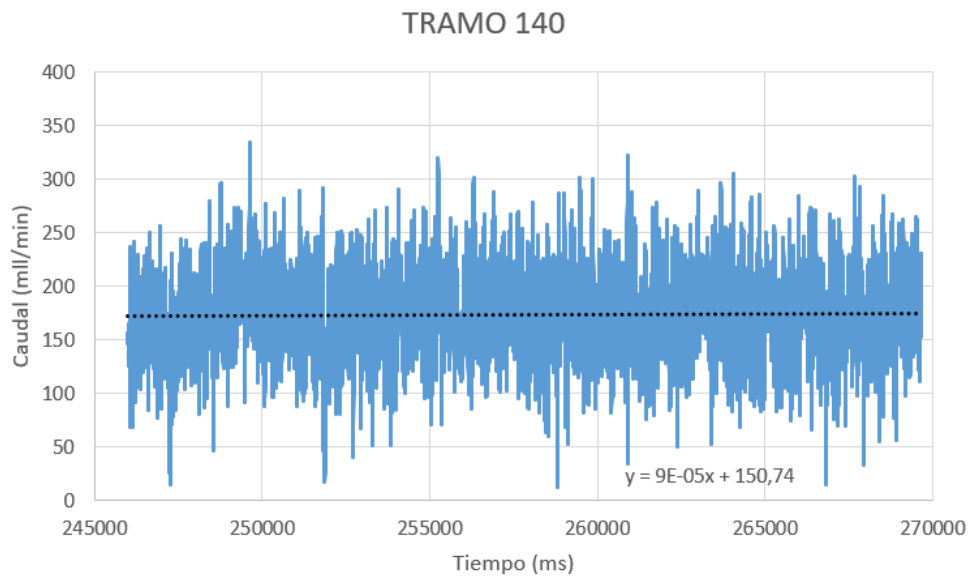


Figura A3.4. Caudal en el tramo 140°.

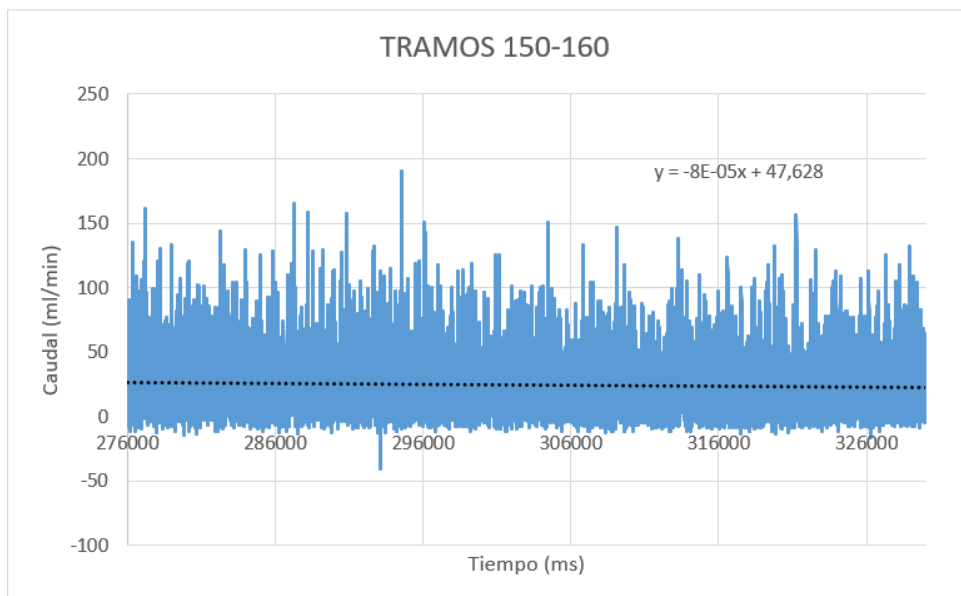


Figura A3.5. Caudal en el tramo de 150° a 160°.

Siguiendo con el procedimiento anteriormente detallado, se elabora la Tabla A3.1, la cual recoge los valores de caudales medios que se observan en cada ángulo.

Tabla A3.1. Datos de caudales medios en el tramo 60° a 160°.

TRAMO 60-130 Y 140-160		Qref (ml/min)	1483,2
t (ms)	ANGULO	Q (ml/min)	Q (%1)
15000	60	1483,2	1,000
45000	70	1480,2	0,998
75000	80	1477,2	0,996
105000	90	1474,2	0,994
135000	100	1471,2	0,992
165000	110	1468,2	0,990
195000	120	1465,2	0,988
225000	130	1245	0,839
255000	140	173,69	0,117
285000	150	24,828	0,015
315000	160	22,428	0,015

Para la elaboración de la Tabla A3.1 se procede del siguiente modo:

- Se anotan los tiempos medios de cada tramo de ángulos, de modo que, al ser 30 segundos por tramo, el valor medio del primer ángulo (60°) se toma en 15 segundos.
- Se escriben las expresiones de la curva de calibrado en cada fila correspondiente.
- Se calculan todos los caudales medios para cada ángulo.
- Se divide cada caudal entre el caudal de referencia Qref del ensayo y se anota en tanto por uno.

Se puede apreciar que los valores que están junto a las filas vacías son muy dispares. Esto se debe al funcionamiento no lineal del servo y la fuerza de recuperación elástica que realiza el conducto en oposición al cierre.

También salta a la vista cómo el caudal apenas sufre variación entre 60° y 120°. Por esta razón se han agrupado estos ángulos con la misma línea de tendencia. Este comportamiento también se observa a partir de 150°.

De hecho, no sólo tiene poca variación, sino que, aparentemente, permanece constante y, el caudal que está midiendo, es simplemente error de medida del caudalímetro. Este error es del 1,5% del caudal de referencia, por lo que es despreciable.

Los tramos que se han dejado con espacio en blanco, al ser zonas críticas, se van a estudiar por separado de forma más detallada. No solo por su variabilidad sino por encontrarse en esos rangos los ángulos más empleados normalmente. Se seguirá el mismo principio que en el anterior análisis. Los tramos críticos de estudio son de 120° a 130°, de 130° a 140° y de 140° a 150°.

TRAMO 120° - 130°

Al realizarse los ensayos en días diferentes, es posible que las condiciones a las que se encuentra el laboratorio varíen, por lo que un ligero cambio en la temperatura exterior originaría un cambio en la temperatura del fluido y, por consiguiente, una variación en la viscosidad de este. Es por lo que, aunque las aperturas de las válvulas no varíen de un día a otro, la instalación responde con un caudal diferente. En este caso, 1421 ml/min. Para este tramo se establece un tiempo escalón de 10 segundos dado que no requiere tanto tiempo estabilizarse. Además, en este tramo hay muy poca diferencia entre cada ángulo, como se puede apreciar en la Figura A3.6.

Los resultados obtenidos se muestran de la Figura A3.6 a la Figura A3.15.

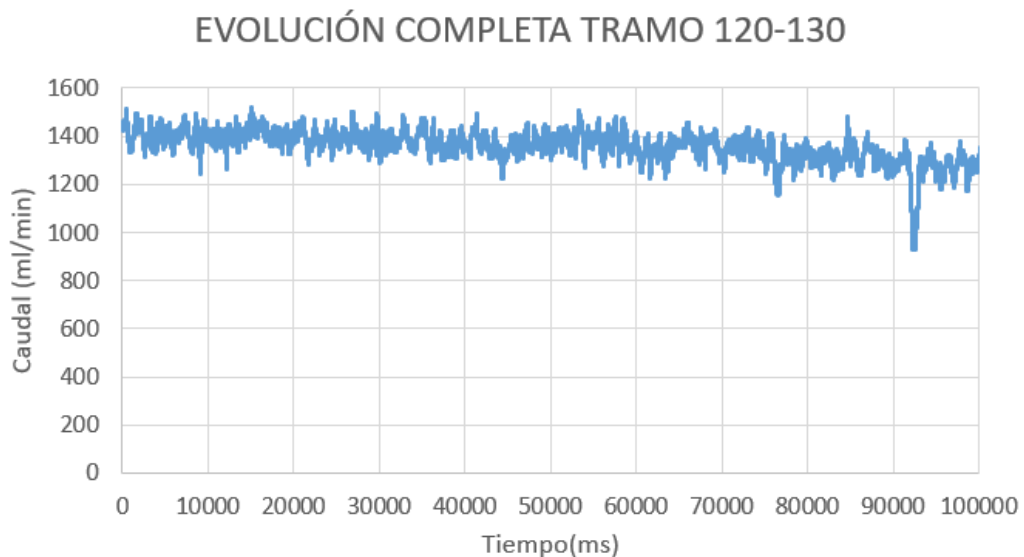


Figura A3.6. Gráfica obtenida caudal Q (ml/min) frente a tiempo t (ms) en el rango 120°-130°.

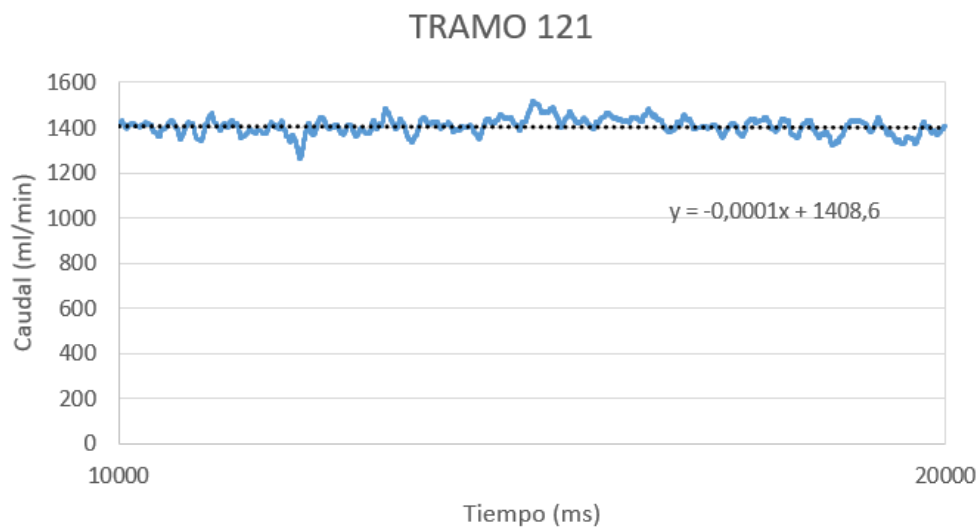


Figura A3.7. Caudal en el tramo 121°.

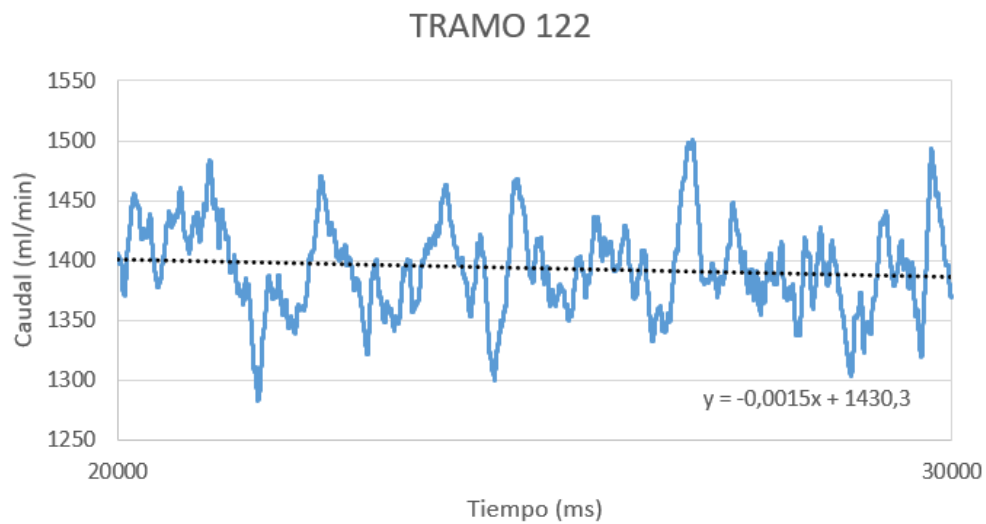


Figura A3.8. Caudal en el tramo 122°.

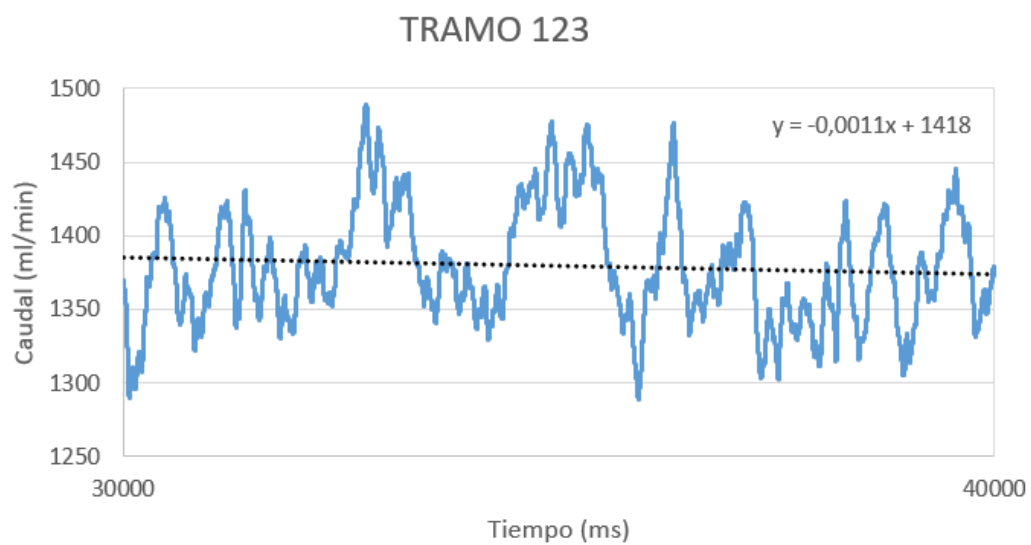


Figura A3.9. Caudal en el tramo 123°.

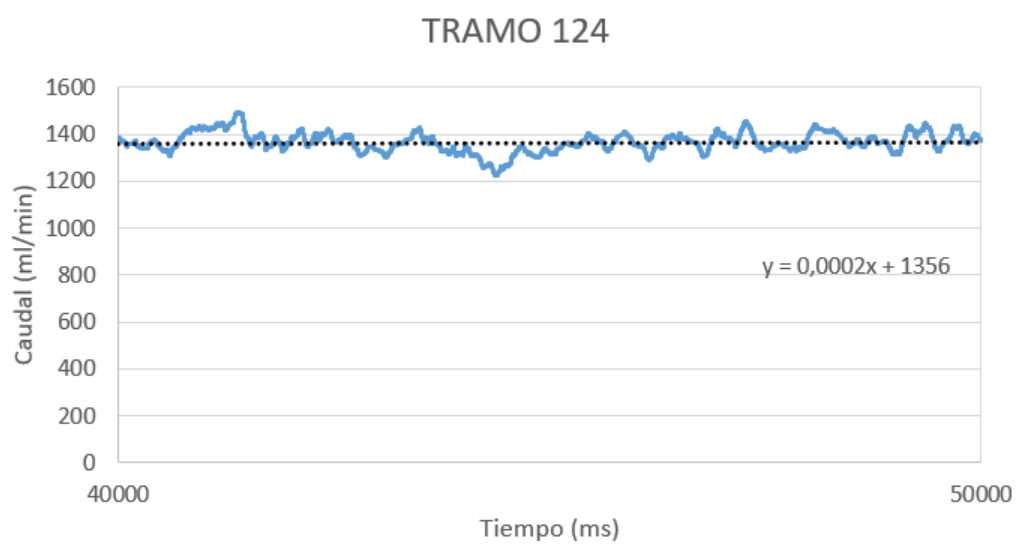


Figura A3.10. Caudal en el tramo 124°.

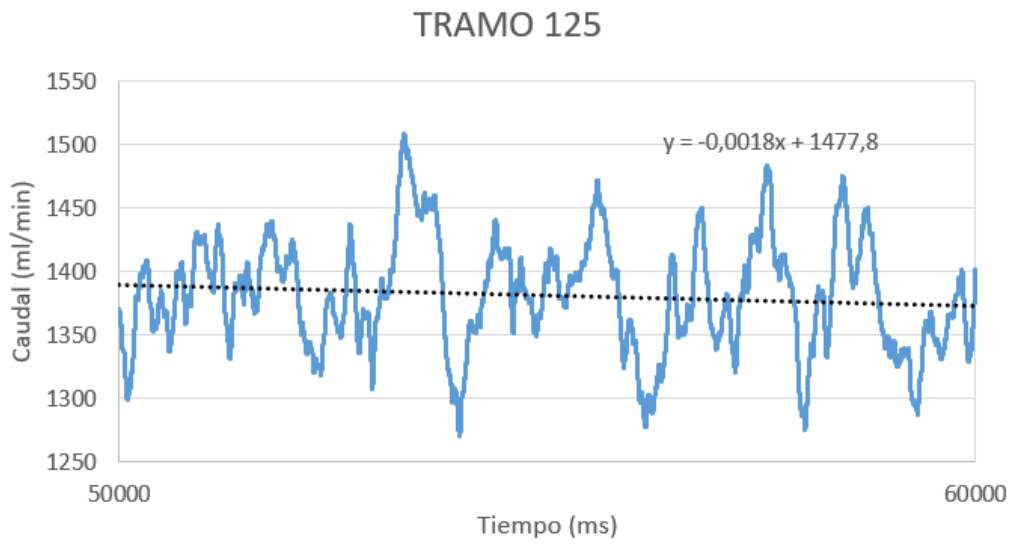


Figura A3.11. Caudal en el tramo 125°.

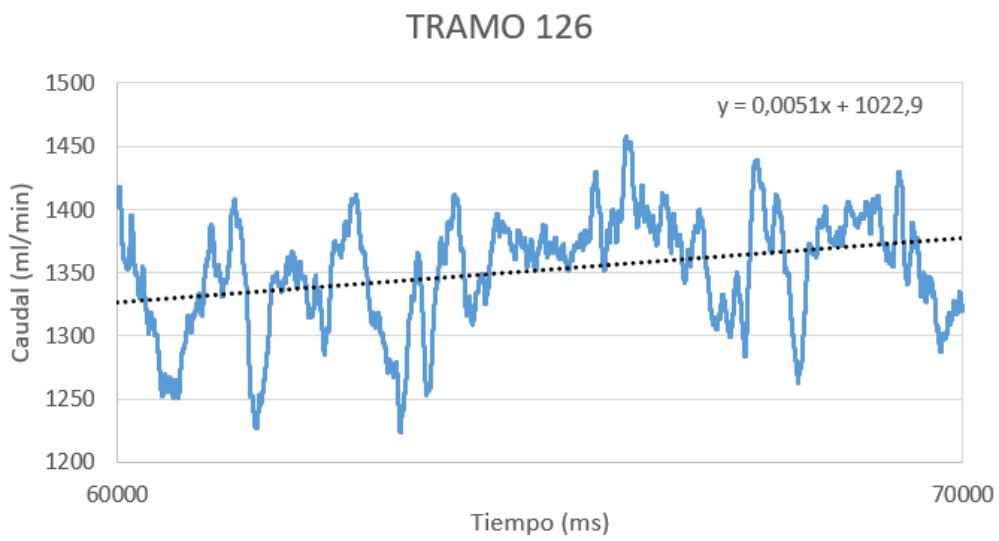


Figura A3.12. Caudal en el tramo 126°.

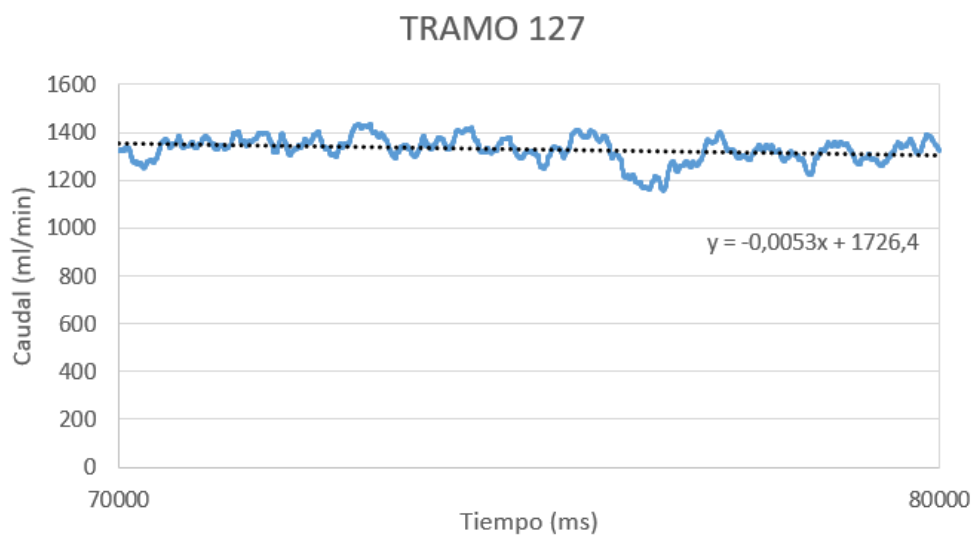


Figura A3.13. Caudal en el tramo 127°.

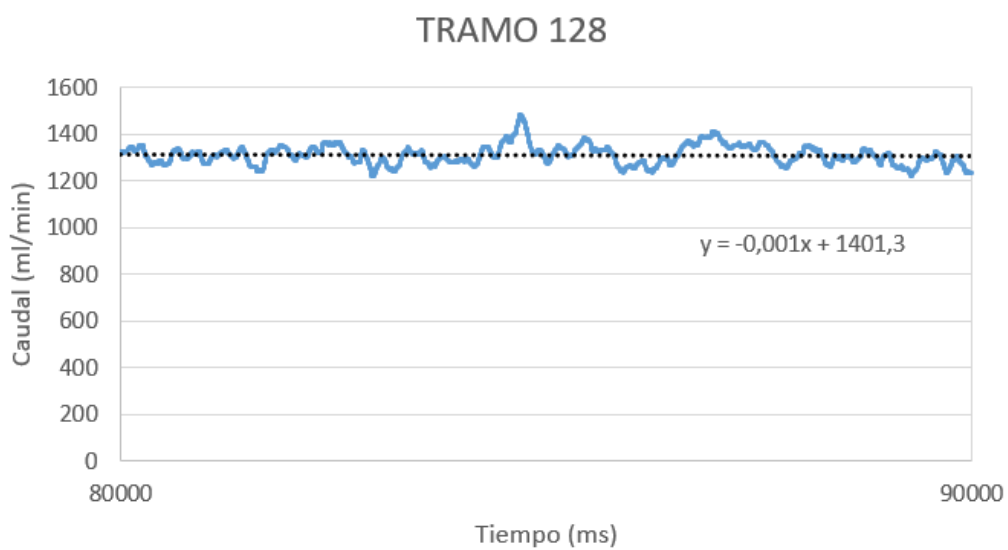


Figura A3.14. Caudal en el tramo 128°.

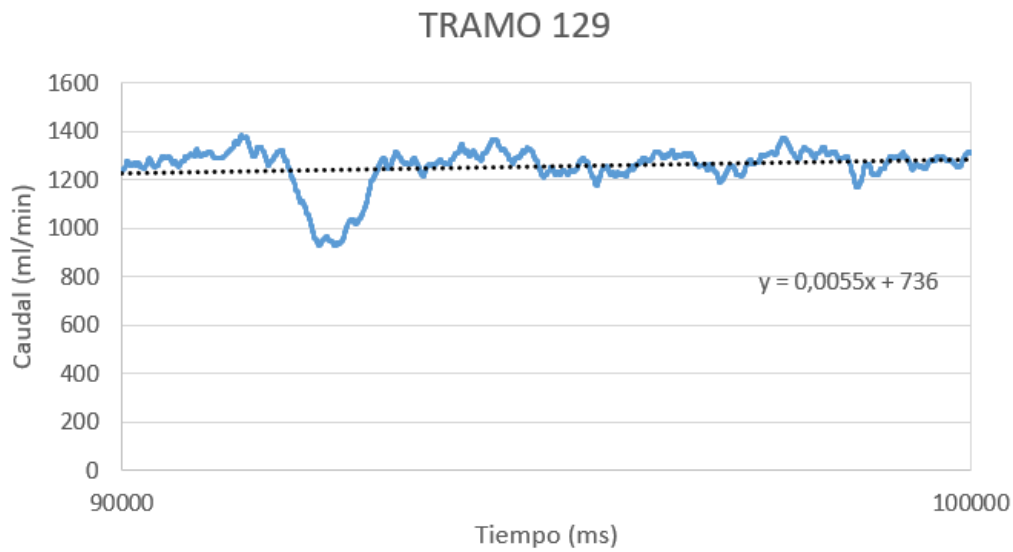


Figura A3.15. Caudal en el tramo 129°.

Ejecutando el mismo proceso para este tramo, se genera la Tabla A3.2:

Tabla A3.2. Datos de caudales medios en el tramo 120° a 130°.

TRAMO 120-130		Qref (ml/min)	1421
t (ms)	ANGULO	Q (ml/min)	Q (%1)
15000	121	1407,1	0,932
25000	122	1392,8	0,922
35000	123	1379,5	0,914
45000	124	1365	0,904
55000	125	1378,8	0,913
65000	126	1354,4	0,897
75000	127	1328,9	0,880
85000	128	1316,3	0,872
95000	129	1258,5	0,833

La referencia de caudal ha cambiado esta vez como ya se ha mencionado. Por ello, los caudales obtenidos en los diferentes ensayos no son comparables como tal, pero sí lo es el porcentaje de caudal que circula a una apertura determinada. Aquí se ve la utilidad de trabajar con caudales en tanto por uno.

Como se puede observar en la Tabla A3.2, una variación de 0,932 a 0,833 es demasiado significativa como para no estudiarla por separado.

No se han incluido en la Tabla A3.2 los caudales medidos a 120° y 130° porque ya se obtuvieron en el ensayo general. Tampoco se incluirán los valores de ángulos que ya se hayan recopilado en la Tabla A3.1.

TRAMO 130° - 140°

A continuación, se procede a calcular, del mismo modo, la evolución de caudales en el tramo subsiguiente. La nueva referencia de caudal estimada para este ensayo es 1510 ml/min. Se mantiene el tiempo de estacionamiento en 20 segundos.

Con este ensayo se observa que, no solo se perciben cambios de caudales de referencia entre días, sino que, de forma más ligera, también existen, aunque transcurran unos minutos en el laboratorio. Evidentemente, estos cambios no son notables para el posterior estudio al injerto Fontan pero sí merece la pena tenerlos en cuenta para conocer la instalación en un aspecto necesario como es la caracterización de las electroválvulas.

La evolución del caudal en este rango de ángulos se muestra de la Figura A3.16 a la Figura A3.25.

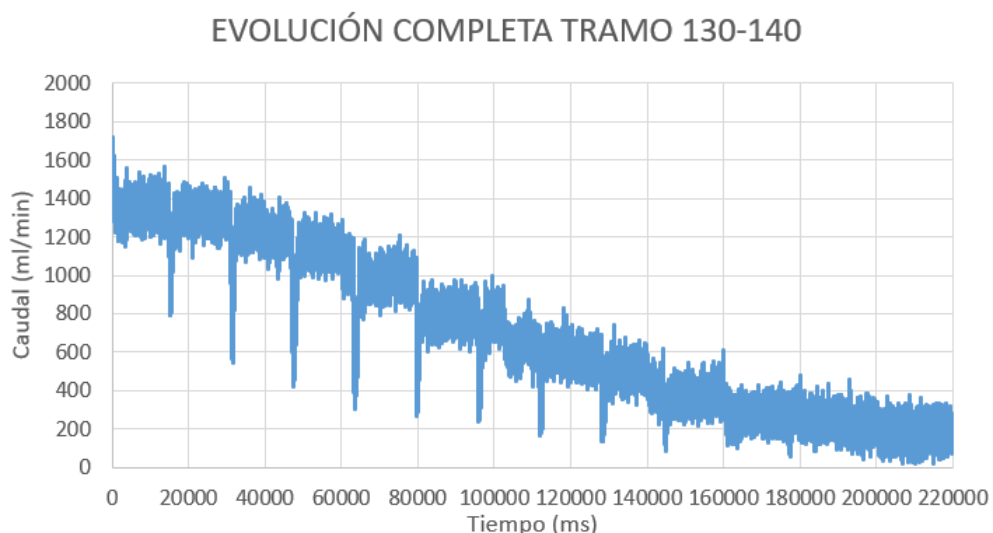


Figura A3.16. Gráfica obtenida caudal Q (ml/min) frente a tiempo t (ms) en el rango 130°-140°.

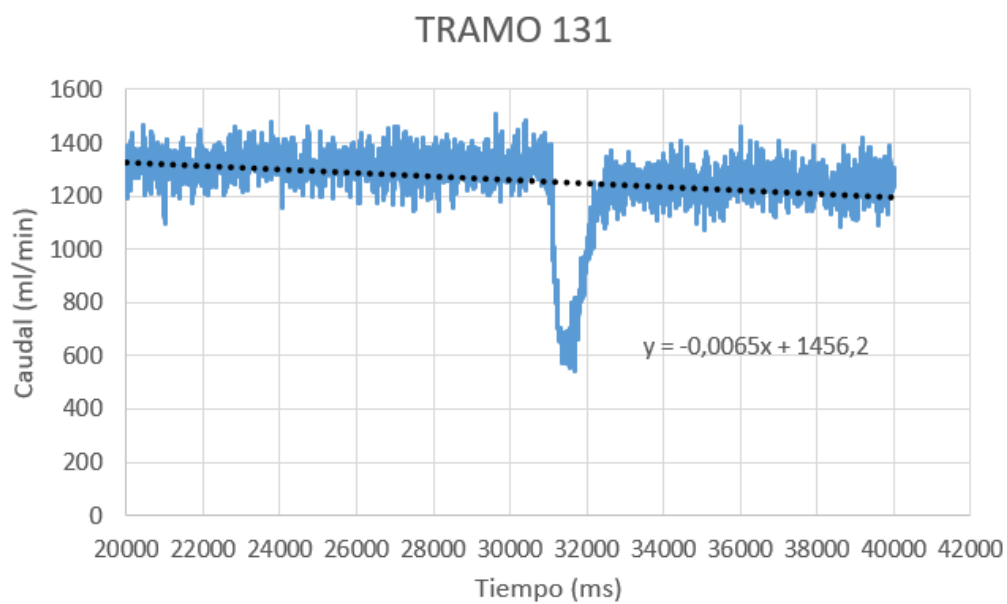


Figura A3.17. Caudal en el tramo 131°.

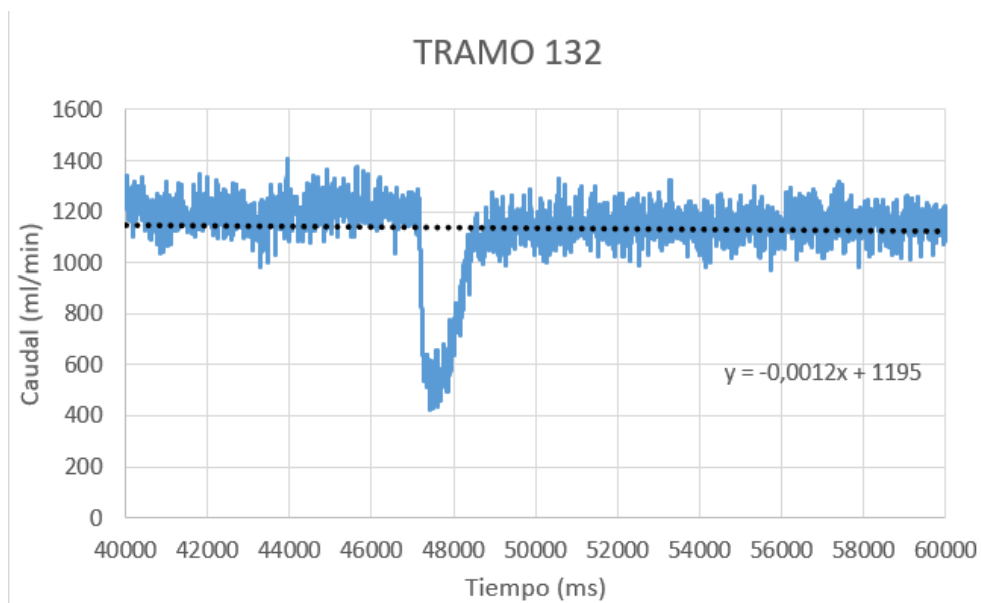


Figura A3.18. Caudal en el tramo 132°.

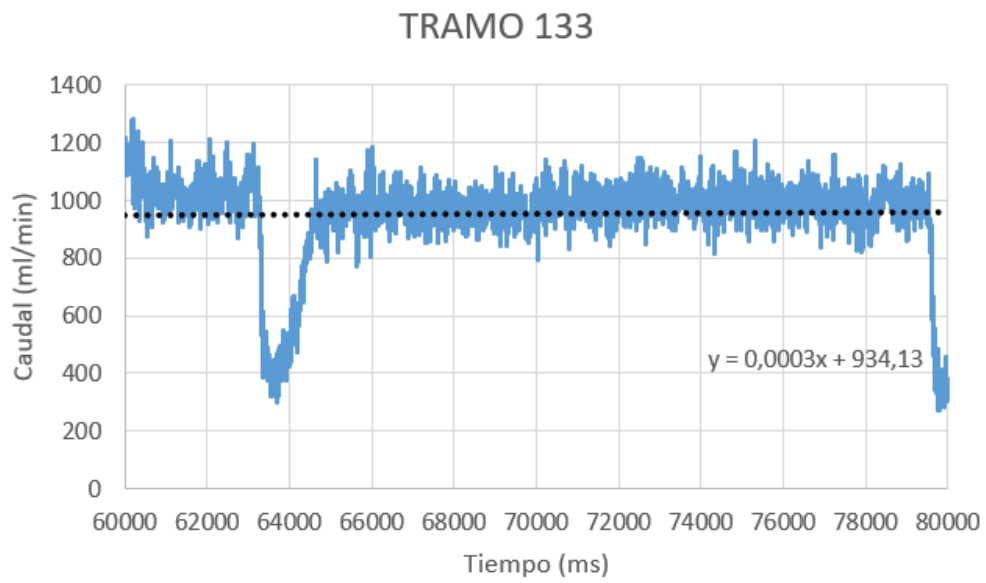


Figura A3.19. Caudal en el tramo 133°.

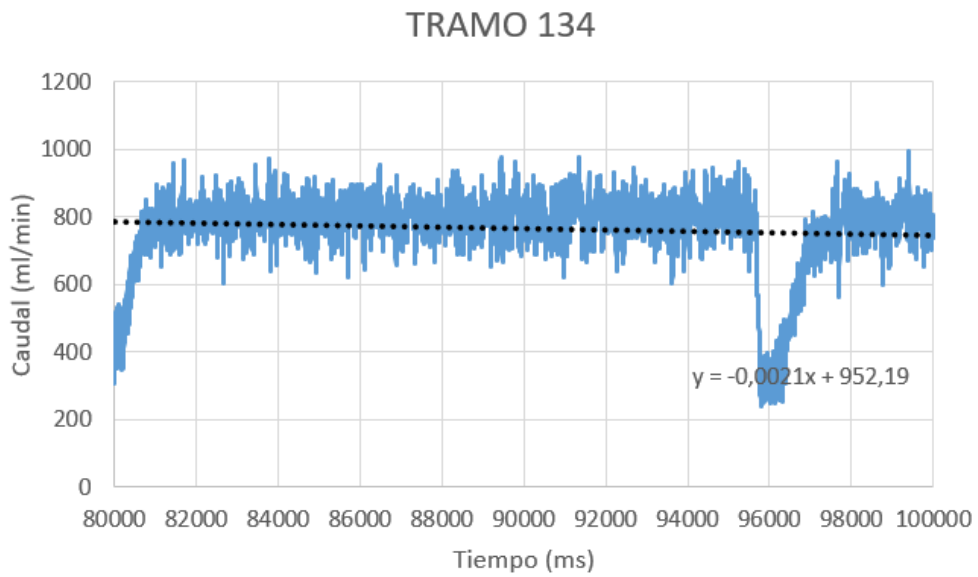


Figura A3.20. Caudal en el tramo 134°.

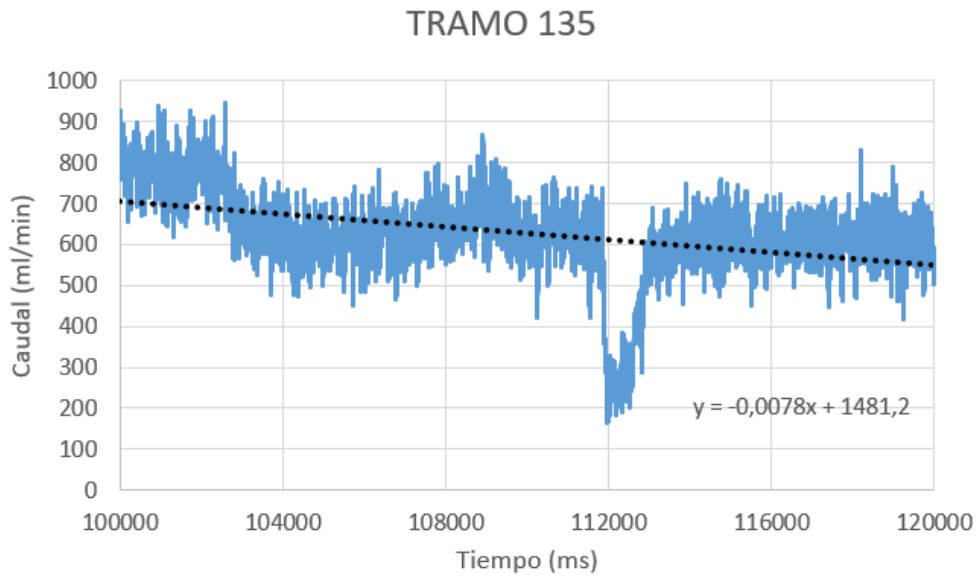


Figura A3.21. Caudal en el tramo 135°.

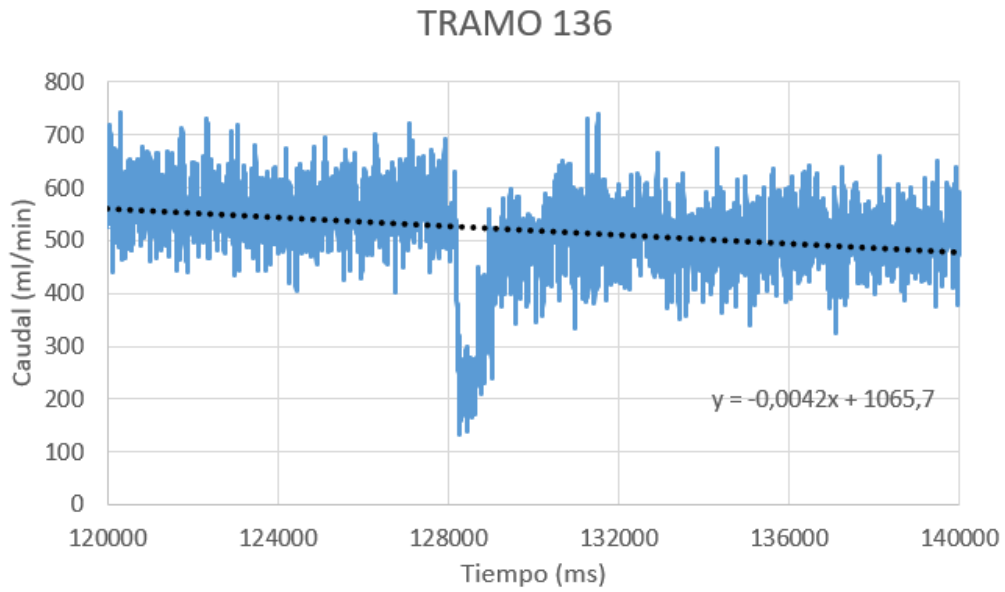


Figura A3.22. Caudal en el tramo 136°.

TRAMO 137

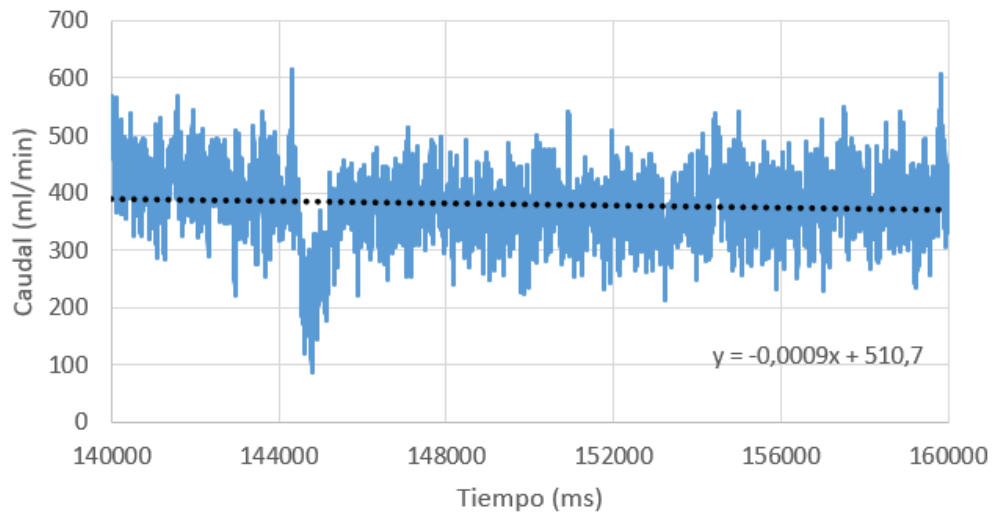


Figura A3.23. Caudal en el tramo 137°.

TRAMO 138

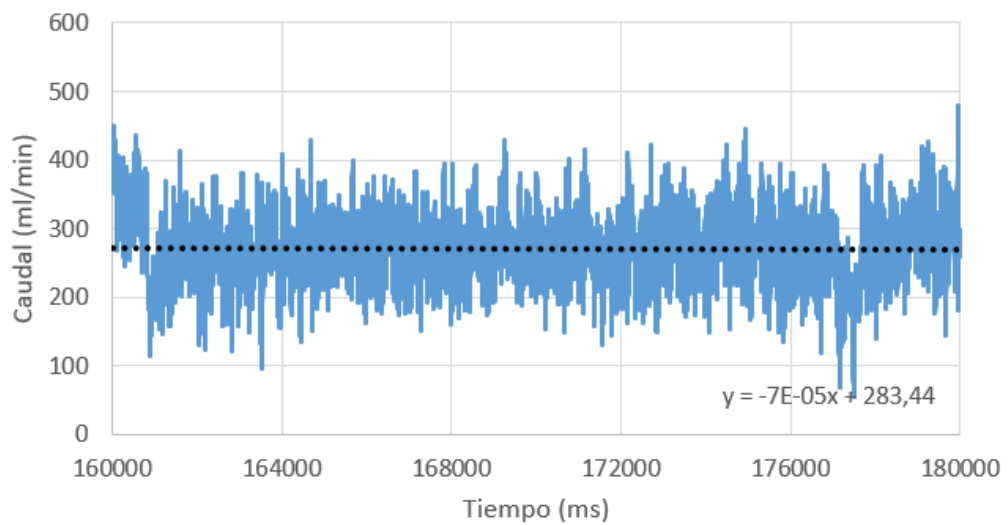


Figura A3.24. Caudal en el tramo 138°.

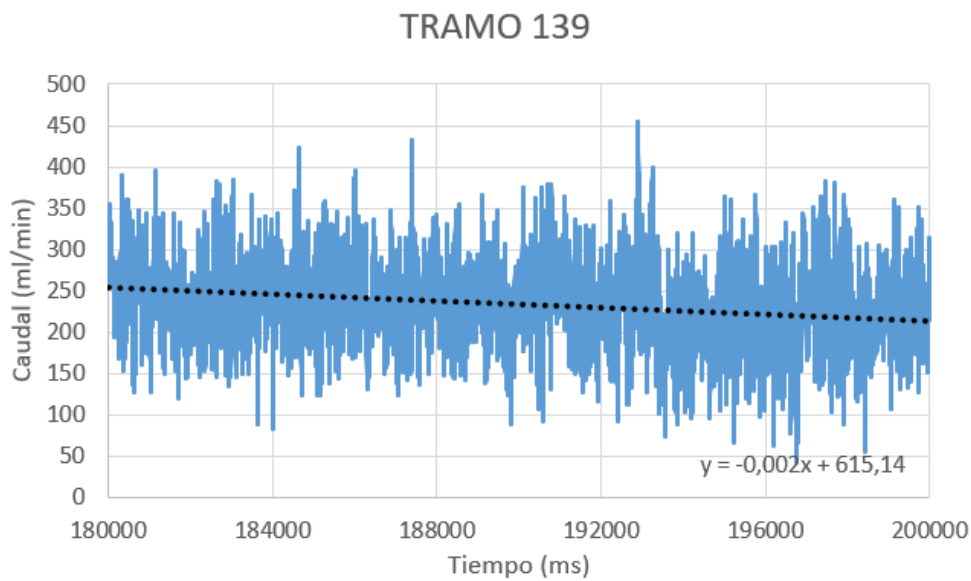


Figura A3.25. Caudal en el tramo 139°.

Con la recopilación de las líneas de tendencias anteriores, se procede de manera análoga a cómo se ha venido realizando el estudio y se realiza la Tabla A3.3, la cual recoge valores en el rango 130°-140°.

Tabla A3.3. Datos de caudales medios en el tramo 130° a 140°.

TRAMO 130-140		Qref (ml/min)	1510
t (ms)	ANGULO	Q (ml/min)	Q (%1)
30000	131	1261,2	0,835
50000	132	1135,0	0,752
70000	133	913,1	0,605
90000	134	763,2	0,505
110000	135	623,2	0,413
130000	136	519,7	0,344
150000	137	375,7	0,249
170000	138	226,5	0,150
190000	139	235,1	0,156

En este rango de ángulos se observa también cómo la variación es aún más notable que en el caso anterior. De hecho, este es el tramo de ángulos más crítico, es decir, donde existe mayor variación de caudal entre cada apertura. Sería conveniente realizar un estudio más detallado tomando intervalos de $0,5^\circ$, posiblemente, pero el servo sólo permite números enteros.

También cabe destacar que este tramo de ángulos es el más empleado en el ciclo que simula el flujo por la Vena Cava Inferior ya que el tramo intermedio se estabiliza en un valor entorno a 135° . Pero también hay otra razón de peso: con un control lo suficientemente bueno de estos ángulos se pueden manipular los tiempos de subida y bajada para que la pendiente no sea ni demasiado acusada ni demasiado tumbada y, por consiguiente, no tenga oscilaciones fuertes debido a golpes de Ariete.

TRAMO 140° - 150°

Por último, se analiza el tramo crítico final, justo antes del cierre completo. Se prevé que en este tramo haya una diferencia similar a la del tramo 120° - 130° debido a que ya se ha sobrepasado la zona crítica de los ángulos estudiados en el apartado anterior. Efectivamente sucede así y se puede comprobar en la Figura A3.26.

El nuevo caudal de referencia ha cambiado de nuevo, teniendo ahora un valor estimado de 1421 ml/min de nuevo (este ensayo y el de 120° - 130° se realizaron correlativamente). El tiempo de estacionamiento se ha decrementado a 10 segundos dado que, con este periodo cada caudal alcanza condición de estacionariedad, incluso podría ser ligeramente menor. Además, este tramo no va a presentar grandes variaciones y, con el ruido de la señal, no se apreciará un valor constante como tal.

Los resultados y líneas de tendencia se muestran de la Figura A3.26 a la Figura A3.35.

EVOLUCIÓN COMPLETA TRAMO 140-150

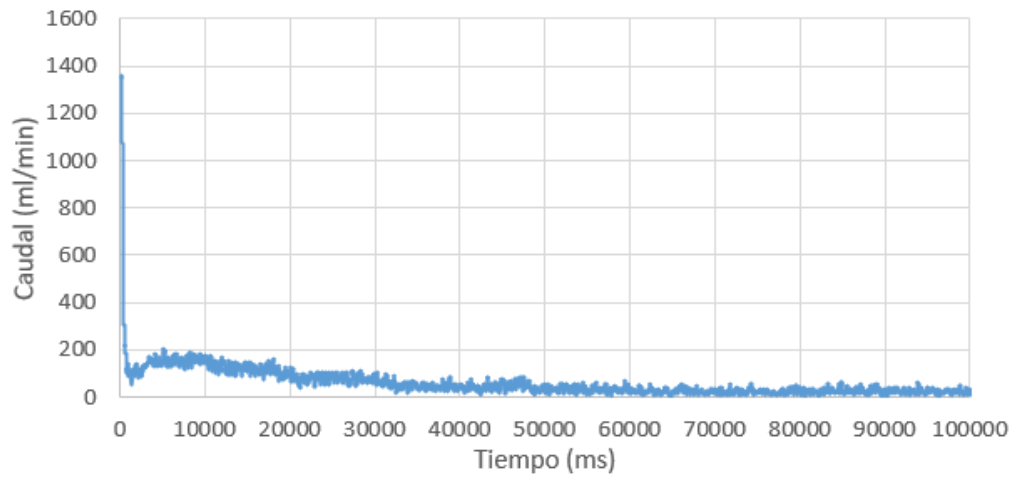


Figura A3.26. Gráfica obtenida caudal Q (ml/min) frente a tiempo t (ms) en el rango 140°-150°.

TRAMO 141

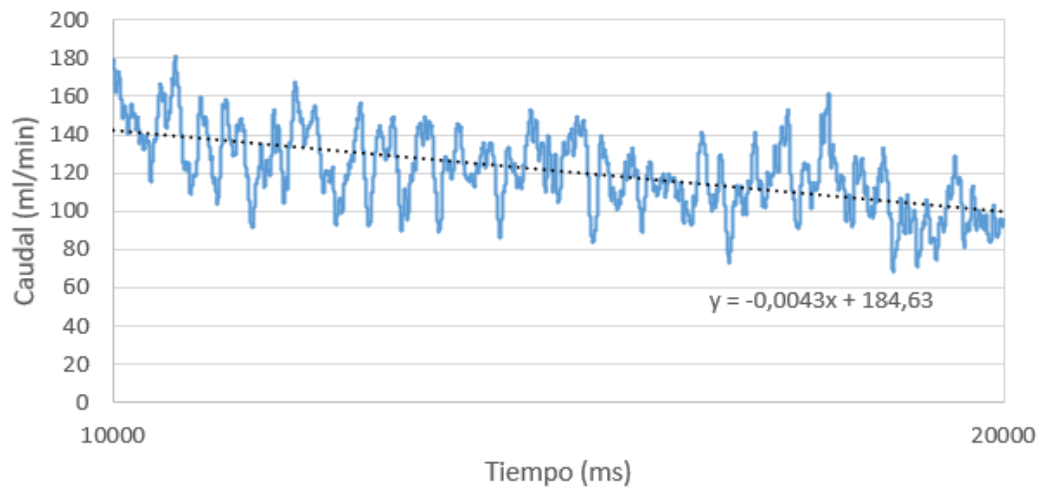


Figura A3.27. Caudal en el tramo 141°.

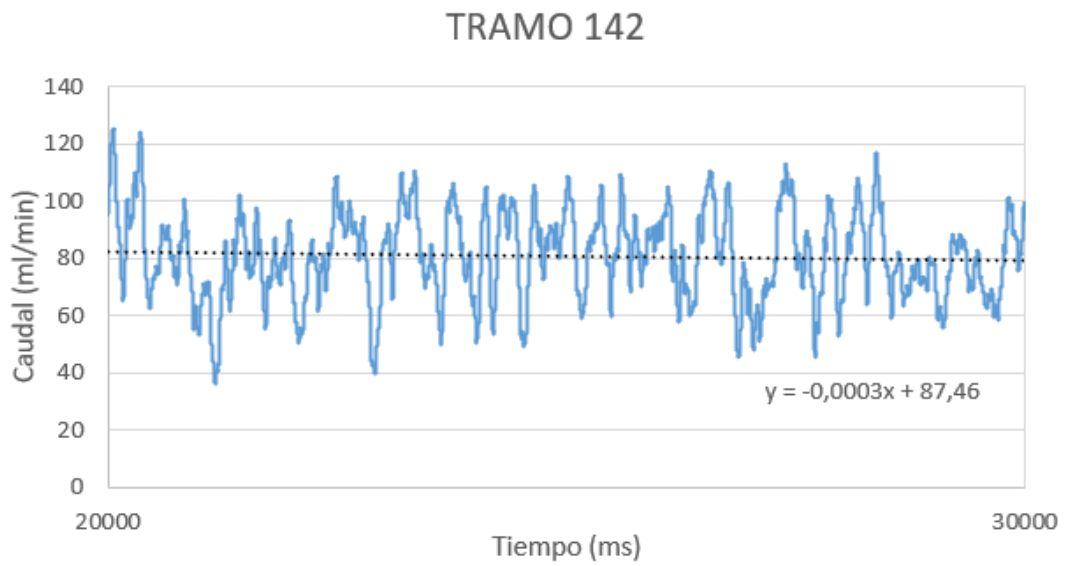


Figura A3.28. Caudal en el tramo 142°.

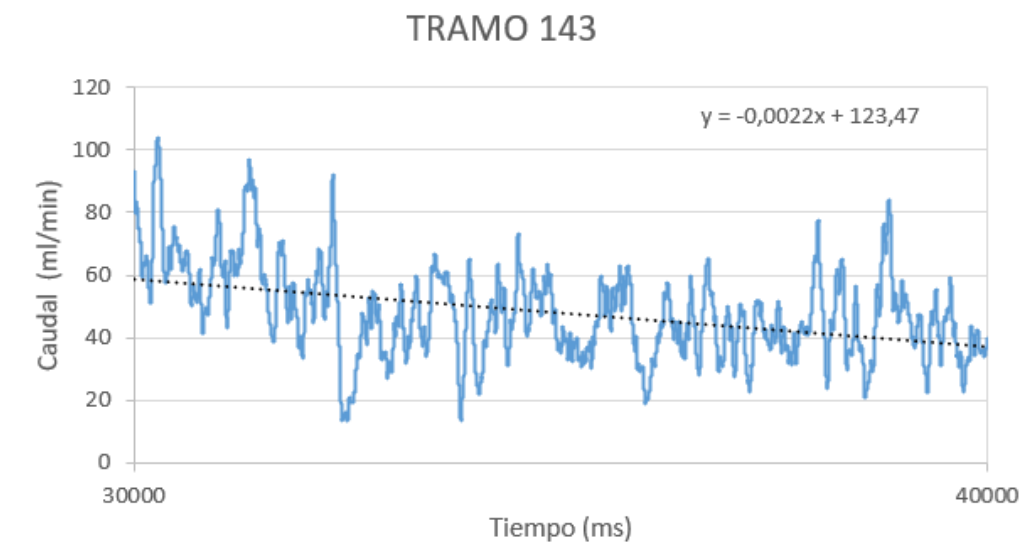


Figura A3.29. Caudal en el tramo 143°.

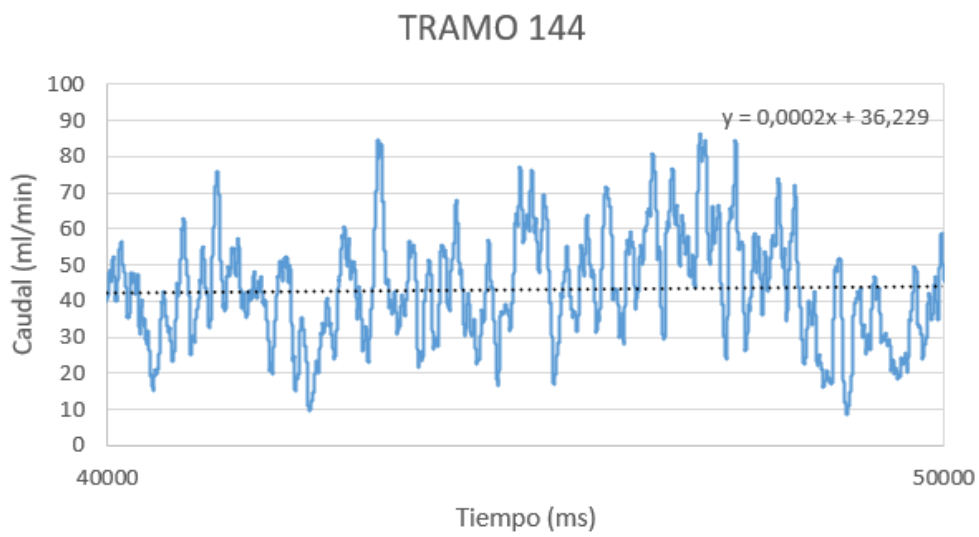


Figura A3.30. Caudal en el tramo 144°.

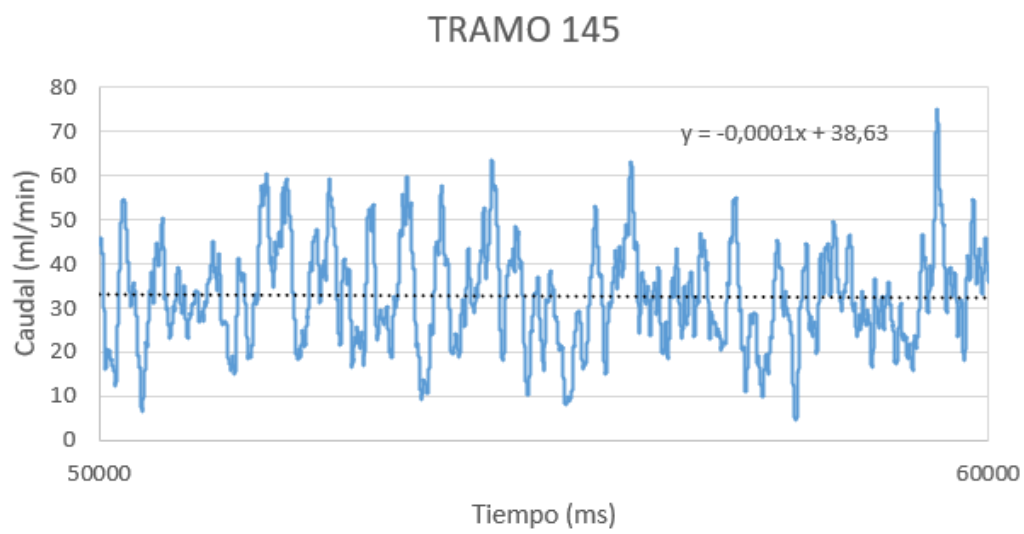


Figura A3.31. Caudal en el tramo 145°.

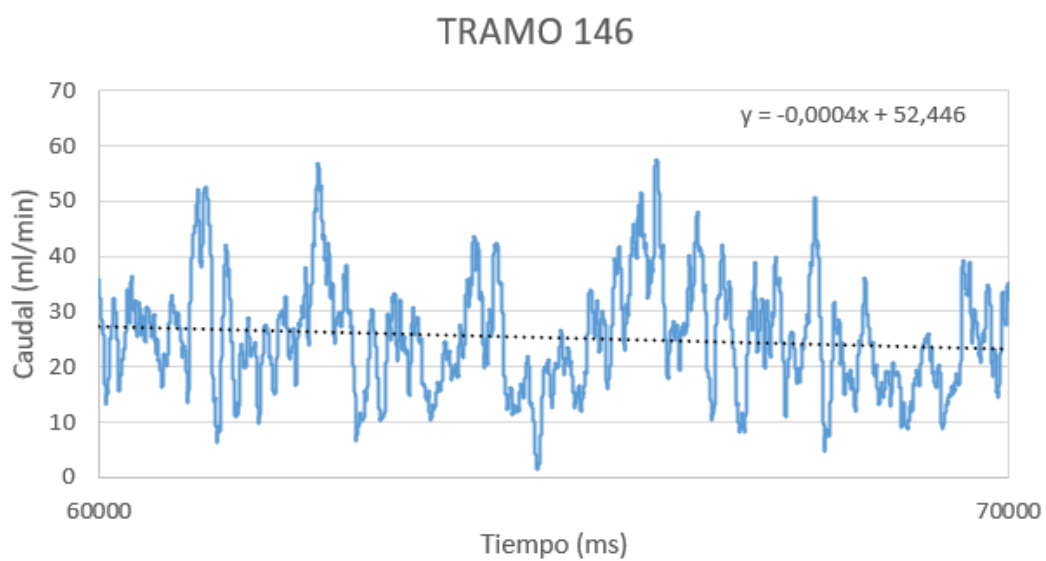


Figura A3.32. Caudal en el tramo 146°.

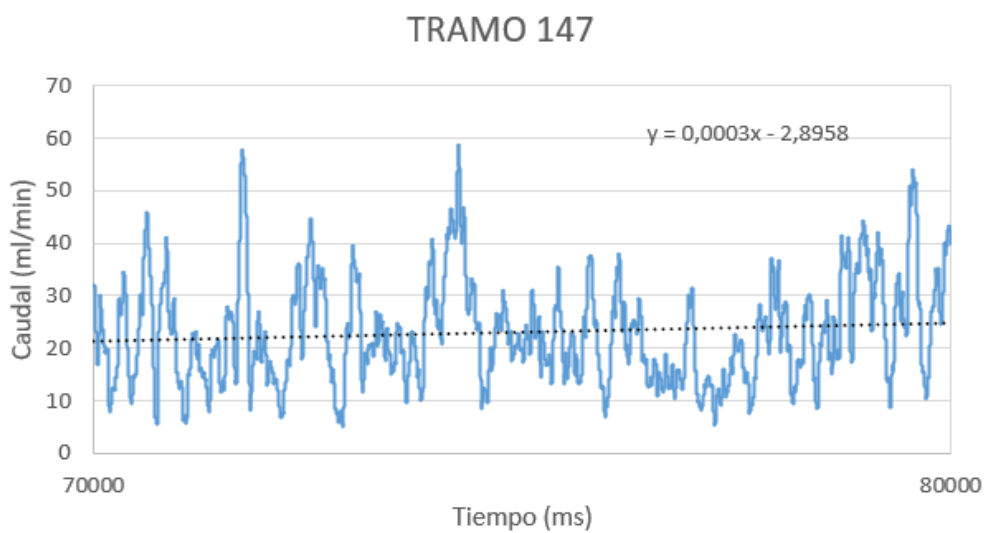


Figura A3.33. Caudal en el tramo 147°.

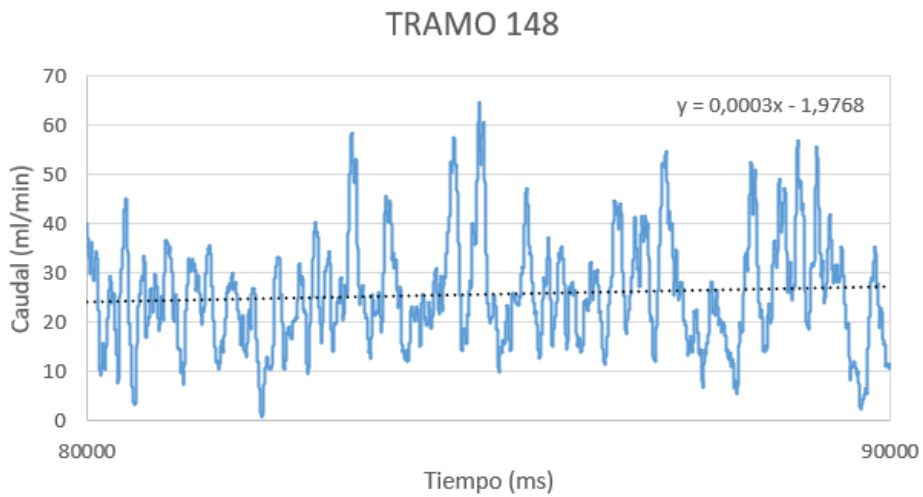


Figura A3.34. Caudal en el tramo 148°.

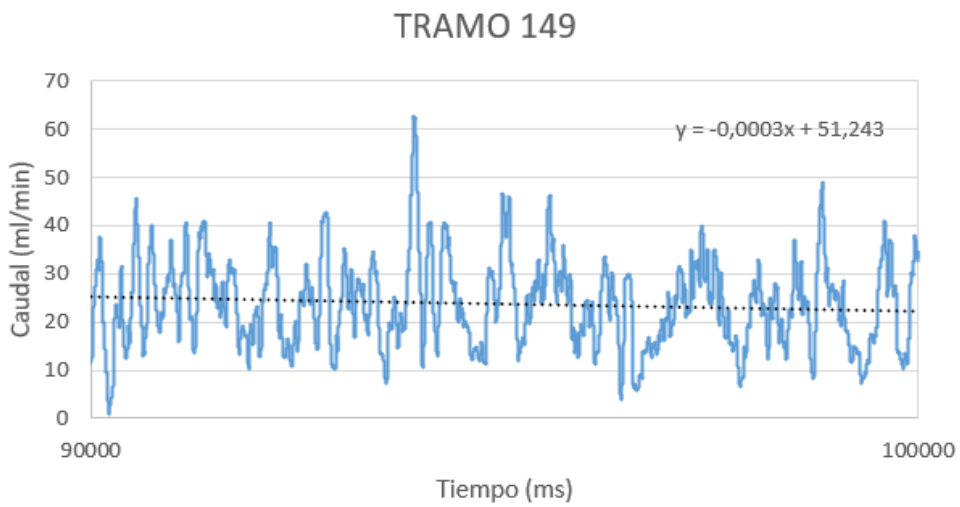


Figura A3.35. Caudal en el tramo 149°.

Como es de esperar, a continuación, se presenta la Tabla A3.4, la cual recopila los caudales medios para cada uno de los ángulos.

Tabla A3.4. Datos de caudales medios en el tramo 140° a 150°.

TRAMO 140-150		Qref (ml/min)	1421
t (ms)	ANGULO	Q (ml/min)	Q (%1)
15000	141	120,1	0,080
25000	142	80,0	0,053
35000	143	46,5	0,031
45000	144	45,2	0,030
55000	145	33,1	0,022
65000	146	26,4	0,018
75000	147	24,2	0,016
85000	148	23,5	0,016
95000	149	22,7	0,015

La variación del caudal es muy pequeña, pero, aun así, la variación existente entre 140° y 150° es lo suficientemente notable como para no profundizar más en su definición.

Finalmente, se recopila la información expuesta en todas las tablas anteriores en una única tabla. Esta tabla se muestra en el Capítulo 2.

