



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería mecánica

**Medidas del campo de velocidad en un
modelo de bifurcación coronaria**

Autor:

Manchado Bombín, Sergio

Tutor:

García Carrascal, Pedro

Castro Ruiz, Francisco

**Departamento de Ingeniería
Energética y Fluidomecánica**

Valladolid, Octubre de 2015.

ÍNDICE

ÍNDICE DE CAPÍTULOS

1	INTRODUCCIÓN	19
1.1	PRESENTACIÓN	19
1.2	OBJETIVO.....	19
1.3	CONTENIDO.....	20
2	HEMODINÁMICA Y DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL FLUJO SANGUINEO.....	23
2.1	FLUJO SANGUINEO EN ARTERIAS Y VENAS.....	23
2.1.1	Fisiología del sistema arterial	23
2.1.2	Fisiología del sistema venoso	25
2.1.3	Células sanguíneas y plasma	28
2.1.4	Reología de la sangre.....	28
2.1.5	Desprendimiento de la capa límite en bifurcaciones y paredes	33
2.1.6	Flujo pulsante	37
2.2	ENFERMEDADES ARTERIALES	39
2.2.1	Arteriosclerosis	39
2.2.2	Estenosis aórtica	39
2.2.3	Insuficiencia aórtica.....	39
2.2.4	Estenosis aterosclerótica	40
2.2.5	Tratamiento de la estenosis aterosclerótica con un stent	42
3	METODOLOGÍA EXPERIMENTAL.....	47
3.1	TÉCNICA DE MEDIDA (LDA).....	47
3.1.1	Introducción	47
3.1.2	Principios del LDA	47
3.1.3	Cálculo de la velocidad	50
3.1.4	El volumen de control.....	52
3.1.5	Ambigüedad direccional/Desfase de frecuencia.....	54
3.1.6	Configuración del sistema	56
3.1.7	Láser y sistema óptico	57
3.1.8	Partículas trazadoras	58
3.2	DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN HIDRÁULICA	61
3.2.1	Elementos de la instalación.....	61

3.2.2	Circuito hidráulico	62
3.2.3	Fluido	64
3.2.4	Modelos	66
3.2.5	Modelo S12.....	67
3.2.6	Modelo S21.....	68
3.2.7	Trombos artificiales	69
3.2.8	Trípode y desplazador	70
3.3	METODOLOGÍA DE MEDIDA	74
3.3.1	Preparación de la instalación	74
3.3.2	Parámetros y ajustes en la puesta en marcha de la instalación	77
3.3.3	Toma de datos	79
4	ALGORITMO PARA EL ANÁLISIS DE FRECUENCIAS.....	83
4.1	INTRODUCCIÓN.....	83
4.2	LA TRANSFORMADA DE FOURIER.....	83
4.2.1	La transformada discreta de Fourier o DFT	84
4.2.2	La transformada rápida de Fourier o FFT	85
4.3	IMPLEMENTACIÓN DEL CÓDIGO	85
4.3.1	Pasos previos al interpolado.....	86
4.3.2	Interpolación de las muestras	86
4.3.3	Filtrado del espectro.....	88
5	ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	93
5.1	MEDIDAS PRELIMINARES.....	93
5.1.1	Frecuencia máxima de la bomba.....	93
5.1.2	Frecuencia mínima de la bomba	94
5.2	ANÁLISIS DEL ESPECTRO EN RÉGIMEN ESTACIONARIO	95
5.2.1	Modelo SS.....	96
5.2.2	Modelo S12.....	100
5.2.3	Modelo S21.....	119
5.3	PERFILES DE VELOCIDAD EN RÉGIMEN ESTACIONARIO	143
5.3.1	Modelo S12.....	143
5.3.2	Modelo S21.....	147
5.4	ANÁLISIS DE ESPECTROS EN RÉGIMEN PULSANTE	150

5.4.1	Caracterización del flujo pulsante	150
5.4.2	Modelo S12	152
6	CONCLUSIONES	165
7	BIBLIOGRAFÍA	167

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1: Composición de la sangre	28
Tabla 3.1: Características de las partículas trazadoras.....	59
Tabla 3.2: Características de cada bomba	63
Tabla 5.1: Parámetros de medida definidos	95
Tabla 5.2: Parámetros de medida en modelo SS.....	96
Tabla 5.3: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección EC.....	101
Tabla 5.4: Parámetros de medida en modelo S12, sección EC	102
Tabla 5.5: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección ES.....	105
Tabla 5.6: Parámetros de medida en modelo S12, sección ES.....	106
Tabla 5.7: Parámetros de medida en modelo S12, sección B	109
Tabla 5.8: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección B	110
Tabla 5.9: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección PS.....	111
Tabla 5.10: Parámetros de medida en modelo S12, sección PS	112
Tabla 5.11: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección PC	115
Tabla 5.12: Parámetros de medida en modelo S12, sección PC	116
Tabla 5.13: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S21, sección EC	121
Tabla 5.14: Parámetros de medida en modelo S21, sección EC	122
Tabla 5.15: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S21, sección ES.....	127
Tabla 5.16: Parámetros de medida en modelo S21, sección ES.....	128
Tabla 5.17: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S21, sección B	130
Tabla 5.18: Parámetros de medida en modelo S21, sección B	131
Tabla 5.19: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S21, sección PS.....	134
Tabla 5.20: Parámetros de medida en modelo S21, sección PS	134
Tabla 5.21: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S21, sección PS.....	138
Tabla 5.22: Parámetros de medida en modelo S21, sección PC	139
Tabla 5.23: Numero de Womersley en distintos vasos sanguíneos.....	151
Tabla 5.24: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección EC	153
Tabla 5.25: Parámetros de medida en modelo S12, sección EC	154
Tabla 5.26: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección ES.....	158
Tabla 5.27: Parámetros de medida en modelo S12, sección ES.....	159

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1: Circulación pulmonar y sistémica.....	24
Figura 2.2: Capas en las paredes arteriales	24
Figura 2.3: Área transversal y volumen de distintos vasos sanguíneos	25
Figura 2.4: Capas en las paredes venosas	26
Figura 2.5: Válvulas antirretorno	27
Figura 2.6: Comportamiento de diferentes fluidos.....	29
Figura 2.7: Esfuerzo cortante en una partícula fluida	30
Figura 2.8: Viscosidad de la sangre en función del esfuerzo cortante.....	30
Figura 2.9: Perfil de velocidades de la sangre	32
Figura 2.10: Bifurcación arterial	33
Figura 2.11: Desprendimiento de la capa límite	35
Figura 2.12: Diferentes gradientes de presiones	36
Figura 2.13: Campo de velocidades en bifurcación	37
Figura 2.14: Presión sanguínea en el ciclo cardíaco	38
Figura 2.15: Diferentes enfermedades arteriales	40
Figura 2.16: Proceso de formación de una trombosis	41
Figura 2.17: Forma de colocación de un stent	43
Figura 3.1: Célula de Bragg.....	48
Figura 3.2: Sistema de medida	48
Figura 3.3: Reflexión de luz en partículas.....	49
Figura 3.4: Volumen de control.....	50
Figura 3.5: Procesado de la velocidad	50
Figura 3.6: Relación frecuencia-velocidad.....	51
Figura 3.7: Sistema de lentes.....	52
Figura 3.8: lente convergente y volumen de control	53
Figura 3.9: Volumen de control.....	53
Figura 3.10: Dimensiones del volumen de control.....	53
Figura 3.11: Ambigüedad direccional.....	55
Figura 3.12: Desfase de frecuencia.....	55
Figura 3.13: Posibles configuraciones del sistema	56
Figura 3.14: Láser.....	57
Figura 3.15: Sistema óptico	58
Figura 3.16: Fotodetectores	58
Figura 3.17: Partículas trazadoras al microscopio.....	60
Figura 3.18: Esquema del circuito hidráulico	61
Figura 3.19: Colocación de stent en “T” o “Kissing”	66
Figura 3.20: Esquema del modelo SS	67
Figura 3.21: Esquema del modelo S12	68

Figura 3.22: Esquema del modelo S21	69
Figura 3.23: Microfilamentos al microscopio	70
Figura 3.24: Sistema desplazador	71
Figura 3.25: Sistema desplazador y modelo	71
Figura 3.26: Trípode.....	72
Figura 3.27: Desplazador y estructura.....	73
Figura 3.28: Modelo sujeto.....	73
Figura 3.29: Curva de tiempo-velocidad utilizada.....	77
Figura 3.30: Equipo para toma de datos	79
Figura 4.1: Comparación del dominio frecuencial y temporal.....	84
Figura 4.2: Comparación de distintos métodos de interpolación.....	88
Figura 4.3: Efecto de un filtro paso bajo	89
Figura 4.4: Espectro sin filtrar.....	90
Figura 4.5: Espectro filtrado con media móvil.....	90
Figura 5.1: Funcionamiento esquemático de una bomba peristáltica.....	94
Figura 5.2: Espectro con bomba a la máxima frecuencia.....	94
Figura 5.3: Espectro con la frecuencia mínima de la bomba	95
Figura 5.4: Representación del modelo SS	96
Figura 5.5: Sección E lejos de la pared	97
Figura 5.6: Sección E cerca de la pared	98
Figura 5.7: Sección S lejos de la pared	99
Figura 5.8: Secciones de medida en el modelo S12	100
Figura 5.9: Puntos medidos en la sección EC	101
Figura 5.10; Punto EC_01	102
Figura 5.11; Punto EC_02	102
Figura 5.12; Punto EC_03	103
Figura 5.13; Punto EC_04	103
Figura 5.14; Punto EC_05	103
Figura 5.15; Punto EC_06	103
Figura 5.16; Punto EC_07	103
Figura 5.17; Punto EC_08	103
Figura 5.18; Punto EC_09	104
Figura 5.19: Puntos medidos en la sección ES.....	105
Figura 5.20; Punto ES_01.....	106
Figura 5.21; Punto ES_02.....	106
Figura 5.22; Punto ES_03.....	106
Figura 5.23; Punto ES_04.....	106
Figura 5.24; Punto ES_05.....	107
Figura 5.25; Punto ES_06.....	107
Figura 5.26: Puntos medidos en la sección B	109
Figura 5.27; Punto B_01	110

Figura 5.28; Punto B_02	110
Figura 5.29: Puntos medidos en la sección PS	111
Figura 5.30; Punto PS_01.....	112
Figura 5.31; Punto PS_02.....	112
Figura 5.32; Punto ES_03.....	113
Figura 5.33; Punto ES_04.....	113
Figura 5.34; Punto ES_05.....	113
Figura 5.35; Punto ES_06.....	113
Figura 5.36: Puntos medidos en la sección PC	115
Figura 5.37; Punto PC_01	116
Figura 5.38; Punto PC_02	116
Figura 5.39; Punto PC_03	117
Figura 5.40; Punto PC_04	117
Figura 5.41; Punto PC_05	117
Figura 5.42; Punto PC_06	117
Figura 5.43; Punto PC_07	117
Figura 5.44; Punto PC_08	117
Figura 5.45; Punto PC_09	118
Figura 5.46; Punto PC_10	118
Figura 5.47; Punto PC_11	118
Figura 5.48: Secciones de medida en el modelo S21	119
Figura 5.49: Puntos medidos en la sección EC	121
Figura 5.50; Punto EC_01	122
Figura 5.51; Punto EC_02	122
Figura 5.52; Punto EC_03	123
Figura 5.53; Punto EC_04	123
Figura 5.54; Punto EC_05	123
Figura 5.55; Punto EC_06	123
Figura 5.56; Punto EC_07	123
Figura 5.57; Punto EC_08	123
Figura 5.58; Punto EC_09	124
Figura 5.59; Punto EC_10	124
Figura 5.60; Punto EC_11	124
Figura 5.61; Punto EC_12	124
Figura 5.62; Punto EC_13	124
Figura 5.63; Punto EC_14	124
Figura 5.64; Punto EC_15	125
Figura 5.65; Punto EC_16	125
Figura 5.66; Punto EC_17	125
Figura 5.67; Punto EC_18	125
Figura 5.68; Punto EC_19	125

Figura 5.69; Punto EC_20	125
Figura 5.70; Punto EC_21	126
Figura 5.71: Puntos medidos en la sección ES.....	127
Figura 5.72; Punto ES_01.....	128
Figura 5.73; Punto ES_02.....	128
Figura 5.74; Punto ES_03.....	128
Figura 5.75; Punto ES_04.....	128
Figura 5.76; Punto ES_05.....	129
Figura 5.77; Punto ES_06.....	129
Figura 5.78: Puntos medidos en la sección B	130
Figura 5.79; Punto B_01	131
Figura 5.80; Punto B_02	131
Figura 5.81; Punto B_03	131
Figura 5.82; Punto B_04	131
Figura 5.83; Punto B_05	132
Figura 5.84; Punto B_06	132
Figura 5.85; Punto B_07	132
Figura 5.86; Punto B_08	132
Figura 5.87; Punto B_09	132
Figura 5.88: Puntos medidos en la sección PS	133
Figura 5.89; Punto PS_01.....	135
Figura 5.90; Punto PS_02.....	135
Figura 5.91; Punto PS_03.....	135
Figura 5.92; Punto PS_04.....	135
Figura 5.93; Punto PS_05.....	135
Figura 5.94; Punto PS_06.....	135
Figura 5.95; Punto PS_07.....	136
Figura 5.96; Punto PS_08.....	136
Figura 5.97; Punto PS_10.....	136
Figura 5.98; Punto PS_11.....	136
Figura 5.99; Punto PS_12.....	136
Figura 5.100; Punto PS_13.....	136
Figura 5.101: Puntos medidos en la sección PC	138
Figura 5.102; Punto PC_02	139
Figura 5.103; Punto PC_03	140
Figura 5.104; Punto PC_04	140
Figura 5.105; Punto PC_05	140
Figura 5.106; Punto PC_06	140
Figura 5.107; Punto PC_07	140
Figura 5.108; Punto PC_08	140
Figura 5.109; Punto PC_09	141

Figura 5.110; Punto PC_10	141
Figura 5.111; Punto PC_11	141
Figura 5.112; Punto PC_12	141
Figura 5.113; Punto PC_13	141
Figura 5.114; Punto PC_14	141
Figura 5.115: Perfil de velocidades en la sección EC, modelo S12	143
Figura 5.116: Perfil de velocidades en la sección ES, modelo S12	144
Figura 5.117: Perfil de velocidades en la sección B, modelo S12.....	144
Figura 5.118: Perfil de velocidades en la sección PS, modelo S12	145
Figura 5.119: Perfil de velocidades en la sección PC, modelo S12.....	145
Figura 5.120: Perfil de velocidades en la sección EC, modelo S21.....	147
Figura 5.121: Perfil de velocidades en la sección ES, modelo S21	147
Figura 5.122: Perfil de velocidades en la sección B, modelo S21.....	148
Figura 5.123: Perfil de velocidades en la sección PS, modelo S21	148
Figura 5.124: Perfil de velocidades en la sección PC, modelo S21.....	149
Figura 5.125: Secciones de medida en el modelo S12	152
Figura 5.126: Puntos medidos en la sección EC	153
Figura 5.127; Punto EC_01	154
Figura 5.128; Punto EC_02	154
Figura 5.129; Punto EC_03	155
Figura 5.130; Punto EC_04	155
Figura 5.131; Punto EC_05	155
Figura 5.132; Punto EC_06	155
Figura 5.133; Punto EC_07	155
Figura 5.134; Punto EC_08	155
Figura 5.135; Punto EC_09	156
Figura 5.136; Punto EC_10	156
Figura 5.137; Punto EC_11	156
Figura 5.138; Punto EC_12	156
Figura 5.139; Punto EC_13	156
Figura 5.140: Intensidad de los picos en cada punto	157
Figura 5.141: Puntos medidos en la sección ES.....	158
Figura 5.142; Punto ES_01.....	159
Figura 5.143; Punto ES_02.....	159
Figura 5.144; Punto ES_03.....	160
Figura 5.145; Punto ES_04.....	160
Figura 5.146; Punto ES_05.....	160
Figura 5.147; Punto ES_06.....	160
Figura 5.148; Punto ES_07.....	160
Figura 5.149; Punto ES_08.....	160
Figura 5.150; Punto ES_09.....	161

Figura 5.151; Punto ES_10.....	161
Figura 5.152; Punto ES_11.....	161
Figura 5.153; Punto ES_12.....	161
Figura 5.154; Punto ES_13.....	161
Figura 5.155: Intensidad de los picos en cada punto	162

NOMENCLATURA

B : Zona de la bifurcación del modelo

D_l : Diámetro del haz de luz antes de la lente [m]

E : $\text{Diámetro lente convergente} / \text{Diámetro lente divergente}$

EC : Rama de entrada en el conducto sin stent del modelo

ES : Rama de entrada en la zona con stent del modelo

F = Distancia focal [m]

f : Frecuencia de la señal obtenida por el fotorreceptor [Hz]

\dot{m} : Flujo másico [kg/s]

N : Número de muestras temporales

N_f : Número de franjas en el volumen de control

PS : Rama de salida principal en la zona con stent del modelo

PC : Rama de salida principal en la zona del conducto sin stent del modelo

Q : Caudal [m³/s]

r : Relación de caudales

R : Radio del conducto [m]

r_1 : Radio de la rama 1 [m]

r_2 : Radio de la rama 2 [m]

r_3 : Radio de la rama 3 [m]

Re : Número de Reynolds

s = Espaciado entre franjas en el volumen de control [m]

$S12$: Modelo en el que se introduce un stent por la rama principal y después otro por la secundaria

$S21$: Modelo en el que se introduce un stent por la rama secundaria y después otro por la principal

SS : Modelo sin stent

t : Tiempo [s]

v : Velocidad de la partícula a medir [m/s]

$X(\omega_k)$: Espectro de x a la frecuencia ω_k

$x(t_n)$: Amplitud de la señal de entrada a tiempo t_n

α : Número de Wormsley

λ : Longitud de onda de los rayos láser [m]

δ_z : Longitud del volumen de control [m]

δ_y : Anchura del volumen de control [m]

δ_x : Altura del volumen de control [m]

δ_f : Separación entre franjas [m]

ρ : Densidad del fluido [kg/m^3]

μ : Viscosidad del fluido [$\text{Pa}\cdot\text{s}$]

θ : Ángulo con el que se cruzan ambos rayos [rad]

ν : Viscosidad cinemática [m^2/s]

τ : Esfuerzo cortante [N/m^2]

ω : Frecuencia angular de las oscilaciones [rad/s]

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1 INTRODUCCIÓN

1.1 PRESENTACIÓN

Este trabajo fin de grado tiene como objetivo el estudio en frecuencia del flujo en una bifurcación coronaria en la que se ha introducido un stent, trabajo de investigación dirigido por Pedro García Carrascal y coordinado por Francisco Castro Ruiz. El estudio experimental de este proyecto se ha realizado en el laboratorio de Mecánica de Fluidos del departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica de la Universidad de Valladolid.

El equipo experimental del que se dispone en el laboratorio de Mecánica de Fluidos es una instalación de flujo que representa el comportamiento del flujo sanguíneo en las arterias coronarias. Esta instalación puede trabajar con flujo estacionario o pulsante según se requiera. El análisis en frecuencia se llevará a cabo mediante la técnica de anemometría láser doopler (LDA). Mediante esta técnica se han medido las distribuciones de velocidad en una serie de puntos. Estas distribuciones de velocidad se analizan con un programa de postprocesado (MATLAB). El resultado más importante son los espectros de las distribuciones de velocidad.

1.2 OBJETIVO

El objetivo de este estudio es determinar el comportamiento en frecuencia del flujo a través de una bifurcación coronaria cuando se coloca un stent y unos microfilamentos. Estos microfilamentos tienen el objetivo de simular el comportamiento un trombo en el modelo. Se han buscado las posibles alteraciones en los espectros respecto a un modelo sin stent ni microfilamentos. Se han analizado dos modelos diferentes además del modelo sin stent, cada uno con una configuración del stent diferente.

1.3 CONTENIDO

La memoria del presente trabajo fin de grado está compuesto por los siguientes capítulos:

- **Capítulo 1. *Introducción*:** Es una presentación del trabajo y la memoria redactada.
- **Capítulo 2. *Hemodinámica y fluidomecánica del flujo sanguíneo*:** En primer lugar se realiza una breve descripción del sistema circulatorio en humanos. Se explican tanto las características (fisiología) tanto del sistema arterial como venoso. Posteriormente se analiza el comportamiento de la sangre al fluir por los vasos sanguíneos teniendo en cuenta su carácter de fluido no newtoniano. También se tratan aspectos importantes en este estudio como lo es el desprendimiento de la capa límite en bifurcaciones o el flujo pulsante. Para finalizar se comentan las enfermedades arteriales más importantes que pueden ser tratadas mediante la colocación de un stent; y cómo se colocaría dicho stent.
- **Capítulo 3. *Metodología experimental*:** Este capítulo se divide en tres apartados bien diferenciados. En primer lugar se presentan los fundamentos físicos y las características de la técnica de medida empleada. En segundo lugar se describe completamente la instalación de medida empleada en este estudio, así como sus componentes. En último lugar se describe la metodología de medida empleada.
- **Capítulo 4. *Algoritmo para el análisis de frecuencias*:** En este capítulo se presenta el método utilizado para obtener los espectros a partir de las velocidades medidas y el postprocesado con el programa MATLAB.
- **Capítulo 5. *Análisis de resultados*:** Este capítulo consta en primer lugar de unas primeras medidas preliminares para verificar la validez del método de medida con el modelo sin stent. Después se analizan en frecuencia los dos modelos con stent en régimen estacionario, además se han obtenido también los perfiles de velocidades de las secciones medidas. En último lugar se analiza uno de los dos modelos con stent en régimen pulsante.
- **Capítulo 6. *Conclusiones*:** En el que se presentan las conclusiones del estudio.

CAPÍTULO 2

HEMODINÁMICA Y DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL FLUJO SANGUÍNEO

2 HEMODINÁMICA Y DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL FLUJO SANGUINEO

El objetivo de este capítulo es presentar una breve introducción a la hemodinámica y el flujo sanguíneo desde un punto de vista ingenieril, explicando el funcionamiento del sistema circulatorio, así como sus partes y enfermedades arteriales más importantes.

2.1 FLUJO SANGUINEO EN ARTERIAS Y VENAS

2.1.1 Fisiología del sistema arterial

El sistema cardiovascular completo está compuesto por el corazón y vasos sanguíneos que tienen la función de transportar la sangre a todo el cuerpo. Se pueden dividir los vasos sanguíneos en tres tipos: las arterias, las venas y los capilares. Es interesante comentar que en condiciones normales aproximadamente un 7% del volumen sanguíneo está en el corazón, un 10% en las arterias, un 10% en los capilares y un 60% en el sistema venoso. Por lo tanto la mayor parte de la sangre está en el sistema venoso, el cual actúa como reservorio de sangre.

Una arteria se define como cualquier vaso que transporta sangre fuera del corazón y comprende tanto la circulación pulmonar o menor como la circulación sistémica o mayor (Figura 2.1). Las arterias posteriormente se ramifican en arteriolas que tienen un diámetro menor. Ambas circulaciones arteriales tienen mayor presión que sus correspondientes circulaciones venosas. Esta presión está generada por el corazón durante el ciclo cardíaco. Estos pulsos de presión generan una gran cantidad de fuerza a través del sistema arterial y para resistir estas fuerzas las arterias poseen paredes gruesas y relativamente musculosas.

De hecho, las paredes arteriales están compuestas por tres capas distintas: la túnica íntima, túnica media y túnica externa (Figura 2.2, en la parte superior arteria grande y en la parte inferior arteria muscular). La túnica íntima es la más interior de las tres y por tanto es la única en contacto con la sangre y está compuesta por células endoteliales y tejido conectivo. La túnica media está compuesta por células de músculo liso en anillos concéntricos, normalmente es la capa más gruesa. La túnica externa está compuesta por tejido conectivo y colágeno y es casi tan gruesa como la túnica media.

DOBLE CIRCUITO SANGUÍNEO

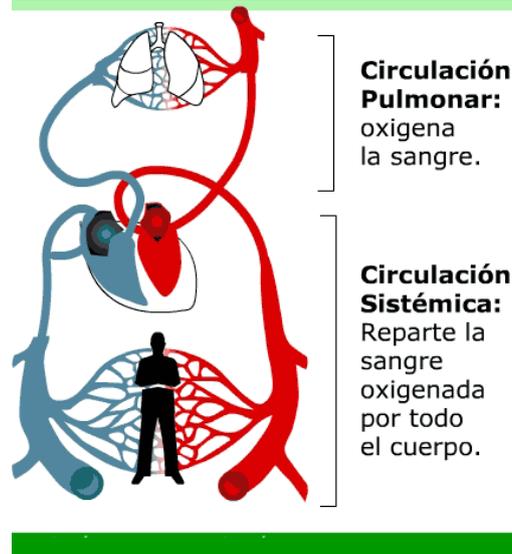


Figura 2.1: Circulación pulmonar y sistémica (Educarchile)

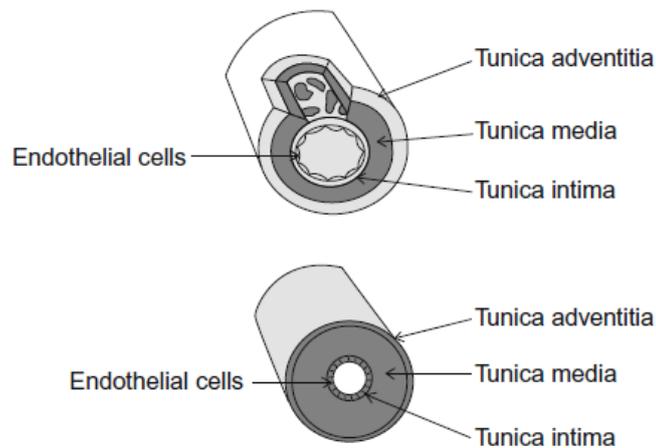


Figura 2.2: Capas en las paredes arteriales (Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

La velocidad de la sangre será proporcional al área trasversal de un vaso sanguíneo. Esto se obtiene de aplicar la ecuación de conservación de la masa, por lo que en si el área trasversal disminuye la velocidad aumenta y viceversa. Sin embargo se sabe que en los capilares la velocidad de la sangre es menor. Este resultado aparentemente contradictorio ocurre porque se debe considerar el área total de todos los capilares. En la Figura 2.3 se puede ver una comparación entre el área trasversal de distintos vasos.

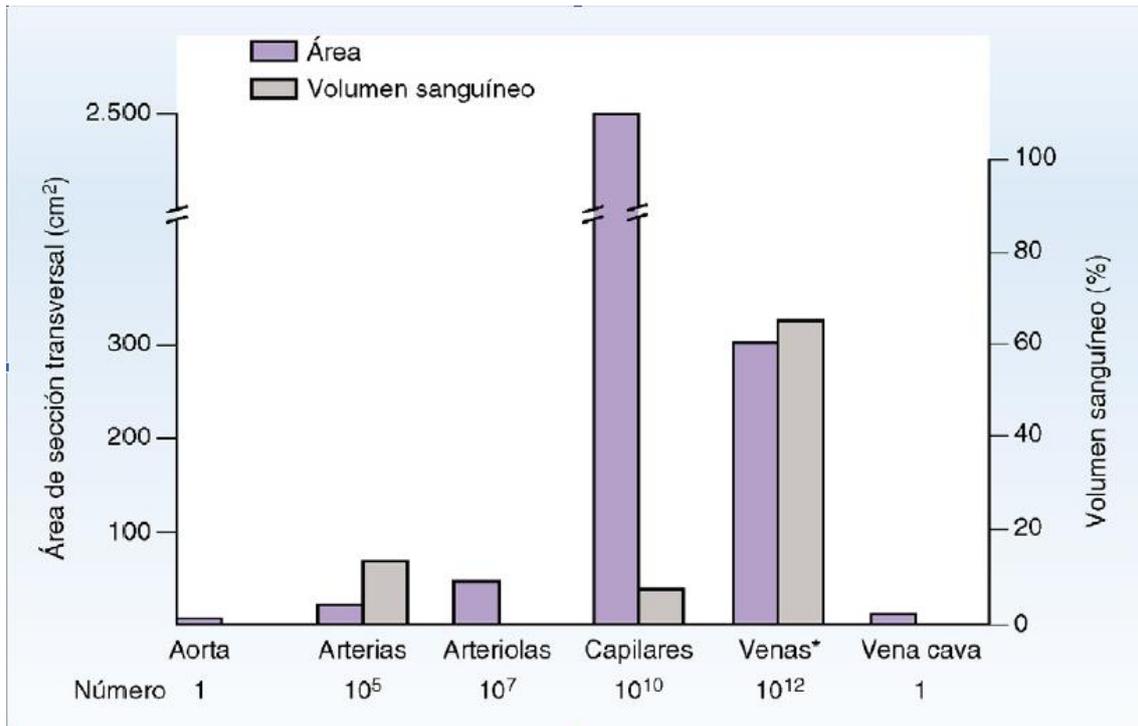


Figura 2.3: Área transversal y volumen de distintos vasos sanguíneos

(Costanzo, 2011)

2.1.2 Fisiología del sistema venoso

Una vena se define como cualquier vaso sanguíneo que transporta sangre hacia el corazón. Las venas también tienen la tarea fundamental de actuar como reservorio de sangre. En contraste con la presión del flujo arterial (40-80 mmHg) la presión del sistema venoso es mucho menor (típicamente menos de 5 mmHg). Debido a esta menor presión las paredes de las venas tienen las paredes mucho más finas pero aún son relativamente musculosas. La contracción y dilatación de los músculos contra las paredes venosas modifica la cantidad de sangre que puede almacenar el flujo sanguíneo, pero no modifica la velocidad de forma tan importante como en la circulación arterial.

De forma similar a las arterias, la pared venosa está compuesta por tres capas: La túnica íntima, la túnica media y la túnica externa. La anatomía de las tres capas es la similar que en las arterias pero con algunas diferencias: La capa endotelial junto a la túnica íntima es blanda puesto que las venas no experimentan contracciones o expansiones significativas como las arterias. La túnica media es relativamente delgada y está formada por músculo liso y colágeno y es responsable controlar el diámetro del vaso sanguíneo. La túnica externa es la más gruesa de todas y está formada por

colágeno, elastina y músculo liso. Esa capa es la responsable del anclaje del vaso a los tejidos.

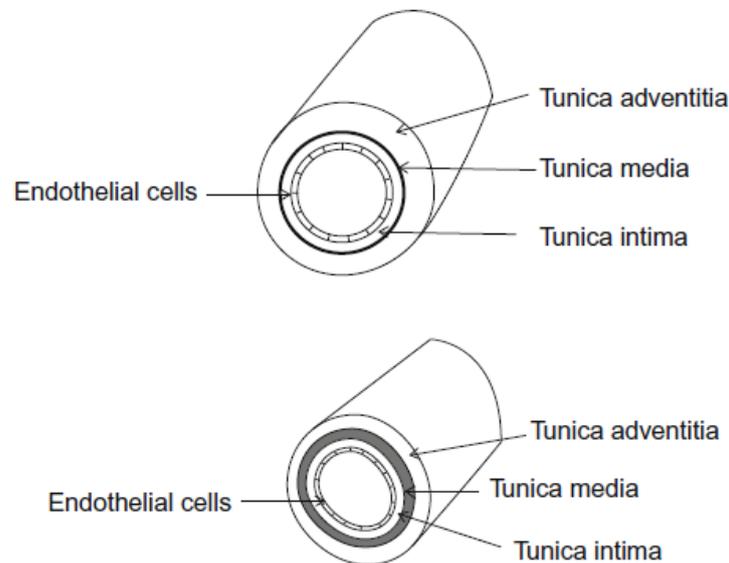


Figura 2.4: Capas en las paredes venosas (Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

En la Figura 2.4 se muestra la estructura de una vena gruesa en la parte superior y de una vena de tamaño medio en la parte inferior.

Aunque hay una estructura común a las arterias y las venas hay algunas diferencias importantes que hay que señalar. Generalmente las paredes de las arterias son más gruesas que las de las venas. Esta diferencia se manifiesta principalmente en la túnica media, la de las arterias es mucho más musculosa. Las arterias normalmente tienen forma cilíndrica, mientras que las venas no tienen una forma definida debido a la baja presión hidrostática a través del sistema. Cuando la presión es alta es más beneficioso para los vasos sanguíneos tener una forma regular para que las fuerzas de presión estén igualmente distribuidas en todas las direcciones. Por último, las venas contienen válvulas antirretorno para prevenir que el flujo vuelva hacia atrás hacia los capilares.

La circulación venosa comienza cuando los capilares desembocan en las vénulas (venas de pequeño diámetro). Estos vasos recogen la sangre y la llevan a venas más grandes, por lo que el flujo es convergente, dos o más venas se juntan en una mayor. Esto ocurre hasta que toda la sangre se junta en las venas cavas inferior y superior.

Las venas grandes oponen muy poca resistencia al flujo cuando están completamente abiertas. Sin embargo bajo condiciones normales las venas en la cavidad torácica están algo comprimidas. La compresión de las venas ocurre debido a la baja presión en su interior y la mayor presión en los órganos circundantes. Esta compresión aumenta la resistencia al flujo.

Para ayudar al flujo sanguíneo a volver desde los miembros inferiores al corazón el sistema venoso actúa como una bomba. El sistema venoso utiliza las válvulas para prevenir el retorno del flujo sanguíneo. De hecho sin el sistema de válvulas sería casi imposible para la sangre regresar al corazón cuando una persona está de pie o sentada. La apertura y cierre de las válvulas venosas ayudan a regular el flujo en todo el sistema venoso. Este movimiento es facilitado por la contracción de músculos esqueléticos, cada vez que uno de ellos se contrae comprime las venas cercanas, forzando al fluido a pasar a través de las válvulas aguas abajo.

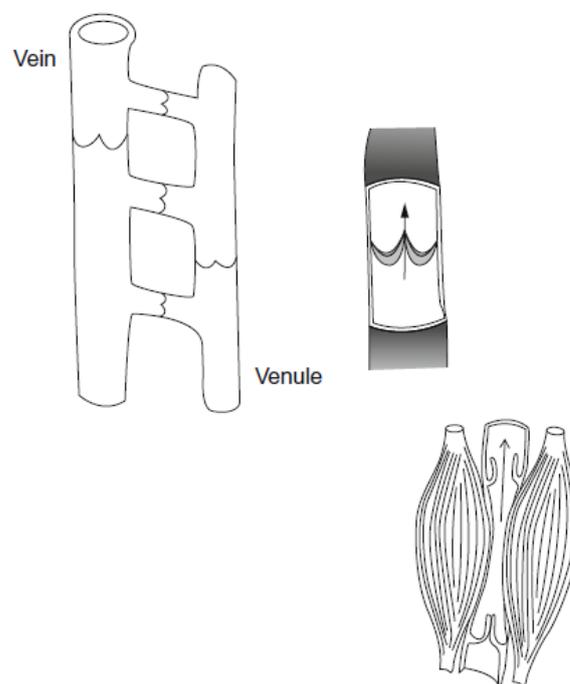


Figura 2.5: Válvulas antirretorno (Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

En la Figura 2.5 se pueden ver las válvulas descritas anteriormente y el proceso de contracción muscular.

2.1.3 Células sanguíneas y plasma

La sangre está compuesta por dos componentes principales; los componentes celulares y el plasma. En un humano adulto promedio el volumen sanguíneo es de aproximadamente cinco litros, de los cuales aproximadamente del 55% al 60% es plasma y el resto es celular. Más del 99% de los componentes celulares son glóbulos rojos.

En la Tabla 2.1 se muestran con mayor detalle los componentes de la sangre:

Tabla 2.1: Composición de la sangre
(Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

Cellular Component (~40%)	Cell Type	Cell Concentration	Characteristic Shape/Dimensions
	Red Blood Cell (Erythrocyte – ~99.7%)	~5,000,000/ μ L	Biconcave Discs/8 μ m Diameter 2.5 μ m Thickness
	White Blood Cell (Leukocyte – ~0.2%)	~7,500/ μ L	Spherical 20-100 μ m Diameter
	Platelet (Thrombocyte – ~0.1%)	~250,000/ μ L	Ellipsoid 4 μ m Long Axis 1.5 μ m Short Axis
Plasma Component (~60%)	Composition	Major Contributors	Function
	Water (~92%)	H ₂ O	Reduce Viscosity
	Plasma Proteins (~7%)	Albumin (~60%) Globulins (~35%) Fibrinogen (~3%) Others (~2%)	Osmotic Pressure Immune Function Clotting Enzymes/Hormones
	Other Solutes (~1%)	Electrolytes Nutrients Wastes	Homeostasis Cellular Energy Excretion

2.1.4 Reología de la sangre

La reología es el estudio de los materiales fluidos combinado con el estudio de las propiedades físicas del material. En esta sección se va a hablar sobre la forma más precisa de modelar la viscosidad de la sangre. La sangre es un fluido no newtoniano especial que está compuesto por al menos dos fases; es una combinación de células, proteínas, electrolitos y otras sustancias suspendidas en un medio fluido. El plasma (la parte de la sangre que no incluye las células) se comporta como un fluido newtoniano y su viscosidad es aproximadamente 0.0012 Pa·s.

La sangre al completo sin embargo no tiene una viscosidad constante. Dicha viscosidad varía con el gradiente de velocidades, el hematocrito (proporción de glóbulos rojos en la sangre), temperatura y enfermedades sanguíneas, y esto es debido principalmente a la presencia de células y otros componentes en el fluido.

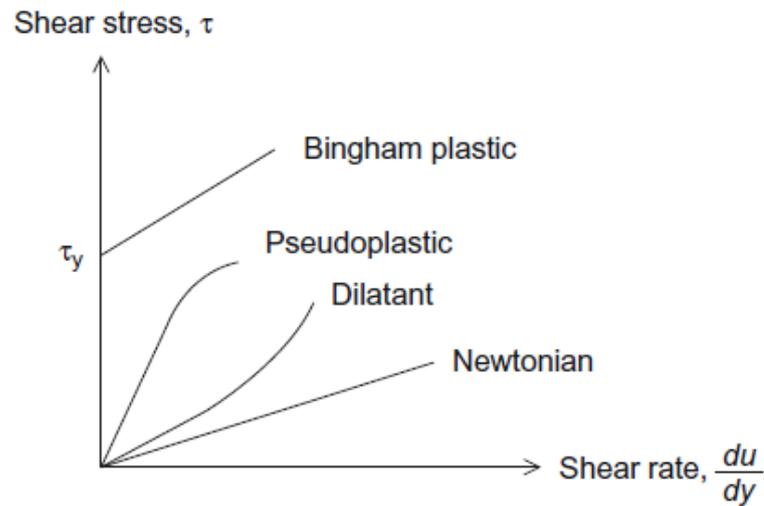


Figura 2.6: Comportamiento de diferentes fluidos

(Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

En la Figura 2.6 se ilustra el diferente tipo de comportamiento de diferentes fluidos. En el eje horizontal se representa el gradiente de velocidades en un plano perpendicular a la velocidad y en el vertical el esfuerzo cortante en el fluido.

En el caso de un fluido newtoniano esa relación es lineal según la siguiente ley:

$$\tau = \mu \cdot \frac{du}{dy}$$

Ecuación 2.1

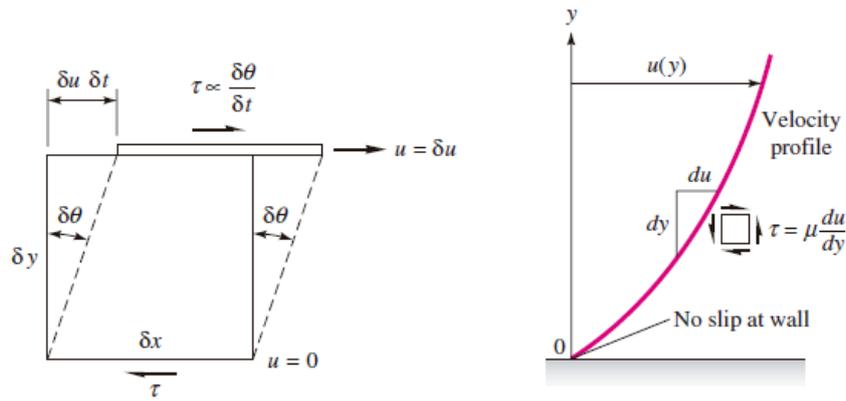


Figura 2.7: Esfuerzo cortante en una partícula fluida (White, 2009)

La sangre por el contrario se comporta como una combinación de plástico de Bingham y pseudoplástico, lo cual quiere decir que hasta que no se aplique un cierto esfuerzo cortante τ_y la sangre no empezará a fluir. El ketchup se comporta de forma parecida, si sólo actúa la gravedad sale muy despacio del bote, pero si se aprieta un poco el bote saldrá mucho más rápido.

En la Figura 2.8 se representa la viscosidad de la sangre en función del esfuerzo cortante. Cuando el hematocrito es cero (no hay células en sangre) la viscosidad es independiente del gradiente de velocidades (fluido newtoniano). Cuando el hematocrito aumenta la viscosidad ya no es constante.

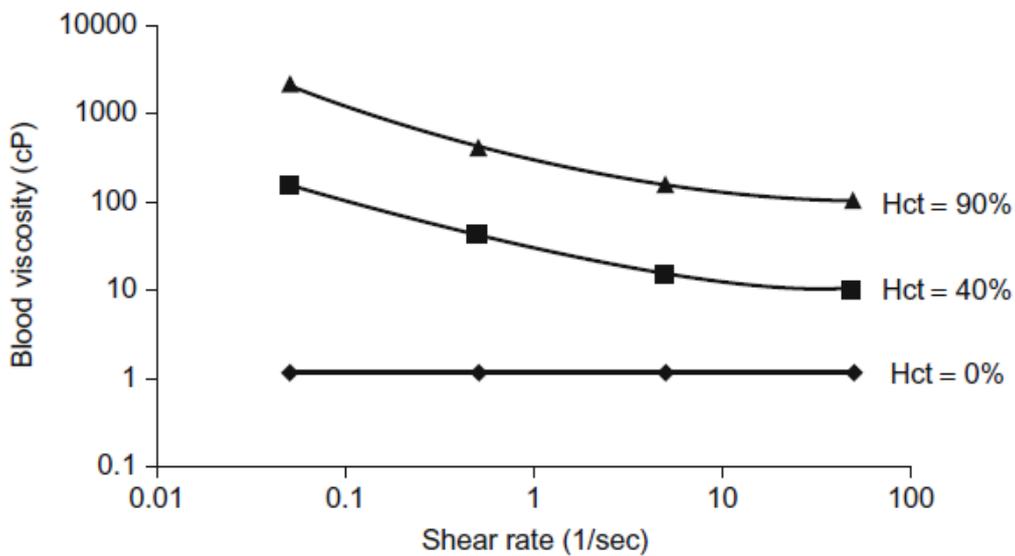


Figura 2.8: Viscosidad de la sangre en función del esfuerzo cortante

(Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

Ha habido muchas investigaciones acerca de la reología de la sangre que han apoyado que la sangre se comporta como un fluido no newtoniano. Muchos grupos han intentado determinar el límite elástico para la sangre, pero se ha visto que es difícil medir el movimiento de la sangre cuando el gradiente de velocidades se aproxima a cero. Sin embargo utilizando un modelo de Casson para flujo sanguíneo combinado con valores medidos de esfuerzo cortante para un gradiente de velocidades dado, el límite elástico puede ser extrapolado. El modelo de Casson para la sangre determina:

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_y} + \sqrt{\eta\dot{\gamma}}$$

Ecuación 2.2

Como una relación entre el esfuerzo cortante y el gradiente de velocidades ($\dot{\gamma}$), donde τ_y es el límite elástico (que varía con el hematocrito) y η es una constante de ajuste experimental, que aproxima la viscosidad del fluido. Bajo la mayoría de condiciones fisiológicas el límite elástico de la sangre puede ser aproximado con 0.005 N/m^2 . Por lo tanto para un esfuerzo cortante de menos de 0.05 dinas/cm^2 la sangre no fluirá o lo hará solo como un sólido rígido.

Puede demostrarse que bajo flujo laminar completamente desarrollado en un tubo cilíndrico, el esfuerzo cortante en eje del cilindro (o línea de centros) es cero. Por lo tanto la sangre en el centro del cilindro la sangre se moverá como sólido rígido. Extendiendo esto más lejos, el esfuerzo cortante sobrepasará los 0.05 dinas/cm^2 a una distancia finita de la línea de centros. Para modelarlo puede decirse que a una distancia r_y del centro el esfuerzo cortante excede τ_y , por lo tanto la sangre que esté más lejos de esa distancia fluirá como un fluido viscoso "normal", formando un perfil de velocidades pseudo parabólico que tiene una forma plana en la línea de centros de la velocidad, y el fluido que está más cerca de la línea de centros solo fluirá como sólido rígido mientras no se sobrepase el límite elástico (Figura 2.9).

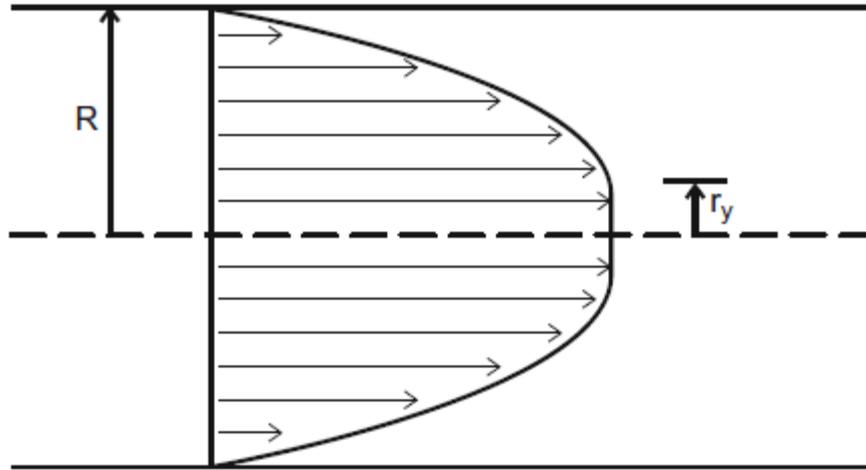


Figura 2.9: Perfil de velocidades de la sangre (Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

Matemáticamente este fenómeno puede representarse utilizando el modelo de Casson. Se sabe que que:

$$\tau = -\frac{r}{2} \frac{dp}{dx} \quad \text{Ecuación 2.3}$$

Donde $\frac{dp}{dx}$ es el gradiente de presiones en el eje x (a lo largo del vaso sanguíneo)

Esta expresión puede ser reescrita como:

$$\sqrt{-\frac{r}{2} \frac{dp}{dx}} = \sqrt{\tau_y} + \sqrt{\eta \dot{\gamma}} \quad \text{Ecuación 2.4}$$

Resolviendo esta ecuación para el gradiente de velocidades queda:

$$-\frac{du}{dy} = \dot{\gamma} = \left(\frac{1}{\eta} \sqrt{-\frac{r}{2} \frac{dp}{dx}} - \sqrt{\tau_y} \right)^2 \quad \text{Ecuación 2.5}$$

Si se integra la ecuación entre r_y y R (radio del tubo) se obtiene la expresión del perfil de velocidades, asumiendo que la velocidad es constante entre $r=0$ y r_y .

$$u(r) = \begin{cases} -\frac{1}{4\eta} \frac{dp}{dx} \left(R^2 - r^2 - \frac{8}{3} r_y^{0.5} (R^{1.5} - r^{1.5}) + 2r_y(R - r) \right) & r_y \leq r \leq R \\ -\frac{1}{4\eta} \frac{dp}{dx} (\sqrt{R} - \sqrt{r_y})^3 \left(\sqrt{R} + \frac{1}{3} \sqrt{r_y} \right) & r \leq r_y \end{cases}$$

Ecuación 2.6

El modelo de Casson es una representación muy útil del flujo sanguíneo a través del sistema arterial, pero es demasiado complicado de realizar a mano. Hay métodos para simplificar los cálculos pero no representan el flujo con la misma fidelidad.

2.1.5 Desprendimiento de la capa límite en bifurcaciones y paredes

Antes de entrar en la discusión del desprendimiento de la capa límite es importante analizar primero algunas cuestiones importantes sobre el flujo en bifurcaciones. Se sabe que una manera muy eficiente de controlar el flujo sanguíneo en el sistema vascular es a través de pequeños cambios en el radio del vaso sanguíneo. Si se toma el caso más simple, donde un vaso (rama 1) se divide en dos ramas "hijas" (ramas 1 y 2). El flujo en la rama principal se divide por tanto en las dos ramas hijas. La cuestión es, ¿cómo está diseñada la bifurcación para optimizar la cantidad de trabajo que el vaso realiza para suministrar al tejido con suficiente sangre comparado con la cantidad de energía utilizada por el tejido? (Figura 2.10).

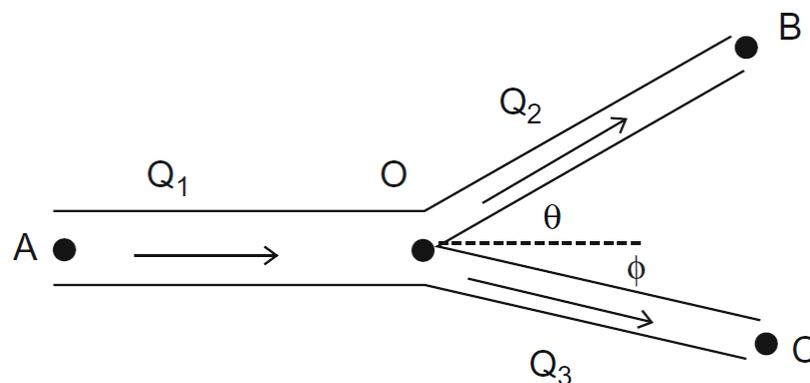


Figura 2.10: Bifurcación arterial

(Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

Murray propuso una representación matemática para optimizar el trabajo en una bifurcación. Estas ecuaciones se llaman leyes de Murray para el mínimo trabajo. Están representadas como:

$$r_1^3 = r_2^3 + r_3^3 \quad \text{Ecuación 2.7}$$

$$\cos \theta = \frac{r_1^4 + r_2^4 - r_3^4}{2r_1^2 r_2^2} \quad \text{Ecuación 2.8}$$

$$\cos \phi = \frac{r_1^4 - r_2^4 + r_3^4}{2r_1^2 r_3^2} \quad \text{Ecuación 2.9}$$

$$\cos(\theta + \phi) = \frac{r_1^4 - r_2^4 - r_3^4}{2r_2^2 r_3^2} \quad \text{Ecuación 2.10}$$

Dónde:

- $r_1 \rightarrow$ Radio de la rama 1 (Figura 2.10: Bifurcación arterial) $r_2 \rightarrow$ Radio de la rama 2 (Figura 2.10: Bifurcación arterial) $r_3 \rightarrow$ Radio de la rama 3 (Figura 2.10: Bifurcación arterial)

Estas fórmulas han sido comprobadas experimentalmente y el ajuste es extraordinariamente bueno.

El desprendimiento de la capa límite es un fenómeno frecuente, especialmente en la circulación arterial donde las presiones y velocidades son altas, y cerca de las paredes cuando hay un cambio rápido de geometría que aumenta el área transversal del vaso sanguíneo y el fluido no puede adaptarse suficientemente rápido. El desprendimiento ocurre cuando el fluido se mueve a una zona con menor velocidad. En esta región normalmente se forma una recirculación en la que el fluido queda atrapado. La formación de recirculaciones es una propiedad de todos los fluidos viscosos y no puede ser ignorada. En general ocurre cuando el ángulo entre la pared y el flujo principal es relativamente grande (Figura 2.11).

Otra forma común de generar el desprendimiento de la capa límite es cuando hay un gradiente de presiones adverso. En un flujo viscoso, la ecuación del momento en la pared es:

$$\left. \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \right|_{y=0} = \frac{1}{\mu} \frac{\partial p}{\partial x}$$

Ecuación 2.11

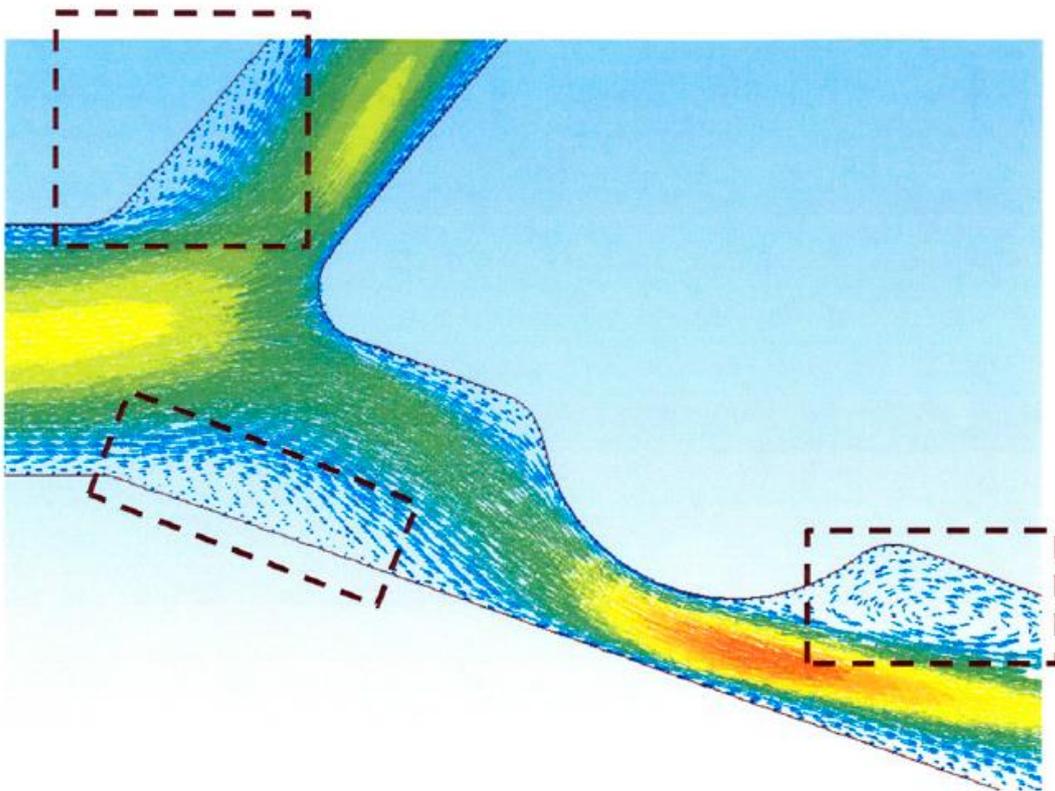


Figura 2.11: Desprendimiento de la capa límite

(Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

Para mantener el flujo sin zonas de recirculación la curvatura de la pared debe tener el mismo signo que el gradiente de presiones. Bajo condiciones normales, el gradiente de presiones $\frac{\partial p}{\partial x}$ es negativo, y por lo tanto se satisface la ecuación del momento. Sin embargo a medida que el gradiente se aproxima a cero el flujo comienza a separarse porque el signo ya no es el mismo. Cuando el gradiente se vuelve positivo el flujo se separa completamente de la pared formando una zona de recirculación (Figura 2.12).

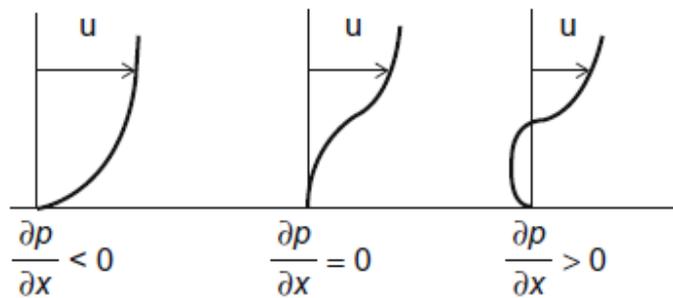


Figura 2.12: Diferentes gradientes de presiones (Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

Otro interesante fenómeno que ocurre en las bifurcaciones es que el flujo se tuerce hacia una de las paredes si los ángulos de la bifurcación son suficientemente grandes. Debido a la velocidad del fluido al entrar en la bifurcación, más fluido tiende a moverse a las paredes interiores y alejarse de las exteriores (Figura 2.13). También el flujo de las paredes exteriores suele moverse más despacio por la desviación del flujo. El flujo en esta región no está completamente desarrollado, por lo que no tendrá el típico perfil parabólico de velocidades, y la velocidad máxima ya no está en la línea de centros sino que se mueve a las paredes interiores.

La longitud de entrada es una propiedad del fluido que cuantifica la distancia que es requerida por el fluido para volver a tener el flujo completamente desarrollado después de desviarse. Aproximadamente, si el área transversal permanece constante después de la bifurcación el flujo completamente desarrollado se alcanza a una distancia de dos a cinco veces el diámetro. A lo largo de la pared interior, el esfuerzo cortante aumenta y a lo largo de la pared exterior disminuye. Las enfermedades cardiovasculares tienden a aparecer en zonas donde el esfuerzo cortante diverge de las condiciones normales (mayor o menor esfuerzo).

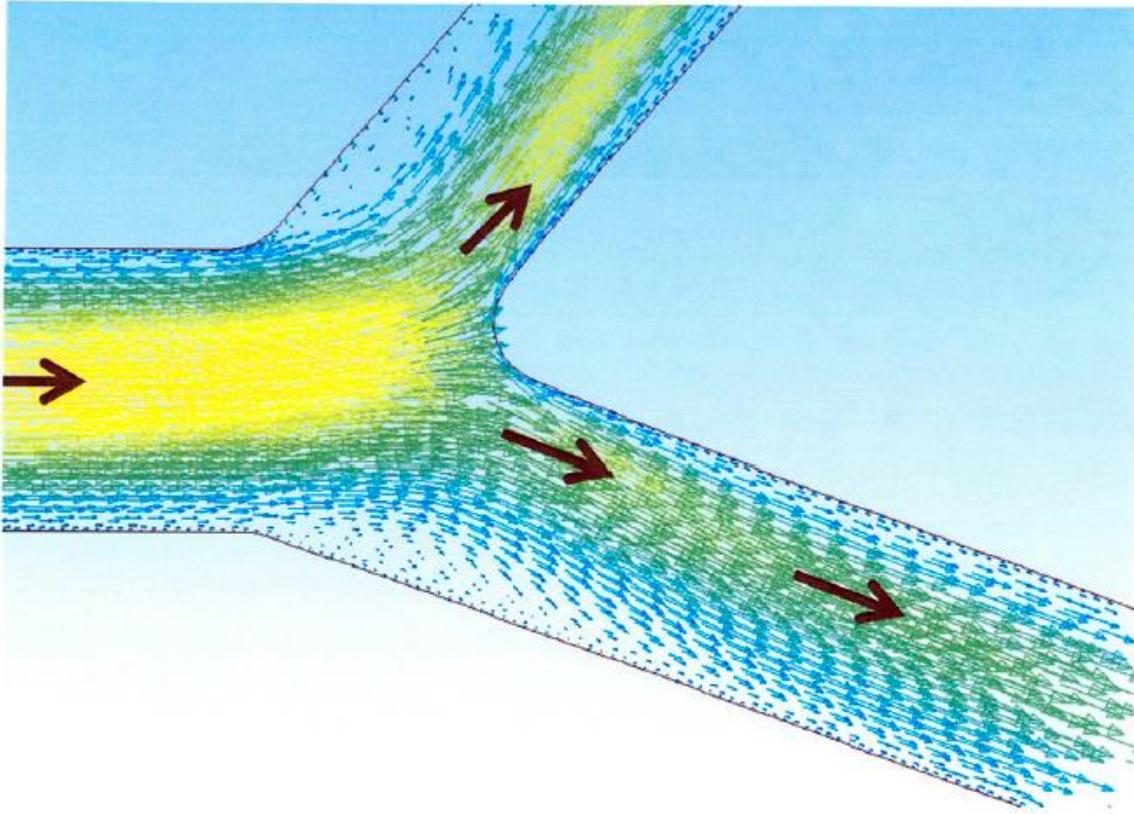


Figura 2.13: Campo de velocidades en bifurcación (Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

2.1.6 Flujo pulsante

En la mayoría de ejemplos que han sido usados se ha asumido que el flujo sanguíneo es estacionario (no depende del tiempo). Debido al ciclo cardíaco, el flujo sanguíneo que sale del corazón no es constante. De hecho en la circulación sistémica la presión tiene una forma de onda similar a la presión en el ventrículo izquierdo (Figura 2.14). ¿Cómo afecta esto a los cálculos que se han realizado?

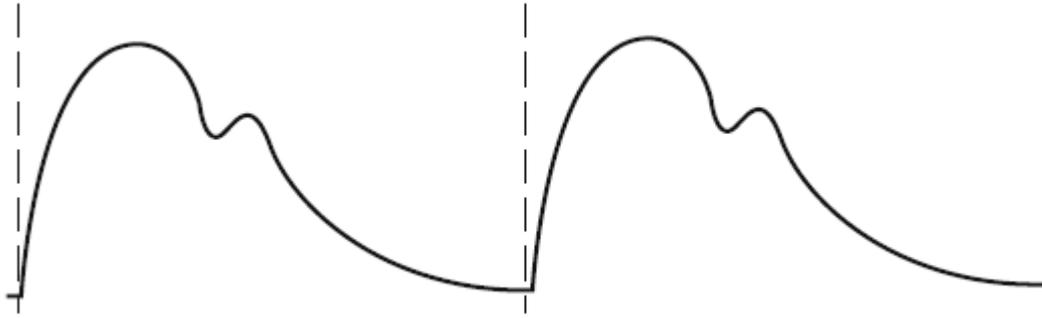


Figura 2.14: Presión sanguínea en el ciclo cardíaco (Rubenstein, Wei, & Frame, 2012)

Si se restringen los cálculos a un solo instante de tiempo, se puede asumir que la velocidad de la sangre es la misma a lo largo del vaso en ese instante. Sin embargo debido a las propiedades del flujo y de la sangre hay una onda que se propaga por las paredes de los vasos y el propio fluido. Por lo tanto cuando se analiza una sección del vaso no se puede considerar que el perfil de velocidades es constante en magnitud y dirección. Para considerar el flujo pulsante de la sangre se requieren métodos numéricos para calcular las propiedades del flujo a menos que la forma de onda de la velocidad sea simplificada. La forma de resolver esto es definir la velocidad de entrada como una función del tiempo en instantes de tiempo discretos. Luego se resuelven las propiedades del flujo en esos instantes de tiempo discretos.

2.2 ENFERMEDADES ARTERIALES

Varios procesos patológicos modifican la curva de la presión arterial de una forma predecible. Como ya se ha señalado antes, la presión del pulso es el cambio en la presión arterial que tiene lugar cuando se expulsa el volumen sistólico desde el ventrículo izquierdo hacia la aorta. Lógicamente, la presión del pulso cambiará si se modifica el volumen sistólico o si hay cambios en la distensibilidad de las arterias.

2.2.1 Arteriosclerosis

Los depósitos de placas en las paredes arteriales reducen el diámetro de las arterias, haciéndolas más rígidas y menos distensibles. Como la distensibilidad arterial es menor, la eyección de un volumen sistólico desde el ventrículo izquierdo provoca un cambio mucho mayor en la presión arterial que en las arterias normales. Así, en la arteriosclerosis serán mayores la presión sistólica, la presión del pulso y la presión media.

2.2.2 Estenosis aórtica

Si la válvula aórtica se estenosa (se estrecha), disminuye el tamaño de la abertura a través de la cual puede expulsarse la sangre desde el ventrículo izquierdo hacia la aorta. Así, disminuye el volumen sistólico y la cantidad de sangre que entra en la aorta con cada latido es menor. También disminuirán la presión sistólica, la presión del pulso y la presión media.

2.2.3 Insuficiencia aórtica

Cuando la válvula aórtica es incompetente (p. ej., debido a una alteración congénita) se desorganiza el flujo de sangre unidireccional normal desde el ventrículo izquierdo hacia la aorta. En su lugar, la sangre que fue expulsada hacia la aorta fluye de vuelta hacia el interior del ventrículo. Este flujo retrógrado se puede producir porque el ventrículo está relajado (tiene una presión baja) y porque la válvula aórtica incompetente no puede impedirlo, como haría en condiciones normales.

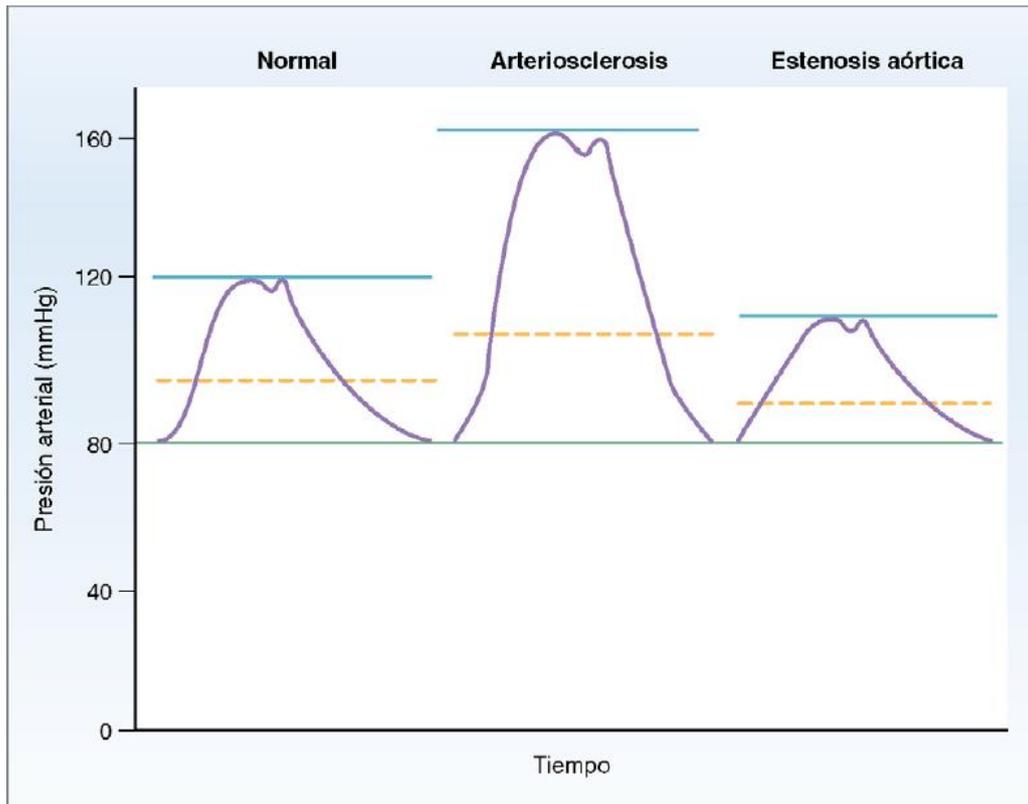


Figura 2.15: Diferentes enfermedades arteriales (Costanzo, 2011)

2.2.4 Estenosis aterosclerótica

La estenosis aterosclerótica es la enfermedad objeto de este estudio, así como su tratamiento a través un stent en una bifurcación coronaria.

La *aterosclerosis* es una enfermedad de las arterias grandes e intermedias en la que surgen depósitos de grasa llamados *placas ateromatosas* en las superficies internas de las paredes vasculares.

La *arteriosclerosis*, en cambio, es un término general que alude al engrosamiento y rigidez de las paredes arteriales de cualquier tamaño.

Una anomalía que se puede detectar muy pronto en los vasos sanguíneos que acaban con una aterosclerosis es *la lesión del endotelio vascular*. Esta, a su vez, aumenta la expresión de moléculas de adhesión en las células endoteliales y reduce su capacidad para liberar óxido nítrico y otras sustancias que ayudan a evitar la adhesión de macromoléculas, plaquetas y monocitos al endotelio. Una vez que ocurre el daño del endotelio vascular, empiezan a acumularse en la zona de lesión los monocitos y los lípidos circulantes (en su mayoría, LDL). Los monocitos atraviesan el endotelio, pasan a la *íntima* de la pared vascular y se diferencian a *macrófagos* que posteriormente

ingieren y oxidan las lipoproteínas acumuladas, lo que explica su aspecto espumoso. Estas *células espumosas macrofágicas* se agregan a las paredes vasculares y forman una *estría grasa* visible.

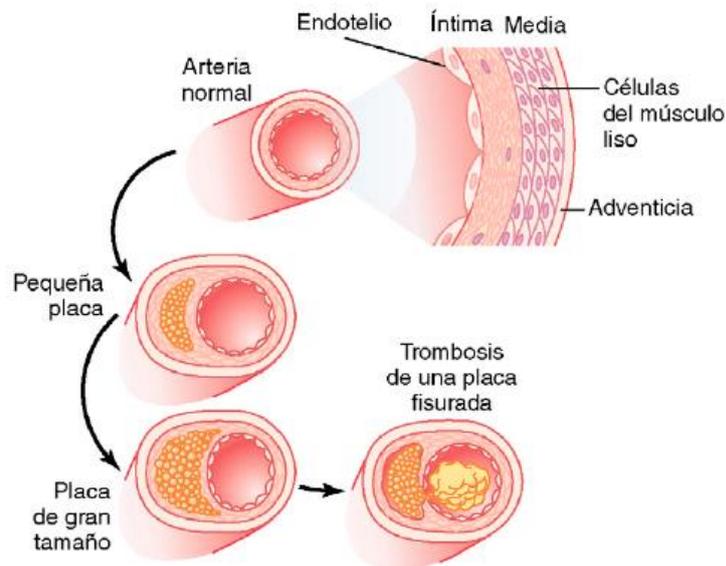


Figura 2.16: Proceso de formación de una trombosis (Costanzo, 2011)

Con el tiempo, las estrías grasas crecen y se agrupan; los tejidos fibrosos y el músculo liso circundantes proliferan hasta dar placas cada vez mayores. Además, los macrófagos liberan sustancias *inflamatorias* que inducen una mayor proliferación del músculo liso y el tejido fibroso en la cara interna de la pared arterial. Los depósitos lipídicos más la proliferación celular adquieren, a veces, un tamaño tal que la placa sobresale dentro de la luz arterial y reduce mucho el flujo de sangre hasta obstruir, en ocasiones, toda la luz. Incluso sin llegar a la oclusión, los fibroblastos de la placa acaban depositando tal cantidad de tejido conjuntivo denso que la *esclerosis* (fibrosis) se intensifica y las arterias se vuelven rígidas e inflexibles. Más adelante, se precipitan sales de calcio junto al colesterol y otros lípidos de las placas, produciéndose calcificaciones, duras como el hueso, que convierten las arterias en tubos rígidos. Ambos estadios finales de la enfermedad corresponden a la «esclerosis o endurecimiento de las arterias».

Las arterias arterioscleróticas pierden la mayor parte de su distensibilidad; debido a las zonas degenerativas de sus paredes, se rompen con facilidad. Además, allí donde las placas sobresalen en el flujo sanguíneo, la rugosidad de su superficie provoca la formación de coágulos, con la aparición consiguiente de trombos o émbolos, que bloquean de manera repentina todo el flujo sanguíneo de la arteria.

2.2.5 Tratamiento de la estenosis aterosclerótica con un stent

2.2.5.1 Angioplastia coronaria

Desde la década de los ochenta se ha usado un procedimiento para abrir los vasos coronarios parcialmente bloqueados antes de que se ocluyan por completo. Este procedimiento, denominado *angioplastia arterial coronaria*, es el siguiente: bajo control radiológico se introduce en el sistema coronario un pequeño catéter, de 1 mm de diámetro, que tiene un balón en su extremo, y se le empuja a través de la arteria que tiene la oclusión parcial hasta que el balón del catéter se posiciona sobre el punto de oclusión parcial. Después, el balón se infla con una presión elevada, lo que estira mucho la arteria enferma. Después de realizar este procedimiento el flujo sanguíneo a través del vaso aumenta tres o cuatro veces y los síntomas de isquemia coronaria se alivian durante varios años en más del 75% de los pacientes que se someten a este procedimiento, aunque muchos de ellos requerirán finalmente una cirugía de derivación coronaria.

A veces se introducen pequeños tubos de malla de acero inoxidable denominados «endoprótesis» o «**stent**» dentro de una arteria coronaria dilatada mediante una angioplastia para mantener abierta la arteria, con lo que se previene la reestenosis.

En un plazo de unas semanas después de haber colocado el stent en la arteria coronaria, el endotelio suele crecer sobre la superficie metálica del stent, lo que permite que la sangre circule a través del stent. Sin embargo, en aproximadamente el 25-40% de los pacientes tratados con angioplastia la arteria coronaria bloqueada se vuelve a cerrar (reestenosis), a menudo durante los primeros 6 meses después de la intervención inicial. Por lo común, esto se debe a una formación excesiva de tejido cicatricial que se desarrolla debajo del nuevo endotelio sano aparecido sobre el stent. Los stent que liberan fármacos lentamente (de elución de fármacos) pueden ayudar a evitar un crecimiento excesivo de tejido cicatricial.

Otra posible solución a la reestenosis es un buen diseño de la geometría del stent así como de la estrategia de desplegado, que produzca un flujo que dificulte su desarrollo. Centrados en esta solución, el presente proyecto...

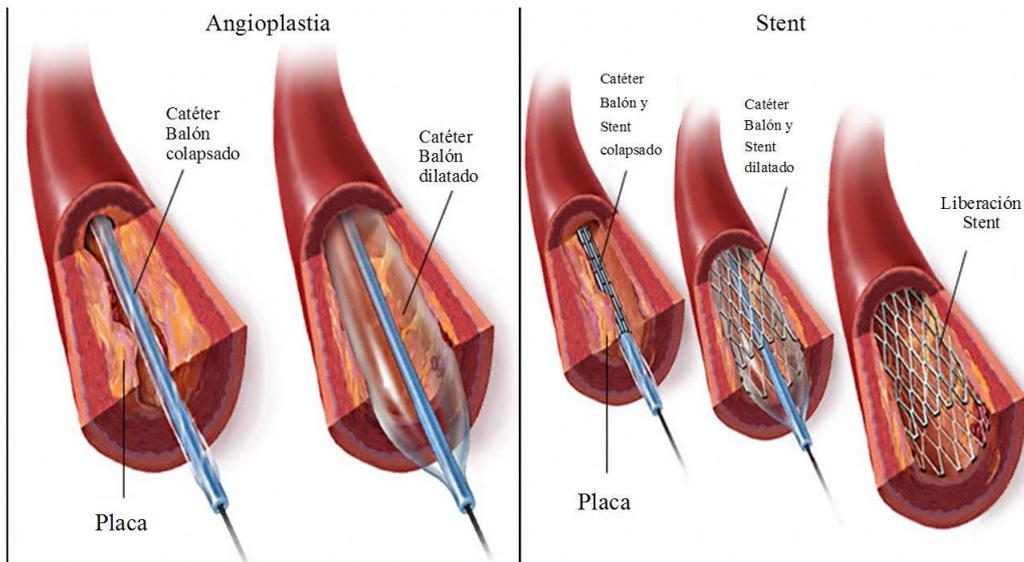


Figura 2.17: Forma de colocación de un stent (Guyton, 2011)

CAPÍTULO 3

METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

3 METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

En este capítulo se va a realizar una descripción detallada en primer lugar de la técnica de medida empleada en este trabajo (LDA), así como la descripción de la instalación hidráulica y el fluido utilizado para simular la sangre, junto con los parámetros de funcionamiento más importantes. Posteriormente se comentaran los tipos de modelos utilizados para simular la bifurcación coronaria.

3.1 TÉCNICA DE MEDIDA (LDA)

3.1.1 Introducción

La anemometría laser doppler (LDA) es una herramienta extensamente aceptada para investigaciones de dinámica de fluidos en gases y líquidos y ha sido usada desde hace más de tres décadas. Es una técnica consolidada que da información acerca de la velocidad del flujo.

Es una técnica no intrusiva y su sensibilidad direccional la hace muy adecuada para aplicaciones con flujo reversible, reacciones químicas, altas temperaturas... En general cualquier situación en la que los sensores físicos son difíciles o imposibles de usar. Requiere que el flujo contenga partículas trazadoras.

Las ventajas de este método son principalmente la medición no intrusiva, alta resolución espacial y temporal, no necesita calibración, y puede medir en flujos tanto laminares como turbulentos.

3.1.2 Principios del LDA

La configuración básica del LDA consta de:

- Un rayo láser continuo.
- Transmisores ópticos, incluyendo un separador de rayos y lentes convergentes y divergentes.
- Receptores ópticos: filtro de interferencias y fotorreceptores
- Procesador de la señal.

Una célula Bragg (Figura 3.1) es usada con frecuencia como separador de rayos. Es un cristal de vidrio con un cristal piezo eléctrico unido. La vibración genera ondas acústicas que actúan como una rejilla óptica.

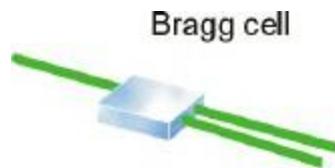


Figura 3.1: Célula de Bragg (Dantec_Dynamics)

La salida de la célula Bragg son dos rayos de igual intensidad, los cuales son intersectados después por una lente convergente.

Los datos obtenidos por el fotorreceptor son procesados después con un ordenador.

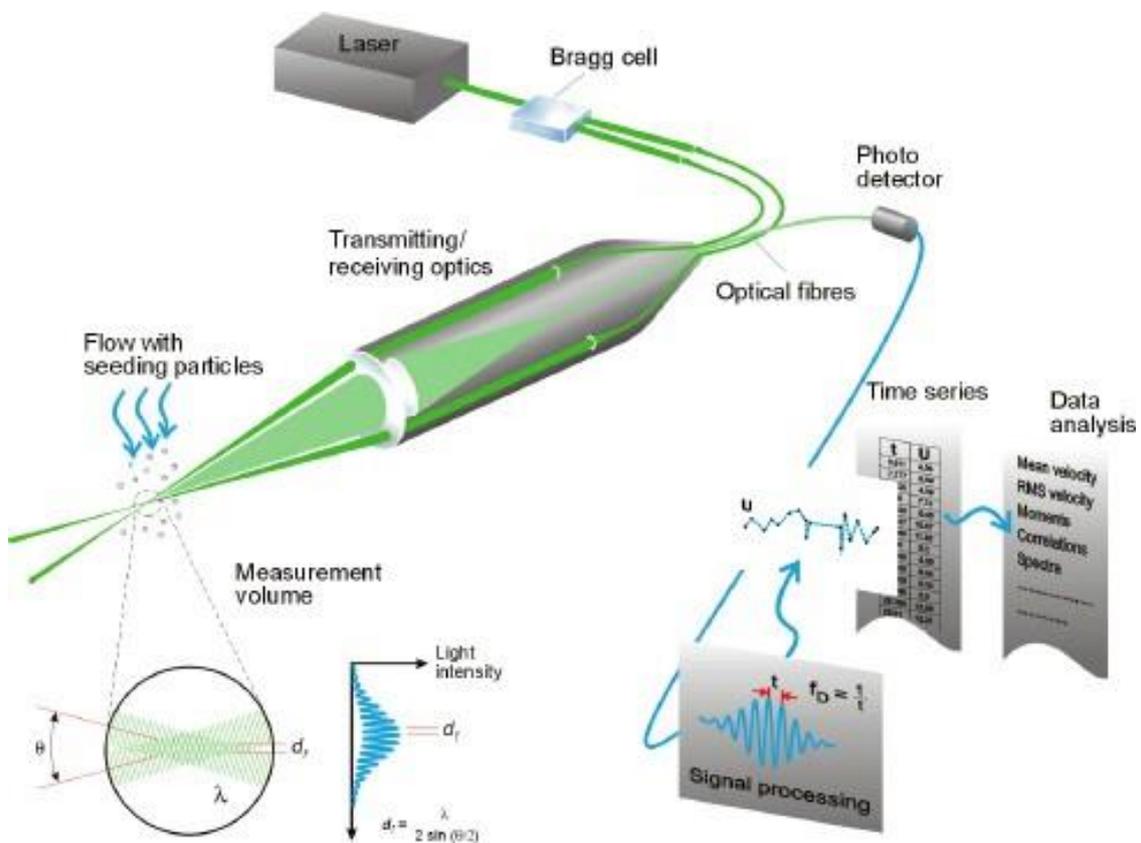


Figura 3.2: Sistema de medida (Dantec_Dynamics)

La Figura 3.2 muestra la configuración general de una instalación de medida por LDA. El flujo a estudiar está entre la intersección de ambos rayos. La luz dispersada por las partículas trazadoras se recoge con un fotorreceptor.

3.1.2.1 El modelo de franjas

Los principios del LDA pueden ser explicados fácilmente usando un modelo de franjas. La salida de un rayo láser continuo es dividido en dos rayos paralelos que pasan a través de una lente esférica y se intersectan en el foco de la lente.

En la zona de intersección se producen un conjunto de franjas de interferencias plano paralelas cuyo espaciado está determinado por la longitud de onda del láser y el ángulo entre ambos rayos.

Las pequeñas partículas en el volumen de control (la intersección de ambos rayos) dispersan la luz, la cual será de intensidad modulada a la tasa al que las partículas pasan el sistema de franjas debido a la diferencia de longitud entre los caminos ópticos de las dos componentes.

La luz dispersada es recogida por lentes esféricas y convertida en señales eléctricas por fotorreceptores. La frecuencia de la señal eléctrica, que es proporcional a la velocidad de la partícula, es medida con dispositivos electrónicos.

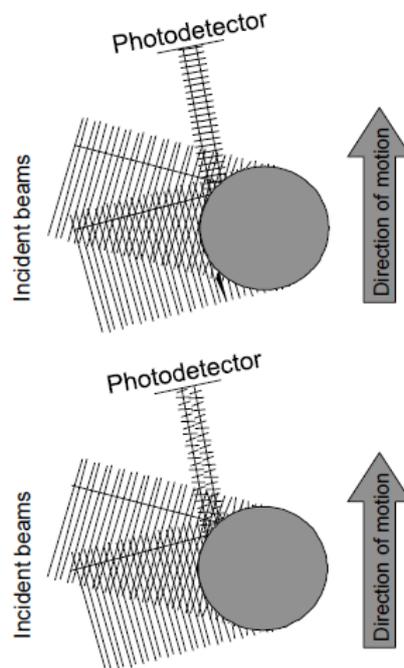


Figura 3.3: Reflexión de luz en partículas (Dantec_Dynamics)

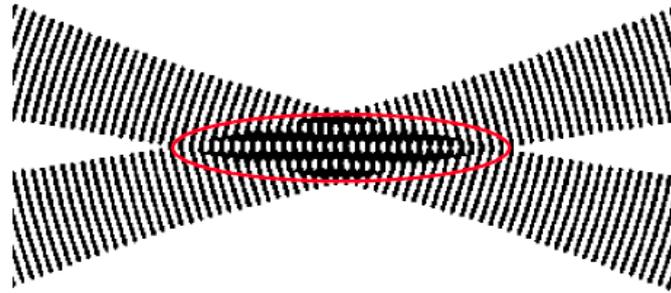


Figura 3.4: Volumen de control (Dantec_Dynamics)

En la Figura 3.3 se muestra el proceso descrito anteriormente, mientras que en la Figura 3.4 se muestra el volumen de control formado por la intersección de los dos rayos láser.

3.1.3 Cálculo de la velocidad

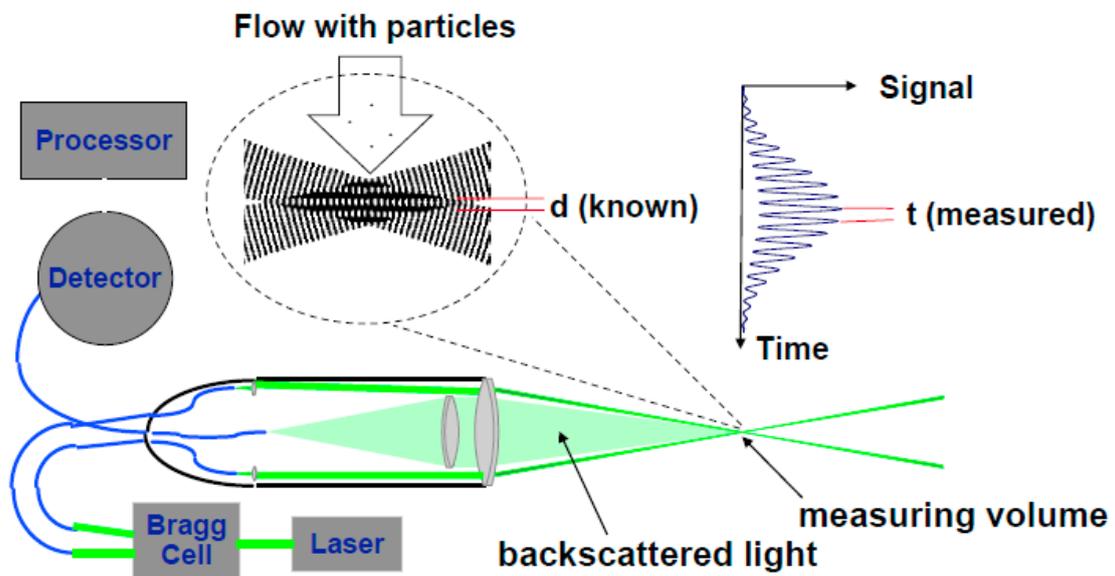


Figura 3.5: Procesado de la velocidad (Dantec_Dynamics)

En la Figura 3.5 se muestra la señal que se obtendría al procesar la señal del fotorreceptor, se puede ver que la luz dispersada por las partículas va variando a medida que avanza a través del volumen de control, teniendo mínimos y máximos a medida que atraviesan las franjas de interferencia, en las zonas que la interferencia es

constructiva, se dispersa más luz, mientras que en las zonas de interferencia destructiva se dispersa menos luz.

Si se conoce el tiempo necesario para que una partícula cambie de franja (el cual está relacionado con la frecuencia de la señal, que es lo que se mide), y se sabe la distancia entre franjas (que viene determinada por las características de la luz láser y el ángulo formado) se puede calcular la velocidad al estar relacionados entre sí.

Es decir, que la frecuencia es igual a la velocidad de la partícula dividido entre el espacio entre franjas.

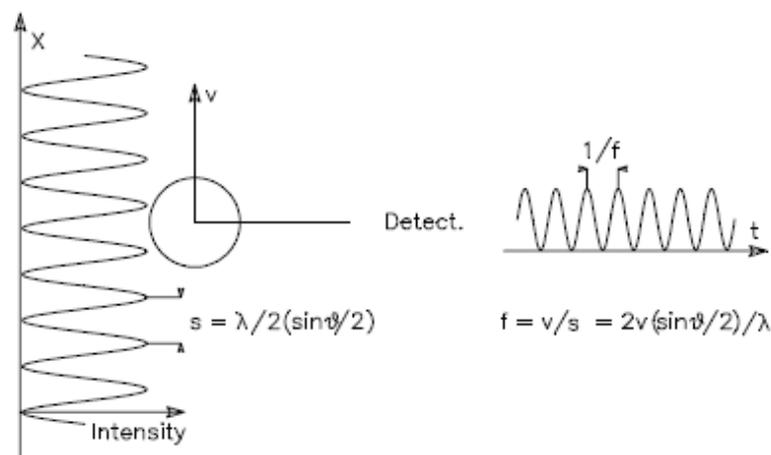


Figura 3.6: Relación frecuencia-velocidad (Dantec_Dynamics)

Se puede por lo tanto establecer tal y como se ve en la Figura 3.6 las siguientes relaciones:

$$s = \frac{\lambda}{2 \cdot \sin(\theta/2)} \quad \text{Ecuación 3.1}$$

Donde:

- s = Espaciado entre franjas
- λ = Longitud de onda de los rayos láser
- θ = Ángulo con el que se cruzan ambos rayos

$$f = \frac{v}{s} = \frac{2 \cdot v \cdot \sin(\theta/2)}{\lambda}$$

Ecuación 3.2

Donde:

- f = Frecuencia de la señal obtenida por el fotorreceptor
- v = Velocidad de la partícula a medir

3.1.4 El volumen de control

El volumen de control formado por la intersección de ambos rayos tiene las siguientes características:

- Su intensidad sigue una distribución gaussiana en las tres dimensiones espaciales.
- El volumen de control tiene forma elipsoide.
- Los límites del volumen de control, δ_x , δ_y y δ_z vienen dados por los puntos de intensidad $1/e^2$.

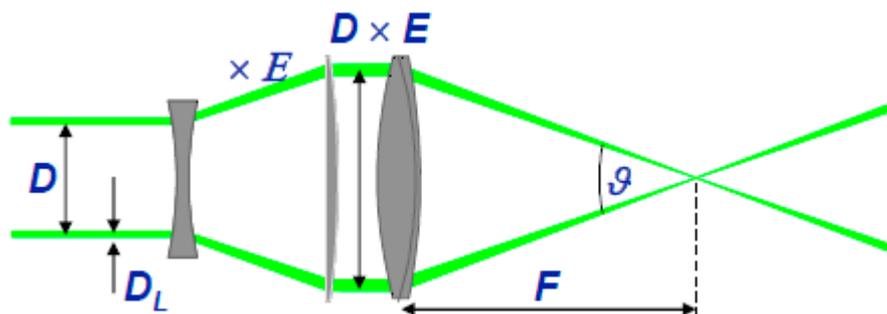


Figura 3.7: Sistema de lentes (Dantec_Dynamics)

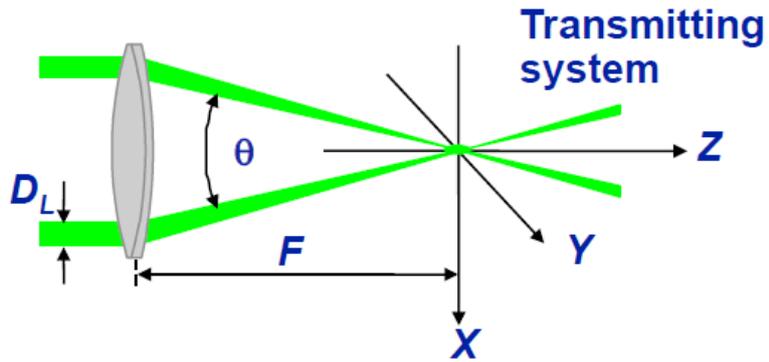


Figura 3.8: lente convergente y volumen de control (Dantec_Dynamics)

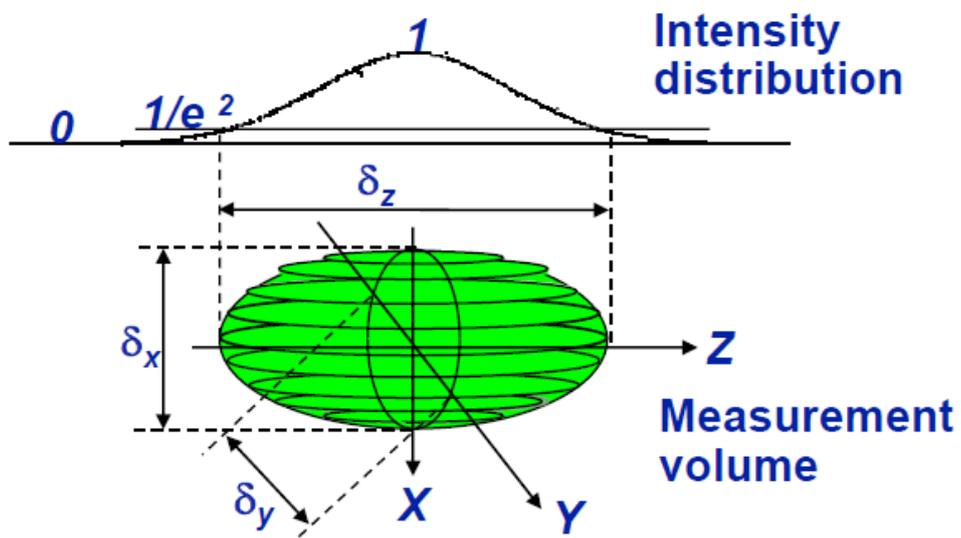


Figura 3.9: Volumen de control (Dantec_Dynamics)

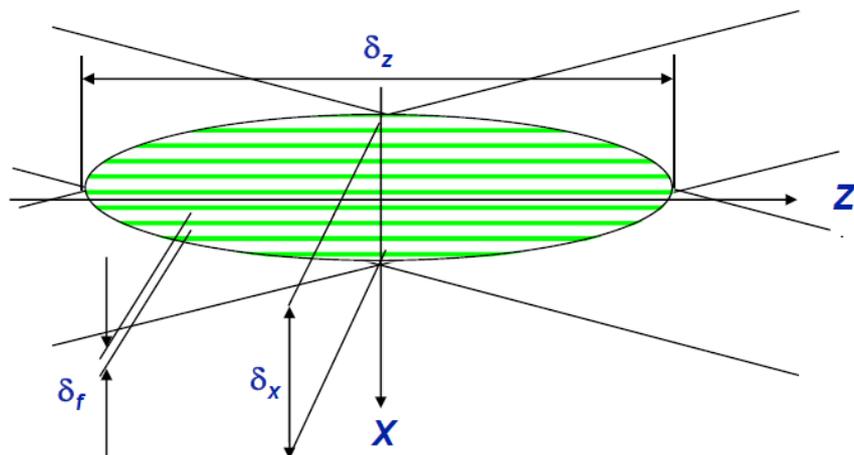


Figura 3.10: Dimensiones del volumen de control (Dantec_Dynamics)

A partir de las figuras anteriores se puede definir los siguientes parámetros del volumen de control:

Longitud	$\delta_z = \frac{4 \cdot F \cdot \lambda}{\pi \cdot E \cdot D_l \cdot \sin(\theta/2)}$	Ecuación 3.3
----------	---	--------------

Anchura	$\delta_y = \frac{4 \cdot F \cdot \lambda}{\pi \cdot E \cdot D_l}$	Ecuación 3.4
---------	--	--------------

Altura	$\delta_x = \frac{4 \cdot F \cdot \lambda}{\pi \cdot E \cdot D_l \cdot \cos(\theta/2)}$	Ecuación 3.5
--------	---	--------------

Separación entre franjas	$\delta_f = \frac{\lambda}{2 \cdot \sin(\theta/2)}$	Ecuación 3.6
--------------------------	---	--------------

Número de franjas	$N_f = \frac{8 \cdot F \cdot \tan(\theta/2)}{\pi \cdot E \cdot D_l}$	Ecuación 3.7
-------------------	--	--------------

Dónde:

- F = Distancia focal
- $E = \text{Diametro lente convergente} / \text{Diametro lente divergente}$
- D_l = Diámetro del haz de luz antes de la lente

3.1.5 Ambigüedad direccional/Desfase de frecuencia

El patrón de franjas producido por el cruce de dos rayos que se ha descrito aquí será estacionario. Por lo tanto la frecuencia de la luz dispersada no lleva información alguna del signo de la velocidad de la partícula, es decir, si va “hacia adelante” o “hacia atrás”. En la Figura 3.11 se ilustra esta situación:

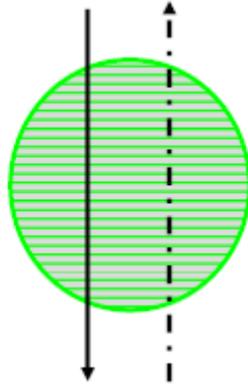


Figura 3.11: Ambigüedad direccional (Dantec_Dynamics)

Para resolver este problema de ambigüedad se introduce un pequeño desfase en la frecuencia en uno de los rayos láser respecto al otro. Como consecuencia el patrón de franjas ya no es estacionario sino que se mueve perpendicularmente a las franjas del patrón de manera que la intensidad de la luz en cualquier punto es modulada en la onda desfasada.

Ahora una partícula moviéndose en el volumen de control dispersará la luz modulada de tal manera que la diferencia entre la frecuencia "original", y la frecuencia desfasada es proporcional a la velocidad.

En consecuencia una partícula moviéndose en el sentido opuesto al movimiento del patrón de franjas aumenta la frecuencia mientras que si lo hace en el mismo sentido esa frecuencia disminuye.

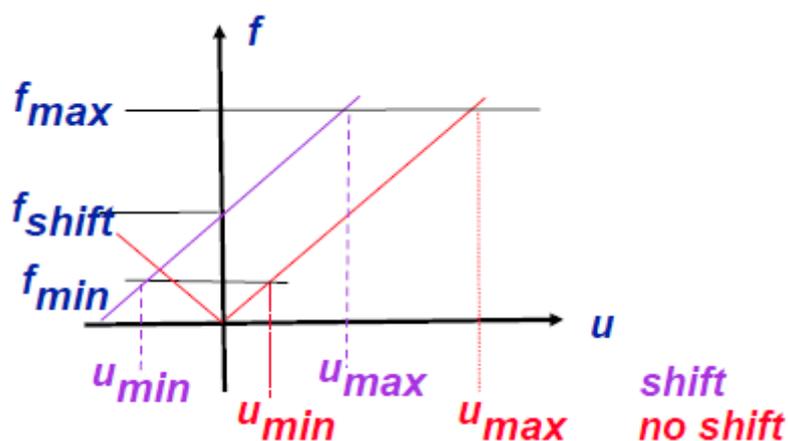


Figura 3.12: Desfase de frecuencia (Dantec_Dynamics)

En la Figura 3.12 se ilustra este fenómeno.

Se puede ver que sin desfase (no shift) la frecuencia de la luz dispersada es la misma tanto si la velocidad es positiva como negativa (línea roja), en este caso la frecuencia cuando la velocidad es nula es también nula, como era de esperar, esto quiere decir que no se dispersa nada de luz al estar la partícula y el patrón de franjas quietos.

En el caso de que se introduzca un desfase (shift) la frecuencia de la luz dispersada no es la misma en el caso de que la velocidad sea positiva o negativa. En este caso para la velocidad de la partícula nula la frecuencia que se mediría sería la frecuencia de desfase, porque el patrón de franjas se está moviendo.

3.1.6 Configuración del sistema

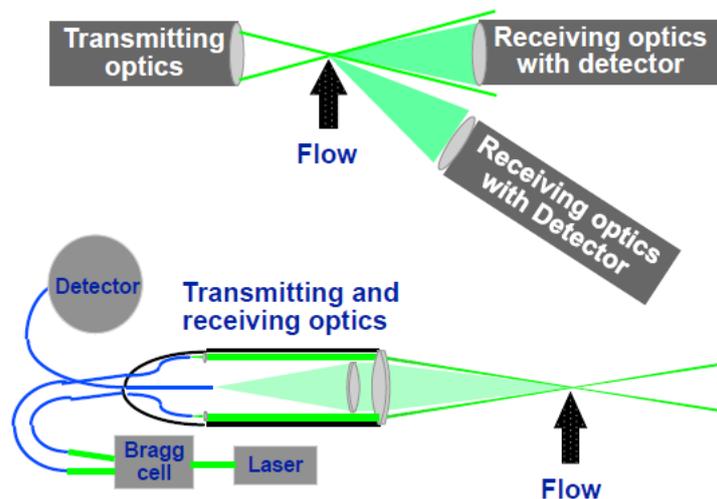


Figura 3.13: Posibles configuraciones del sistema (Dantec_Dynamics)

En la Figura 3.13 se pueden ver las dos posibles configuraciones del sistema.

En el primer caso se tiene el sistema de transmisión y emisión óptica (láser y lentes) separado del sistema receptor (los fotorreceptores). Esta es la configuración utilizada en este estudio.

En el segundo caso se tiene el sistema de transmisión y emisión óptica (láser y lentes) está integrado junto con el sistema receptor (los fotorreceptores).

3.1.7 Láser y sistema óptico

A continuación se muestran unas fotos del sistema laser y las lentes utilizadas.

El láser (Figura 3.14) y las lentes (

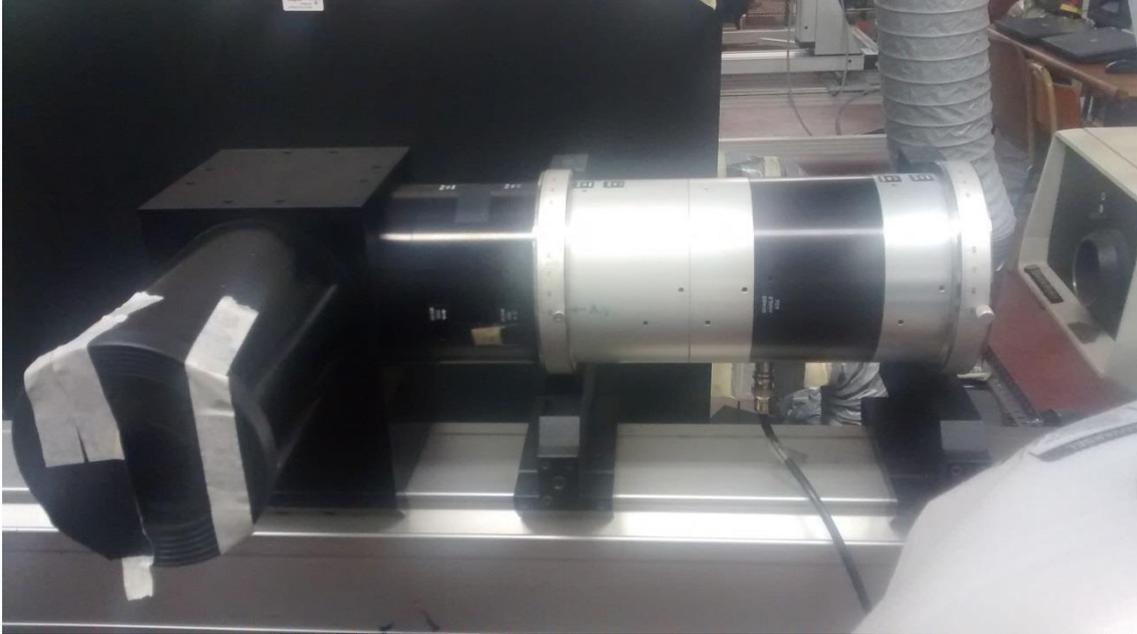


Figura 3.15):



Figura 3.14: Láser

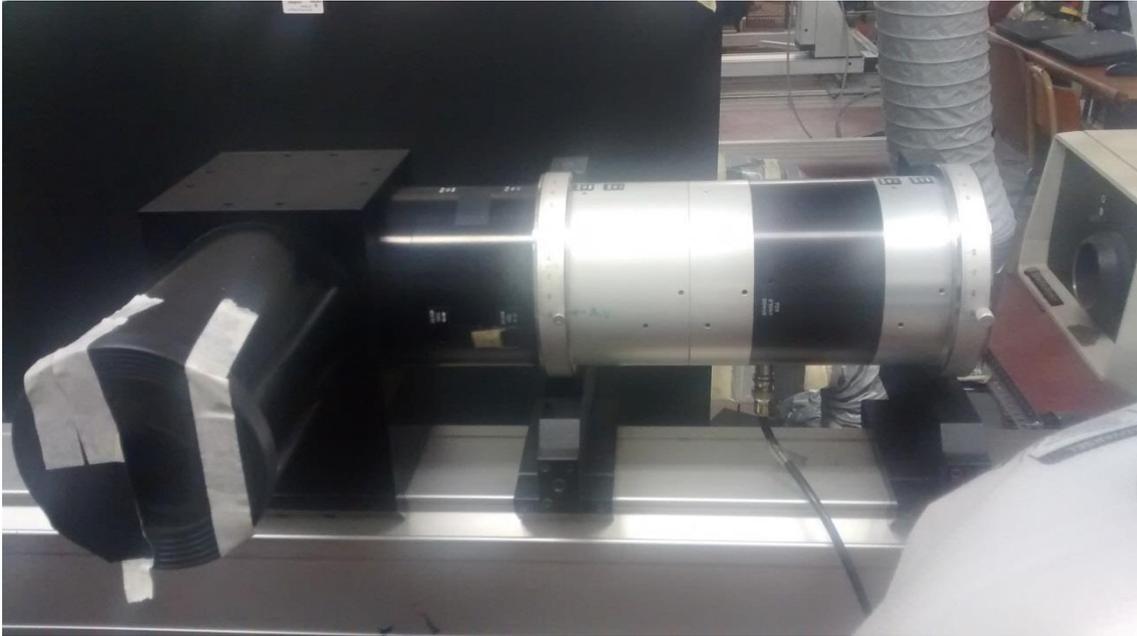


Figura 3.15: Sistema óptico

El sistema de fotodetectores (Figura 3.16):



Figura 3.16: Fotodetectores

3.1.8 Partículas trazadoras

Las partículas trazadoras se utilizan en LDA para generar la suficiente dispersión de luz para ser medida.

Lo ideal es que las partículas sean lo suficientemente pequeños como para seguir el flujo y no perturbarlo, y suficientemente grandes como para dispersar suficiente luz para obtener una buena señal con poco ruido en la salida del fotorreceptor.

El rango de tamaños típicos de las partículas esta entre $1\mu\text{m}$ y $10\mu\text{m}$. El material de las partículas pueden ser sólidas (polvos) o líquidas (gotitas).

Las partículas utilizadas en este estudio son de polímero fluorescente (polvo).

3.1.8.1 Características de las partículas trazadoras

Tabla 3.1: Características de las partículas trazadoras
(Dantec_Dynamics)

Material base	Resina acrílica modificada
Índice de refracción	1.560
Temperatura	Resistente hasta 100°C
Colorante fluorescente	Rodamina B (Excitación 550 nm/ Emisión 580 nm)
Densidad	1.1 g/cm^3
Diámetro	$15 \mu\text{m}$ (Forma esférica uniforme)
Uniformidad de tamaño	Menos del 20% del CV*
Cantidad en el bote	1, 5 ó 10 gramos
Tiempo de expiración	Más de 24 meses
Almacenamiento	En lugar seco, con el recipiente herméticamente cerrado
Manipulación	Se recomiendan guantes y protección respiratoria

*CV: Coeficiente de variación: Desviación típica dividida por el diámetro medio.

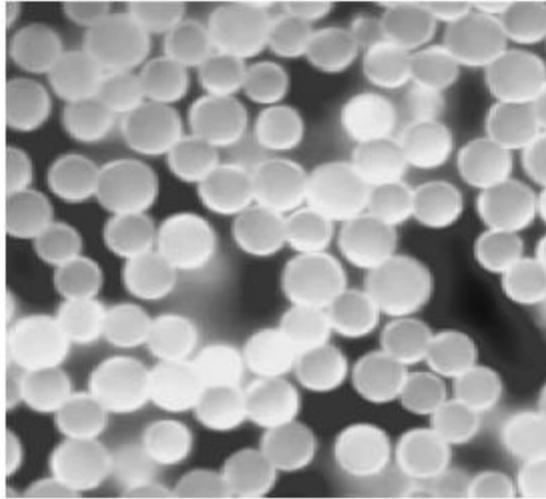


Figura 3.17: Partículas trazadoras al microscopio

En la Figura 3.17 se ven las partículas trazadoras al microscopio.

3.2 DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN HIDRÁULICA

3.2.1 Elementos de la instalación

En la siguiente figura se muestra el esquema general de la instalación, los elementos que la constituyen se detallarán a continuación.

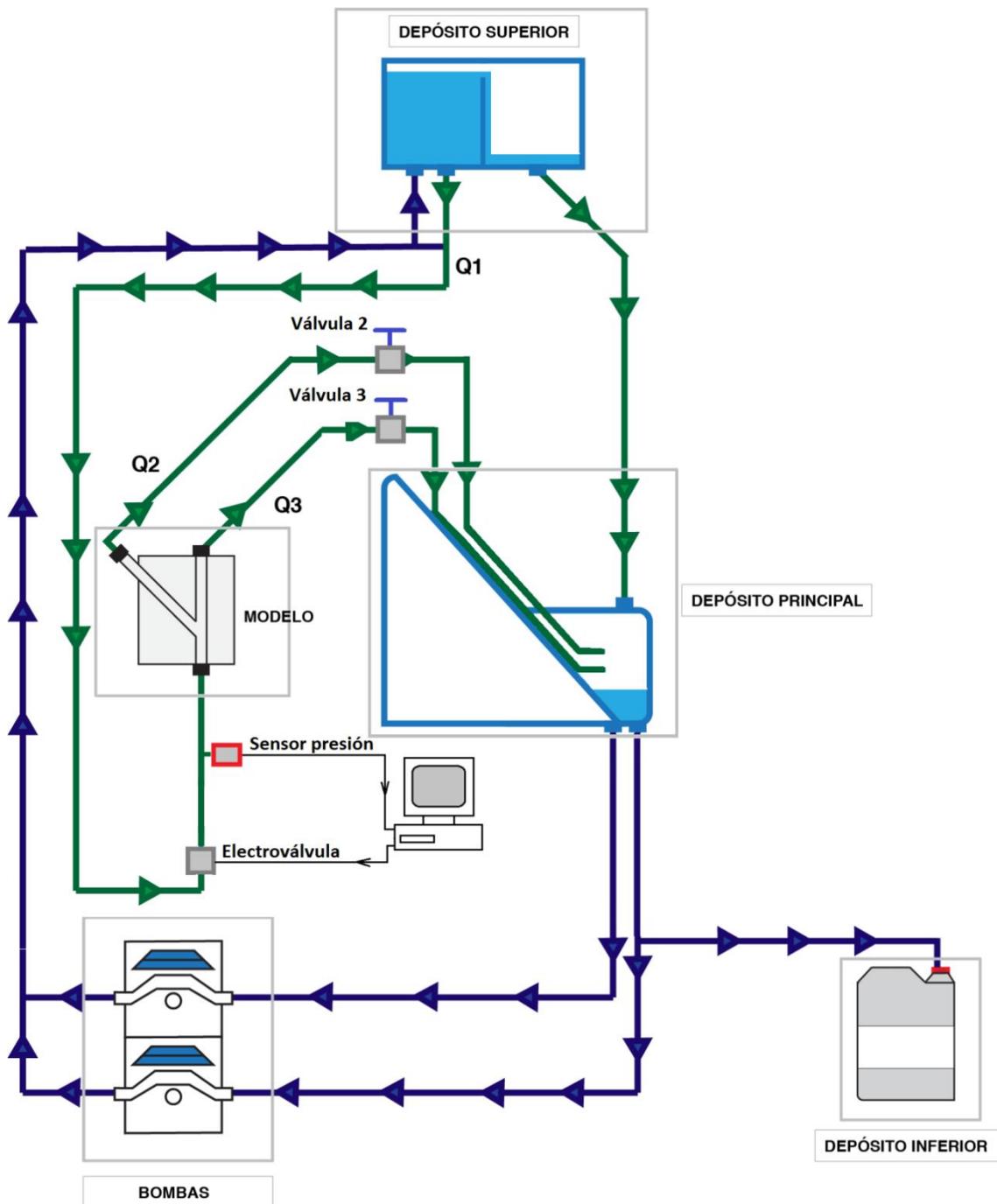


Figura 3.18: Esquema del circuito hidráulico

3.2.2 Circuito hidráulico

El fluido es impulsado en el interior del circuito hidráulico mediante dos bombas a través de dos tubos hasta el depósito de altura constante (depósito superior) de metacrilato situado en la parte superior. El aliviadero de ese depósito descarga al mismo depósito donde tienen su descarga los dos conductos procedentes de la bifurcación, denominado depósito principal, construido con metacrilato. De la parte inferior del depósito superior sale el conducto principal (Q1) que conduce el fluido de trabajo hasta la rama de entrada del modelo, antes del modelo se tiene una serie de elementos para poder caracterizar y medir el flujo pulsante: un sensor de presión y una electroválvula. Hay un *by pass* que conecta la salida común de las bombas directamente con el conducto de entrada al modelo, de forma que con este circuito secundario no se produce la ascensión del fluido al depósito de altura constante de la parte superior. Este *by pass* se emplea en la puesta en marcha de la instalación de forma que aumenta el caudal que circula por el modelo.

Las dos ramas procedentes de la bifurcación del modelo descargan al depósito principal a través de los aliviaderos. La altura a la que pueden descargar estas dos ramas es regulable de modo que de esta forma es posible la regulación del cociente entre los caudales de estas dos ramas. Otra forma de regulación es poner abrazaderas en alguna de las dos ramas de salida de la bifurcación.

En los aliviaderos la descarga al depósito interior es accesible para poder determinar el caudal que circula por cada una de las dos ramas, estableciendo el peso del fluido que circula por cada una de las dos ramas mediante una balanza en un período de tiempo.

Todos los componentes hidráulicos de la instalación están comunicados a través de conductos de silicona y las diversas configuraciones se establecen a partir de la apertura o cierre de tres válvulas, que unen los conductos procedentes de las dos bombas y los que transportan fluido hacia el depósito de altura constante o hacia el modelo.

3.2.2.1 Bombas hidráulicas

Se dispondrá de dos bombas peristálticas colocadas en paralelo que son las encargadas de impulsar el fluido hacia el depósito de nivel constante. Poseen las siguientes características:

Marca	Easy Load, Cole Palmer, Masterflex
Modelo	7518-00
Tubos aceptados	L/S 13, L/S 14, L/S 16, L/S 17, L/S 18, L/S 25
Caudal mínimo (ml/min)	0.06 (girando a 1 rpm con tubos L/S 13)
Caudal máximo (ml/min)	2300 (girando a 600 rpm con tubos L/S 18)
Meterial del rotor	Acero laminado

Tabla 3.2: Características de cada bomba

3.2.2.2 Depósito principal de descarga

El depósito principal de descarga está constituido a partir de metacrilato y tiene como objetivo garantizar el suministro de fluido a las bombas manteniendo una presión mínima a la entrada de forma que se evita el fenómeno de la cavitación en el interior de los conductos. Recolecta fluido de retorno procedente de la bifurcación del modelo y del depósito de altura constante.

Este depósito es accesible ya que debe permitir la recogida manual de las descargas procedentes de la bifurcación del modelo para poder establecer la relación de caudales que circula por cada rama.

3.2.2.3 Depósito de altura constante

El depósito de altura constante ilustrado en la figura... está construido en metacrilato y tiene como objetivo garantizar que la presión en la descarga de la instalación sea constante, además de amortiguar los posibles reflejos que pueden producirse aguas abajo del modelo.

Está formado por dos orificios, uno de entrada y otro de salida, en la parte inferior que transporta el fluido hacia un compartimento, que cuando el nivel de fluido de trabajo supera una determinada altura se produce una descarga de lámina libre hacia un compartimento contiguo, que a su vez posee un orificio en la parte inferior a modo de descarga que conecta con el depósito principal.

3.2.2.4 Electroválvula y sensor de presión

Antes de la entrada del modelo se colocará una electroválvula y un sensor de presión. La razón de colocar ambos elementos es poder provocar un flujo pulsante controlado.

Se sabe que los pulsos de presión y velocidad están íntimamente relacionados, por lo que se necesita controlar la caída de presión en la válvula para poder simular correctamente el flujo pulsante.

3.2.3 Fluido

Todo el desarrollo experimental va encaminado a reproducir las condiciones que se dan en una bifurcación arterial, cuya finalidad es el análisis en frecuencia del flujo en la zona perturbada por el stent ya que se desconoce su comportamiento. Por ello el fluido debe poseer las mismas características fluidomecánicas que presenta la sangre en las condiciones de simulación.

3.2.3.1 Propiedades deseadas

Para realizar la simulación se necesita un fluido que estuviese estructurado de la misma forma que la sangre, es decir, que sea un elemento líquido con sólidos en suspensión, y que sus componentes se comporten de la misma manera. En este ámbito ya se han realizado abundantes estudios previos, por lo que para la elección del tipo de fluido se optó por uno en el que su comportamiento simule a la perfección el comportamiento de la sangre en las siguientes condiciones:

- Arterias de elevada sección ya que sus diámetros son superiores a 5 mm pudiendo llegar incluso a los 8 mm.
- Caudales que pueden ser considerados relativamente bajos ya que no superan los 600 ml/min.
- El flujo es laminar ya que el número de Reynolds (Re) será inferior a 200.
- Flujo estacionario.
- La temperatura debe permanecer constante, ya que el experimento no requiere cambios en la viscosidad ni en la densidad, que serían consecuencias de la variación de la temperatura. Esta temperatura no tiene por qué coincidir con la temperatura de la sangre en el cuerpo humano, por lo que se puede trabajar con aquella que sea más beneficiosa para el fluido.

3.2.3.2 Propiedades del fluido

El fluido que se utilizará para realizar la experiencia será una mezcla de glicerina, con un 61% en peso, y de agua, con un 39%. Esta combinación resultante posee un índice de refracción de 1,4129, mientras que el modelo de silicona tiene un índice de refracción de 1,457.

La mezcla de glicerina y agua posee una densidad de 1,1530 kg/l, valor muy similar al de la sangre, que se corresponde con 1,060 kg/l.

Respecto de la viscosidad cinemática, la diferencia entre la que posee el fluido y la de la sangre es muy elevada, así la del fluido es de 9.264 cS, mientras que la viscosidad cinemática de la sangre es de 3.3 cS.

En el valor de las propiedades anteriores hay que tener en cuenta el valor de la temperatura, ya que estas propiedades varían al modificar la temperatura. Los valores expresados anteriormente de las distintas propiedades corresponden con un valor de temperatura de 20°C. Así por ejemplo para un incremento de 5 °C el índice de refracción para este tipo de mezcla disminuye en torno a un 0,04%, la densidad disminuye un 021% y la viscosidad dinámica disminuye un 17%.

Debido a ello la temperatura debe ser controlada ya que pequeñas variaciones de ésta suponen grandes cambios en la viscosidad dinámica, lo que conlleva variaciones en los resultados experimentales.

3.2.4 Modelos

Los modelos utilizados intentan reproducir el patrón de flujo que se produce en las bifurcaciones presentes en las arterias coronarias. Estos modelos constan de una entrada y dos salidas por las que circulan unos caudales Q_1 , Q_2 , Q_3 respectivamente.

Estas dos bifurcaciones forman 45° entre sí en este modelo. Una de ellas, la principal, tiene la misma dirección que la rama de entrada y la segunda forma 45° con respecto a la principal. En estas tres ramas se puede ubicar el stent de tres formas según las distintas técnicas "Culotte", "Tstent", o "Kissing". En este estudio se tienen tres modelos: Sin stent, con dos stent en culotte, y en T.

El objetivo de estos modelos es reproducir el comportamiento del flujo que se produciría en una bifurcación coronaria, por ello están contruidos con un polímero flexible que imita el comportamiento flexible de los vasos sanguíneos.

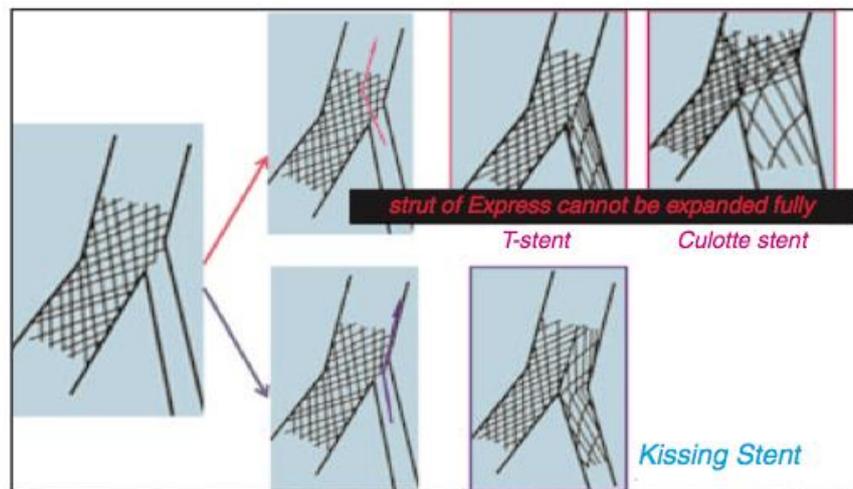


Figure 4. An illustration of complex stenting. Pink arrows show that the wire passed through the stent strut, but the strut of the Express LD cannot be expanded fully. Therefore, we attempted to cross the second wire on the outside of the stent to perform the kissing-stent technique.

Figura 3.19: Colocación de stent en "T" o "Kissing" (Invasive cardiology)

En todo este estudio se va a identificar a los modelos de tal forma:

- Modelo SS: Modelo sin stent.
- Modelo S12: Se introduce un stent por la rama principal y después otro por la secundaria.
- Modelo S21: Se introduce un stent por la rama secundaria y después otro por la principal.

3.2.4.1 Modelo SS

El modelo SS, como ya se ha dicho antes, corresponde al modelo sin ningún stent introducido.

Para este modelo se han definido dos secciones de medida, representadas de forma esquemática en la Figura 3.20. La letra (E) corresponde a entrada y la (S) a salida.

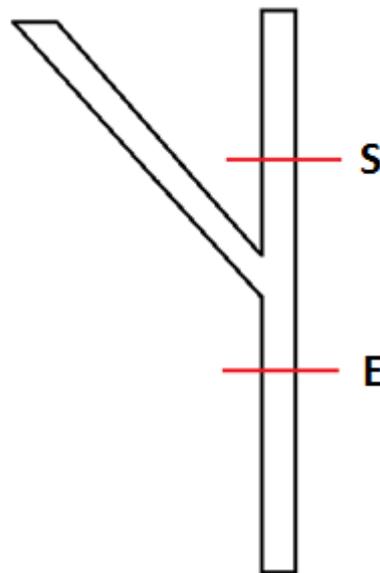


Figura 3.20: Esquema del modelo SS

3.2.5 Modelo S12

El modelo S12 corresponde al modelo en el que se introduce primero un stent por la rama principal y posteriormente por la secundaria. En la Figura 3.21 se representa de manera esquemática éste modelo.

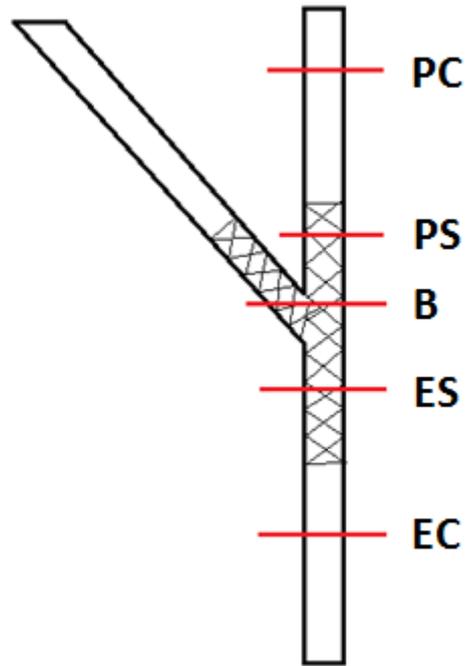


Figura 3.21: Esquema del modelo S12

Las secciones en las que se va a medir están representadas en la figura anterior e identificadas por una o dos letras según la posición de medida.

Se distinguen 5 zonas de medida:

- EC → Rama de entrada en el conducto (sin stent)
- ES → Rama de entrada en la zona con stent
- B → Zona de la bifurcación
- PS → Rama de salida principal en la zona con stent
- PC → Rama de salida principal en la zona del conducto (sin stent)

3.2.6 Modelo S21

El modelo S12 corresponde al modelo en el que se introduce primero un stent por la rama secundaria y posteriormente por la principal. En la Figura 3.24 se representa de manera esquemática éste modelo.

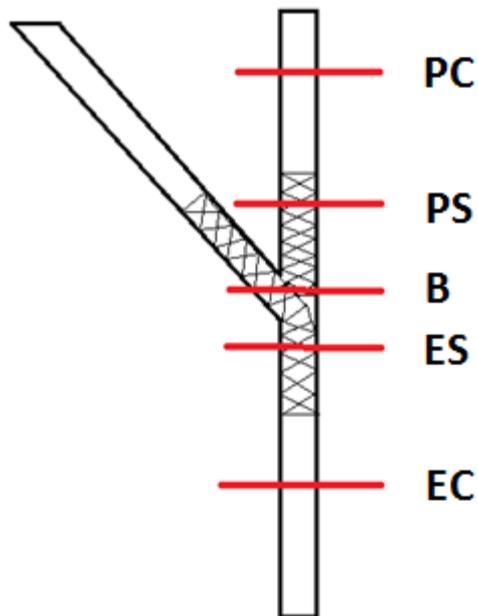


Figura 3.22: Esquema del modelo S21

Las secciones en las que se va a medir están representadas en la figura anterior e identificadas por una o dos letras según la posición de medida.

Se distinguen 5 zonas de medida:

- EC → Rama de entrada en el conducto (sin stent)
- ES → Rama de entrada en la zona con stent
- B → Zona de la bifurcación
- PS → Rama de salida principal en la zona con stent
- PC → Rama de salida principal en la zona del conducto (sin stent)

3.2.7 Trombos artificiales

El objetivo de este estudio es poder estudiar la influencia del stent cuando se utiliza en una bifurcación coronaria para tratar enfermedades arteriales como la aterosclerosis.

Por ello lo que se va a hacer es introducir en el flujo una serie de microfilamentos que simularán el comportamiento de un trombo natural.

El trombo es un coágulo sanguíneo que se forma en un vaso y permanece allí. La embolia es un coágulo que se desplaza desde el sitio donde se formó a otro lugar en el

cuerpo. El trombo o embolia puede producirse en un vaso sanguíneo y obstruir el flujo sanguíneo en ese lugar, impidiendo el suministro de oxígeno y flujo sanguíneo a los tejidos circundantes. Esto puede ocasionar un daño, destrucción (infarto) e incluso la muerte o necrosis de los tejidos que se encuentran en esa área.

En la Figura 3.23 se muestra una vista al microscopio de una de las partículas introducidas. Estas circularán libremente hasta que se adhieran al stent, momento en el que se tomarán las mediciones.

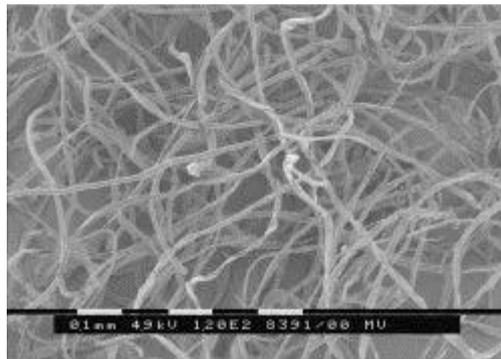


Figura 3.23: Microfilamentos al microscopio

3.2.8 Trípode y desplazador

Para la correcta colocación del modelo se dispondrá de un desplazador de metal que permitirá mover el modelo en un plano con una precisión de décimas de milímetro. Con este sistema se dispone de un método rápido y preciso de colocar el modelo en la posición exacta que se va a medir. Además el desplazador lleva adherido un nivel de burbuja que permitirá saber si está desnivelado (Figura 3.24).

Este desplazador irá sujetado sobre una superficie rectangular de madera, la cual va atornillada a la parte superior de un trípode de altura regulable (Figura 3.26). La combinación del trípode y desplazador nos permitirá regular la posición del modelo en el espacio. Con el trípode se controla la altura y con el desplazador se mueve en las otras dos direcciones espaciales.

Fotografías del desplazador:

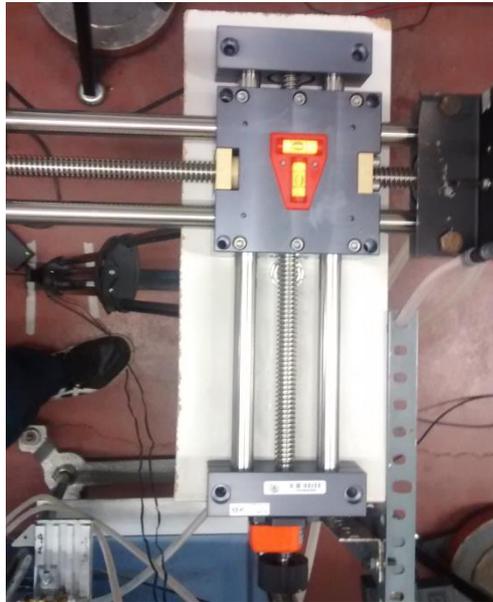


Figura 3.24: Sistema desplazador

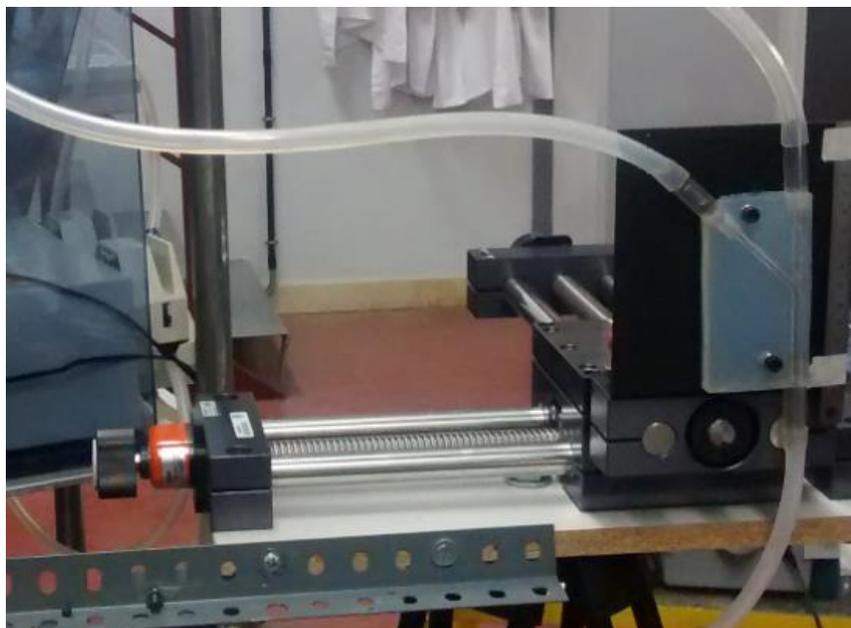


Figura 3.25: Sistema desplazador y modelo

Fotografía del trípode:



Figura 3.26: Trípode

Para sujetar el modelo al desplazador se ha utilizado una estructura metálica con un ángulo de 90° y sujeta con tornillos a la base del desplazador

Sobre esta estructura irá sujeto el modelo con dos tornillos, tuercas y arandelas



Figura 3.27: Desplazador y estructura



Figura 3.28: Modelo sujeto

3.3 METODOLOGÍA DE MEDIDA

Para obtener resultados experimentales con la instalación descrita anteriormente es necesario un procedimiento para poder obtener las medidas adecuadas, es decir, se necesita preparar y ajustar la instalación previamente a la realización de la toma de datos.

El paso inicial de este procedimiento consiste en una preparación de la instalación para que sea posible una correcta puesta en marcha de la misma, para ello hay que asegurarse de que la conexión de todos los dispositivos sea, tanto eléctricos como hidráulicos sea la correcta, paso muy importante ya que cualquier error en ella puede conllevar el empleo de un tiempo muy grande para intentar averiguar el posible fallo.

Posteriormente se pondrá en marcha la instalación, donde se ajustarán los caudales con sus relaciones mediante dos abrazaderas que se sitúan una en el conducto que une la salida del depósito de altura constante y otra que puede ser situada a la salida de una rama u otra de la bifurcación del modelo.

Estos caudales serán medidos mediante métodos gravimétricos, relacionando el peso del fluido que abandona el modelo a través de los aliviaderos en un periodo de tiempo preestablecido. Además se comprobará que todas las variables del fluido como la temperatura y la viscosidad sean las adecuadas.

3.3.1 Preparación de la instalación

El paso inicial consiste en la adecuación de la instalación que lleva consigo la correcta posición de cada uno de los dispositivos con sus conexiones adecuadas, y el montaje y alineamiento de las distintas partes que confirman la instalación. Se puede dividir en las siguientes partes:

3.3.1.1 Montaje y preparación del modelo

Estos dos procesos consisten en la colocación del modelo sobre su soporte y su incorporación al circuito hidráulico, que solo se realizarán cuando se quiera cambiar el modelo de estudio, por lo que no son dos pasos habituales en la adecuación de la instalación.

Este modelo debe ir posicionado de forma que la pared lateral del modelo que tenga los conductos interiores más cercanos está orientada hacia el emisor láser. De esta

forma los rayos láser tienen que atravesar la menor cantidad de material, conservando la mayor cantidad de luz posible con la menor desviación.

Para colocar el modelo sobre el desplazador se sitúa la estructura metálica a 90° de tal forma que el modelo pueda ser sujetado en vertical. La chapa se sujetará con imanes al desplazador mientras que el modelo se sujeta mediante tornillos y arandelas a la chapa metálica de forma que queda firmemente sujeto.

Los tornillos se han colocado en posiciones estudiadas para que no impidan o dificulten la medida de zonas de interés en el modelo.

Posteriormente al montaje del modelo sobre el desplazador se pasará a la conexión del modelo con el resto de los elementos que forman el circuito hidráulico. Las tuberías serán conectadas con las entradas y salidas del modelo de la forma adecuada según el estudio que se quiera realizar ya que se podrá cambiar el sentido del flujo según se prefiera ascendente o descendente, con el modelo en una misma posición. Hay que tener cuidado de que las tuberías no obstaculicen la luz del láser.

3.3.1.2 Preparación del láser

El dispositivo láser estará colocado sobre un soporte fijo cerca del modelo a medir. Para encenderlo se debe primero conectar el agua que refrigerará el láser mientras esté en funcionamiento y observar que la temperatura del agua está por debajo de la temperatura máxima. Después se puede regular la potencia del láser de manera manual mediante unos potenciómetros en el panel de control. En este estudio se tiene siempre a potencia máxima.

Una vez puesto a punto lo anterior, se retirarán las protecciones de las lentes y se abrirá el obturador que permitirá que el rayo salga fuera del láser y pase a través de las lentes.

Posteriormente se colocará el modelo en la posición deseada para medir con ayuda del desplazador.

3.3.1.3 Encendido del sistema de generación de flujo

Una vez ajustados todos los dispositivos anteriores se pasará a la puerta en marcha del circuito hidráulico de la instalación. Para ello inicialmente se comprobarán que las

válvulas están en su posición adecuada, ya que una configuración errónea puede provocar que el fluido reviente alguna más débil del circuito. Antes de introducir la mezcla en el depósito principal hay que asegurarse de que las partículas están perfectamente mezcladas en el fluido. Posteriormente se encenderán las bombas hidráulicas que mediante un regulador manual se puede establecer la potencia de giro deseada. Una vez puesto en marcha el circuito hidráulico se debe asegurar no tener burbujas de aire en ningún conducto, también, si fuese necesario, se deben cebar algunos tramos de la instalación como pueden ser los anteriores a los aliviaderos de descarga, principalmente para bajos caudales, que se podría realizar abriendo las válvulas que establecen el circuito en by-pass, conectando la salida de las bombas directamente con la entrada al modelo sin necesidad de pasar por el modelo de altura constante. De esta forma a la salida del modelo el flujo tendrá más fuerza pudiendo cebar la salida de los conductos que se dirigen a los aliviaderos.

3.3.1.4 Electroválvula

Este apartado solo es necesario cuando se trabaja con flujo pulsante, en régimen estacionario la válvula queda siempre completamente abierta.

Cuando se trabaja en régimen pulsante se debe asegurar que la curva de velocidades se ajusta a lo que se va buscando, es decir, una forma similar a la que se vio que produce el corazón en el capítulo anterior. Para ello, se regulará los distintos grados de apertura de la válvula a lo largo de un ciclo de 1.5 segundos.

Una vez ajustado el comportamiento de la válvula, se procederá a tomar una serie de medidas a modo de prueba. Después se analizarán los datos medidos por el caudalímetro para ver si curva de velocidad es la correcta, en caso negativo se procederá a reajustar los grados de apertura de la válvula y se repetirán las mediciones. Cuando el ajuste sea el correcto y las velocidades sean las que se van buscando se pueden tomar medidas definitivas para su posterior análisis.

La curva utilizada en este ensayo es la que se muestra a continuación:

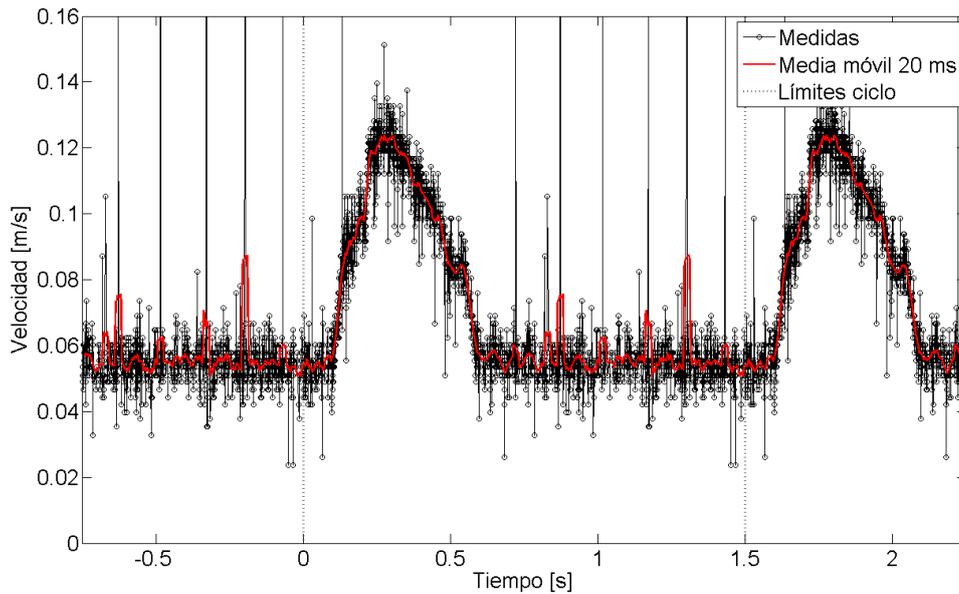


Figura 3.29: Curva de tiempo-velocidad utilizada

3.3.2 Parámetros y ajustes en la puesta en marcha de la instalación

Una vez que se ha puesto en marcha la instalación se pasará a determinar una serie de parámetros y al establecimiento de determinados ajustes antes de realizar la toma de datos.

3.3.2.1 Control de la temperatura

Con la instalación en marcha se esperará un periodo de tiempo determinado para dejar que se establezca la temperatura del fluido, que va a ser medida introduciendo un termómetro en el depósito de nivel constante, de forma que esté en contacto con el fluido. Se producen variaciones de esta temperatura importantes, ya que depende en gran medida de la temperatura del laboratorio.

3.3.2.2 Medida de la densidad

Alcanzada la temperatura de funcionamiento, se podrá determinar la densidad del fluido. La densidad de la mezcla indicará cual es la concentración de cada componente

(glicerina y agua), y por tanto la viscosidad del fluido, que es al final la variable que más se ve afectada.

Las condiciones en las que se realiza la experimentación no son lo suficientemente variables como para provocar un cambio apreciable en la densidad, por lo que se considerará constante a lo largo de la toma de datos. Pero hay que tener en cuenta que cuando se produce el transcurso de días se puede evaporar parte del agua de la mezcla, que si es suficientemente elevada puede cambiar el valor de la densidad. Si esto ocurre se añadirá la cantidad de agua necesaria hasta alcanzar la relación de glicerina del 39%-61%.

3.3.2.3 Ajuste de los caudales

Para medir la relación de caudales es necesario que la temperatura se haya estabilizado previamente. Cuando esto se haya producido se tiene que medir cuanto caudal es expulsado por cada aliviadero. Para ello se dispondrá de un cronómetro, un recipiente y una báscula. Con estos instrumentos se determina el caudal midiendo en un tiempo determinado (30 segundos usualmente) la masa de fluido que cae al recipiente. Con el flujo másico del fluido y su densidad se puede calcular el caudal como:

$$Q = \frac{\dot{m}}{\rho}$$

Ecuación 3.8

En caso de que los caudales no sean los deseados se puede regular el caudal total mediante la velocidad de giro de las bombas o mediante una abrazadera en el conducto que sale del depósito de altura constante y va al modelo.

Para regular la relación de caudales se puede se puede colocar una abrazadera en uno de los conductos que salen del modelo y van a parar a los aliviaderos.

La regulación del caudal se hará por “prueba y error”, es decir, se regulará de forma manual y se calculará el caudal de descarga repitiendo este proceso tantas veces como sea necesario hasta alcanzar la relación deseada.

3.3.3 Toma de datos

Una vez llevado a cabo todos los pasos anteriores se procede a la toma de datos. Lo primero que hay que hacer es comprobar que el láser está apuntando a la zona de medida deseada para que pueda medir correctamente. Después se comprueba que los fotodetectores están detectando un número suficiente de partículas mediante un indicador luminoso que parpadeará cada vez que se detecte una.

Después se ajusta el programa de ordenador que se utilizará para gestionar y exportar los datos del modo más adecuado a la medición que se va a realizar en cada caso (ganancia, voltaje, etc).

En la Figura 3.30 se muestra una foto del equipo utilizado para el registro y procesado de los datos y su posterior exportación.



Figura 3.30: Equipo para toma de datos

Una vez preparado el programa se iniciará la toma de datos pulsando el correspondiente botón en el programa y se empezarán a almacenar los datos. Mientras la toma de datos está en proceso se puede ver un histograma de las velocidades y del espectro para comprobar que se está midiendo correctamente.

Una vez se hayan tomado los suficientes datos (1000 como mínimo) se parará la toma de datos y se exportarán en un archivo .txt para su posterior procesamiento en MATLAB.

En el caso de que se esté trabajando con la instalación en régimen pulsante, los pasos a seguir son los mismos, con la excepción de que antes de tomar los datos hay que activar la electroválvula y ajustar los grados de apertura.

CAPÍTULO 4

ALGORITMO PARA EL ANÁLISIS DE FRECUENCIAS

4 ALGORITMO PARA EL ANÁLISIS DE FRECUENCIAS

El objetivo de este capítulo es describir el método utilizado para el tratamiento de las velocidades medidas y su posterior análisis en el dominio de la frecuencia.

4.1 INTRODUCCIÓN

En este ensayo los datos que van a ser recogidos son velocidades en función del tiempo, sin embargo el objeto de análisis en este estudio va a ser el comportamiento en frecuencia de la velocidad del flujo. Por ello estas velocidades necesitan una serie de operaciones que se verán a continuación. Primeramente se obtendrá una muestra de velocidades en un vector equiespaciado utilizando interpolación (la muestra original no es equiespaciada), y después a este vector se le aplicará el algoritmo de la transformada rápida de Fourier para obtener el espectro con ayuda de MATLAB.

4.2 LA TRANSFORMADA DE FOURIER

La **transformada de Fourier**, denominada así por Joseph Fourier, es una transformación matemática empleada para transformar señales entre el dominio del tiempo (o espacial) y el dominio de la frecuencia, que tiene muchas aplicaciones en la física y la ingeniería. Es reversible, siendo capaz de transformaciones de cualquiera de los dominios al otro.

La transformada de Fourier es una aplicación que hace corresponder a una función f con otra función F definida de la manera siguiente:

$$F(\xi) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x)e^{-2\pi i \xi x} dx \quad \text{Ecuación 4.1}$$

En la práctica las variables x y ξ suelen estar asociadas a dimensiones como el tiempo (segundos) y frecuencia (hertzios) respectivamente.

i es la raíz cuadrada de -1 (unidad imaginaria).

En la Figura 4.1: Comparación del dominio frecuencial y temporal

y ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.se muestra el dominio del tiempo en comparación con el de la frecuencia.

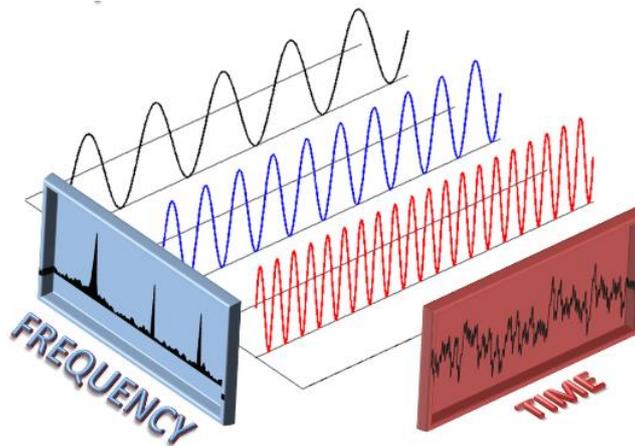


Figura 4.1: Comparación del dominio frecuencial y temporal
(NETMIT Networks @ MIT)

4.2.1 La transformada discreta de Fourier o DFT

Tal y como hemos visto antes, renombrando las variables, se puede definir la transformada de Fourier de una señal temporal continua $x(t)$ como:

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-i\omega t} dt \quad \text{Ecuación 4.2}$$

Dónde:

- $\omega \rightarrow$ Frecuencia angular (el producto por 2π en el caso anterior es para pasar a hertzios)
- $t \rightarrow$ Tiempo

Sin embargo el cálculo de la expresión anterior es difícil por requerir el cálculo de integrales.

Sin embargo, la DFT reemplaza la integral infinita por una suma finita:

$$X(\omega_k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(t_n) e^{-i\omega_k t_n} dt \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad \text{Ecuación 4.3}$$

Dónde:

- $x(t_n)$ → Amplitud de la señal de entrada a tiempo t_n
- $X(\omega_k)$ → Espectro de x a la frecuencia ω_k
- N → Número de muestras temporales

De este modo, no tenemos problemas con los infinitos ni la necesidad de calcular integrales.

Además, en el campo del procesamiento de señales digitales, las señales y el espectro son procesados en forma muestral (no continua), por lo tanto lo que realmente se va a necesitar va a ser la DFT.

En resumen, la DFT es más sencilla matemáticamente y más relevante computacionalmente.

4.2.2 La transformada rápida de Fourier o FFT

El término FFT (del inglés *Fast Fourier Transform*) se refiere a un eficiente algoritmo que permite calcular la transformada de Fourier discreta (DFT) y su inversa.

Cuando se computa un conjunto de N vectores de longitud N cada uno la complejidad computacional es $O(N^2)$. Cuando N es una potencia entera de 2, el algoritmo de la FFT reduce la complejidad a $O(N \cdot \log_{10} N)$.

Donde $O(x)$ significa “del orden de x ”.

Si N es grande hay un enorme ahorro de coste computacional. A modo de ejemplo, si N es un millón (10^6) entonces $O(N^2)$ es un billón (10^{12}) de cálculos mientras que $O(N \cdot \log_{10} N)$ es $10^6 \times 6 =$ seis millones de cálculos.

4.3 IMPLEMENTACIÓN DEL CÓDIGO

El método de la FFT descrito tiene un inconveniente para el presente estudio: únicamente es válido para muestras equiespaciadas, por lo que se debe modificar la muestra.

4.3.1 Pasos previos al interpolado

Antes de comenzar la interpolación debemos tomar una decisión importante que afectará al resto del análisis que hagamos. ¿Cuántos datos vamos a tener como resultado de la interpolación para almacenar en un vector?

Este punto es importante porque cuantos más puntos tendremos mayor resolución espectral podremos conseguir, es decir, podremos ver el espectro en frecuencias más altas que si tuviéramos menor resolución pero a cambio el coste computacional en tiempo es mucho mayor, por lo tanto hay que llegar a un compromiso entre una resolución suficiente y que no conlleve demasiado tiempo.

Para ello vamos a realizar el siguiente procedimiento:

1. Obtenemos la duración total del tiempo de medida.
2. Definimos un valor llamado dt (diferencial de tiempo) que será el promedio de tiempo entre dos medidas consecutivas (duración total/número de medidas).
3. Definimos un vector equiespaciado desde el primer valor del vector tiempo hasta el último valor, en el que la distancia entre dos puntos consecutivos es dt .
4. Dicho vector será en que utilicemos para obtener los puntos equiespaciados de la interpolación.

4.3.2 Interpolación de las muestras

Las muestras tomadas por el equipo de medida son recogidas, debido a la propia naturaleza de la técnica utilizada, a intervalos de tiempo no uniformes (cada vez que una partícula trazadora es detectada por los fotodetectores). En principio a este tipo de muestra no podemos aplicar directamente la FFT al no estar equiespaciadas, pero podemos adaptarlas mediante interpolación.

En el campo matemático del análisis numérico, se denomina **interpolación** a la obtención de nuevos puntos partiendo del conocimiento de un conjunto discreto de puntos.

En ingeniería y algunas ciencias es frecuente disponer de un cierto número de puntos obtenidos por muestreo o a partir de un experimento y pretender construir una función que los ajuste. En este caso vamos a interpolar mediante dos métodos diferentes para compararlos, interpolación lineal e interpolación de Hermite.

4.3.2.1 Interpolación lineal

La interpolación lineal es un caso particular de la interpolación general de Newton.

Con el polinomio de interpolación de Newton se logra aproximar un valor de la función $f(x)$ en un valor desconocido de x . El caso particular, para que una interpolación sea lineal es en el que se utiliza un polinomio de interpolación de grado 1, y se denota de la siguiente manera:

$$f(x|x_1; x_2) = f(x_1) + \frac{f(x_2) - f(x_1)}{(x_2 - x_1)}(x - x_1)$$

4.3.2.2 Interpolación de Hermite

En este otro caso, se interpola por partes mediante polinomios interpoladores cúbicos de Hermite. Para ello utilizaremos la función de MATLAB “pchip” (Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial).

En análisis numérico, un polinomio interpolador cúbico de Hermite es un spline donde cada parte es un polinomio de grado tres especificado en la forma de Hermite, es decir, viene dado por sus valores y la derivada primera en los puntos finales del correspondiente intervalo del dominio.

Los splines cúbicos de Hermite son usados típicamente para interpolación de datos numéricos discretos para obtener una función diferenciable continua (de clase C^1). Los valores necesitados son los valores en cada punto x_k y su derivada primera (si solo se tienen los valores la derivada debe ser estimada a partir de ellos). La fórmula de Hermite es aplicada a cada intervalo (x_k, x_{k+1}) por separado. El spline resultante será continuo y su derivada primera será continua.

4.3.2.3 Comparación de los dos métodos

En la Figura 4.2 se muestra una grafico de una de las interpolaciones que se han hecho para comparar ambos modelos. En el eje de abscisas se representa el tiempo en milisegundos y el de ordenadas las velocidades de las partículas trazadoras detectadas.

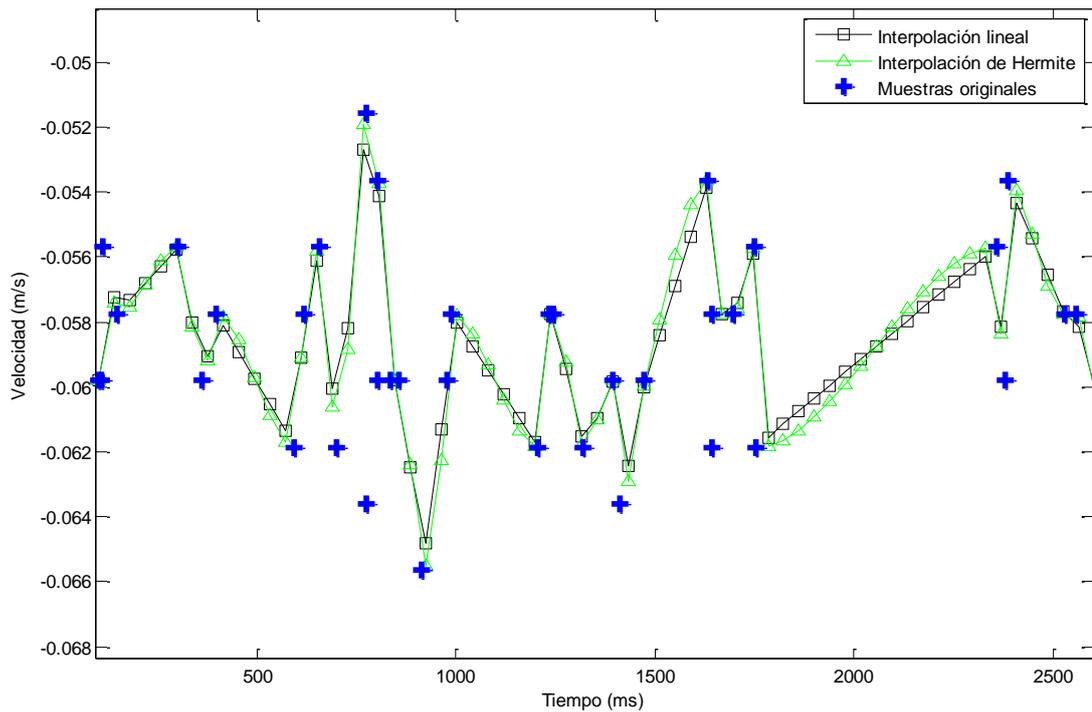


Figura 4.2: Comparación de distintos métodos de interpolación

Como puede apreciarse apenas hay diferencia entre ambas interpolaciones, tal y como se verá en el análisis de espectros.

El espacio entre puntos consecutivos en las curvas interpoladas es el valor del vector dt que habíamos definido antes.

Los valores de cada una de estas curvas serán los que utilizemos en la FFT.

4.3.3 Filtrado del espectro

Una vez obtenido el espectro a través de la FFT es necesario hacer un filtrado del mismo debido a la gran cantidad de ruido presente y que puede hacer más difícil su análisis. Para ello utilizaremos una media móvil que funcionará como un filtro paso bajo (filtra las altas frecuencias y deja pasar las bajas). En la Figura 4.3 se muestra cómo funciona dicho filtro (en rojo la señal filtrada).

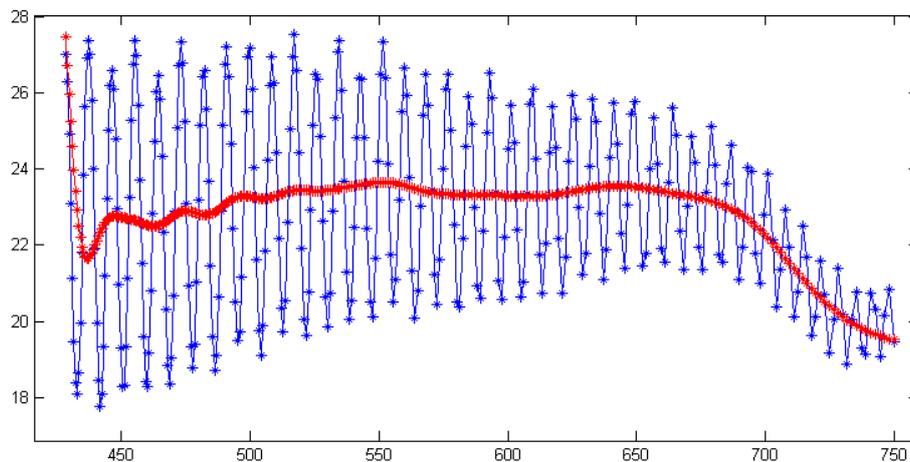


Figura 4.3: Efecto de un filtro paso bajo (Stackoverflow)

Para conseguir este efecto se utilizará una media móvil como ya se ha dicho. En estadística, una media móvil es un cálculo utilizado para analizar un conjunto de datos en modo de puntos para crear series de promedios. Así las medias móviles son una lista de números en la cual cada uno es el promedio de un subconjunto de los datos originales.

Por ejemplo, si se tiene un conjunto de 100 datos el primer valor de la serie de medias móviles podría ser el promedio de los primeros 25 términos, luego el promedio de los términos 2 al 26, el tercer elemento de los términos 3 al 27 y así, hasta por último el promedio de los últimos 25 números del 76 al 100.

Una serie de medias móviles puede ser calculada para cualquier serie temporal; suaviza las fluctuaciones de plazos cortos, resaltando así las tendencias o ciclos de plazos largos.

En este caso utilizaremos un promediado de cinco términos por ser el más adecuado para este propósito, ya que un promediado de tres términos no filtra lo suficiente y uno de siete “amortigua” demasiado algunos picos, lo cual es indeseable totalmente ya que es lo que queremos detectar.

En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se muestra el espectro de una e las medidas tomadas mientras que en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se muestra el mismo espectro filtrado. Como se aprecia hay una notable reducción de ruido.

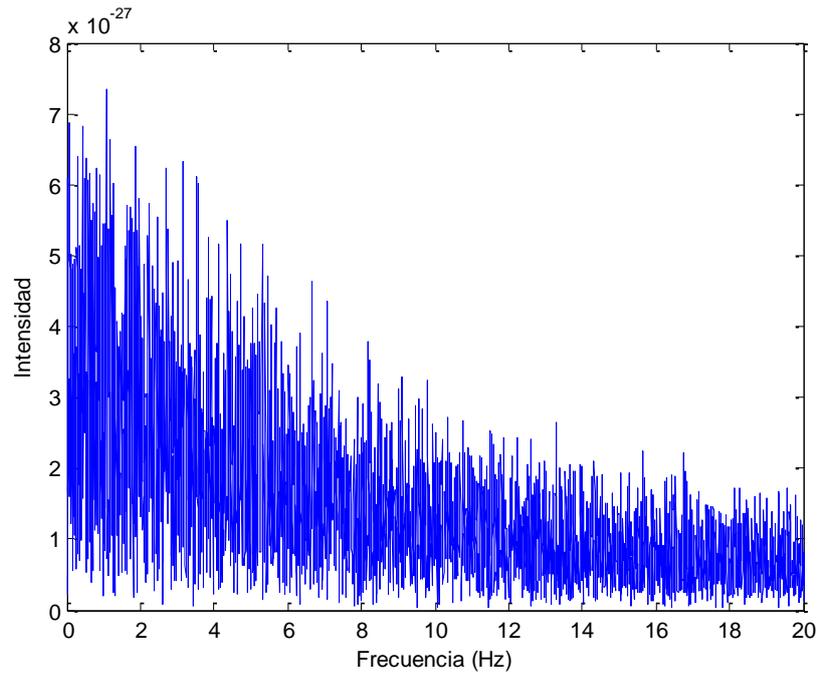


Figura 4.4: Espectro sin filtrar

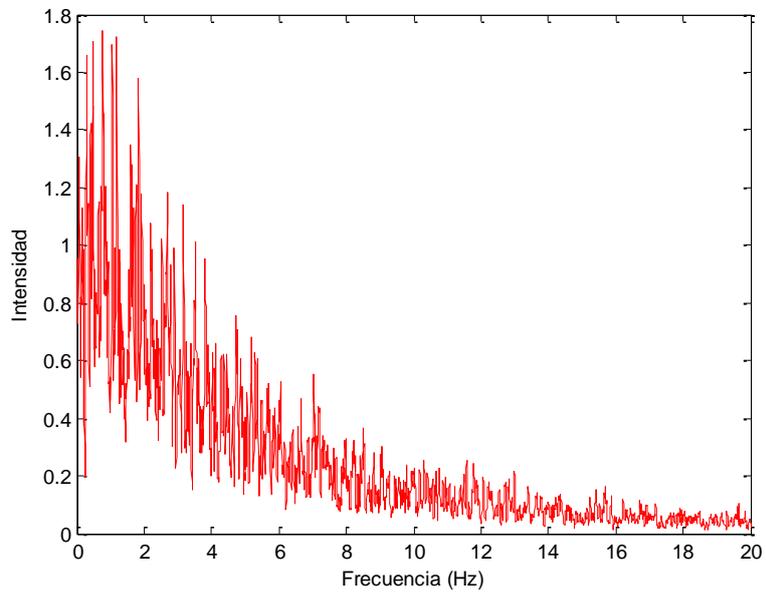


Figura 4.5: Espectro filtrado con media móvil

CAPÍTULO 5

ANÁLISIS DE RESULTADOS

5 ANALISIS DE RESULTADOS

Todo el desarrollo experimental va encaminado, principalmente, a la caracterización de los espectros de frecuencias en una bifurcación coronaria cuando no hay stent y cuando se colocan dos stent en la bifurcación y la manera en la que éste se perturba por su colocación (en caso de que lo haga).

Además, para complementar el estudio, se van a introducir unas micropartículas filamentosas que simularán el comportamiento de pequeños trombos en una bifurcación con stent.

5.1 MEDIDAS PRELIMINARES

Estas primeras medidas se han realizado con un objetivo: comprobar la validez del método LDV para realizar análisis en frecuencia de flujos.

Para ello se va a poner la instalación de tal modo que el fluido no suba al depósito de nivel constante sino que vaya por el by-pass de forma que pase de las bombas directamente al modelo a medir, que en este caso es el modelo SS. Con esto se consigue que el fluido tenga las frecuencias impuestas por las bombas, que dependen de la velocidad de rotación que tengan.

5.1.1 Frecuencia máxima de la bomba

Para este primer ensayo se pone la bomba a su máxima velocidad (aproximadamente 3.5 revoluciones por segundo). Si se tiene en cuenta que la bomba tiene 3 “rodillos” para impulsar el fluido (Figura 5.1) se puede deducir que la frecuencia que tendrá el flujo serán en torno a 10 Hz. Como se ve en la Figura 5.2 el espectro obtenido concuerda con lo que cabía esperar.

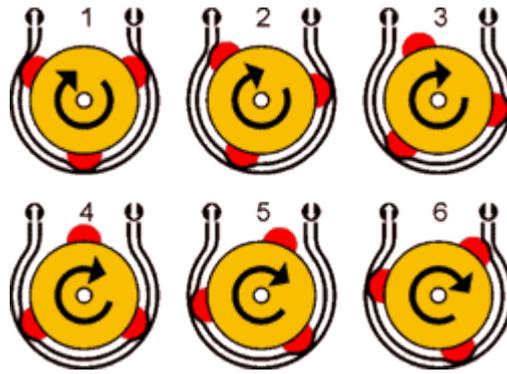


Figura 5.1: Funcionamiento esquemático de una bomba peristáltica (Quiminet)

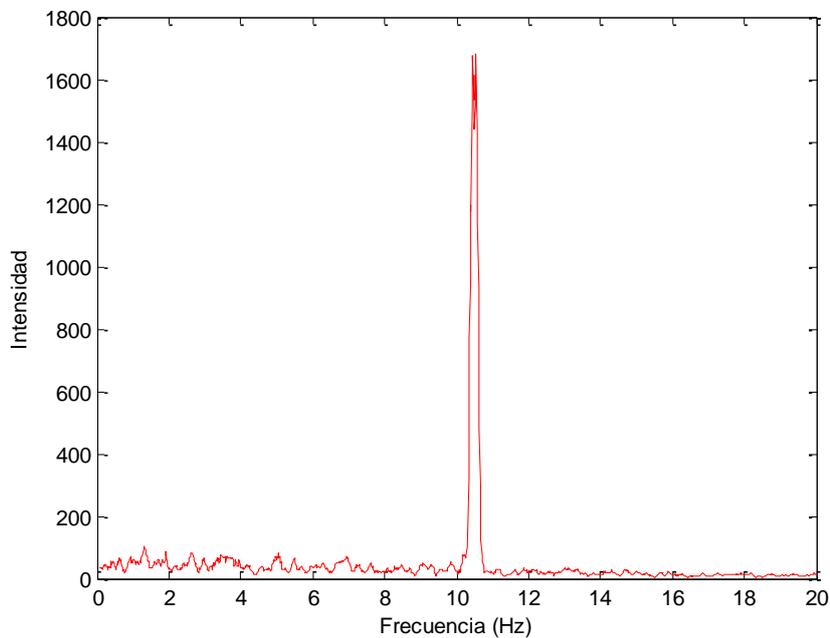


Figura 5.2: Espectro con bomba a la máxima frecuencia

5.1.2 Frecuencia mínima de la bomba

En este caso se realizará un ensayo similar pero con la bomba trabajando a la mínima velocidad (aprox. 1 revolución por segundo). En este caso el flujo tendrá un pico en torno a 3 Hz aproximadamente. En la Figura 5.3 puede comprobarse que efectivamente, así es.

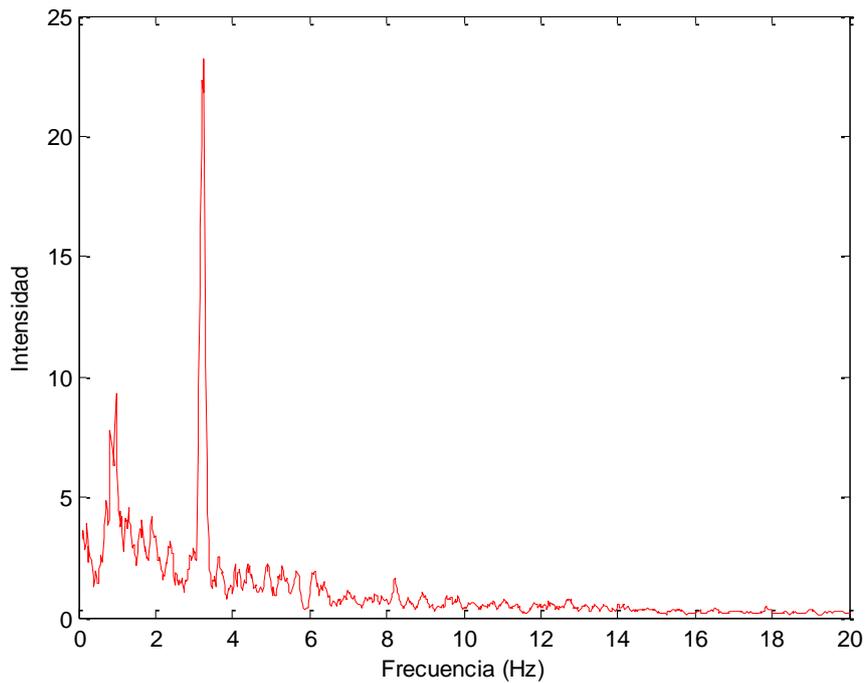


Figura 5.3: Espectro con la frecuencia mínima de la bomba

Con este sencillo método se da por validado el método experimental que se va a utilizar para el estudio de los espectros.

5.2 ANÁLISIS DEL ESPECTRO EN RÉGIMEN ESTACIONARIO

Esta sección es la más importante de este trabajo, y es donde se presentarán las medidas tomadas con objeto de analizar los espectros y la posible influencia de la colocación de stent y los microtrombos.

Se van a definir una serie de parámetros que se han utilizado a lo largo de toda esta sección para caracterizar el flujo:

Tabla 5.1: Parámetros de medida definidos

Q_1 (ml/min)	Caudal rama de entrada
Q_2 (ml/min)	Caudal rama principal
Q_3 (ml/min)	Caudal rama secundaria
r	Relación de caudales
Re_1	Nº Reynolds rama de entrada

Re₂	Nº Reynolds rama principal
Re₃	Nº Reynolds rama secundaria
Temperatura °C	Temperatura del fluido

5.2.1 Modelo SS

En este apartado se van a presentar y analizar los resultados obtenidos de las mediciones correspondientes al modelo SS, es decir el modelo sin stent. Estos resultados servirán para comparar los resultados que posteriormente se obtengan de los otros modelos. De esta forma se podrá ver de qué manera influye el stent en la frecuencia del flujo o en las velocidades.

Para este caso se han medido dos secciones, representadas de forma esquemática en la. La letra (E) corresponde a entrada y la (S) a salida. Se va a medir en la salida cerca y lejos de la pared, de esta forma se verá como la pared modifica el flujo. En la entrada se medirá únicamente un punto en el centro del conducto.

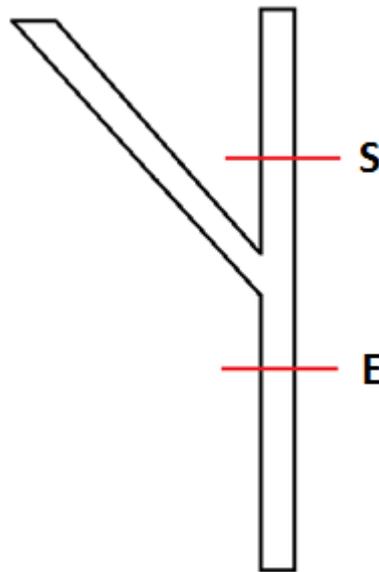


Figura 5.4: Representación del modelo SS

Parámetros importantes durante la toma de datos en este modelo:

Tabla 5.2: Parámetros de medida en modelo SS

Q₁ (ml/min)	116
Q₂ (ml/min)	64
Q₃ (ml/min)	52

r	1.23
Re₁	41
Re₂	29
Re₃	25
Temperatura (°C)	25

5.2.1.1 Sección E

Esta sección es la correspondiente a la entrada lejos de la pared. No debería haber ningún resultado extraño al estar en régimen laminar completamente desarrollado.

Espectro:

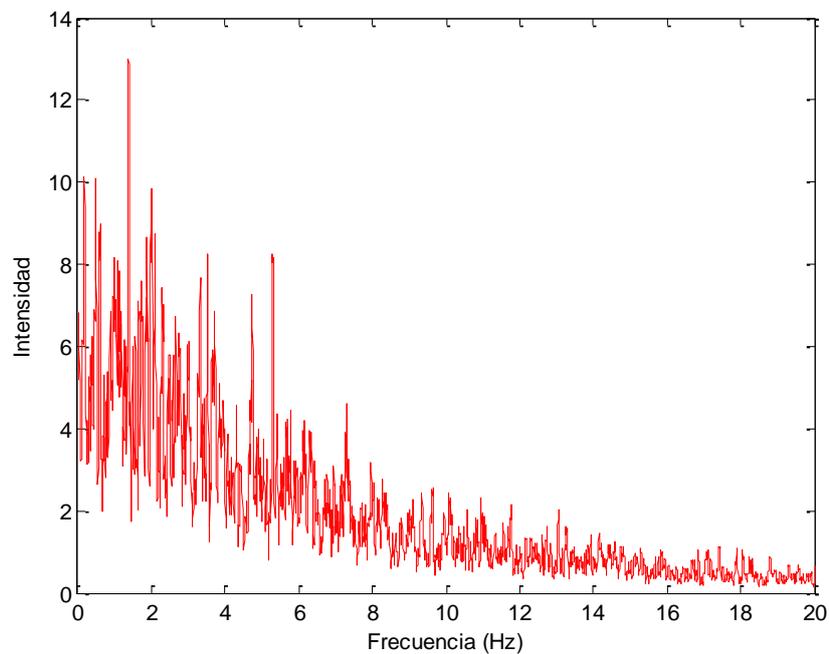


Figura 5.5: Sección E lejos de la pared

En la Figura 5.5 se muestra el espectro analizado con la metodología definida en el Capítulo 3. Como puede verse no se aprecia ningún pico como pasaba en la Figura 5.3. El resultado es el esperado, a medida que aumenta la frecuencia, hay menos intensidad en la señal.

5.2.1.2 Sección S (cerca de la pared)

En esta sección se ha medido en la rama principal cerca de la pared, de esta forma se ve cómo se modifica el comportamiento del fluido. A priori no se puede prever como se va a comportar el fluido

Espectro:

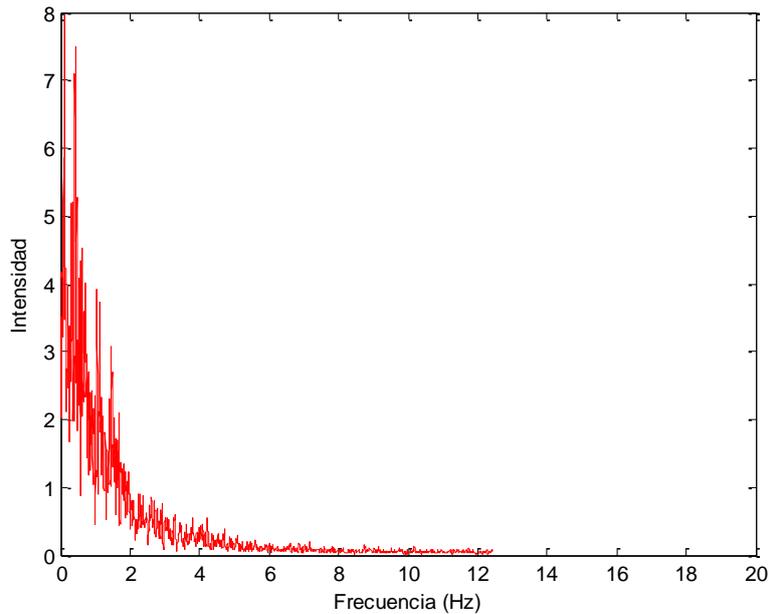


Figura 5.6: Sección E cerca de la pared

Se ve que el espectro difiere notablemente del anterior. En este caso la frecuencia se “amortigua” mucho más rápido, haciéndose muy pequeño a partir de 2 Hz.

5.2.1.3 Sección S (lejos de la pared)

En este caso se va a analizar el espectro en la salida de la bifurcación pero lejos de la pared (en el centro del conducto). Lo que cabría esperar es que el flujo sea parecido al de la entrada ya que no hay stent que lo modifique. No obstante no se sabe si la bifurcación tendrá un efecto importante perturbando el flujo.

Espectro:

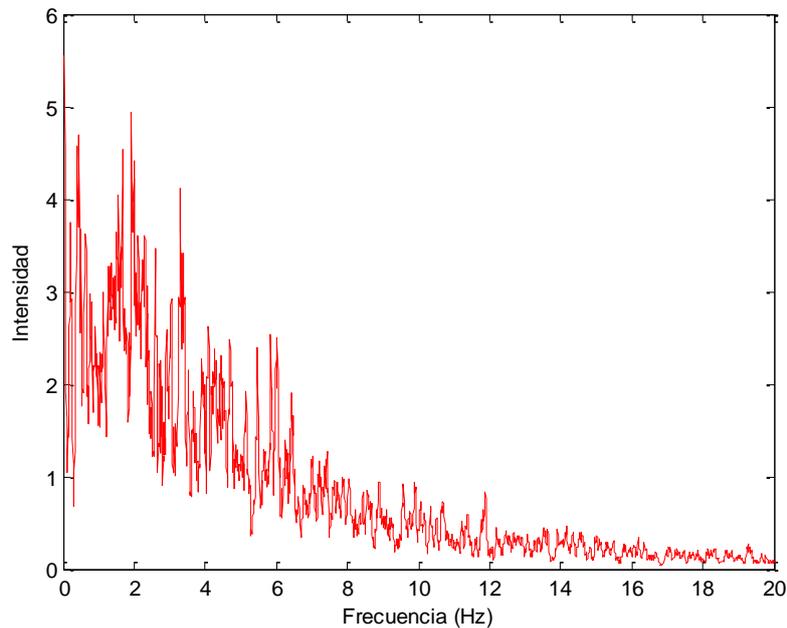


Figura 5.7: Sección S lejos de la pared

Efectivamente, tal y como se había adelantado, el espectro es bastante parecido al de la entrada en el conducto (Figura 5.5).

De esta manera se puede confirmar que el flujo se ve bastante influido por la presencia de la pared, amortiguando mucho más rápido las perturbaciones.

Una posible explicación del fenómeno es la existencia de la capa límite. Cerca de la pared la capa límite amortigua las fluctuaciones del fluido al ser los efectos viscosos mucho mayores. Esto provoca que el espectro adquiera la forma vista en la Figura 5.6. La inmensa mayoría de las partículas tienen unas frecuencias muy bajas al ser su movimiento muy “suave” y uniforme.

5.2.2 Modelo S12

En este apartado se van a presentar y analizar los resultados de las mediciones correspondientes al modelo S12. En la Figura 3.21 se representa de manera esquemática éste modelo y las secciones de medida.

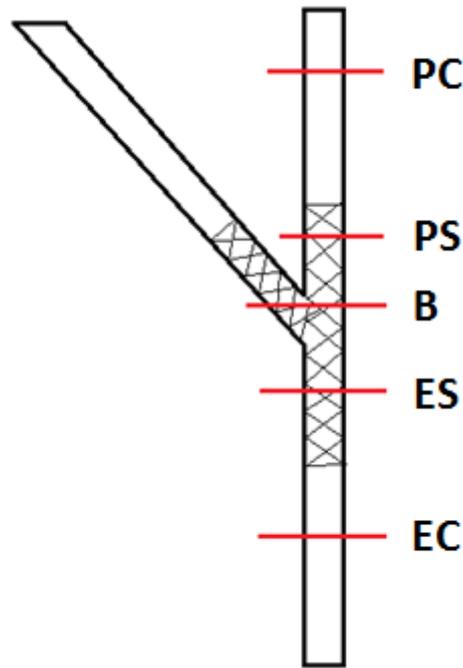


Figura 5.8: Secciones de medida en el modelo S12

Las secciones en las que se han medido están representadas en la figura anterior e identificadas por una o dos letras según la posición de medida. En las siguientes subsecciones se analizará el espectro de cada sección.

Distinguimos 5 zonas de medida:

- EC → Rama de entrada en el conducto (sin stent)
- ES → Rama de entrada en la zona con stent
- B → Zona de la bifurcación
- PS → Rama de salida principal en la zona con stent
- PC → Rama de salida principal en la zona del conducto (sin stent)

5.2.2.1 Sección EC

En este caso se mide en una serie de puntos en la entrada del modelo antes del stent, por lo que el espectro y las velocidades no deberían verse modificados respecto al modelo SS.

Zonas de medida:

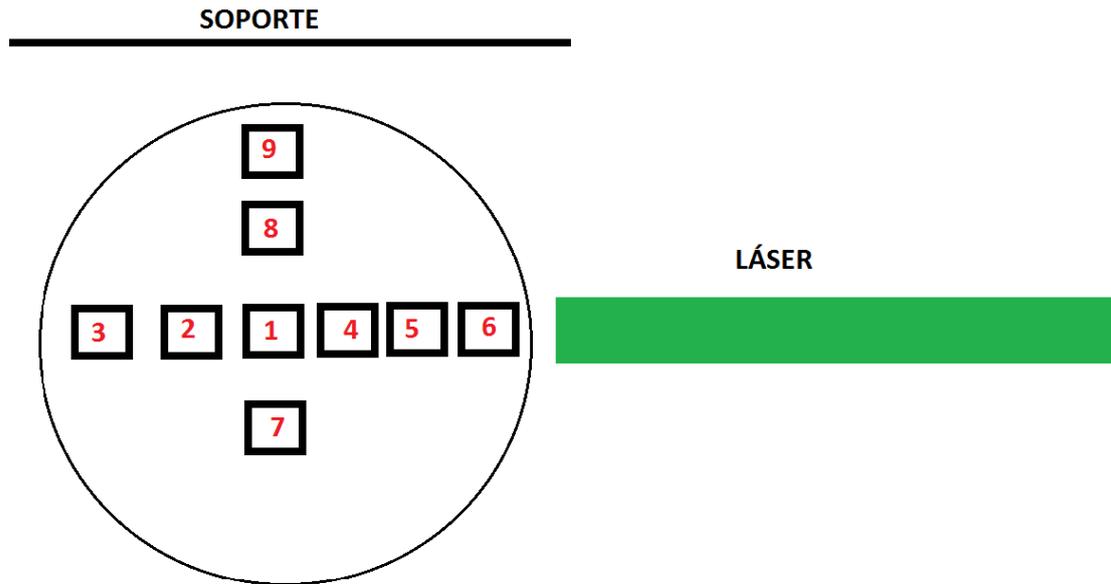


Figura 5.9: Puntos medidos en la sección EC

Distancia entre punto 1 y los demás:

Tabla 5.3: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección EC

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	-0.8	0
3	-1.6	0
4	+0.8	0
5	+1.6	0
6	+2.5	0
7	0	-0.5
8	0	+0.5
9	0	+1

En la Figura 5.9 se representa un corte de la sección EC en planta. Los números identifican los puntos que van a ser medidos. Como se puede ver hay puntos cercanos a la pared donde; en estas zonas es previsible que los espectros difieran en gran medida de los de los puntos centrales.

Primero se van a presentar todas las gráficas y después se comentarán los resultados.

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.4: Parámetros de medida en modelo S12, sección EC

Q₁ (ml/min)	116
Q₂ (ml/min)	64
Q₃ (ml/min)	52
r	1.23
Re₁	41
Re₂	29
Re₃	25
Temperatura (°C)	25

5.2.2.1.1 Espectros

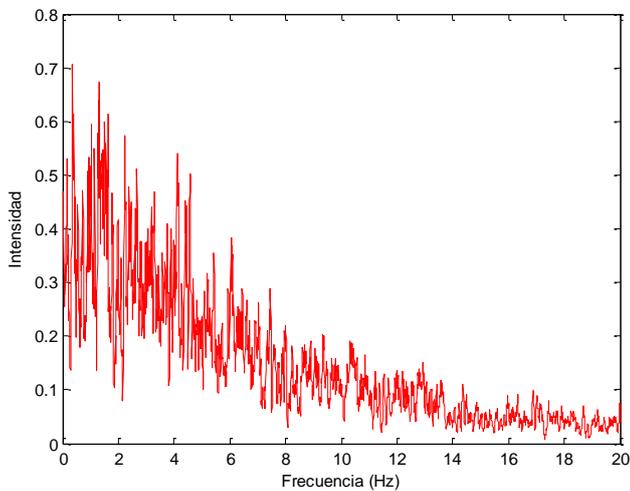


Figura 5.10; Punto EC_01

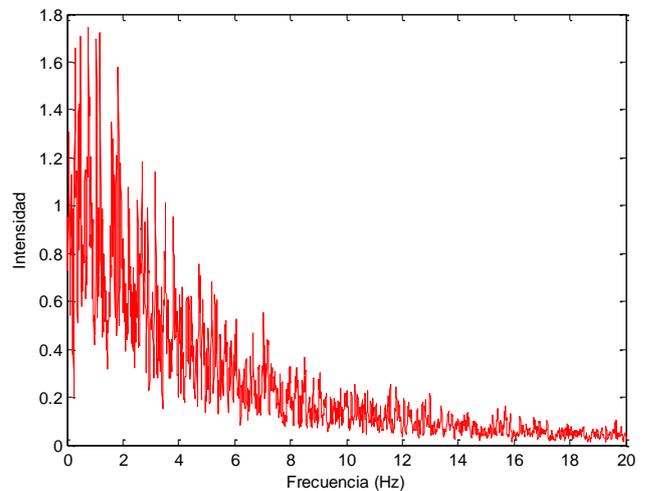


Figura 5.11; Punto EC_02

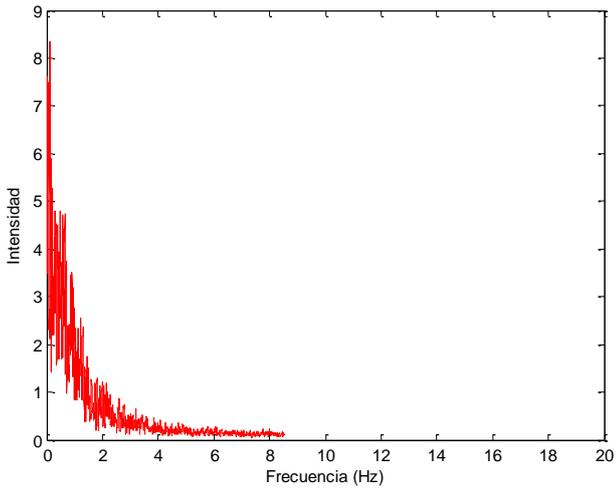


Figura 5.12; Punto EC_03

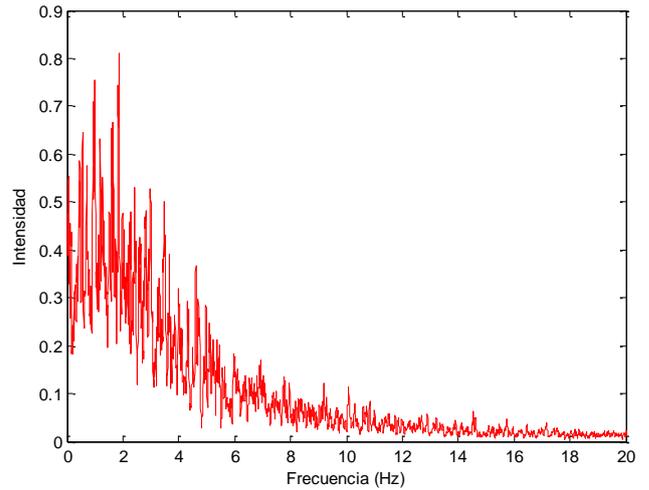


Figura 5.13; Punto EC_04

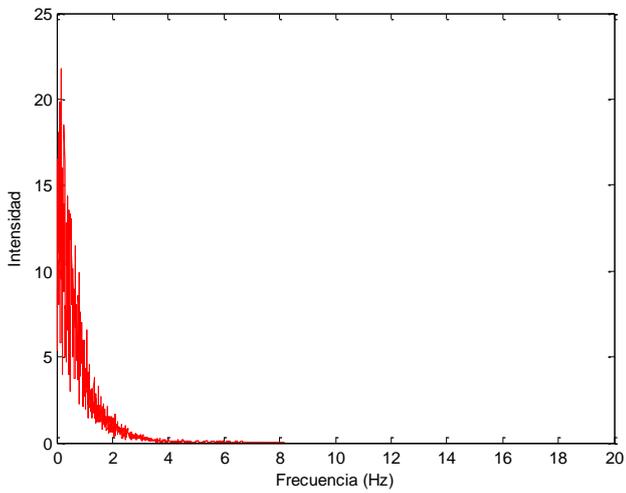


Figura 5.14; Punto EC_05

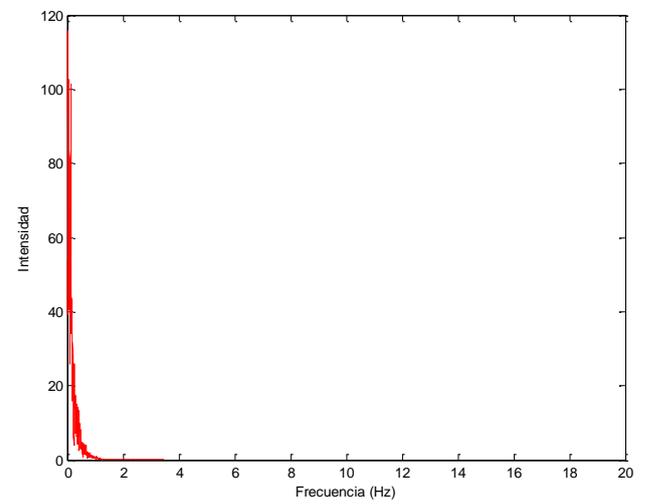


Figura 5.15; Punto EC_06

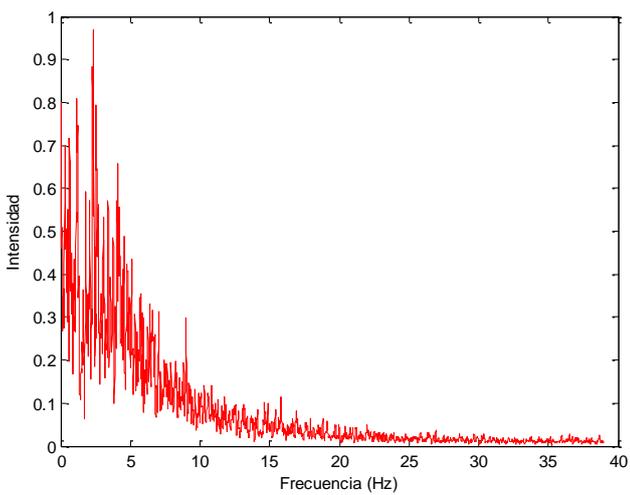


Figura 5.16; Punto EC_07

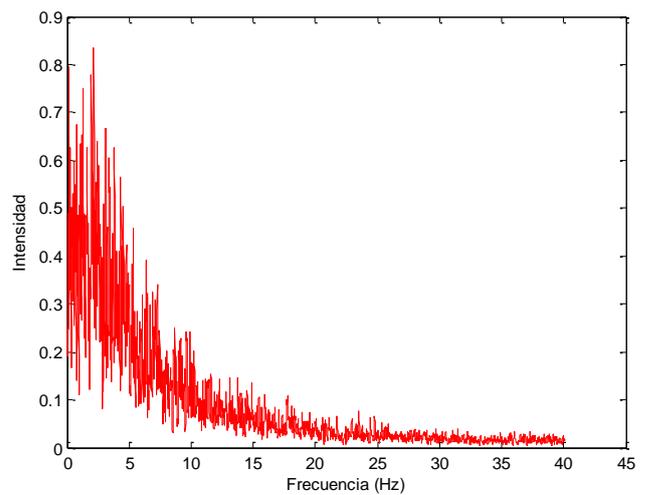


Figura 5.17; Punto EC_08

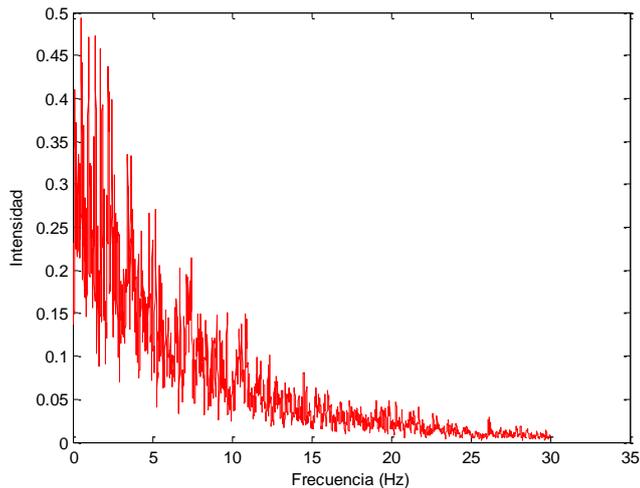


Figura 5.18; Punto EC_09

5.2.2.1.2 Comentarios

A raíz de los resultados anteriores se puede ver el fenómeno que se había observado antes en el modelo SS, a medida que nos acercamos a la pared la frecuencia a la que el espectro se atenúa disminuye, esto se ve especialmente bien en los puntos EC_05 y EC_06, sobre todo en este último al estar prácticamente pegado a la pared.

Sin embargo en los puntos centrales este fenómeno desaparece para dejar paso a unos espectros muy parecidos entre sí, y también parecidos a los del modelo SS lejos de la pared, tal y como era de esperar al ser una sección alejada del stent.

De manera más detallada se puede ver que:

- En el punto central el espectro no se amortigua de manera importante hasta los 15 Hz aproximadamente
- Muy cerca de la pared esta frecuencia decrece hasta 1 Hz
- En los puntos intermedios esta frecuencia varía entre estos dos valores, siendo menor cuanto más se acerque a la pared

5.2.2.2 Sección ES

En este caso se va a medir en una serie de puntos en la entrada del modelo dentro del stent, por lo que el espectro y las velocidades podrían verse modificados respecto al modelo SS o a la sección EC. En este caso sin embargo se va a medir únicamente en dirección longitudinal (paralela al soporte) y no en dirección transversal (perpendicular al soporte). Al final se comentarán los resultados.

Zonas de medida:

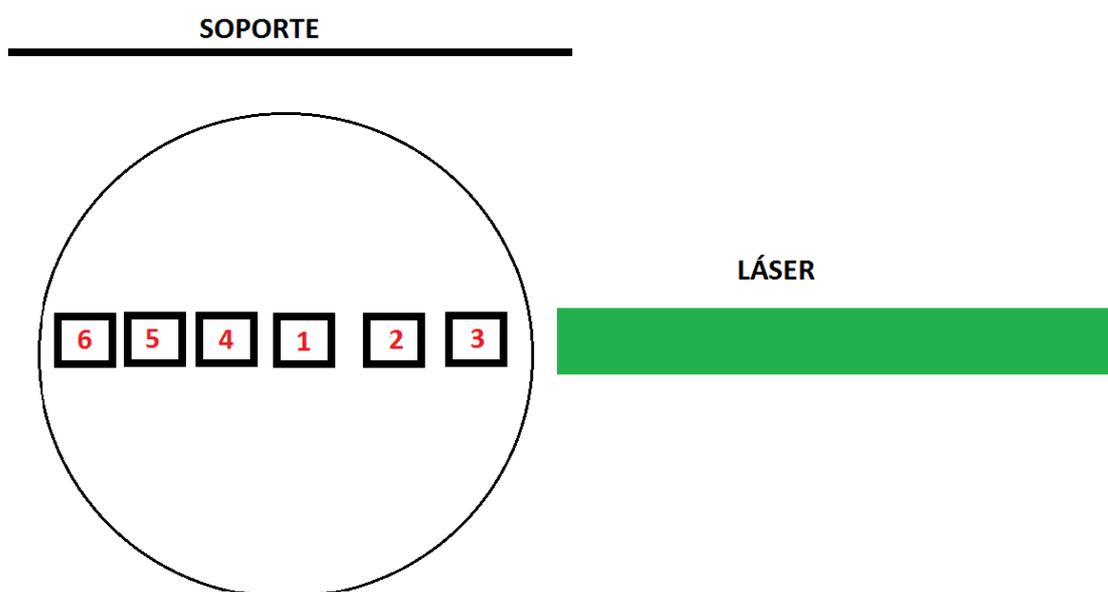


Figura 5.19: Puntos medidos en la sección ES

Distancia entre el punto 1 y los demás

Tabla 5.5: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección ES

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	+0.8	0
3	+1.6	0
4	-0.8	0
5	-1.6	0
6	-2.3	0

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.6: Parámetros de medida en modelo S12, sección ES

Q_1 (ml/min)	116
Q_2 (ml/min)	64
Q_3 (ml/min)	52
r	1.23
Re_1	41
Re_2	29
Re_3	25
Temperatura (°C)	25

5.2.2.2.1 Espectros

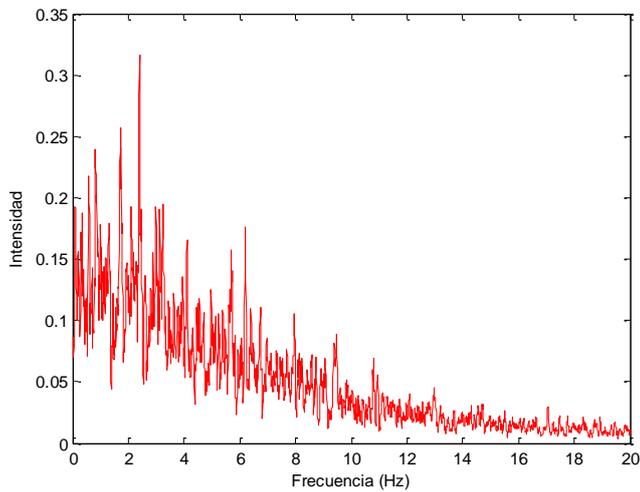


Figura 5.20; Punto ES_01

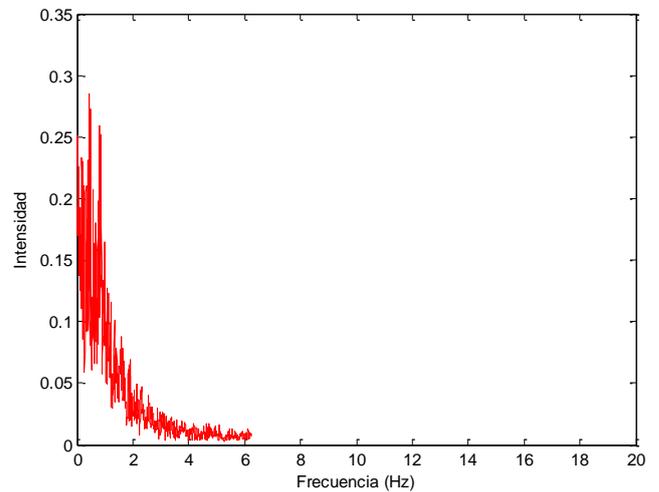


Figura 5.21; Punto ES_02

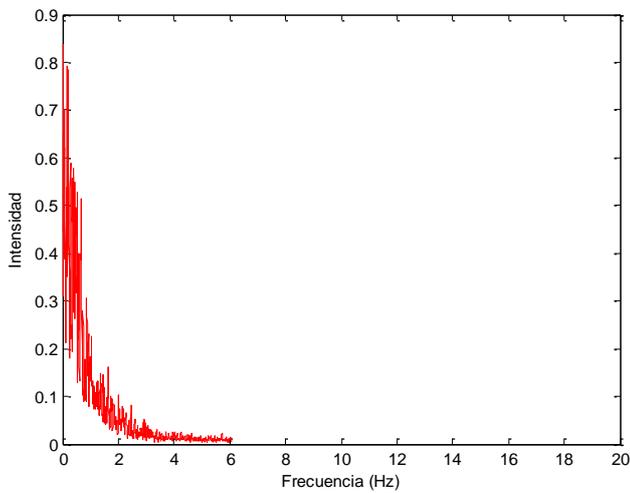


Figura 5.22; Punto ES_03

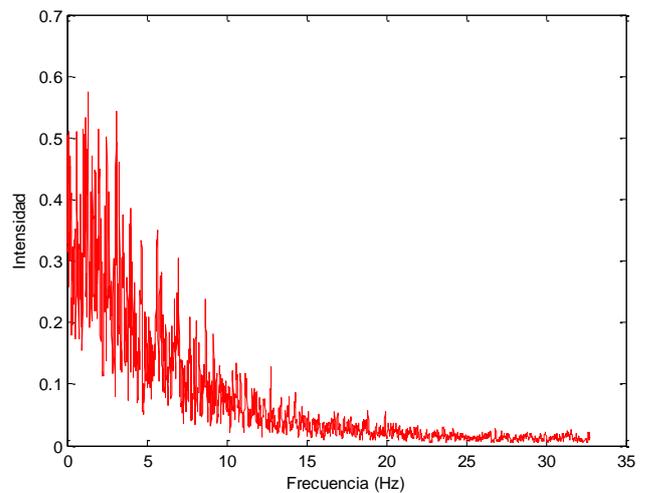


Figura 5.23; Punto ES_04

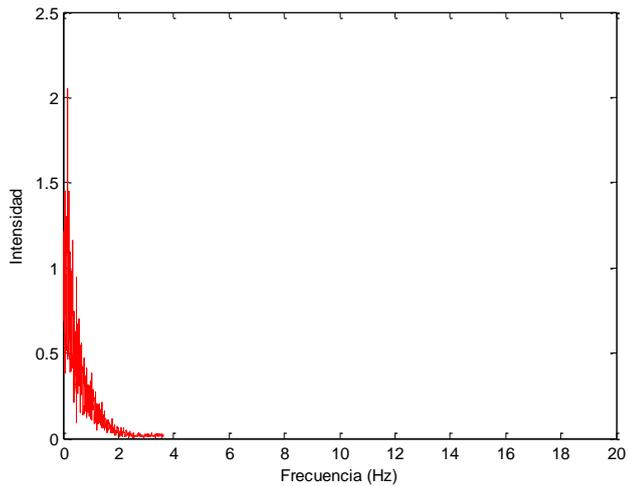


Figura 5.24; Punto ES_05

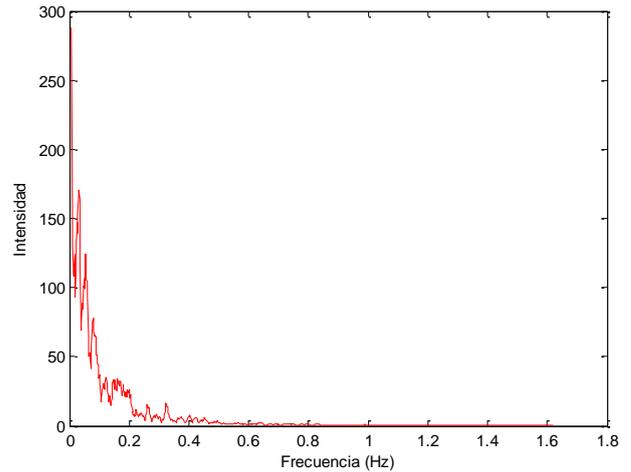


Figura 5.25; Punto ES_06

5.2.2.2.2 Comentarios

A la vista de las gráficas se puede ver que los resultados tienen varias cosas en común con la medición de la sección anterior.

Se ve que las medidas centrales, ES_01 y ES_04 (Figura 5.20 y Figura 5.23) presentan un espectro similar al del modelo SS, por lo que en esta zona la presencia del stent no es muy influyente.

Se ve también que a medida que nos acercamos a la pared, las frecuencias a las que la intensidad se hace despreciable disminuyen muy notablemente al igual que en la anterior sección, puntos ES_02, ES_03, ES_05 (Figura 5.21, Figura 5.22 y Figura 5.24)

Mención especial merece el punto ES_06. Este muy cercano a la pared (demasiado cercano de hecho), por la condición de adherencia se sabe que la velocidad será muy baja en esos puntos. Esto provoca que pasen muy pocas partículas y que el láser no recoja suficientes datos para construir correctamente el espectro. Además la presencia del stent puede influir en que se detecten tan pocas partículas.

Sin embargo se puede ver que la intensidad se hace despreciable en torno a 0,2 Hz (nótese que la escala del eje x está ampliada). Esto es aproximadamente diez veces menos que el en punto ES_05 que estaba un poco más alejado (2 Hz). Se puede por lo tanto llegar a la conclusión que *muy* cerca de la pared el espectro se amortigua mucho más rápido que a una ligera distancia de ella.

Si lo comparamos con las medidas de la sección EC se puede ver que la mayoría de espectros tienen una forma muy similar excepto el punto ES_02, el cual está mucho más amortiguado que su homólogo en la anterior sección, el EC_04.

Esto podría ser porque la presencia del stent provoca que la capa límite pasa de régimen laminar a turbulento, la cual tiene un crecimiento más rápido y es más grande que la laminar. Al tener más capa límite, la amortiguación es mayor que cuando la capa límite es laminar (zona del conducto).

5.2.2.3 Sección B

En este caso se mide en la bifurcación del modelo S12. Por la dificultad de poder medir en esta sección únicamente se han podido hacer dos medidas en dirección longitudinal.

En este caso no se puede predecir cómo será el espectro al estar en una zona en principio perturbada por la ramificación en dos del conducto.

Zonas de medida:

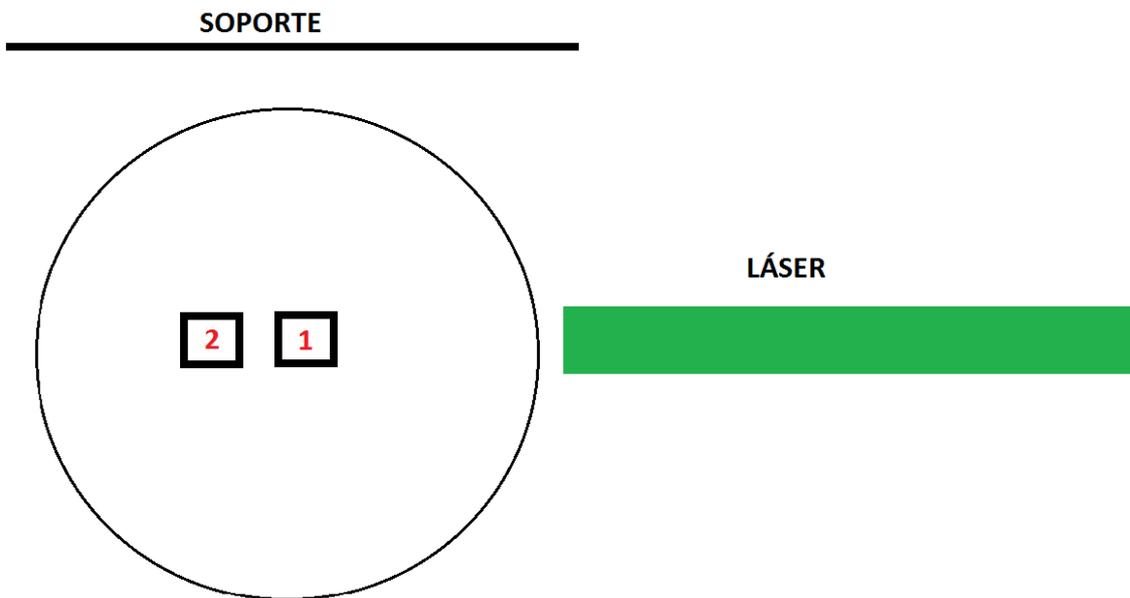


Figura 5.26: Puntos medidos en la sección B

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.7: Parámetros de medida en modelo S12, sección B

Q_1 (ml/min)	116
Q_2 (ml/min)	64
Q_3 (ml/min)	52
r	1.23
Re_1	41
Re_2	29
Re_3	25
Temperatura (°C)	25

Distancia del punto 1 a los demás:

Tabla 5.8: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección B

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	-0.7	0

5.2.2.3.1 Espectros

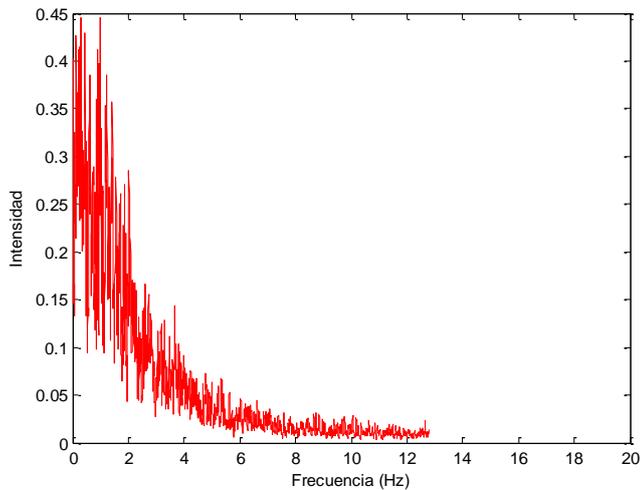


Figura 5.27; Punto B_01

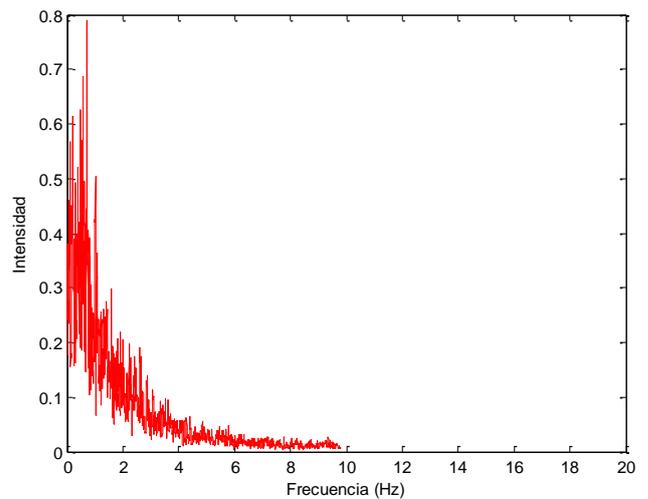


Figura 5.28; Punto B_02

5.2.2.3.2 Comentarios

En los dos puntos analizados se ve que no se aprecia ningún pico como podría ser posible al estar en una zona un poco “imprevisible” debido a la presencia del stent y la bifurcación.

Se ve que la forma del espectro en el punto B_01 (medido cerca del centro del conducto) está considerablemente más amortiguada que en las dos secciones anteriores. Esto podría ser debido a que el stent al estar en el centro del conducto y no en los bordes provoca que el flujo se “amortigüe” de manera similar a como ocurre cerca de las paredes.

El punto B_02 al estar cerca de la pared provoca un amortiguamiento más rápido aún del espectro.

5.2.2.4 Sección PS

En este caso se van a analizar los espectros de la sección PS, la cual corresponde a una sección en la rama principal. Se van a analizar seis puntos, tanto variando la dirección longitudinal y trasversal.

Zonas de medida:

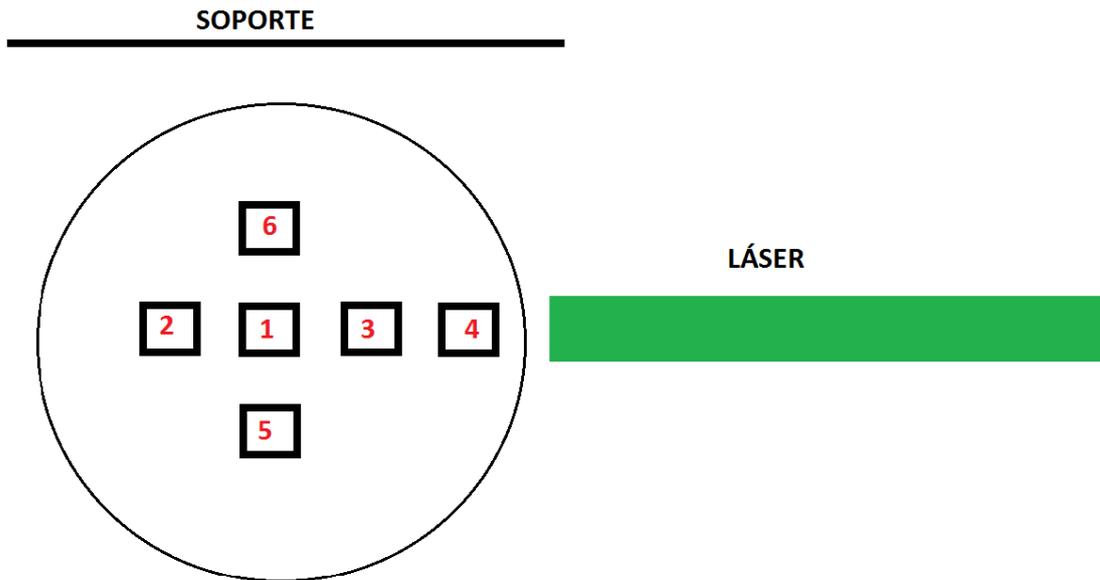


Figura 5.29: Puntos medidos en la sección PS

Distancia entre el punto 1 y los demás

Tabla 5.9: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección PS

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	-0.8	0
3	+1.6	0
4	+2.4	0
5	0	-0.8
6	0	+0.8

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.10: Parámetros de medida en modelo S12, sección PS

Q₁ (ml/min)	111
Q₂ (ml/min)	62
Q₃ (ml/min)	49
r	1.265
Re₁	39
Re₂	28
Re₃	25
Temperatura (°C)	25

5.2.2.4.1 Espectros

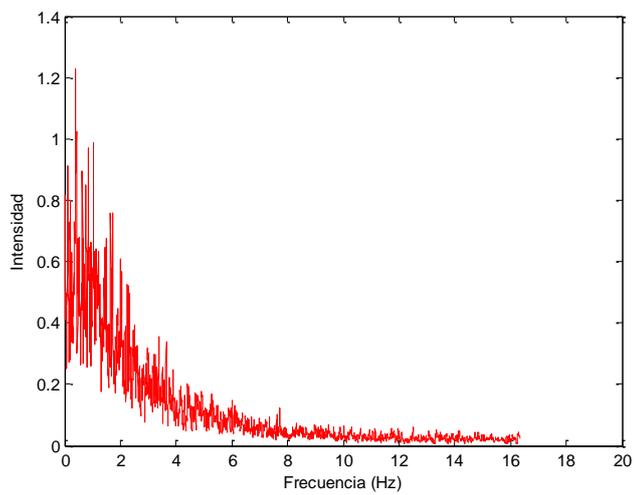


Figura 5.30; Punto PS_01

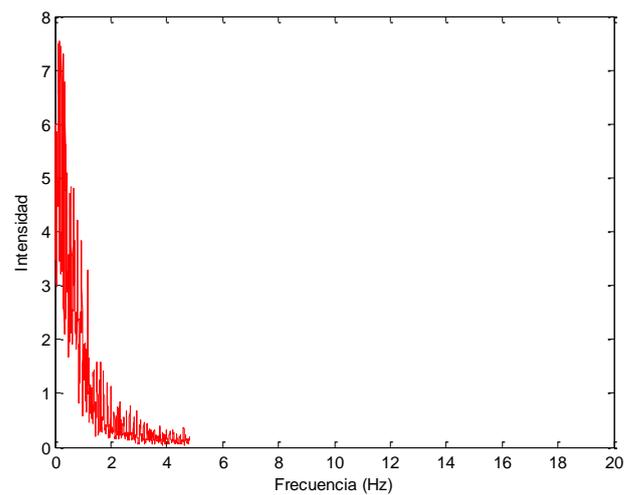


Figura 5.31; Punto PS_02

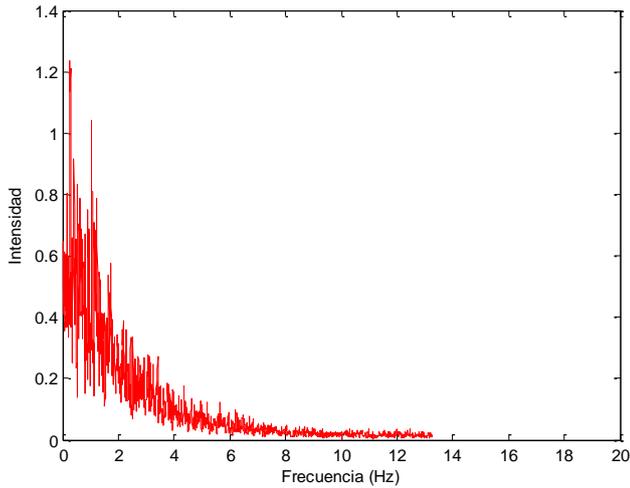


Figura 5.32; Punto ES_03

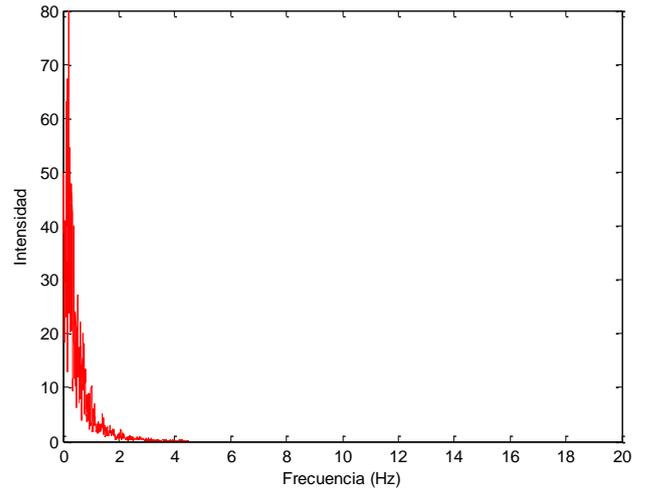


Figura 5.33; Punto ES_04

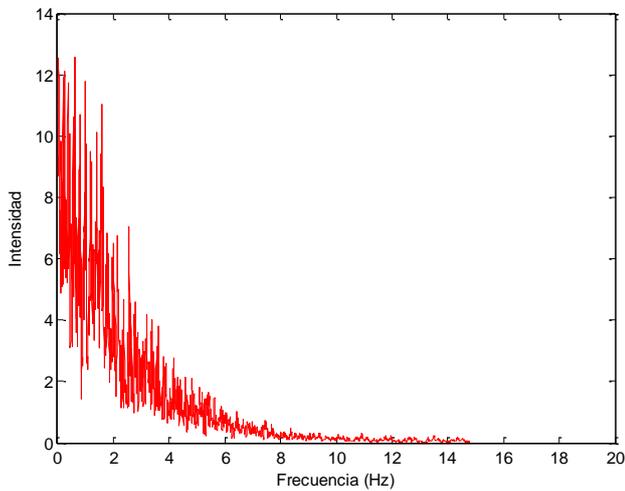


Figura 5.34; Punto ES_05

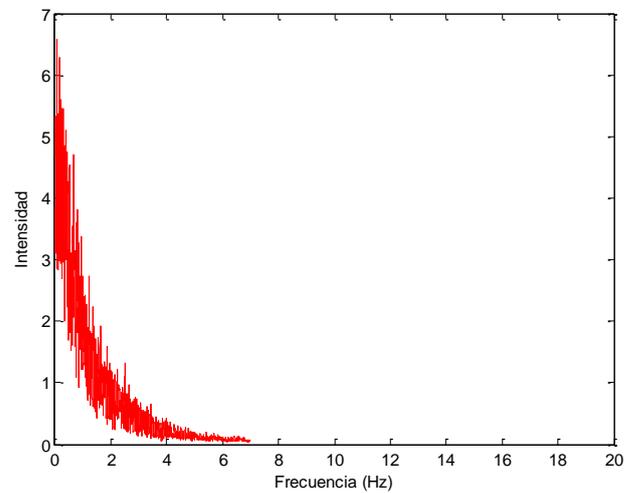


Figura 5.35; Punto ES_06

5.2.2.4.2 Comentarios

En esta sección analizada se cumple la tendencia vista anteriormente, a medida que nos acercamos a la pared, el espectro se amortigua cada vez más a frecuencias más bajas por el efecto de la capa límite.

Sin embargo se ve que el espectro del punto central (Figura 5.30) difiere ligeramente de los espectros de puntos centrales analizados hasta ahora. En este caso se hace muy pequeño en torno a 4-5 Hz, mientras que en otras secciones ocurría en torno a 12-15 Hz.

Esto podría ser porque la presencia del stent como ya se ha comentado en las secciones anteriores.

Si vemos la tendencia seguida por los espectros a medida que avanzamos por el conducto se ve un hecho bastante claro y es que los espectros cada vez se amortiguan más rápido. La mayoría de espectros han disminuido de manera importante a los 4 Hz o antes, mientras que en la primera sección (EC) este fenómeno sólo se daba en puntos cercanos a la pared, mientras que en los puntos centrales el espectro disminuía mucho en torno a los 12 Hz.

Si se compara la frecuencia aproximada a la que se han amortiguado de manera importante los puntos centrales EC_01, ES_01, B_01 y PS_01:

- EC_01 → 12 Hz
- ES_01 → 10 Hz
- B_01 → 2 Hz
- PS_01 → 4 Hz

Se ve que en la zona más perturbada, la bifurcación, es donde antes se amortiguan los espectros, mientras que las zonas que vienen de un régimen laminar y uniforme como las secciones EC y ES los espectros se amortiguan a mayores frecuencias.

La sección PS a pesar de estar en una sección menos perturbada por la bifurcación y el stent que la sección B tiene unos espectros bastante más amortiguados que las 2 secciones del principio, lo cual no es raro teniendo en cuenta que después de la bifurcación el flujo seguirá siendo más turbulento que en las zonas del principio

5.2.2.5 Sección PC

En este caso se analizan los espectros en una sección sin stent a la salida de la rama principal. De esta forma se puede ver si el fluido vuelve a “la normalidad” como en la sección EC o sigue influido por el stent o la bifurcación.

Al no tener el impedimento del stent, en este caso se mide en once puntos, tanto en dirección longitudinal y trasversal.

Zonas de medida:

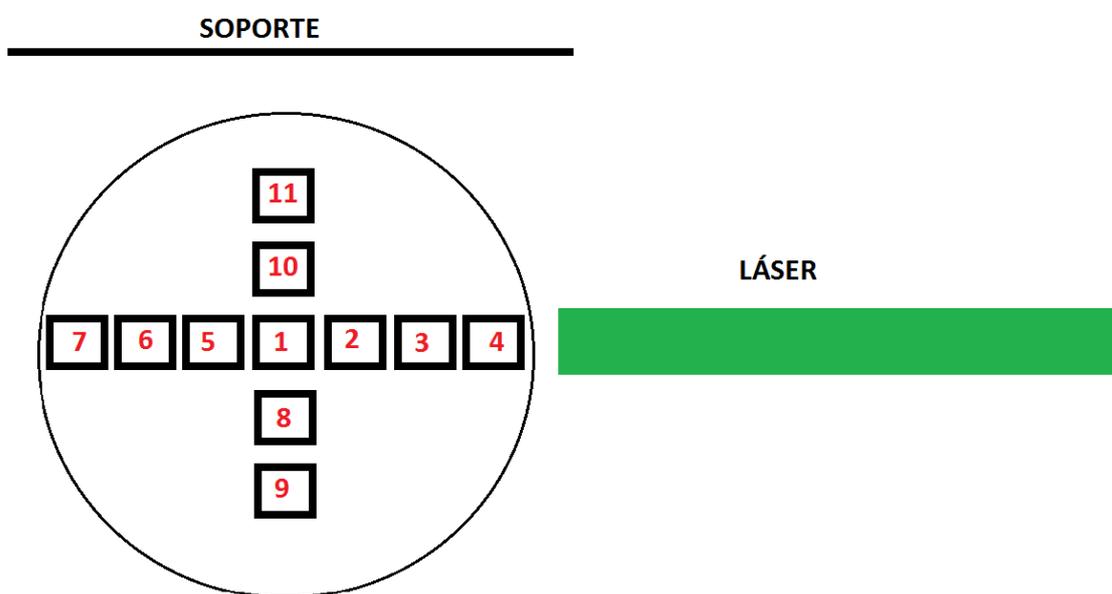


Figura 5.36: Puntos medidos en la sección PC

Distancia entre el punto 1 y los demás:

Tabla 5.11: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección PC

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	+0.8	0
3	+1.6	0
4	+2.4	0
5	-0.8	0
6	-1.6	0
7	-2.4	0
8	0	-0.8

9	0	-1.6
10	0	+0.8
11	0	+1.6

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.12: Parámetros de medida en modelo S12, sección PC

Q₁ (ml/min)	111
Q₂ (ml/min)	62
Q₃ (ml/min)	49
r	1.265
Re₁	39
Re₂	28
Re₃	25
Temperatura (°C)	25

5.2.2.5.1 Espectros

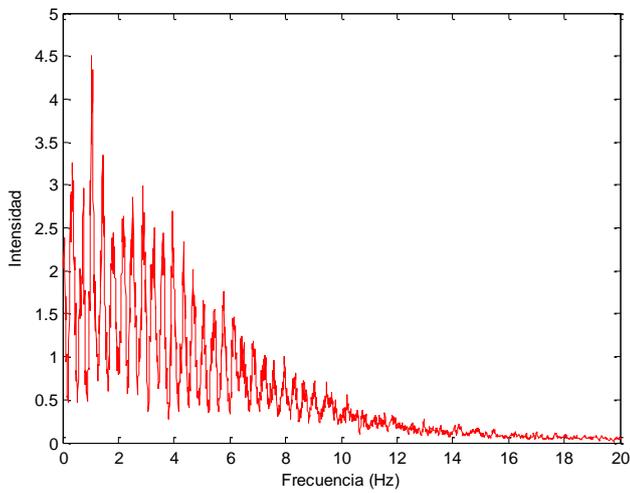


Figura 5.37; Punto PC_01

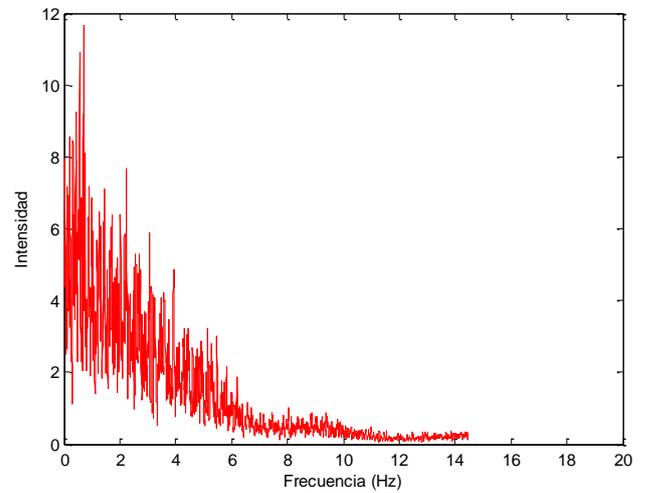


Figura 5.38; Punto PC_02

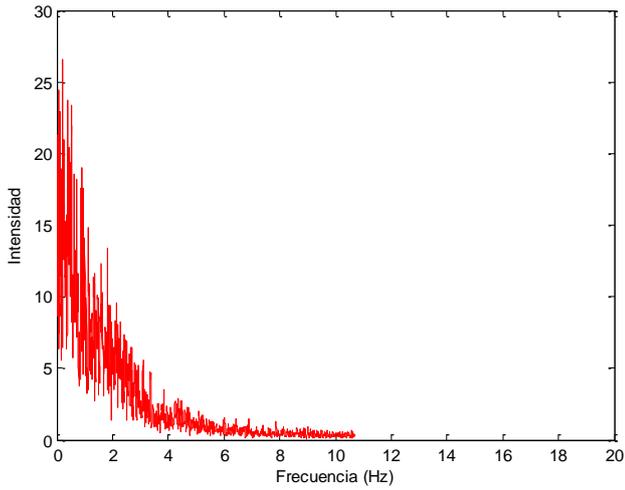


Figura 5.39; Punto PC_03

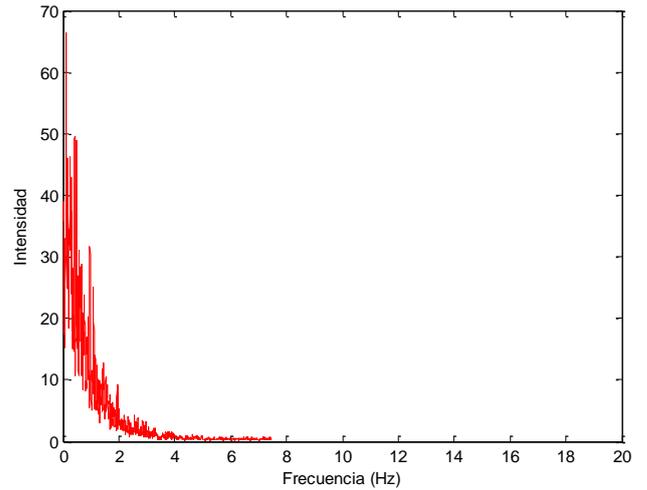


Figura 5.40; Punto PC_04

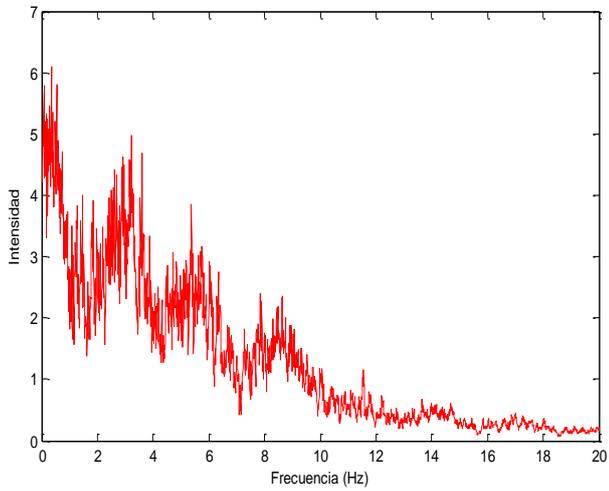


Figura 5.41; Punto PC_05

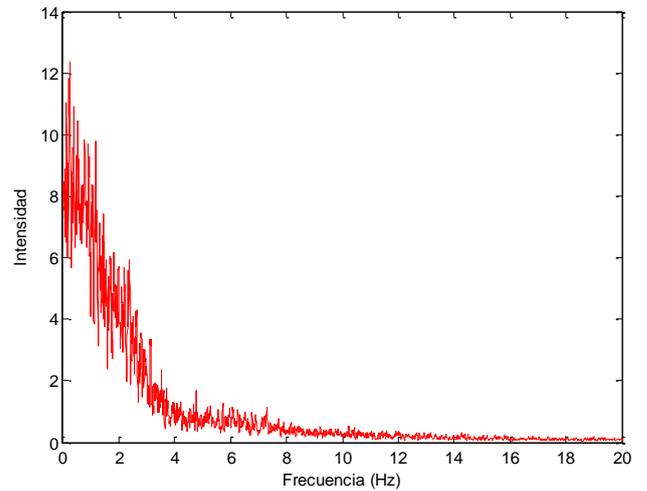


Figura 5.42; Punto PC_06

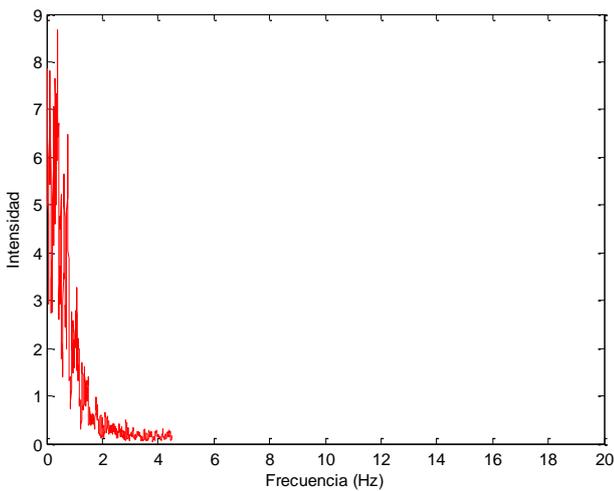


Figura 5.43; Punto PC_07

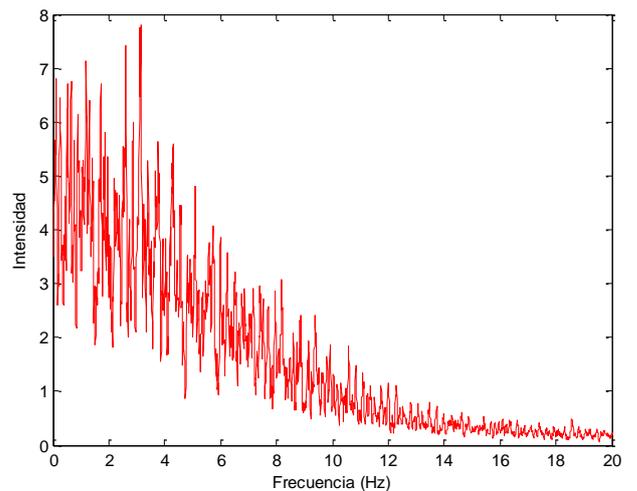


Figura 5.44; Punto PC_08

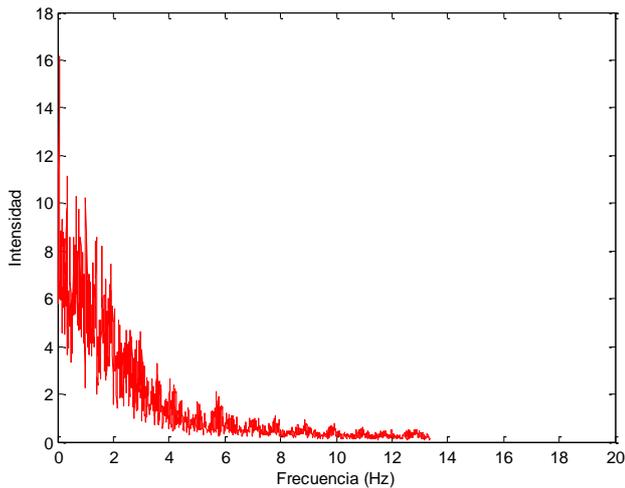


Figura 5.45; Punto PC_09

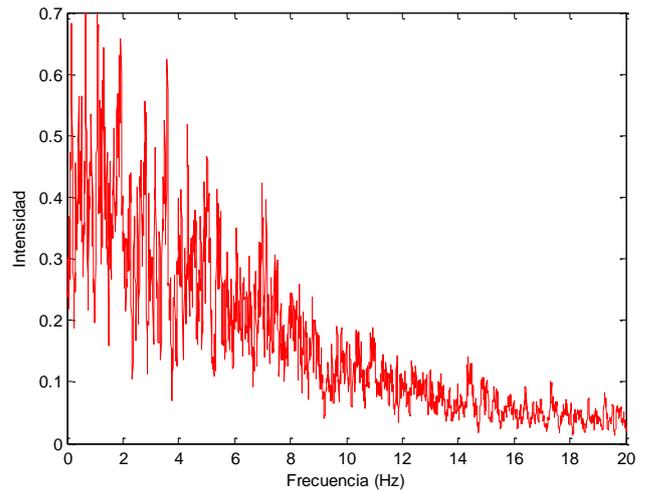


Figura 5.46; Punto PC_10

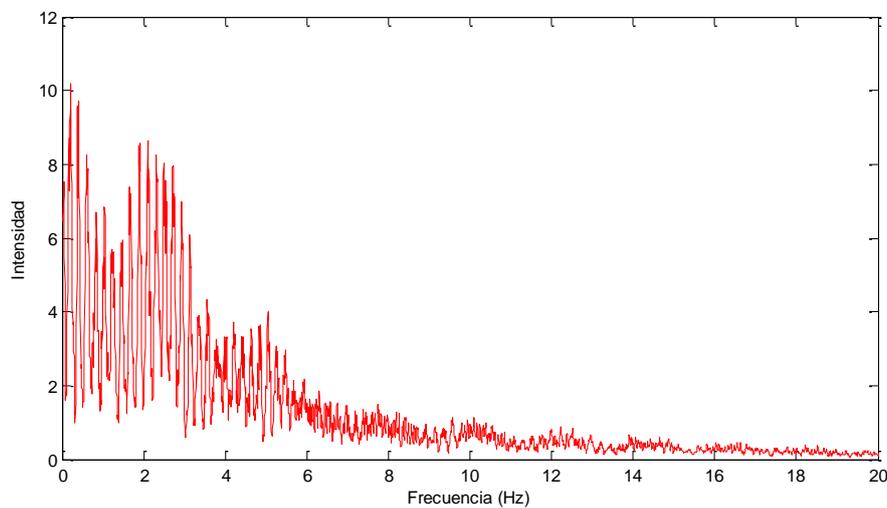


Figura 5.47; Punto PC_11

5.2.2.5.2 Comentarios

El comportamiento a rasgos generales se parece a lo que se ha visto hasta ahora, a medida que nos acercamos a la pared, el espectro se amortigua progresivamente. Sin embargo, se presenta un fenómeno que no aparece en ningún otro caso visto anteriormente.

En el espectro de algunos puntos como el PC_11 y PC_05 aparecen una serie de oscilaciones inexistentes en otras secciones. Además se puede ver que dichas oscilaciones están equiespaciadas, por lo que se podría pensar que son armónicos de la frecuencia fundamental.

Una posible hipótesis es suponer que los picos que generan estas oscilaciones son muy anchos y por lo tanto, no pueden apreciarse tan bien como en el ensayo con frecuencias impuestas. Sin embargo se podría intuir que sí existen picos, aunque no muy “altos”.

Si se compara esta sección con las anteriores, a parte del fenómeno oscilatorio, si analizamos la tendencia se ve que los espectros se vuelven a amortiguar a frecuencias ligeramente más altas que sus homólogos en la sección PC. Recuperando así el comportamiento que tenía cuando entraba al modelo (sección EC).

Este comportamiento es esperable teniendo en cuenta que el fluido a medida que se aleja de la bifurcación va perdiendo las turbulencias o perturbaciones que ésta le haya podido introducir.

5.2.3 Modelo S21

En este apartado se van a presentar y analizar los resultados de las mediciones correspondientes al modelo S21. En la Figura 3.22 se representa de manera esquemática éste modelo y las secciones de medida.

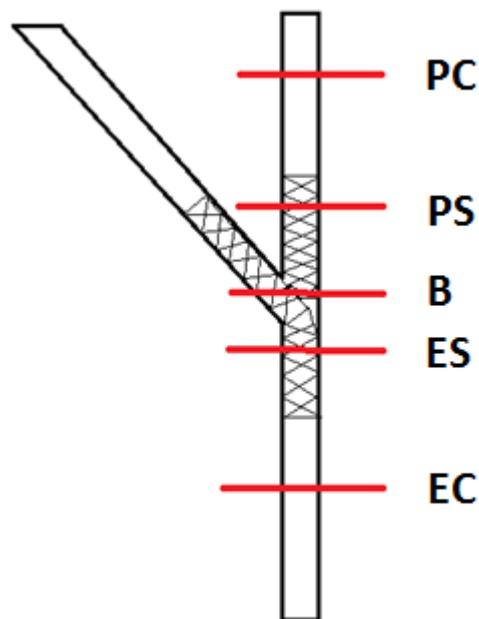


Figura 5.48: Secciones de medida en el modelo S21

Las secciones en las que miden están representadas en la figura anterior e identificadas por una o dos letras según la posición de medida. En las siguientes subsecciones se analiza el espectro de cada sección.

Distinguimos 5 zonas de medida:

- EC → Rama de entrada en el conducto (sin stent)
- ES → Rama de entrada en la zona con stent
- B → Zona de la bifurcación
- PS → Rama de salida principal en la zona con stent
- PC → Rama de salida principal en la zona del conducto (sin stent)

5.2.3.1 Sección EC

En este caso se va a medir en una serie de puntos en la entrada del modelo antes del stent, por lo que el espectro y las velocidades no deberían verse modificados respecto al modelo SS.

Zonas de medida:

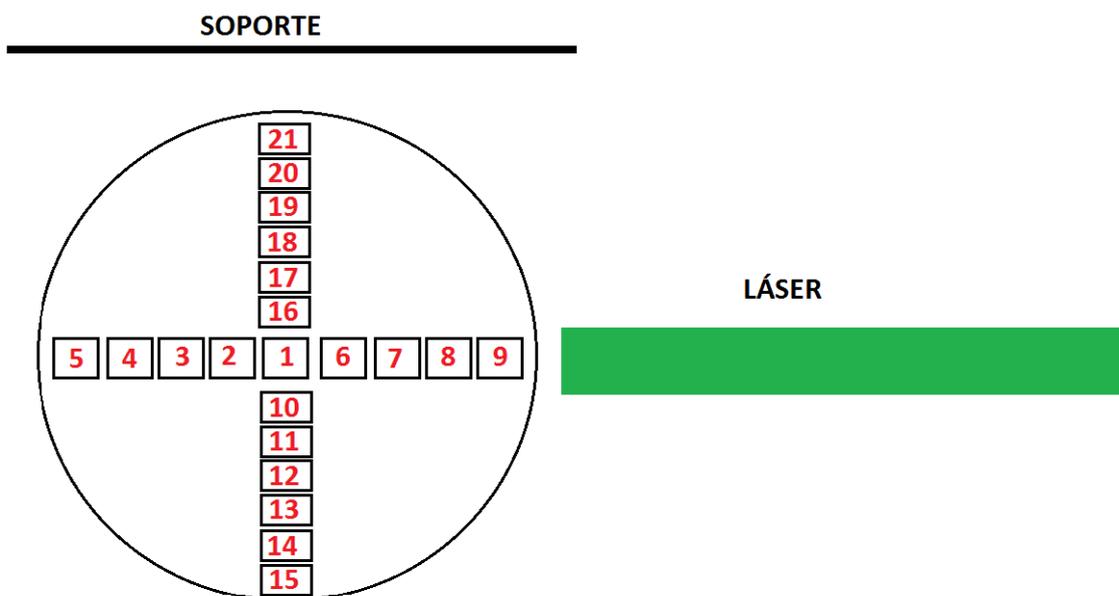


Figura 5.49: Puntos medidos en la sección EC

En la Figura 5.49 se representa un corte de la sección EC en planta. Los números identifican los puntos que van a ser medidos. En este caso se ve que se han medido un número muy considerable de puntos, lo que debería darnos una idea del comportamiento más detallada que las anteriores medidas.

Distancia entre el punto 1 y los demás

Tabla 5.13: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S21, sección EC

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	-0.5	0
3	-1	0
4	-1.5	0
5	-2	0
6	+0.5	0
7	+1	0
8	+1.5	0

9	+2	0
10	0	-0.5
11	0	-1
12	0	-1.5
13	0	-2
14	0	-2.5
15	0	-3
16	0	+0.5
17	0	+1
18	0	+1.5
19	0	+2
20	0	+2.5
21	0	+2.9

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.14: Parámetros de medida en modelo S21, sección EC

Q₁ (ml/min)	137
Q₂ (ml/min)	77
Q₃ (ml/min)	59
r	1.31
Re₁	48
Re₂	35
Re₃	30
Temperatura (°C)	24.5

5.2.3.1.1 Espectros

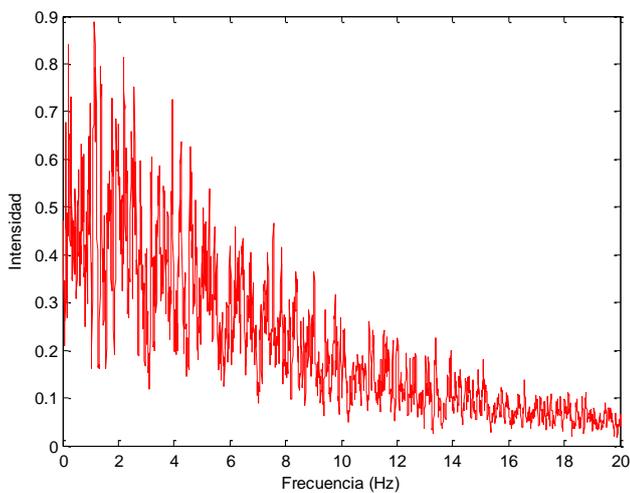


Figura 5.50; Punto EC_01

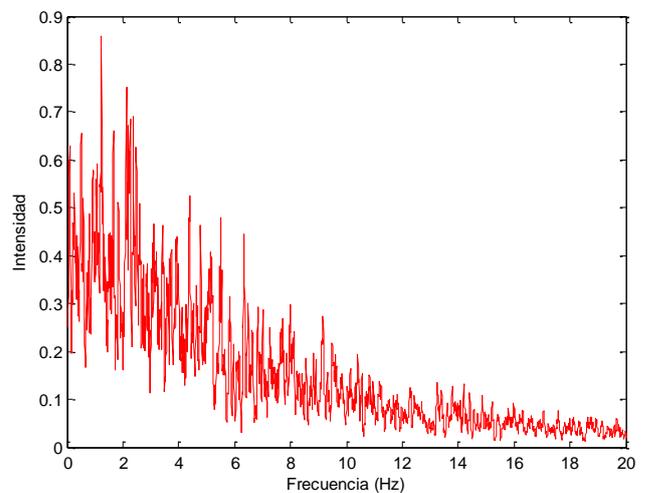


Figura 5.51; Punto EC_02

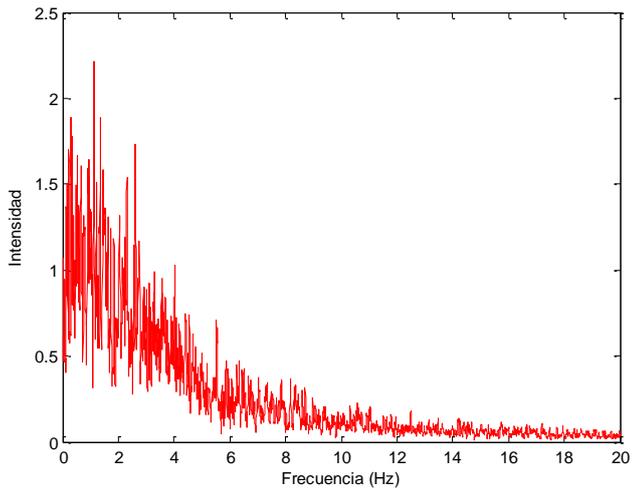


Figura 5.52; Punto EC_03

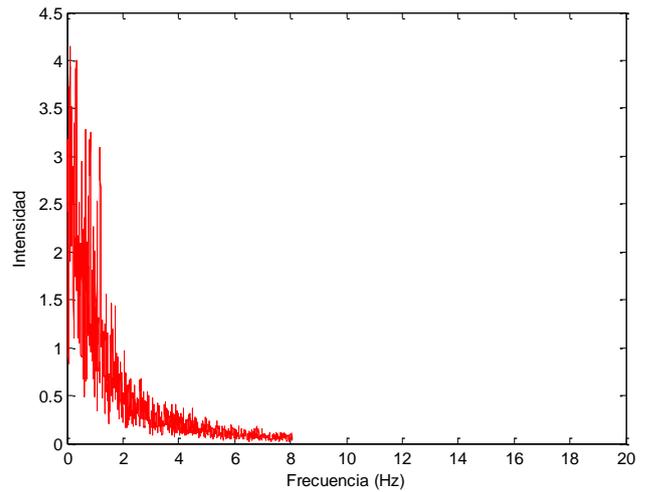


Figura 5.53; Punto EC_04

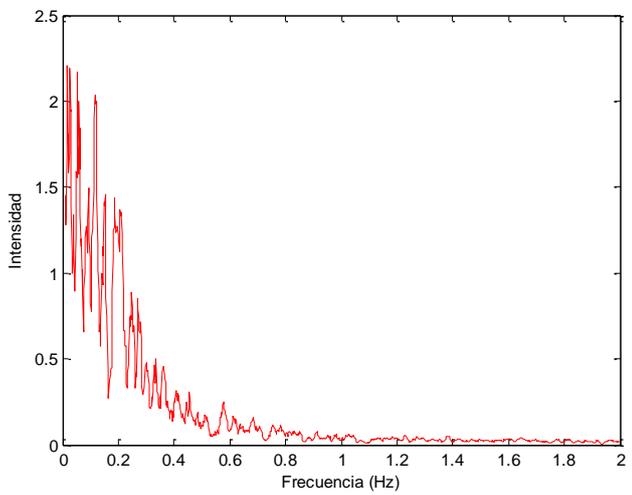


Figura 5.54; Punto EC_05

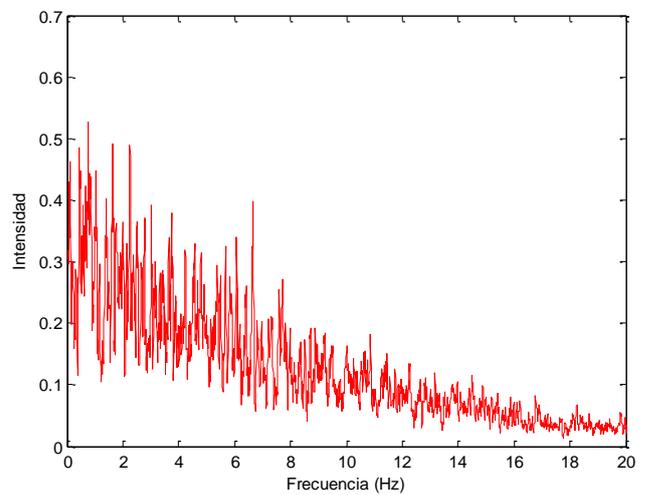


Figura 5.55; Punto EC_06

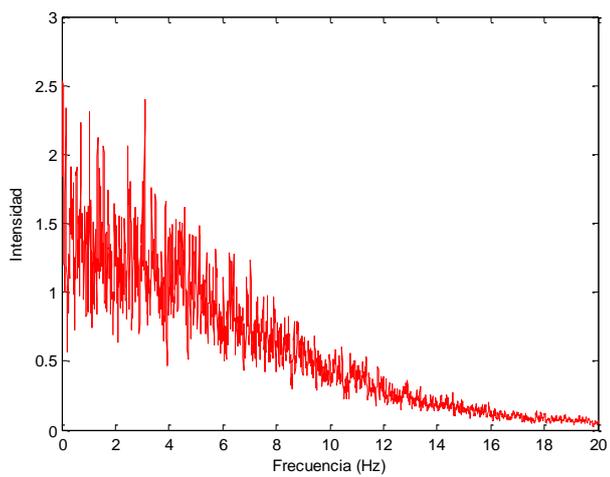


Figura 5.56; Punto EC_07

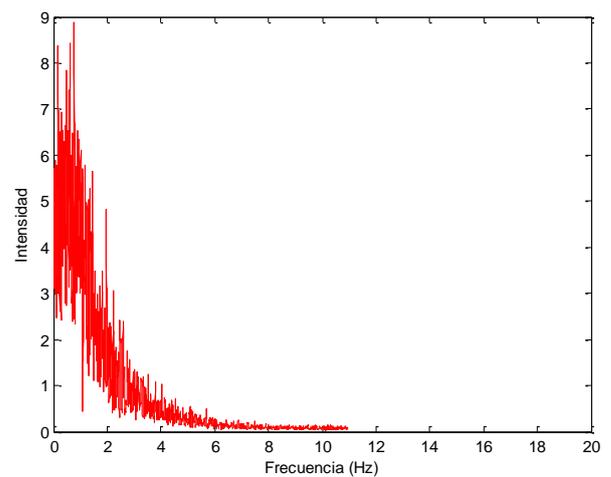


Figura 5.57; Punto EC_08

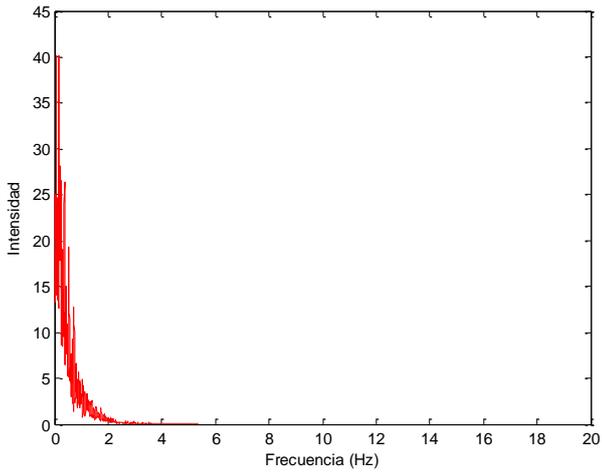


Figura 5.58; Punto EC_09

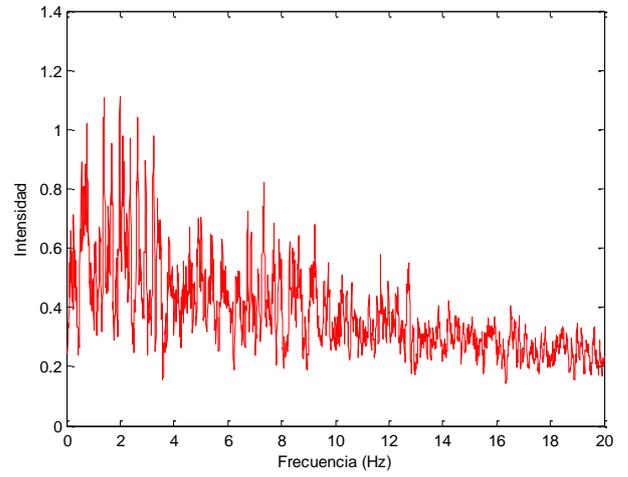


Figura 5.59; Punto EC_10

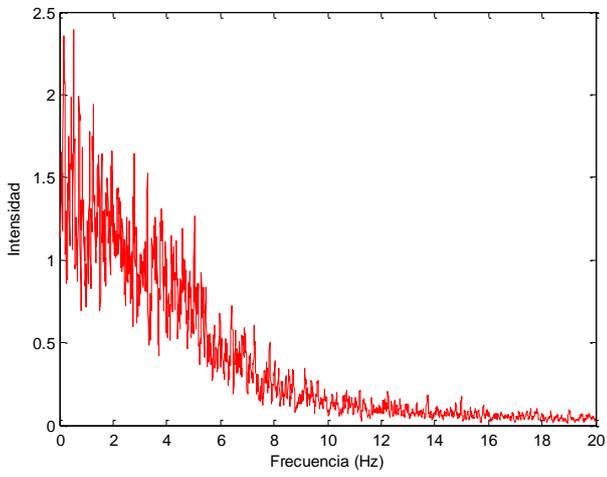


Figura 5.60; Punto EC_11

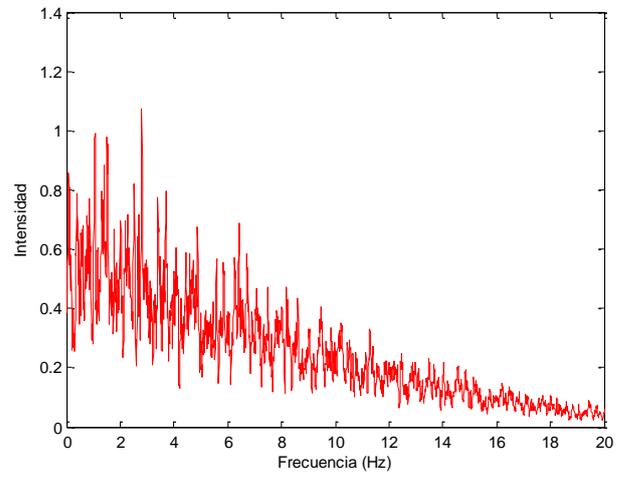


Figura 5.61; Punto EC_12

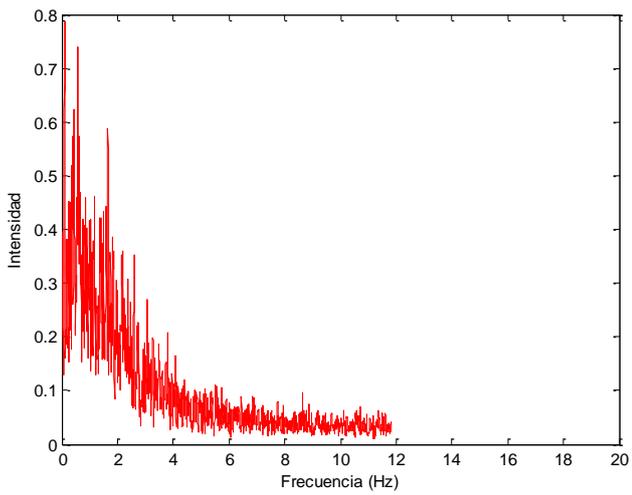


Figura 5.62; Punto EC_13

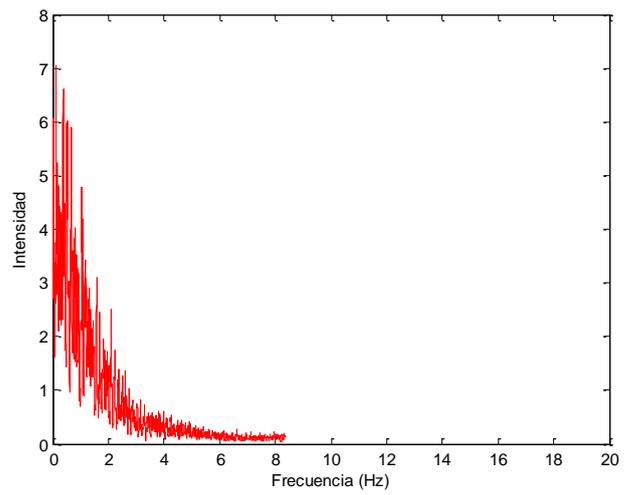


Figura 5.63; Punto EC_14

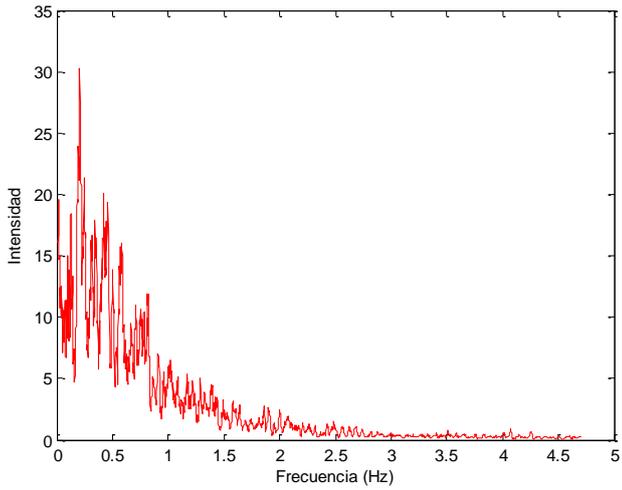


Figura 5.64; Punto EC_15

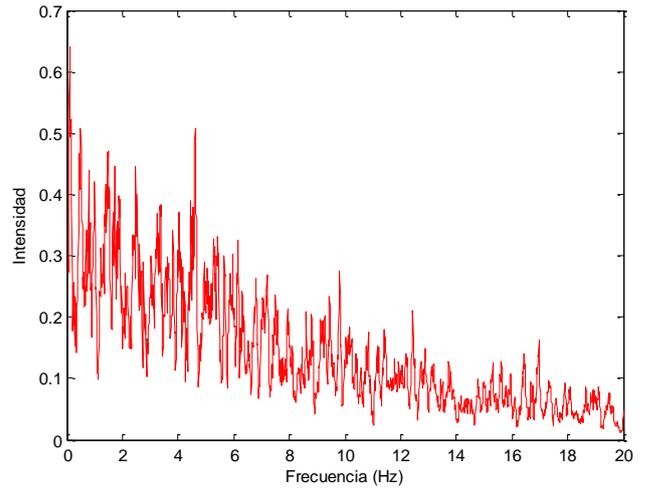


Figura 5.65; Punto EC_16

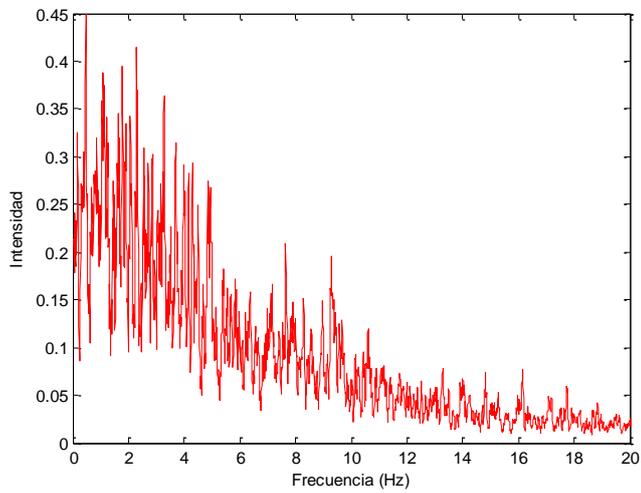


Figura 5.66; Punto EC_17

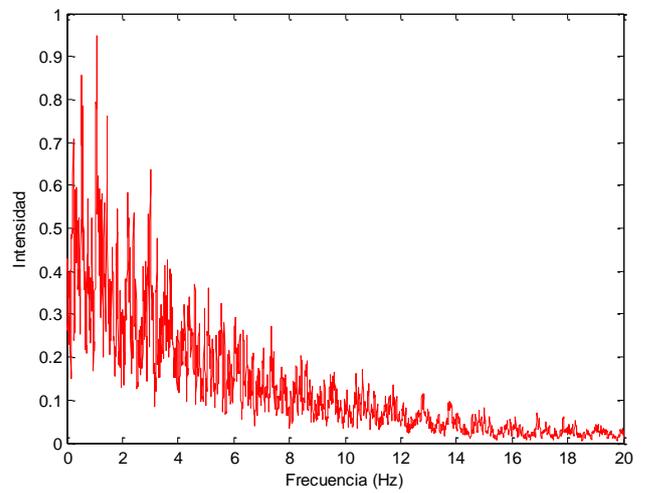


Figura 5.67; Punto EC_18

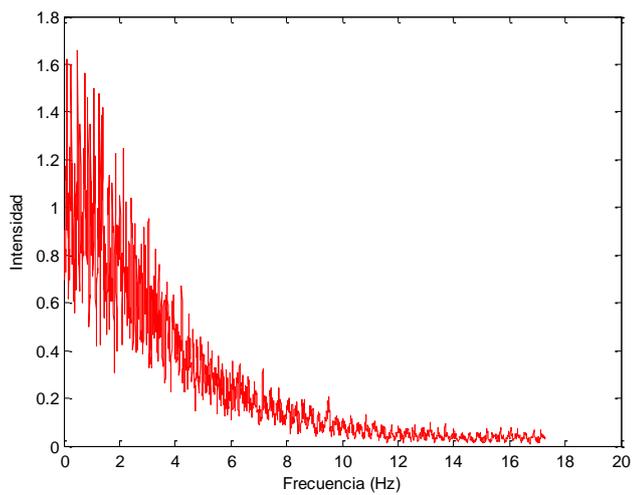


Figura 5.68; Punto EC_19

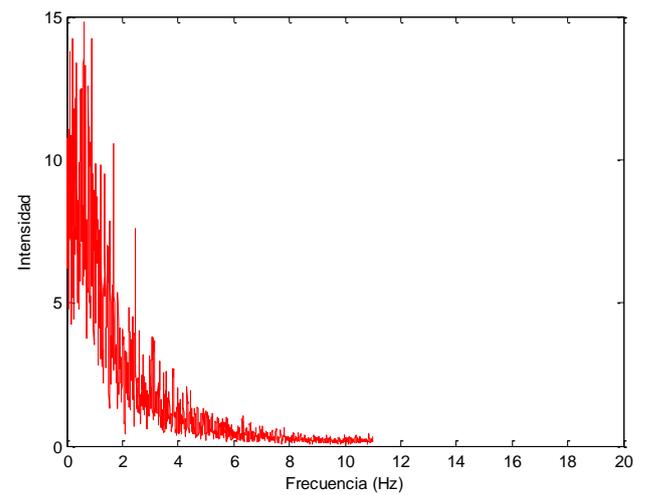


Figura 5.69; Punto EC_20

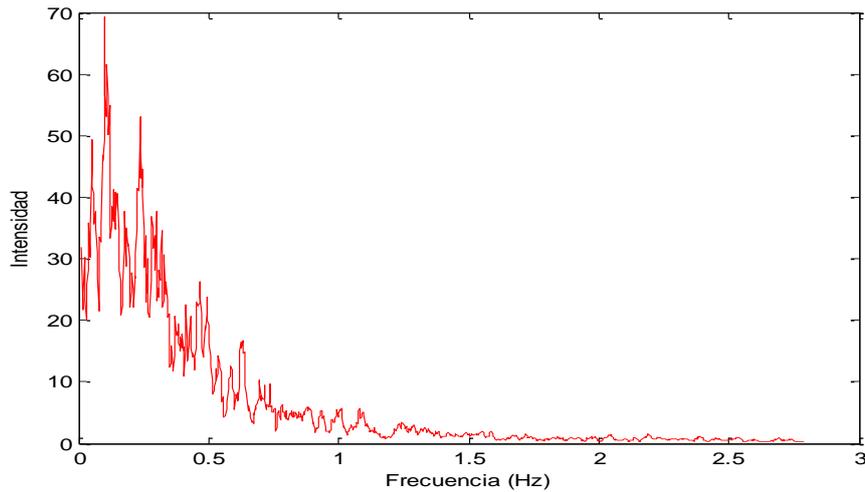


Figura 5.70; Punto EC_21

5.2.3.1.2 Comentarios

A raíz de los resultados anteriores se puede ver el fenómeno que se había observado antes en el modelo SS, a medida que nos acercamos a la pared la frecuencia a la que el espectro se atenúa disminuye.

Sin embargo en los puntos centrales este fenómeno desaparece para dejar paso a unos espectros muy parecidos entre sí, y también parecidos a los del modelo SS y S12 lejos de la pared, tal y como era de esperar al ser una sección alejada del stent.

De manera más detallada se puede ver que:

- En la zona central el espectro no se amortigua de manera importante hasta los 15 Hz aproximadamente
- Muy cerca de la pared esta frecuencia decrece hasta 1 Hz
- En los puntos intermedios esta frecuencia varía entre estos dos valores, siendo menor cuanto más se acerque a la pared

5.2.3.2 Sección ES

En este caso se va a medir en una serie de puntos en la entrada del modelo dentro del stent, por lo que el espectro y las velocidades podrían verse modificados respecto al modelo SS o a la sección EC. En este caso sin embargo se va a medir únicamente en dirección longitudinal (paralela al soporte) y no en dirección transversal (perpendicular al soporte). Al final se comentarán los resultados.

Zonas de medida:

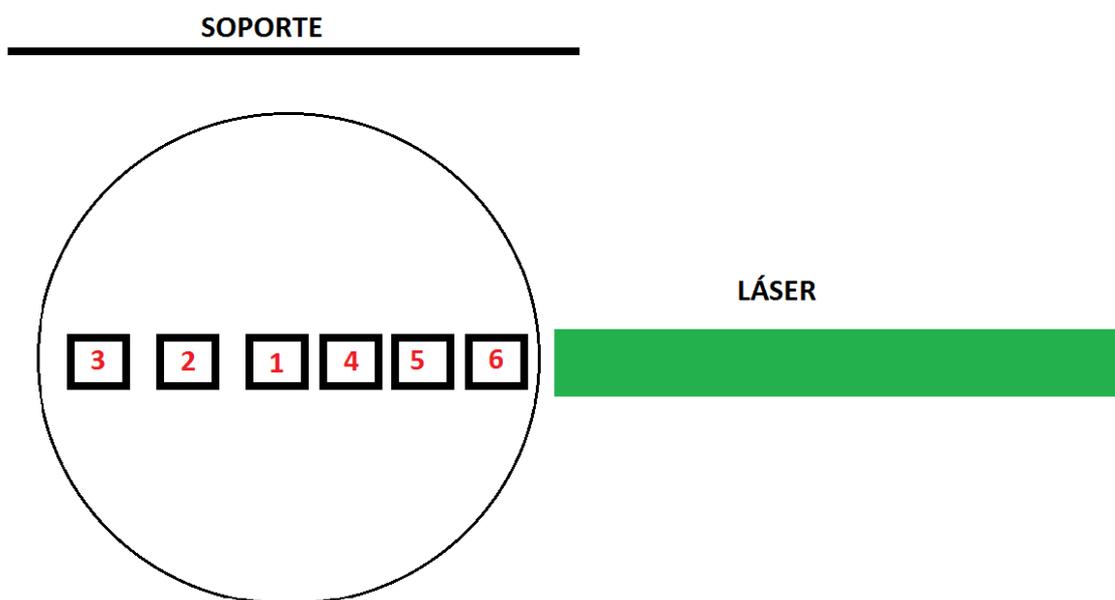


Figura 5.71: Puntos medidos en la sección ES

Distancia entre el punto 1 y los demás

Tabla 5.15: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S21, sección ES

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	-0.5	0
3	-1	0
4	+0.5	0
5	+1	0
6	+1.5	0

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.16: Parámetros de medida en modelo S21, sección ES

Q_1 (ml/min)	137
Q_2 (ml/min)	77
Q_3 (ml/min)	59
r	1.31
Re_1	48
Re_2	35
Re_3	30
Temperatura (°C)	24.5

5.2.3.2.1 Espectros

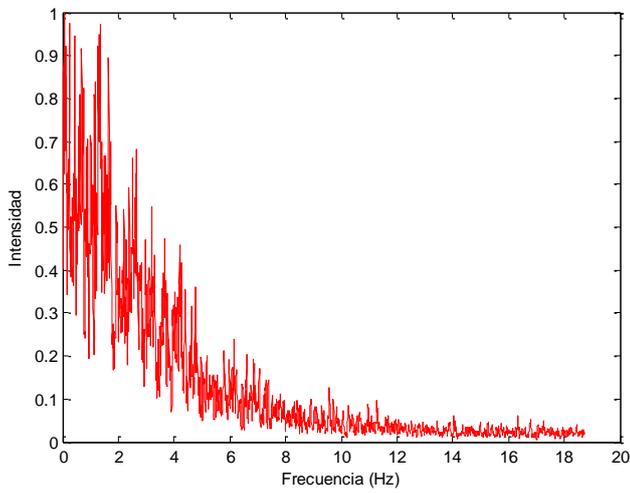


Figura 5.72; Punto ES_01

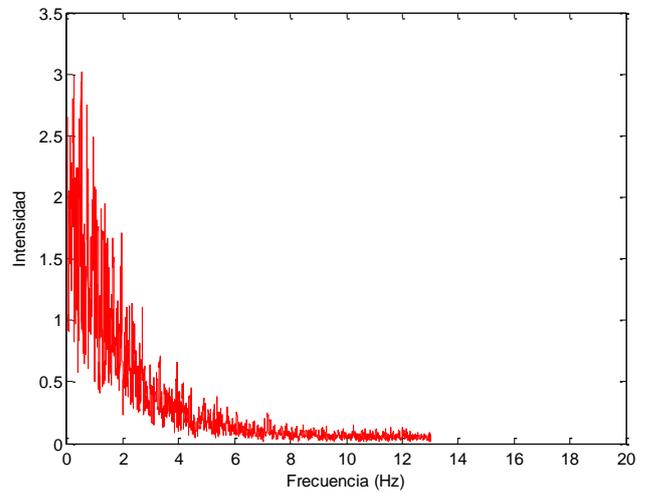


Figura 5.73; Punto ES_02

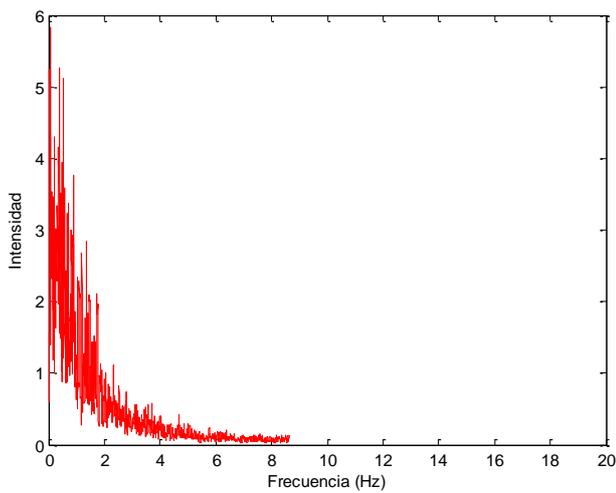


Figura 5.74; Punto ES_03

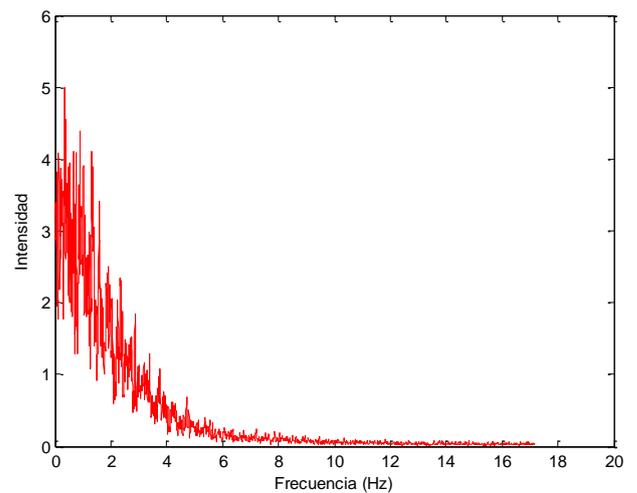


Figura 5.75; Punto ES_04

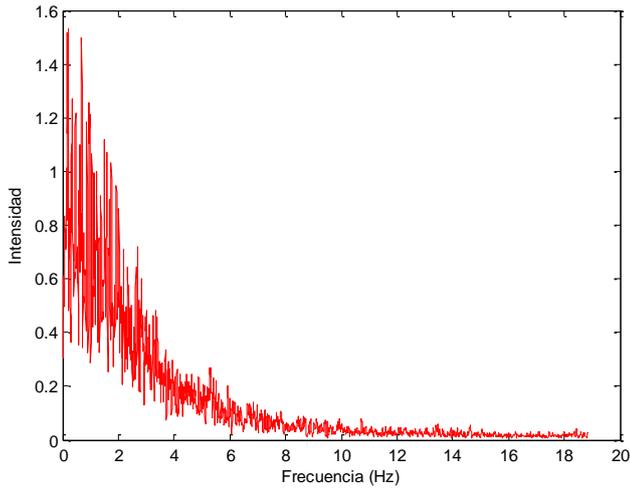


Figura 5.76; Punto ES_05

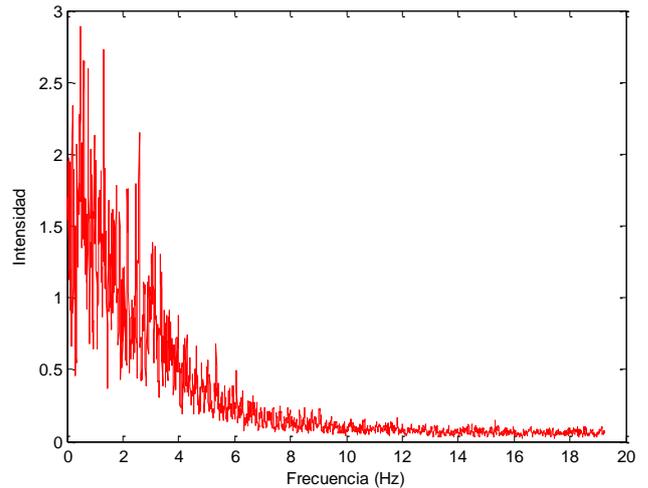


Figura 5.77; Punto ES_06

5.2.3.2.2 Comentarios

A la vista de las gráficas se puede ver que la presencia del stent influye de manera destacable en el espectro de los puntos.

Por ejemplo, se ve que en la zona central (Figura 5.72) el espectro está más amortiguado que en los modelos SS y S1, ya que en los primeros casos se amortigua en torno a los 15 Hz en el modelo SS y a los 11 Hz en el modelo S12, mientras que en este caso esa frecuencia baja hasta los 6 Hz aproximadamente.

La explicación más probable para esta variación es la diferente forma de colocación del stent que tienen los dos modelos, esto puede provocar que la capa límite crezca más que en el otro caso, y por lo tanto la amortiguación es más acentuada.

5.2.3.3 Sección B

En este caso se va a medir en la bifurcación del modelo S21. En este caso, al tener otra configuración los stent se han podido medir más puntos.

En este caso no se puede predecir cómo será el espectro al estar en una zona en principio perturbada por la ramificación en dos del conducto.

Zonas de medida:

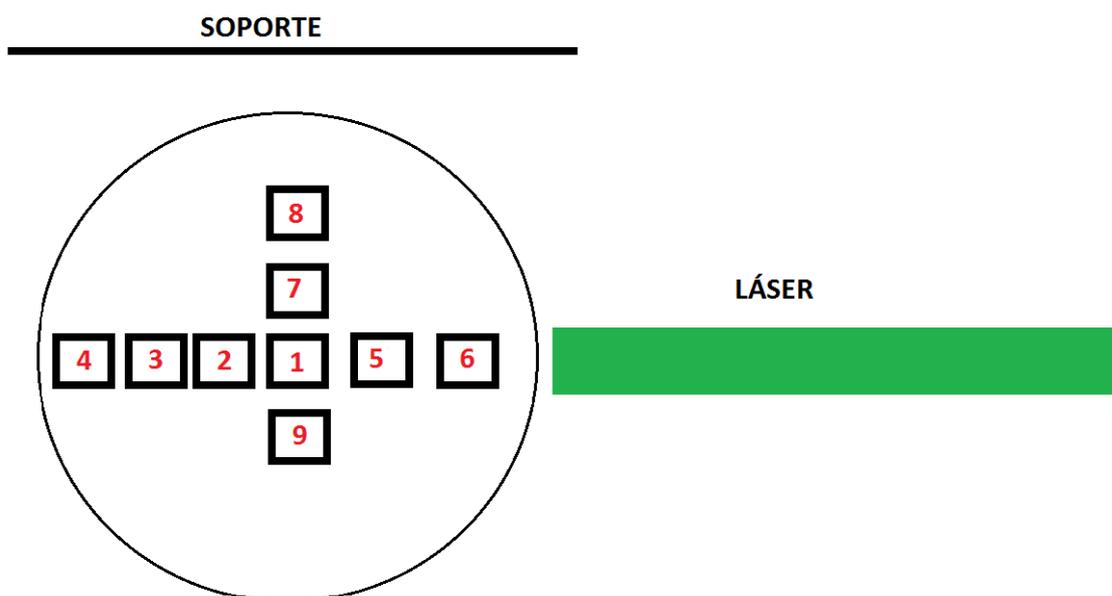


Figura 5.78: Puntos medidos en la sección B

Distancia entre el punto 1 y los demás

Tabla 5.17: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S21, sección B

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	-0.5	0
3	-1	0
4	-1.5	0
5	+0.5	0
6	+1	0
7	0	+0.5
8	0	+1
9	0	-0.5

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.18: Parámetros de medida en modelo S21, sección B

Q₁ (ml/min)	137
Q₂ (ml/min)	77
Q₃ (ml/min)	59
r	1.31
Re₁	48
Re₂	35
Re₃	30
Temperatura (°C)	24.5

5.2.3.3.1 Espectros

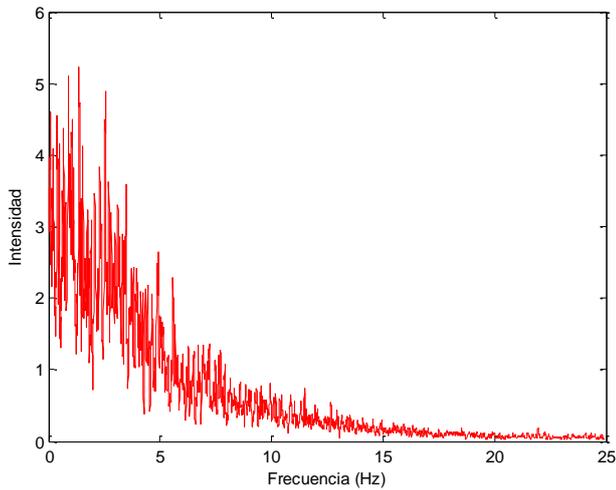


Figura 5.79; Punto B_01

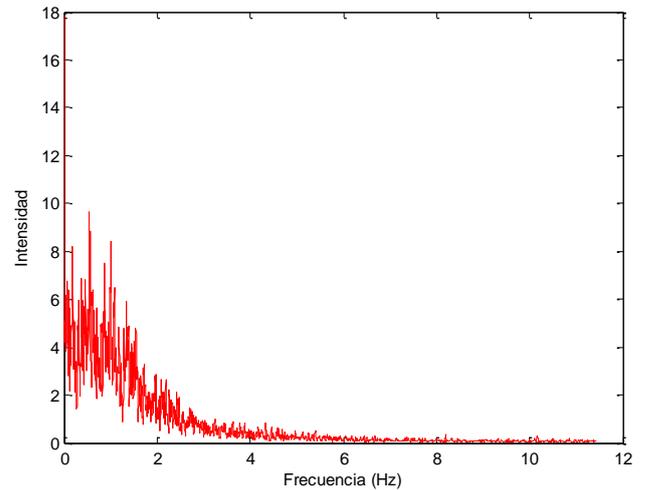


Figura 5.80; Punto B_02

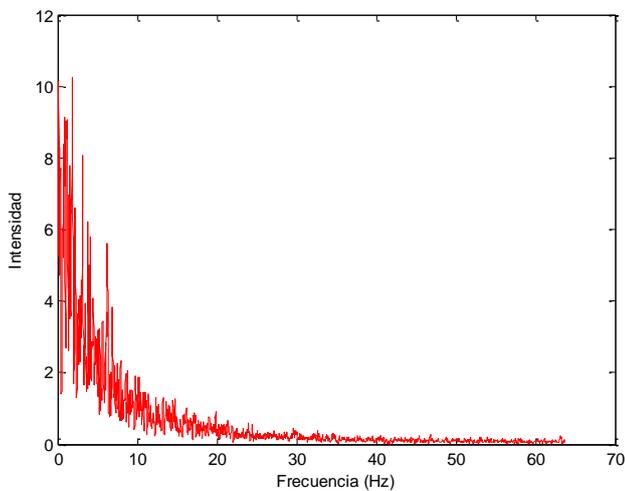


Figura 5.81; Punto B_03

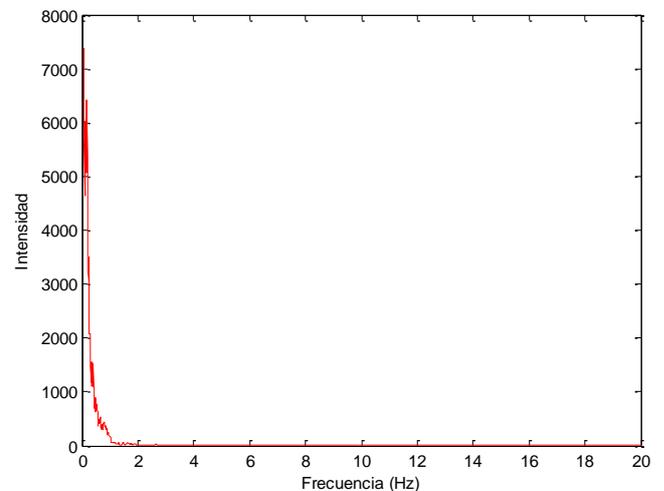


Figura 5.82; Punto B_04

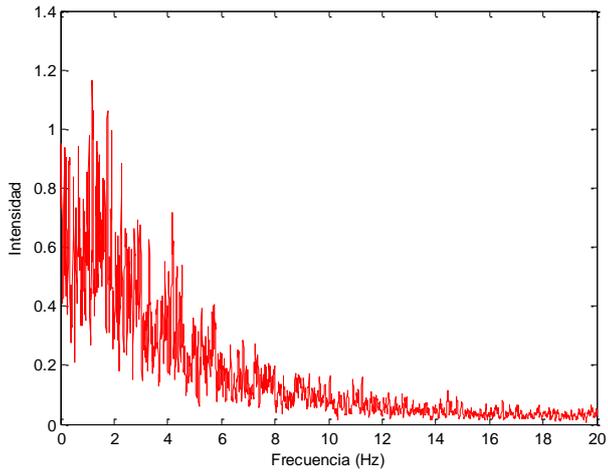


Figura 5.83; Punto B_05

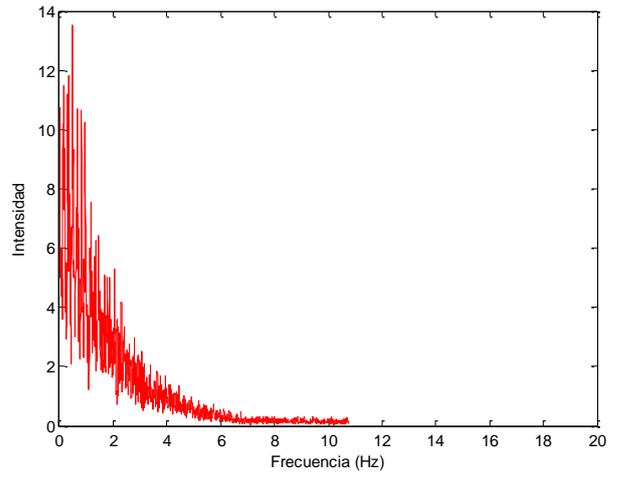


Figura 5.84; Punto B_06

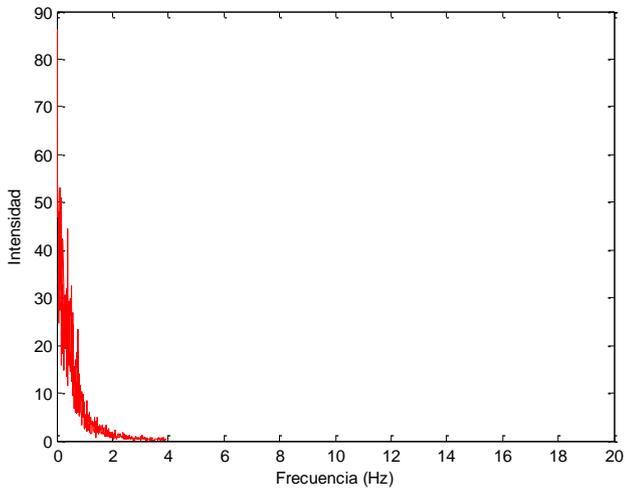


Figura 5.85; Punto B_07

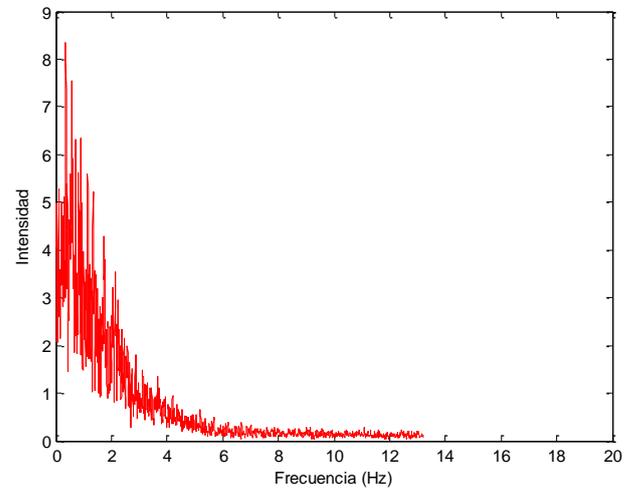


Figura 5.86; Punto B_08

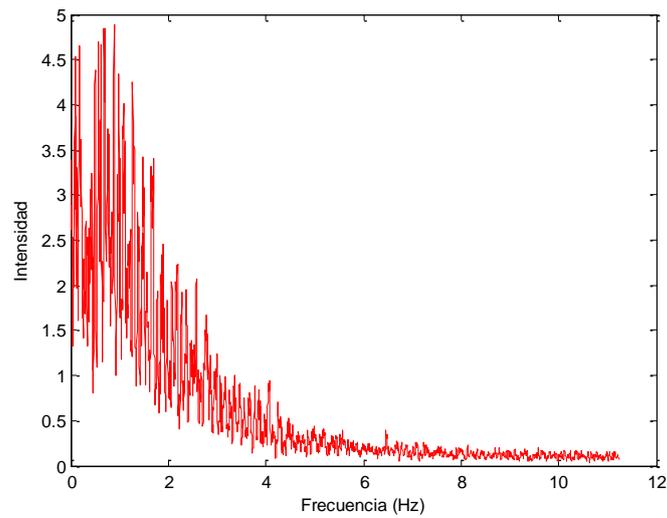


Figura 5.87; Punto B_09

5.2.3.3.2 Comentarios

En este caso se ve que los puntos centrales no presentan un comportamiento extraño sino que siguen la pauta vista hasta ahora en los espectros analizados, a medida que nos acercamos a la pared la frecuencia va disminuyendo hasta 1 Hz en la zona más cercana a la pared.

Si se compara con la sección anterior vemos que los espectros son prácticamente iguales.

5.2.3.4 Sección PS

En este caso se van a analizar los espectros de la sección PS, la cual corresponde a una sección en la rama principal. Se van a analizar seis puntos, tanto variando la dirección longitudinal y trasversal.

Zonas de medida:

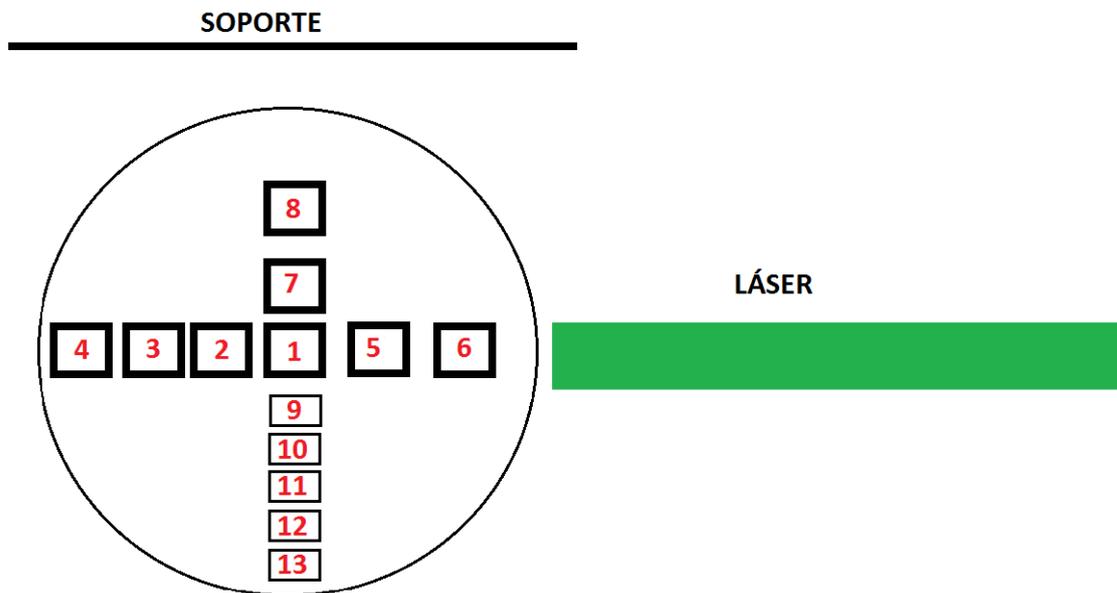


Figura 5.88: Puntos medidos en la sección PS

Distancia entre el punto 1 y los demás

Tabla 5.19: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S21, sección PS

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	-0.5	0
3	-1	0
4	-1.5	0
5	+0.5	0
6	+1	0
7	0	+0.5
8	0	+1
9	0	-0.5
10	0	-1
11	0	-1.5
12	0	-2
13	0	-2.5

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.20: Parámetros de medida en modelo S21, sección PS

Q_1 (ml/min)	127
Q_2 (ml/min)	71
Q_3 (ml/min)	57
r	1.25
Re_1	45
Re_2	32
Re_3	29
Temperatura (°C)	20

5.2.3.4.1 Espectros

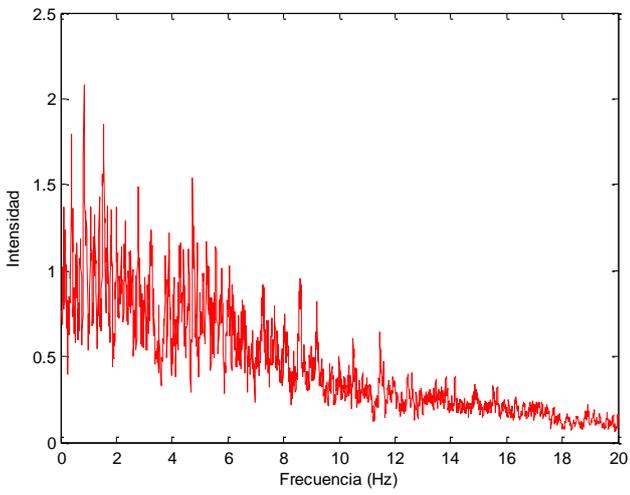


Figura 5.89; Punto PS_01

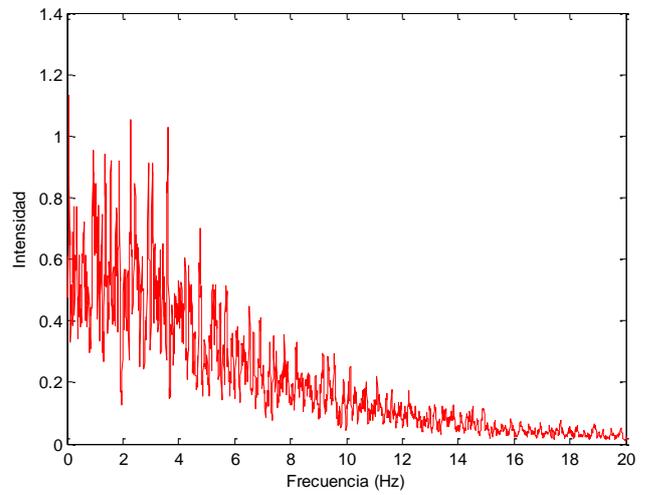


Figura 5.90; Punto PS_02

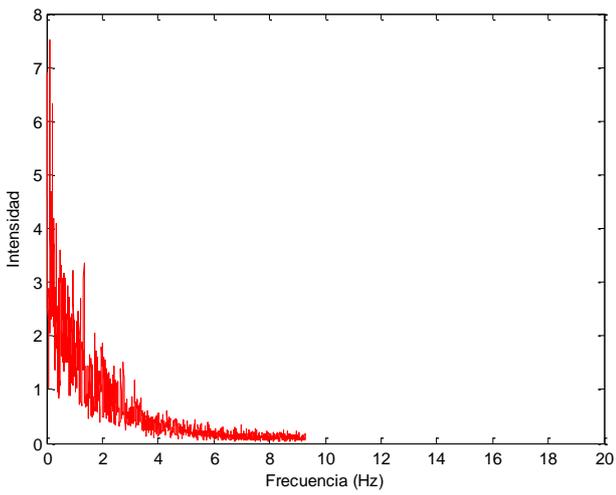


Figura 5.91; Punto PS_03

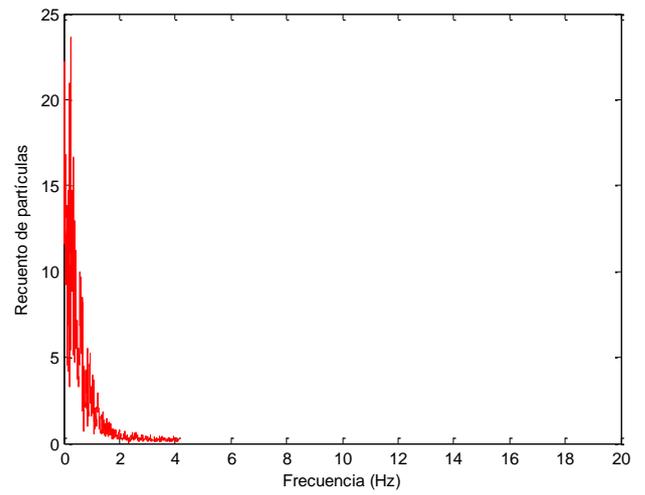


Figura 5.92; Punto PS_04

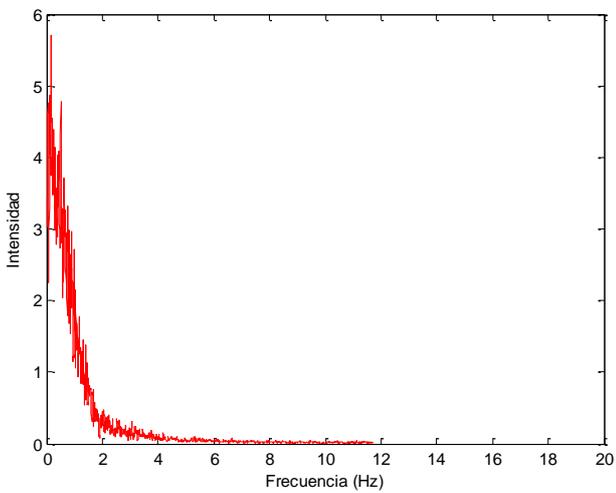


Figura 5.93; Punto PS_05

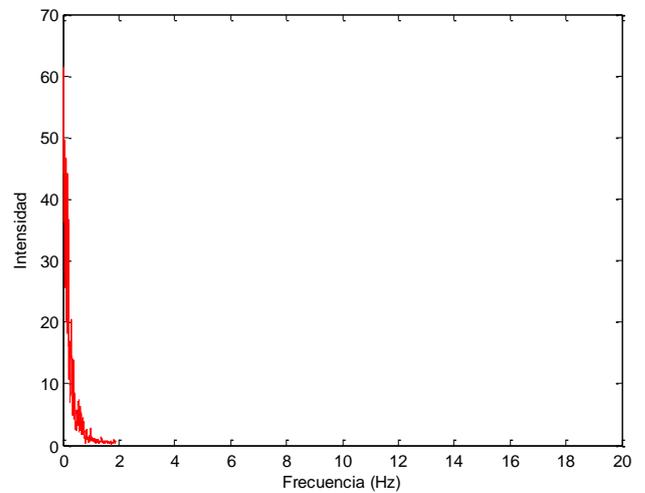


Figura 5.94; Punto PS_06

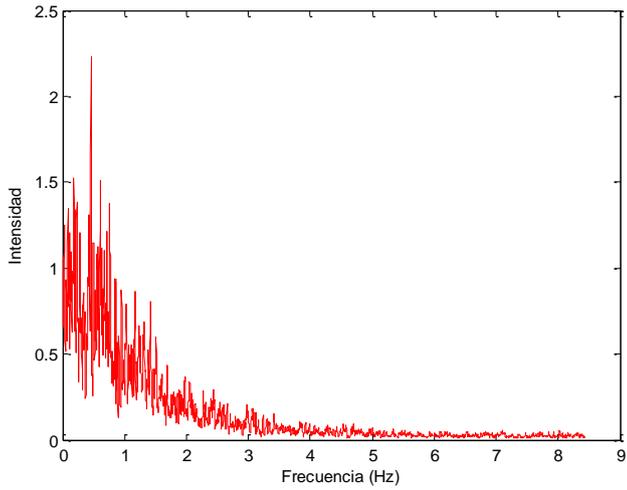


Figura 5.95; Punto PS_07

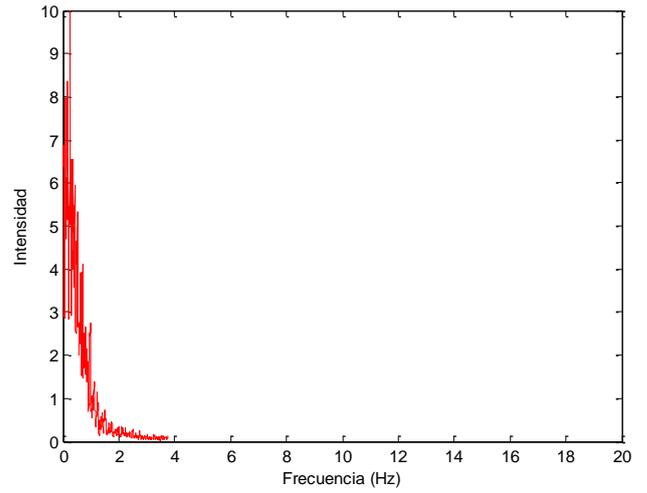


Figura 5.96; Punto PS_08

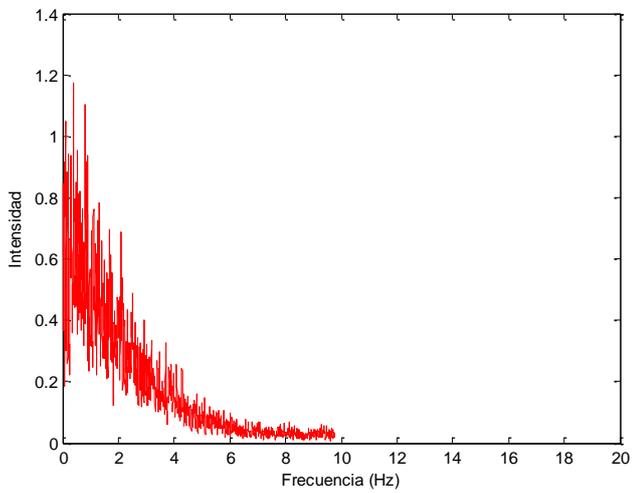


Figura 5.97; Punto PS_10

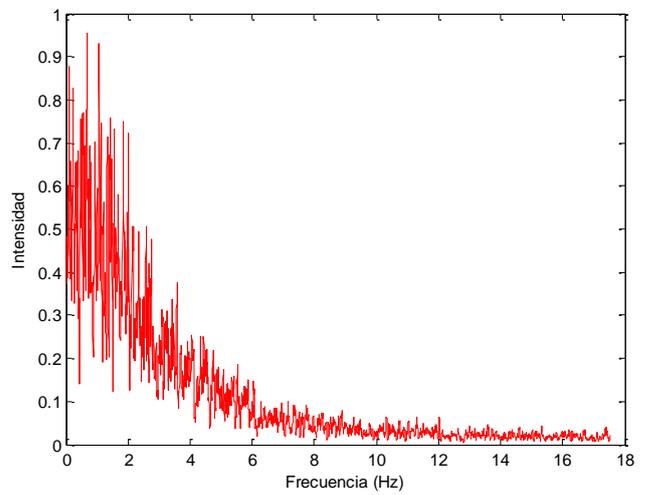


Figura 5.98; Punto PS_11

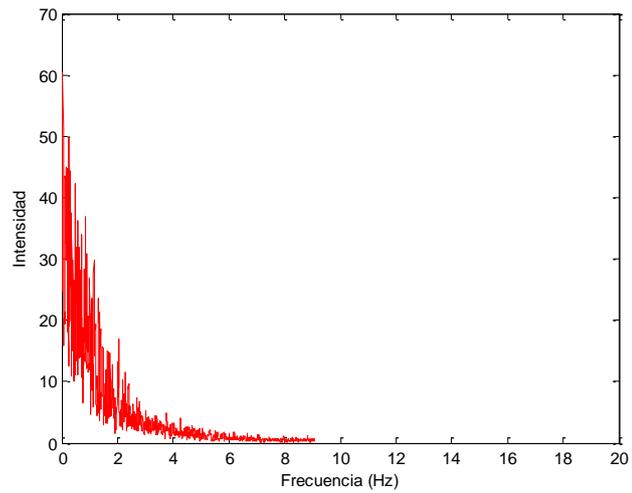


Figura 5.99; Punto PS_12

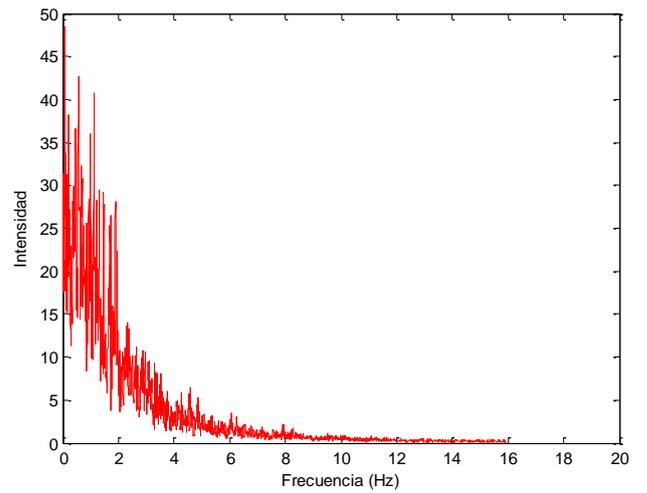


Figura 5.100; Punto PS_13

5.2.3.4.2 Comentarios

En este caso se ve que aunque la pauta vista hasta hora es la misma que en anteriores casos, difiere ligeramente de los espectros del modelo S12 porque mientras que en el modelo S12 en los puntos centrales el espectro se amortiguaba en torno a los 6 Hz en este caso lo hace a los 10-12 Hz, por lo que el comportamiento en la zona central se parece más al del modelo SS.

Probablemente esto se deba a la diferente colocación del stent, que provoca un flujo menos distorsionado que el modelo S12 y por lo tanto más parecido al modelo sin stent

En el resto de casos el comportamiento es muy parecido al de los anteriores casos ya que la frecuencia cerca de la pared disminuye a 1 Hz como se venía viendo en los anteriores casos

Si se compara con la sección anterior vemos que en algunos puntos como el PS_01 o el PS_02 el espectro se amortigua a mayor frecuencia que en sus homólogos anteriores mientras que en otros puntos como el PS_05 y PS_06 lo hace mucho antes.

5.2.3.5 Sección PC

En este caso se analizan los espectros en una sección sin stent a la salida de la rama principal. De esta forma se puede ver si el fluido vuelve a “la normalidad” como en la sección EC o sigue influido por el stent o la bifurcación.

Al no tener el impedimento del stent, en este caso se mide a medir en once puntos, tanto en dirección longitudinal y trasversal.

Zonas de medida:

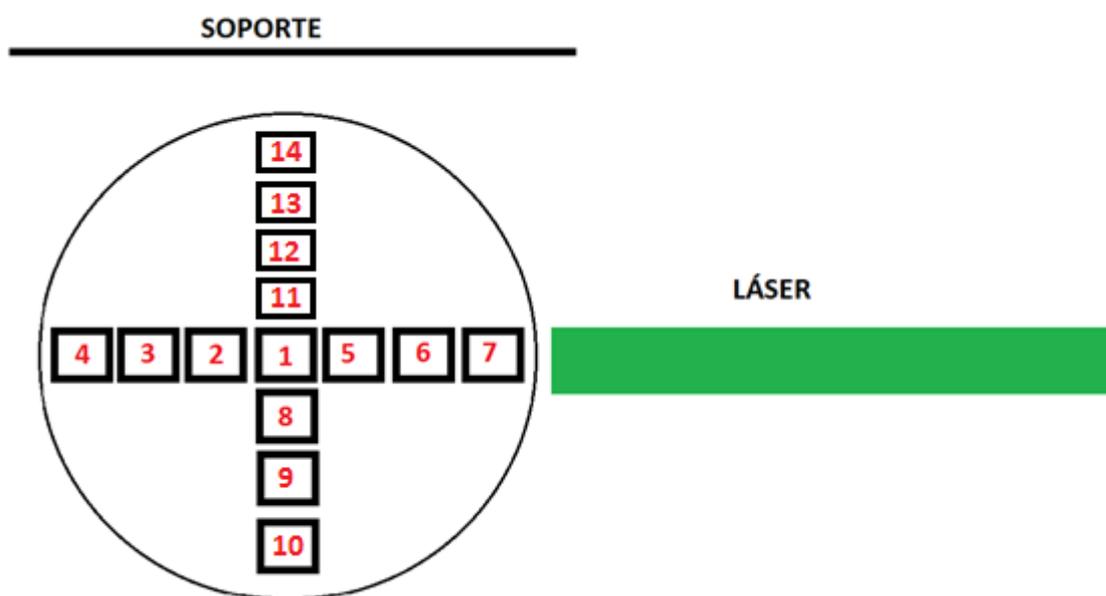


Figura 5.101: Puntos medidos en la sección PC

Distancia entre el punto 1 y los demás

Tabla 5.21: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S21, sección PS

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	-0.5	0
3	-1	0
4	-1.5	0
5	+0.5	0
6	+1	0
7	+1.5	0
8	0	-0.5
9	0	-1
10	0	-1.5

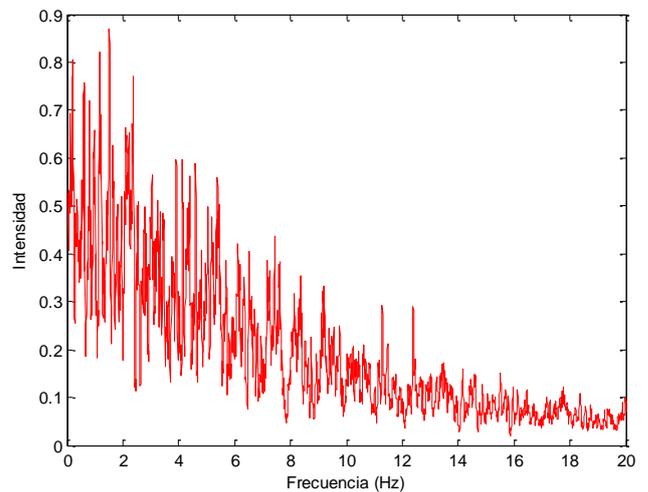
11	0	+0.5
12	0	+1
13	0	+1.5
14	0	+2

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.22: Parámetros de medida en modelo S21, sección PC

Q₁ (ml/min)	127
Q₂ (ml/min)	71
Q₃ (ml/min)	57
r	1.25
Re₁	45
Re₂	32
Re₃	29
Temperatura (°C)	20

5.2.3.5.1 Espectros



Punto PC_01 No analizado

Figura 5.102; Punto PC_02

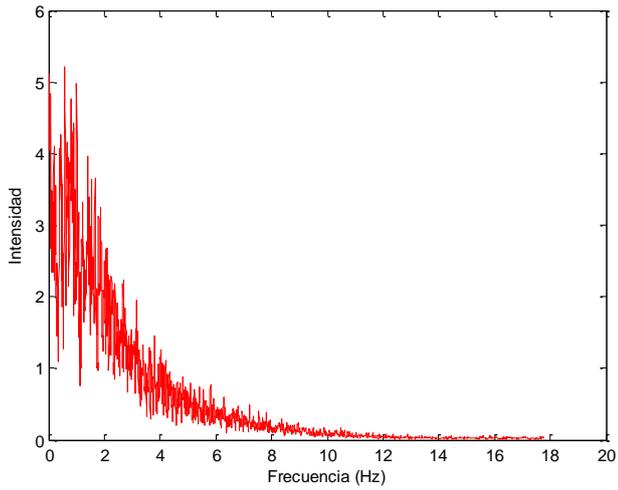


Figura 5.103; Punto PC_03

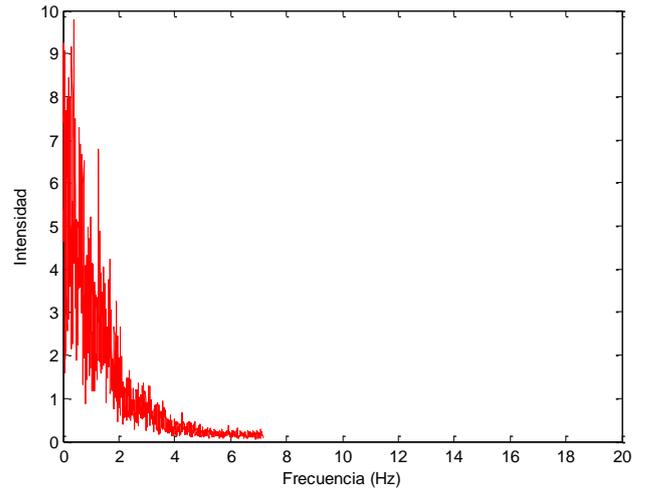


Figura 5.104; Punto PC_04

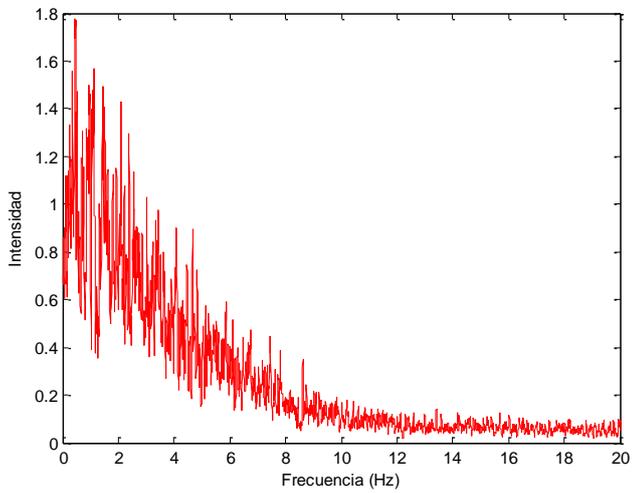


Figura 5.105; Punto PC_05

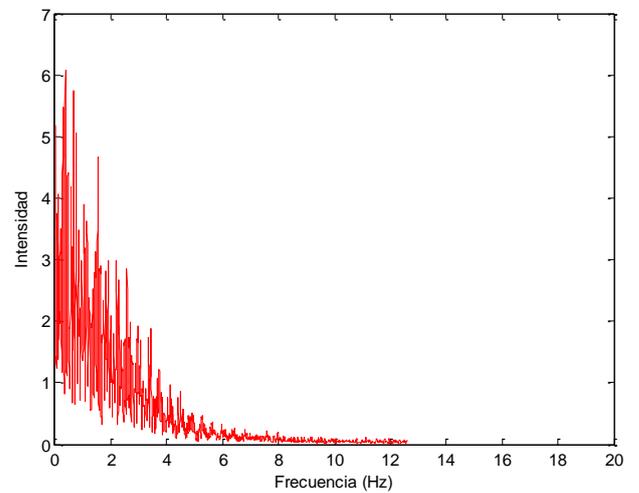


Figura 5.106; Punto PC_06

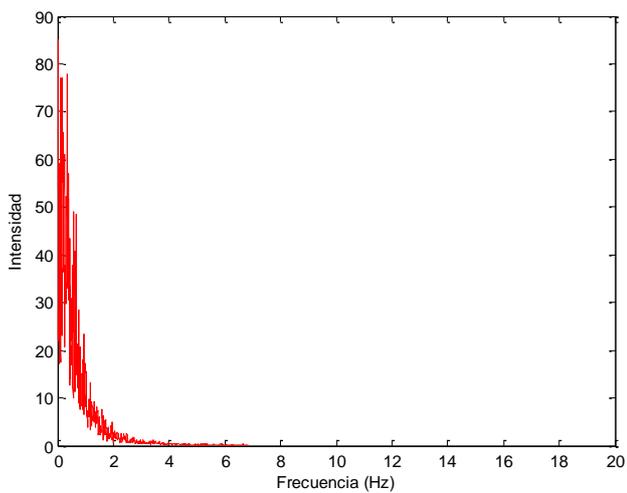


Figura 5.107; Punto PC_07

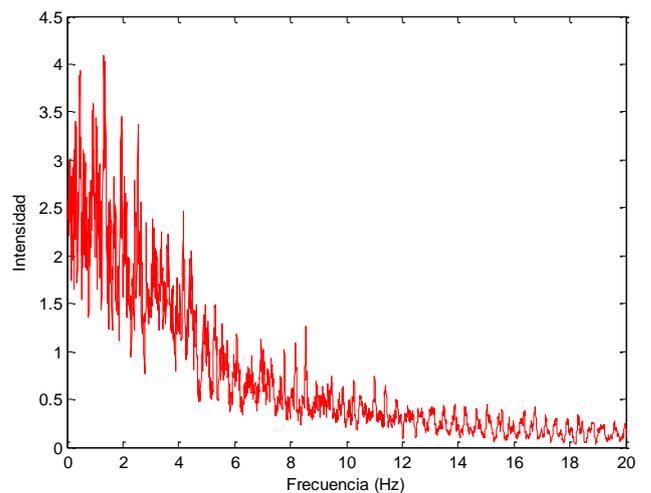


Figura 5.108; Punto PC_08

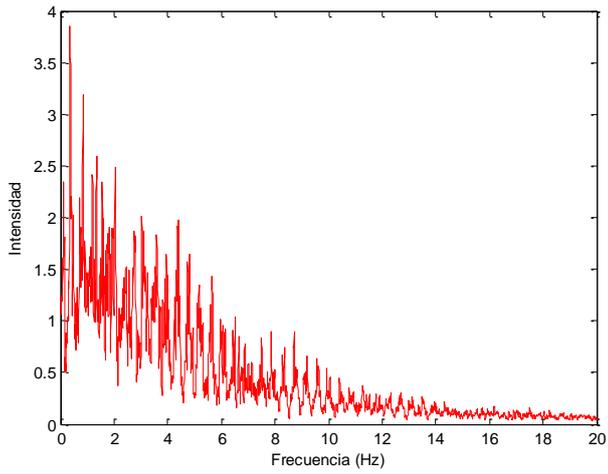


Figura 5.109; Punto PC_09

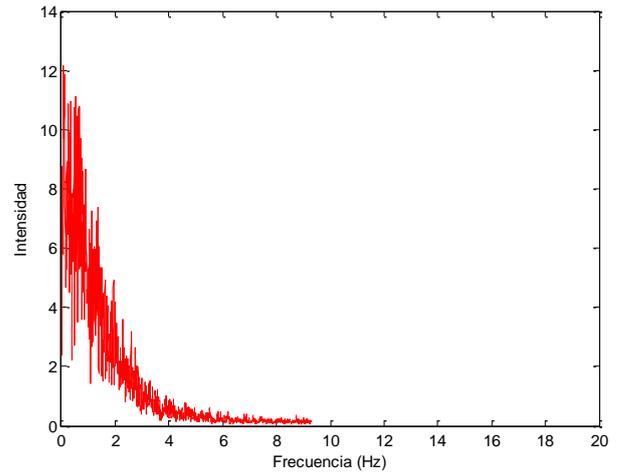


Figura 5.110; Punto PC_10

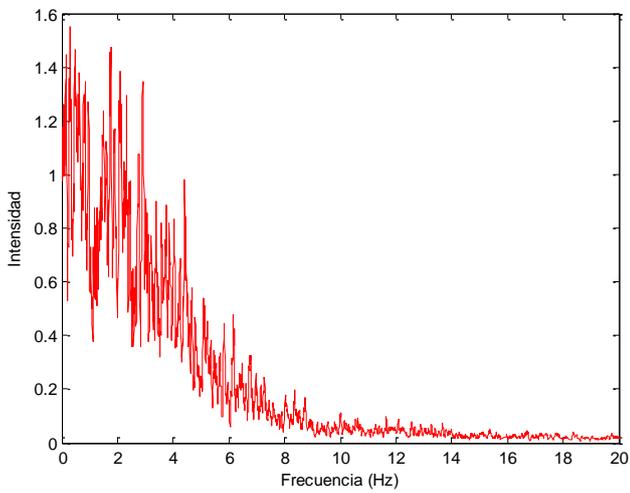


Figura 5.111; Punto PC_11

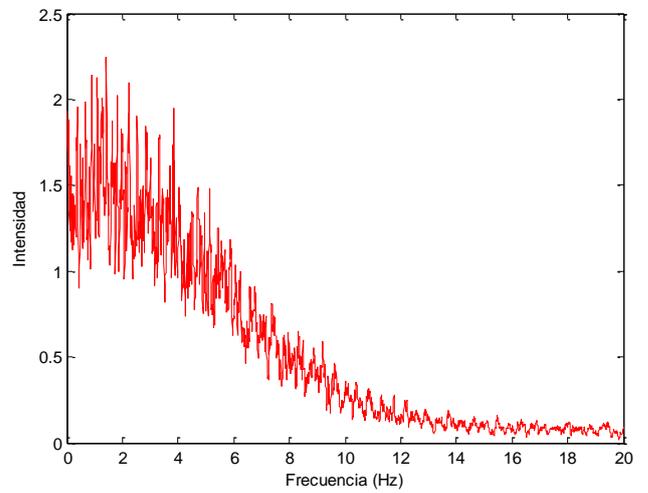


Figura 5.112; Punto PC_12

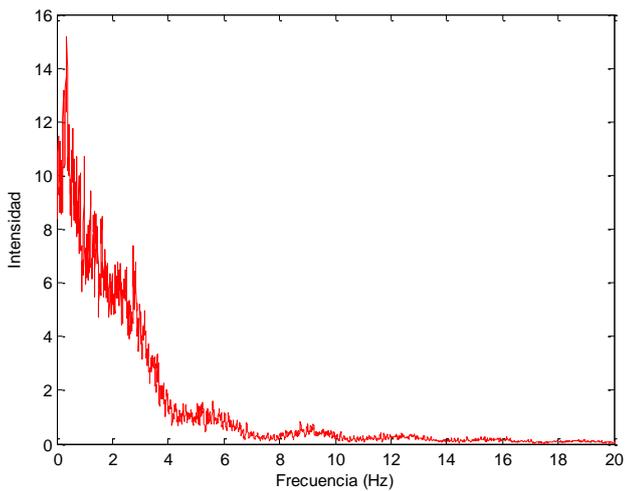


Figura 5.113; Punto PC_13

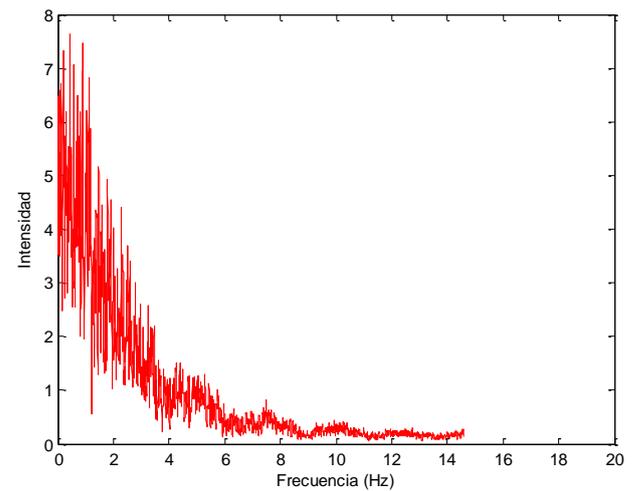


Figura 5.114; Punto PC_14

5.2.3.5.2 Comentarios

El comportamiento a rasgos generales se parece a lo que se ha visto hasta ahora, a medida que nos acercamos a la pared, el espectro se amortigua progresivamente. Sin embargo, a diferencia del modelo S12 las oscilaciones que aparecen en esta sección son menores que las de dicho modelo (punto PC_13 y punto PC_14). Esto es probablemente debido a la diferente colocación del stent.

Si se analiza la tendencia a lo largo de todas las secciones se ve que el comportamiento es similar al del modelo S12. Los espectros se amortiguan cada vez más rápido hasta la bifurcación; en la zona PS los espectros son muy parecidos a la bifurcación pero en la zona PC el flujo va recuperando la normalidad y los espectros se parecen más a los del principio (sección EC) aunque aún no ha recuperado totalmente la “normalidad” porque se amortigua ligeramente antes que en la sección EC.

5.3 PERFILES DE VELOCIDAD EN RÉGIMEN ESTACIONARIO

En esta sección se van a estudiar los perfiles de velocidad que se producen en el modelo en las secciones que antes se han analizado. Además, se van a comparar con medidas realizadas por la técnica de PIV (velocimetría de imagen de partículas).

Para obtener los perfiles de velocidad primero se obtendrá la velocidad *media* de *cada punto* medido en cada sección. Con esta información se puede trazar una gráfica para ver como varía la velocidad a medida que nos alejamos del centro.

Sólo se van a trazar los perfiles de velocidades en la sección paralela al soporte metálico, es decir lo que anteriormente se llama “dirección longitudinal”.

Hay que tener en cuenta que ésta técnica no es la más idónea para este propósito ya que solo se va tener información de un número discreto de puntos relativamente reducido en función de la sección a estudiar.

5.3.1 Modelo S12

En este apartado se van a analizar los perfiles de velocidad del modelo S12 en las secciones anteriormente analizadas y se compararán con las de la técnica PIV.

5.3.1.1 Sección EC

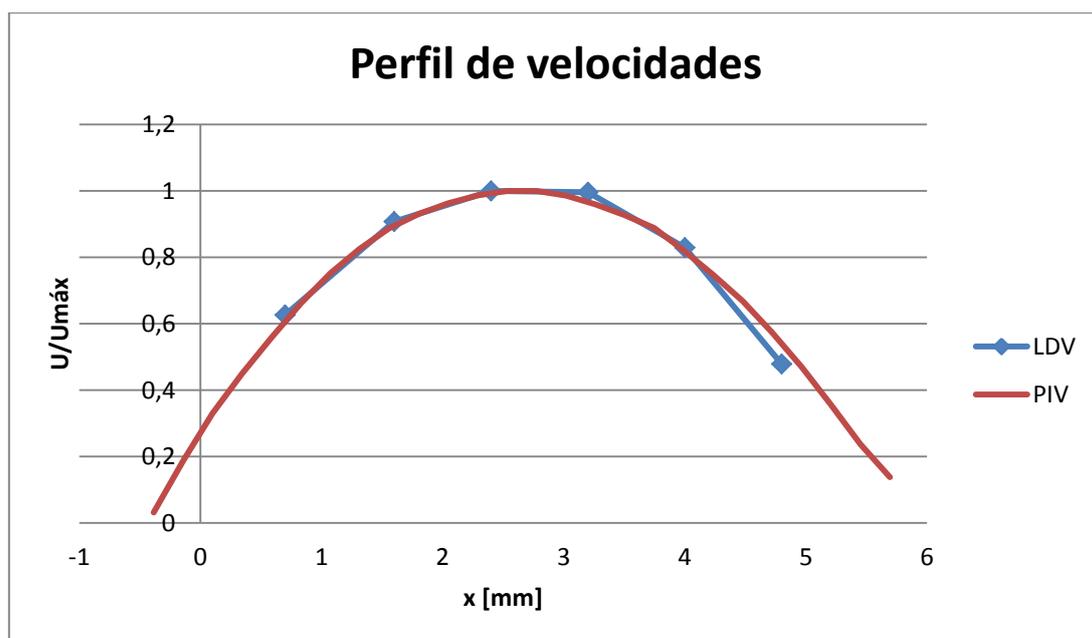


Figura 5.115: Perfil de velocidades en la sección EC, modelo S12

5.3.1.2 Sección ES

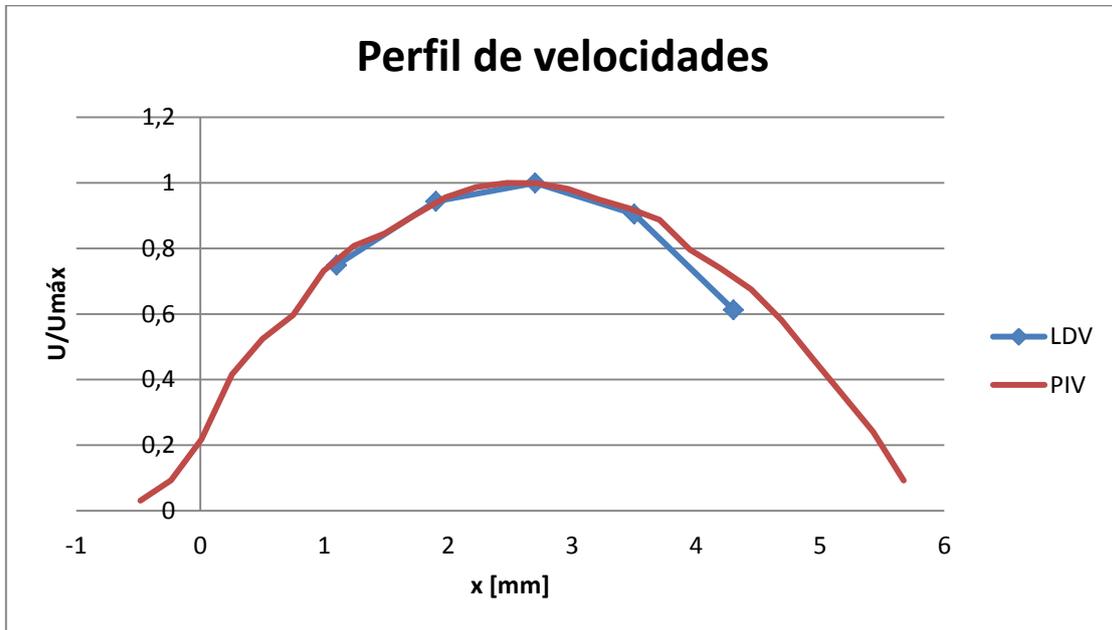


Figura 5.116: Perfil de velocidades en la sección ES, modelo S12

5.3.1.3 Sección B

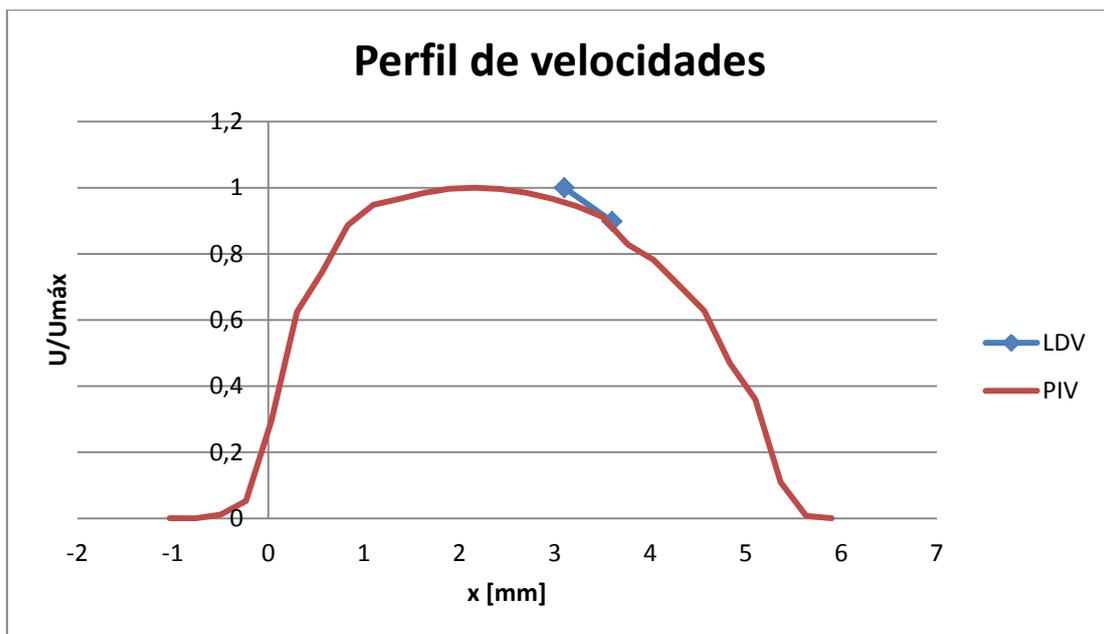


Figura 5.117: Perfil de velocidades en la sección B, modelo S12

5.3.1.4 Sección PS

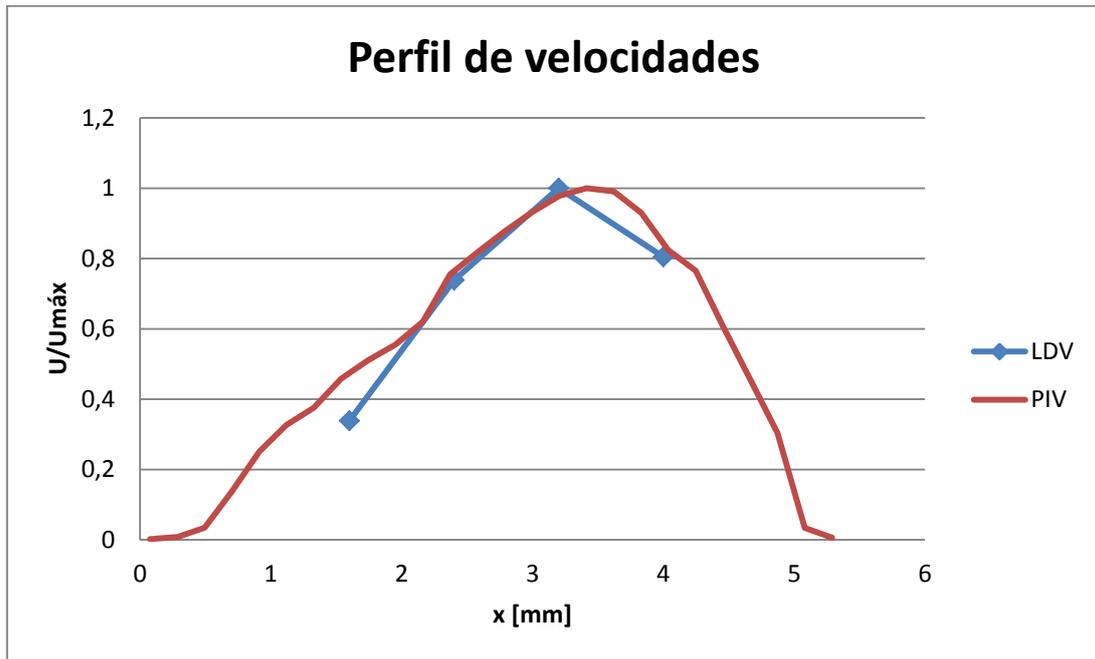


Figura 5.118: Perfil de velocidades en la sección PS, modelo S12

5.3.1.5 Sección PC

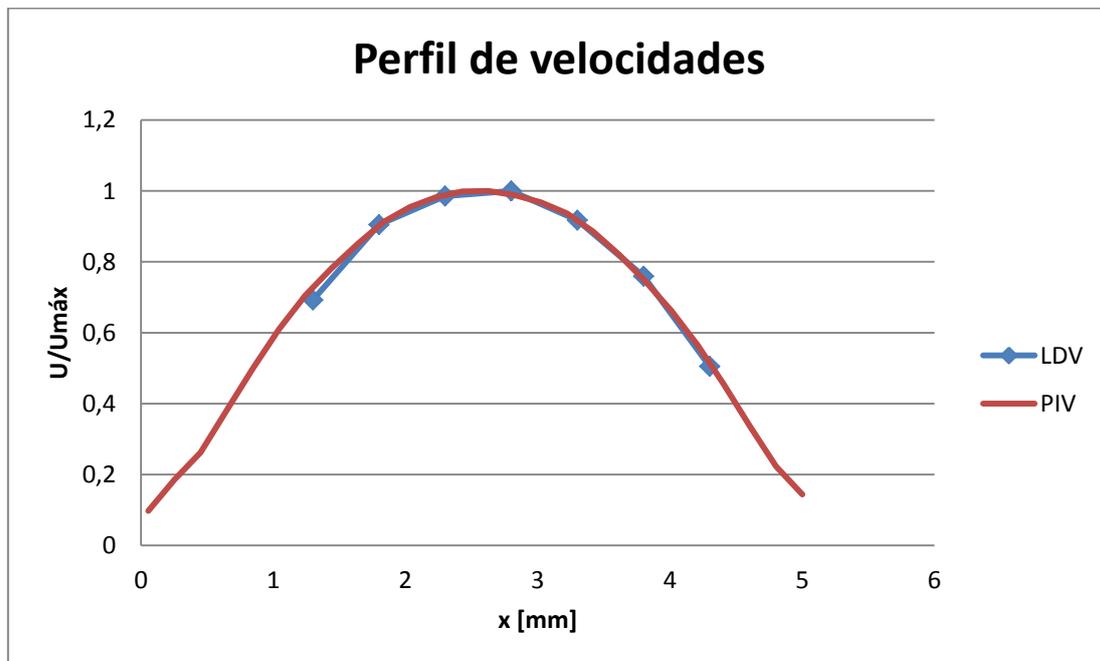


Figura 5.119: Perfil de velocidades en la sección PC, modelo S12

5.3.1.6 Comentarios

A raíz de los resultados obtenidos se puede ver que la técnica de LDV se aproxima bastante bien a los resultados obtenidos por PIV cuando el flujo está poco perturbado, es decir, está en régimen laminar y su perfil de velocidades es parabólico según la ley de Poiseuille.

Sin embargo en la zona con stent, donde el flujo está más perturbado (sección B y PS) se ve que las medidas del LDV difieren ligeramente de las obtenidas por PIV, aunque hay que tener en cuenta que se dispone de pocos puntos para comparar ambas mediciones, especialmente en la zona más “interesante” que es la bifurcación.

Tal y como podría pensarse, las dos primeras secciones están muy poco perturbadas y su perfil de velocidades se aproxima bastante bien a un perfil parabólico tal y como predice la ecuación de Hagen Poiseuille para flujo laminar.

Sin embargo en la sección B el perfil toma la forma característica del régimen turbulento, es decir, un perfil más “cuadrado” con un mayor gradiente de velocidades cerca de las paredes que en caso laminar.

En las secciones siguientes el flujo va recuperando la “normalidad” y en la sección de salida (PC) la forma del perfil es muy parecida al de la sección de entrada (EC) por lo que el flujo ya se ha estabilizado.

Como conclusión se puede decir que la técnica de PIV es mucho más óptima para obtener los perfiles de velocidades, especialmente porque permite tomar medidas simultáneamente en muchos más puntos.

Sin embargo para obtener mediciones de un punto en concreto la técnica LDV es suficientemente precisa, además de contar con la ventaja de poder obtener el espectro de frecuencias en dicho punto.

5.3.2 Modelo S21

En este apartado se van a analizar los perfiles de velocidad del modelo S21 en las secciones anteriormente analizadas y se compararán con las de la técnica PIV.

5.3.2.1 Sección EC

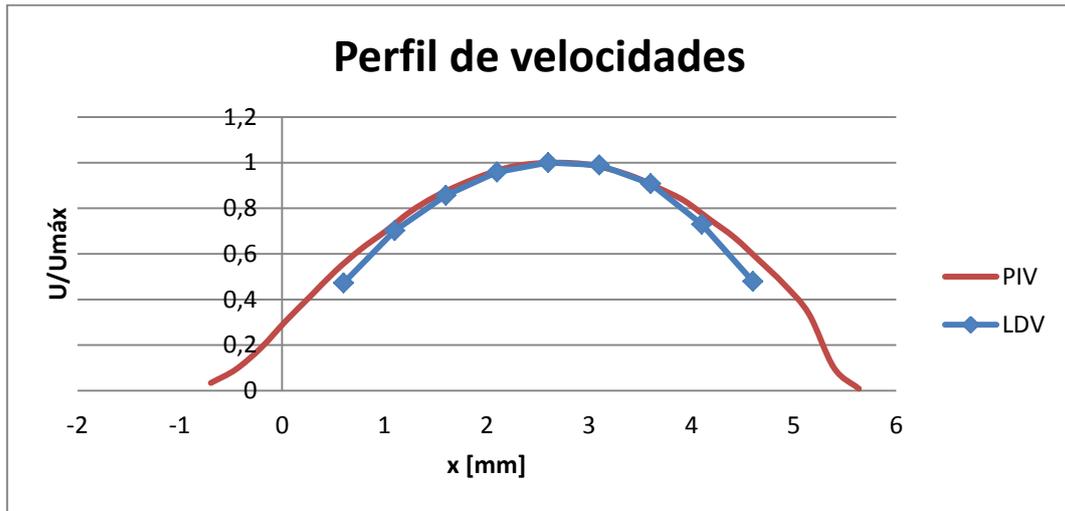


Figura 5.120: Perfil de velocidades en la sección EC, modelo S21

5.3.2.2 Sección ES

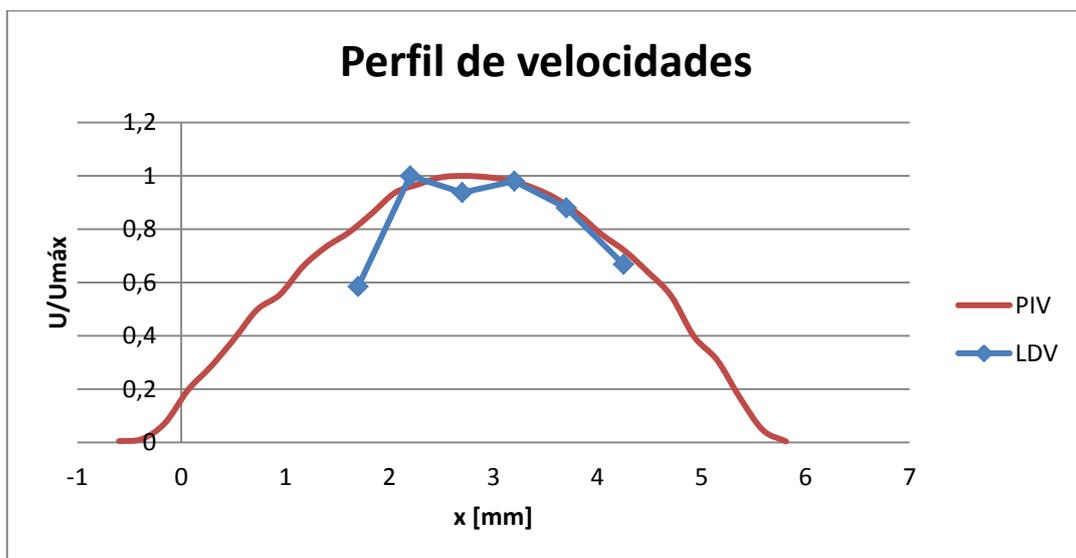


Figura 5.121: Perfil de velocidades en la sección ES, modelo S21

5.3.2.3 Sección B

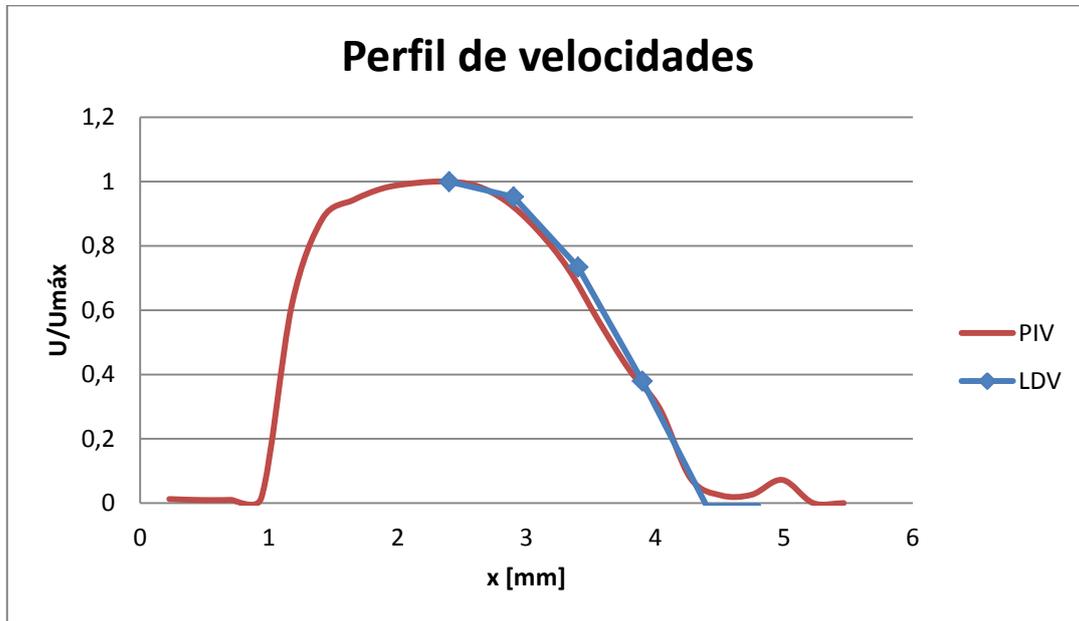


Figura 5.122: Perfil de velocidades en la sección B, modelo S21

5.3.2.4 Sección PS

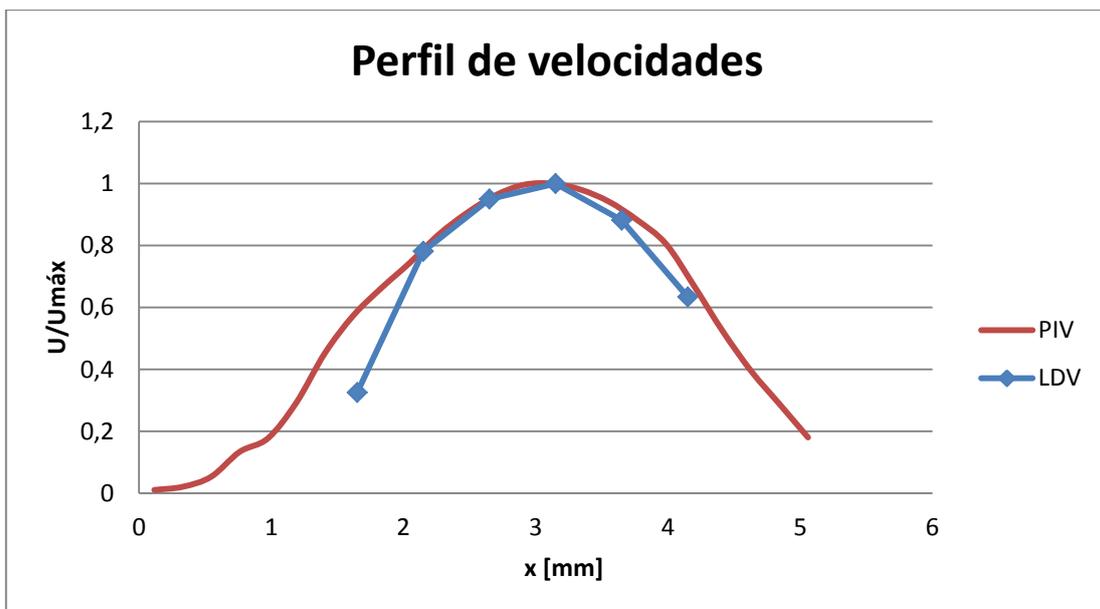


Figura 5.123: Perfil de velocidades en la sección PS, modelo S21

5.3.2.5 Sección PC

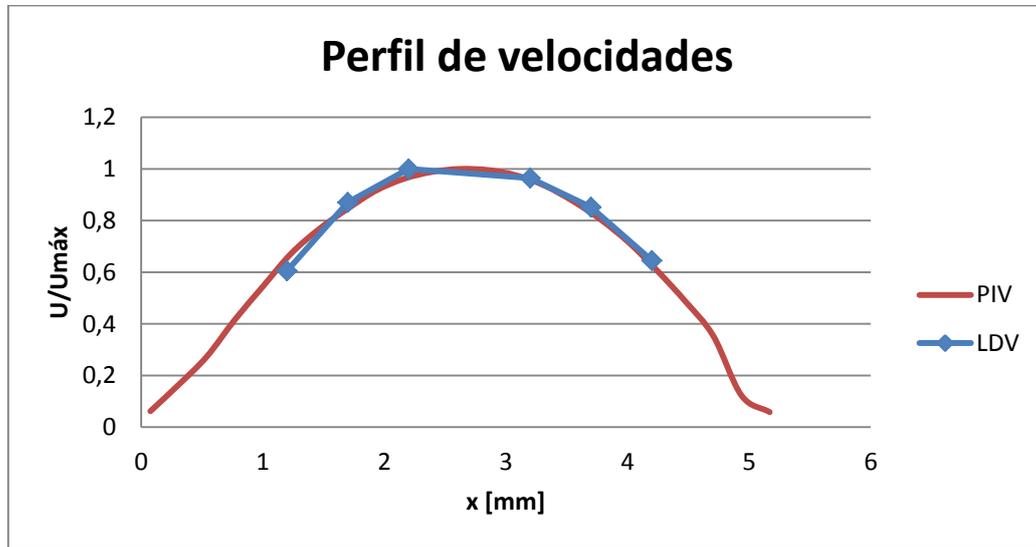


Figura 5.124: Perfil de velocidades en la sección PC, modelo S21

5.3.2.6 Comentarios

En este otro caso las conclusiones que se pueden obtener son muy parecidas al caso anterior. Se podría resaltar que en este caso se aprecia mejor un efecto que en el anterior.

En los puntos centrales la correlación PIV-LDV es casi perfecta, lo que indica que en esas zonas la técnica LDV mide muy bien, sin embargo a medida que nos acercamos a la pared esta correlación va disminuyendo paulatinamente, probablemente por efecto de la refracción a través de los modelos de silicona.

Se puede ver que al igual que en el modelo S12 las dos primeras secciones están muy poco perturbadas y su perfil de velocidades se aproxima bastante bien a un perfil parabólico tal y como predice la ecuación de Hagen Poseuille para flujo laminar.

Sin embargo en la sección B el perfil toma la forma característica del régimen turbulento, es decir, un perfil más “cuadrado” con un mayor gradiente de velocidades cerca de las paredes que en caso laminar.

El las secciones siguientes el flujo va recuperando la “normalidad” y en la sección de salida (PC) la forma del perfil es muy parecida al de la sección de entrada (EC) por lo que el flujo ya se ha estabilizado.

5.4 ANÁLISIS DE ESPECTROS EN RÉGIMEN PULSANTE

En esta sección se van a analizar los espectros producidos en un modelo de bifurcación arterial al igual que antes, con la notable diferencia que en este caso el flujo no va a ser estacionario (a velocidad constante) sino pulsante, es decir que el fluido se irá moviendo de manera similar a como lo hace en el sistema circulatorio con los pulsos del corazón.

Para simular este comportamiento se dispone de una electroválvula localizada a la entrada del stent que regulada apropiadamente nos dará un comportamiento similar en el flujo al de una arteria. El resto de elementos del circuito permanecen igual que antes, así como la toma de datos por parte del láser y su postprocesado.

En este caso solo se ha ensayado el modelo S12 en las secciones EC y ES

5.4.1 Caracterización del flujo pulsante

Para poder caracterizar el flujo pulsante se utilizará un número adimensional muy utilizado en biomecánica de fluidos: el número de Womersley.

El número de Womersley relaciona las fuerzas de inercia transitorias con las fuerzas viscosas. Es importante cuando se quiere realizar un experimento a escala al aplicar las relaciones de semejanza, por ejemplo en este caso el estudio de una bifurcación arterial.

El número de Womersley, usualmente denotado como α se define como:

$$\alpha = \frac{\text{Fuerzas de inercia transitorias}}{\text{Fuerzas viscosas}} = R \sqrt{\frac{\omega \rho}{\mu}} \quad \text{Ecuación 5.1}$$

Dónde:

- $R \rightarrow$ Longitud característica (radio del conducto)
- $\omega \rightarrow$ Frecuencia angular de las oscilaciones
- $\rho \rightarrow$ Densidad del fluido
- $\mu \rightarrow$ Viscosidad del fluido

Puesto que la frecuencia no varía, y la viscosidad y densidad prácticamente tampoco, la principal dependencia del número de Womersley es con el radio de los vasos. A menor diámetro, menor número de Womersley.

Números de Womersley para distintos vasos sanguíneos en humanos:

Tabla 5.23: Numero de Womersley en distintos vasos sanguíneos

Vaso sanguíneo	Diámetro (m)	α
Aorta	0.025	13.86
Arteria	0.004	2.21
Arteriola	$3 \cdot 10^{-5}$	0.0166
Capilar	$8 \cdot 10^{-6}$	$4.43 \cdot 10^{-3}$
Vénula	$2 \cdot 10^{-5}$	0.011
Vena	0.005	2.77
Vena Cava	0.03	16.6

Cuando el número de Womersley es pequeño (1 ó menos), significa que la frecuencia de las pulsaciones es suficientemente baja como para que se forme un perfil parabólico de velocidades durante cada ciclo, aproximándose así a la distribución de velocidades que predice la ley de Hagen-Poiseuille. Si el número de Womersley es grande (10 ó más), significa que la frecuencia es lo suficientemente alta como para que el perfil de velocidades sea “plano” (como en un flujo turbulento).

Para este estudio, se ha estudiado el flujo con una frecuencia de 0.67 Hz, es decir, un ciclo cada 1.5 segundos.

Para una densidad de 1158 kg/m^3 y una viscosidad cinemática $\nu = 9.264 \text{ cS}$ ($0,00009264 \text{ m}^2/\text{s}$)

Por lo tanto la viscosidad dinámica μ es:

$$\mu = \nu \cdot \rho = 0,00009264 * 1158 = 0.01073 \text{ Pa}\cdot\text{s}$$

$$\alpha = 0.005 \cdot \sqrt{\frac{0.67 * 2\pi * 1158}{0.01073}} = 1.06$$

Por lo tanto se está en una situación en la que los esfuerzos de inercia transitorios son prácticamente iguales que los viscosos.

Si se compara el número de Womersley con los expuestos antes se ve que el modelo que se está estudiando corresponde a un punto intermedio entre una arteria y una arteriola.

5.4.2 Modelo S12

En este apartado se van a presentar y analizar los resultados de las mediciones correspondientes al modelo S12. En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se representa de manera esquemática éste modelo y las secciones de medida.

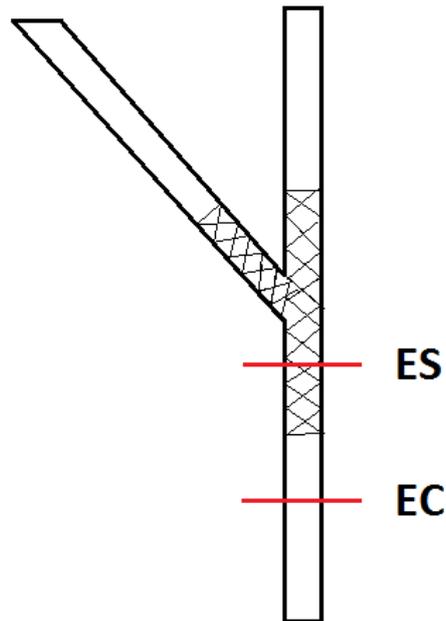


Figura 5.125: Secciones de medida en el modelo S12

Las secciones en las que se va a medir están representadas en la figura anterior e identificadas por una o dos letras según la posición de medida. En las siguientes subsecciones se analiza el espectro de cada sección.

Se distinguen 2 zonas de medida:

- EC → Rama de entrada en el conducto (sin stent)
- ES → Rama de entrada en la zona con stent

5.4.2.1 Sección EC

Zonas de medida:

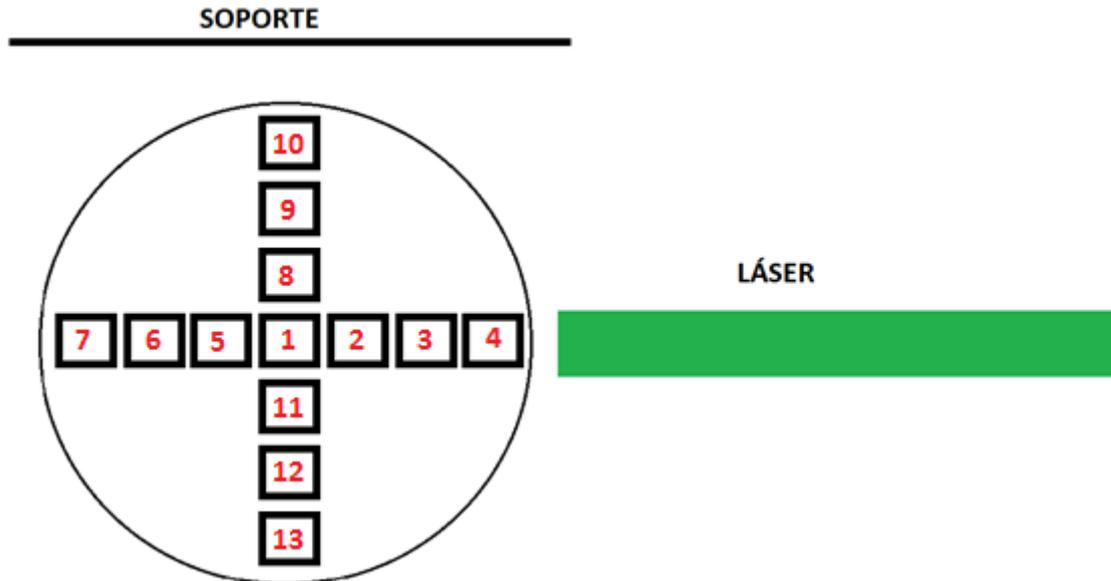


Figura 5.126: Puntos medidos en la sección EC

Distancia entre punto 1 y los demás:

Tabla 5.24: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección EC

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	+0.5	0
3	+1	0
4	+1.5	0
5	-0.5	0
6	-1	0
7	-1.5	0
8	0	+0.5
9	0	+1
10	0	+1.5
11	0	-0.5
12	0	-1
13	0	-1.5

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.25: Parámetros de medida en modelo S12, sección EC

Q₁ (ml/min)	81
Q₂ (ml/min)	53
Q₃ (ml/min)	28
r	1.89
Re₁	41
Re₂	29
Re₃	25
Temperatura (°C)	25
Tiempo de ciclo (s)	1.5
Frecuencia de ciclo (Hz)	0.67

5.4.2.1.1 Espectros

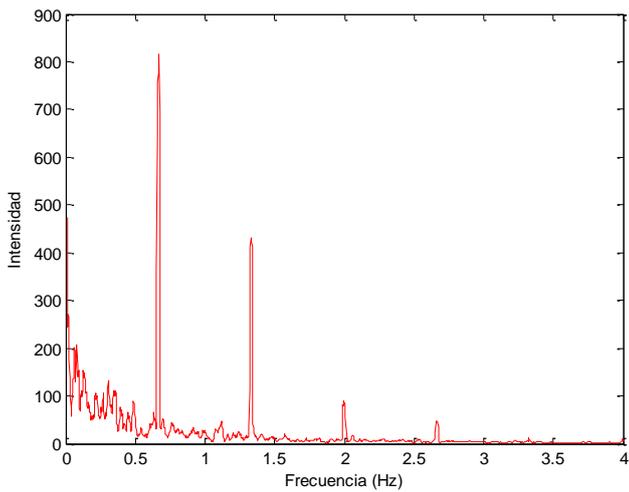


Figura 5.127; Punto EC_01

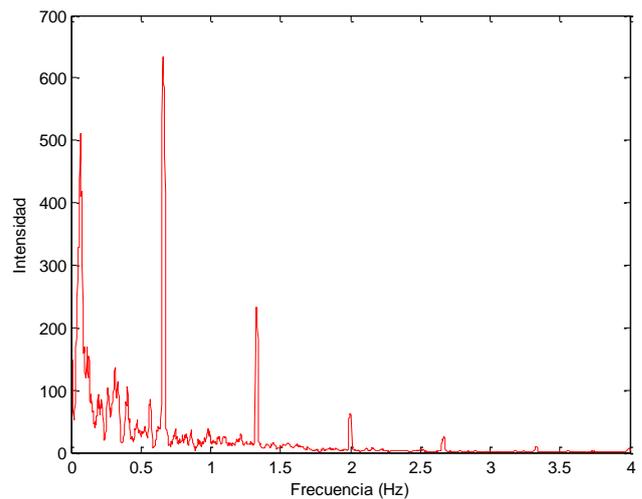


Figura 5.128; Punto EC_02

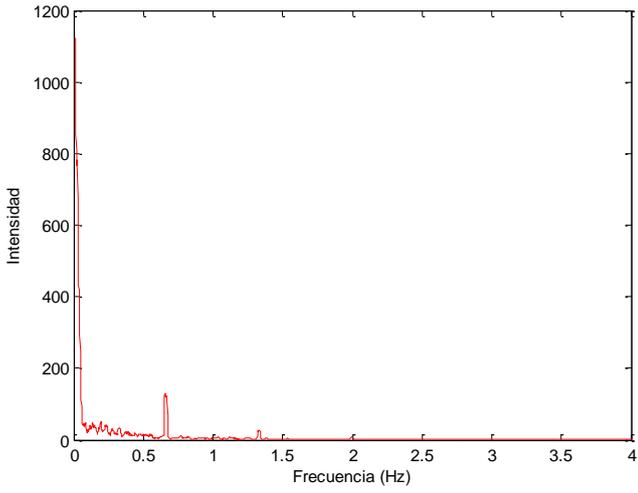


Figura 5.129; Punto EC_03

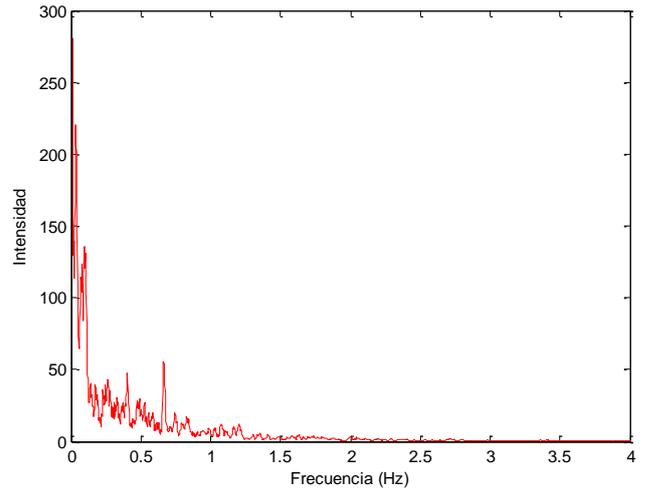


Figura 5.130; Punto EC_04

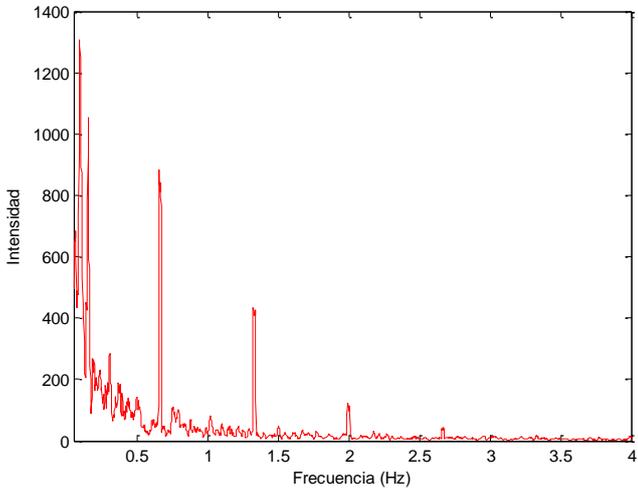


Figura 5.131; Punto EC_05

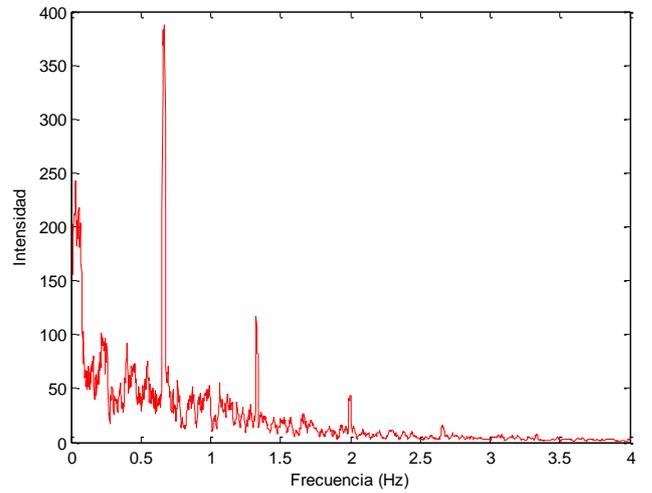


Figura 5.132; Punto EC_06

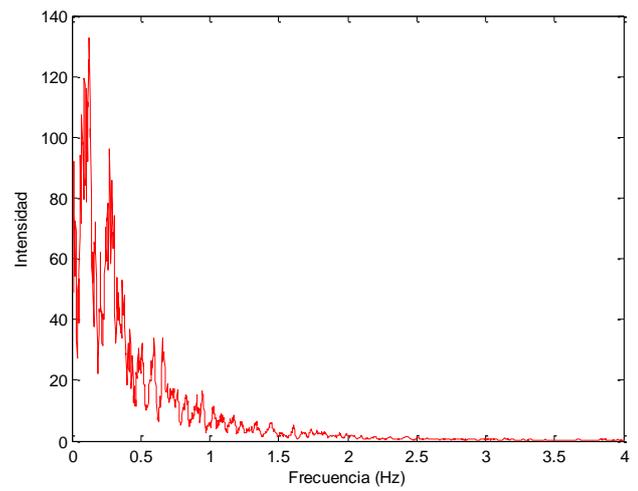


Figura 5.133; Punto EC_07

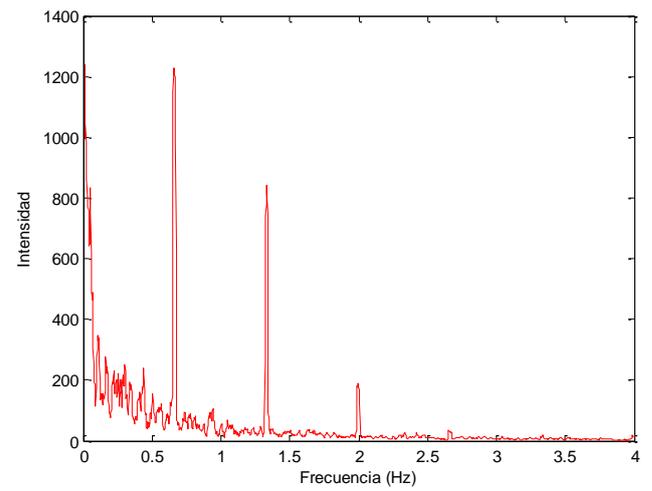


Figura 5.134; Punto EC_08

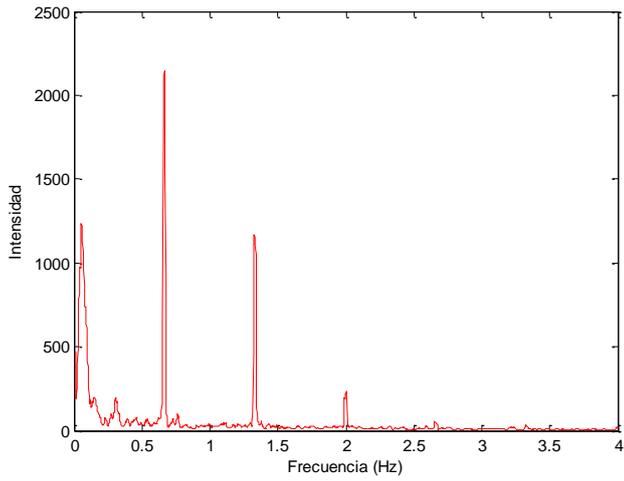


Figura 5.135; Punto EC_09

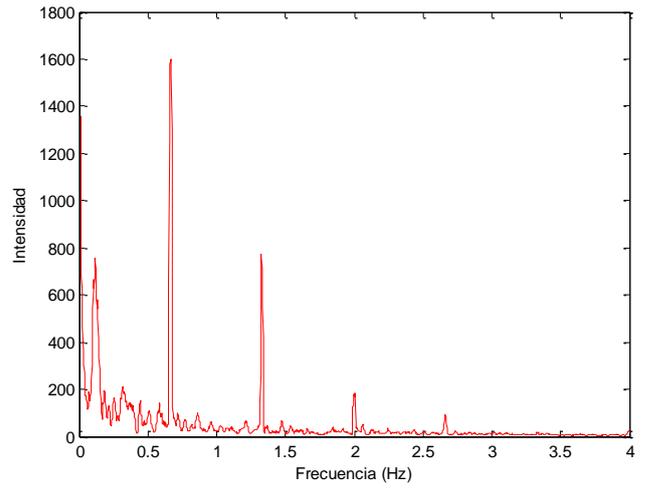


Figura 5.136; Punto EC_10

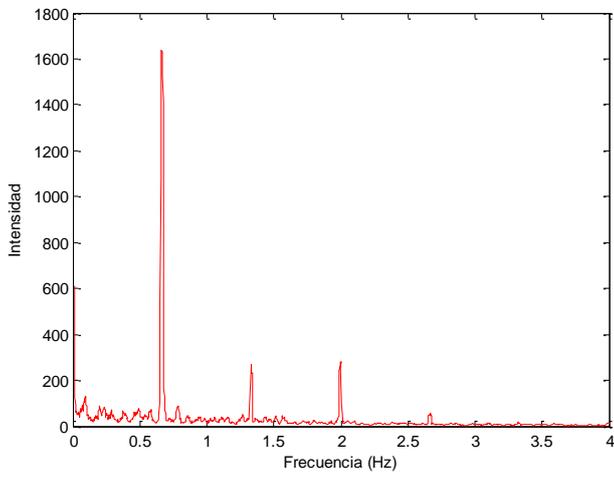


Figura 5.137; Punto EC_11

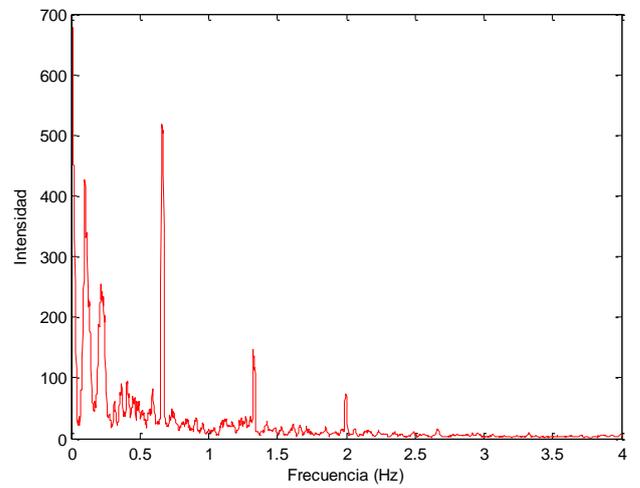


Figura 5.138; Punto EC_12

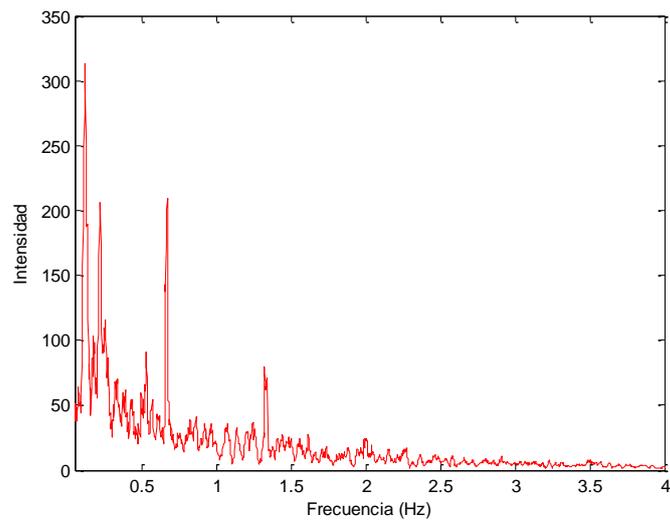


Figura 5.139; Punto EC_13

Intensidad de los picos:

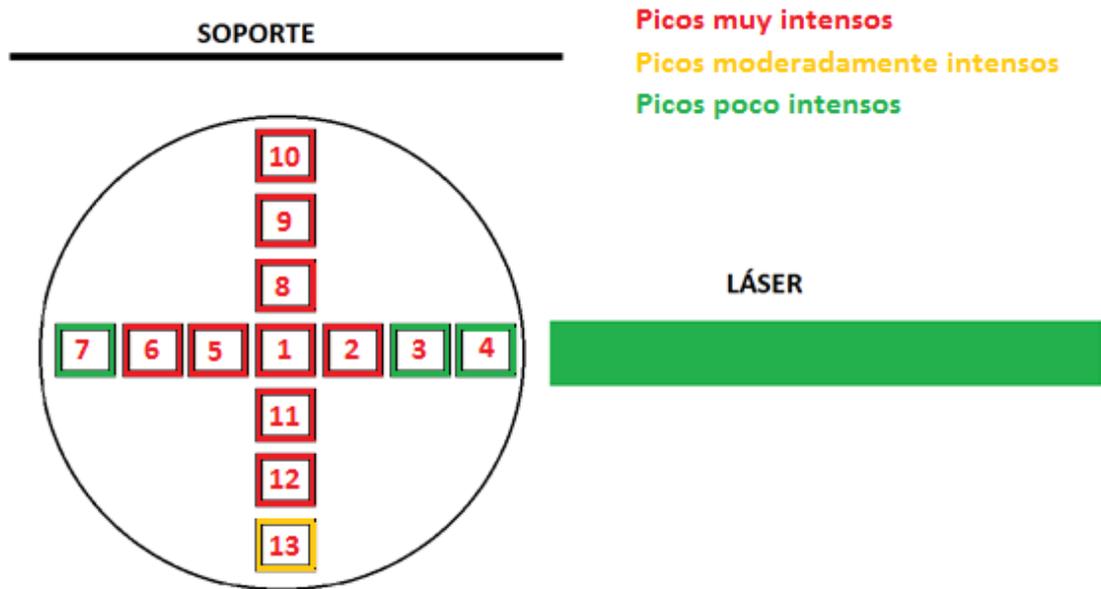


Figura 5.140: Intensidad de los picos en cada punto

5.4.2.1.2 Comentarios

En esta parte del estudio se ve que aparecen una serie de picos de una intensidad muy grande en comparación con el resto del espectro. Estos picos aparecen equiespaciados entre sí, por lo que son armónicos de la frecuencia fundamental.

Dicha frecuencia fundamental esta en torno a 0.67 Hz, que es justo la frecuencia de ciclo que se había impuesto a la electroválvula que controla el flujo a través del circuito, por lo que los resultados concuerdan con lo que cabía esperar.

Sin embargo el comportamiento a lo largo de la sección difiere notablemente del régimen estacionario. Mientras que en estacionario el espectro se amortigua de manera progresiva a medida que nos acercamos a la pared, en este caso se amortigua únicamente en ciertas paredes, mientras que en otras los picos se mantienen (Punto EC_10).

Se puede concluir por lo tanto que el fluido no es unidireccional sino que habrá un flujo tridimensional que causará un comportamiento diferente en cada punto de la pared.

5.4.2.2 Sección ES

Zonas de medida:

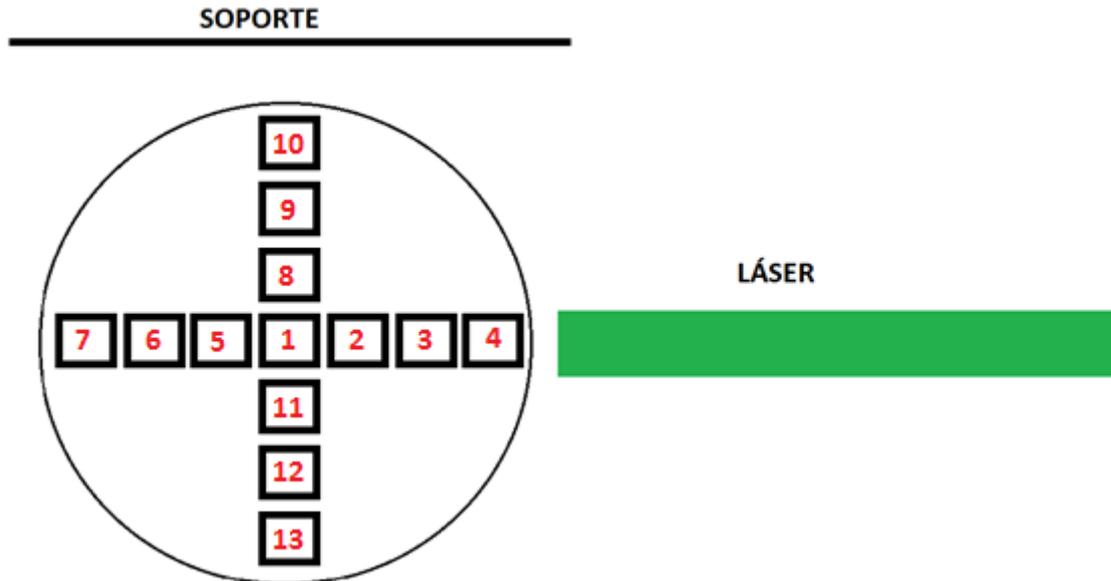


Figura 5.141: Puntos medidos en la sección ES

Distancia entre punto 1 y los demás:

Tabla 5.26: Distancia entre el punto 1 y los demás en modelo S12, sección ES

Punto	Distancia longitudinal	Distancia trasversal
1	0	0
2	+0.5	0
3	+1	0
4	+1.5	0
5	-0.5	0
6	-1	0
7	-1.5	0
8	0	+0.5
9	0	+1
10	0	+1.5
11	0	-0.5
12	0	-1
13	0	-1.5

Parámetros importantes durante la toma de datos:

Tabla 5.27: Parámetros de medida en modelo S12, sección ES

Q₁ (ml/min)	85
Q₂ (ml/min)	53
Q₃ (ml/min)	32
r	1.65
Re₁	41
Re₂	29
Re₃	25
Temperatura (°C)	25
Tiempo de ciclo (s)	1.5
Frecuencia de ciclo (Hz)	0.67

5.4.2.2.1 Espectros

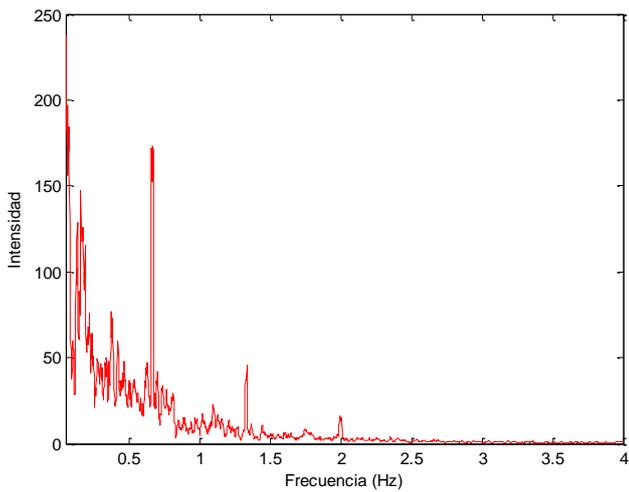


Figura 5.142; Punto ES_01

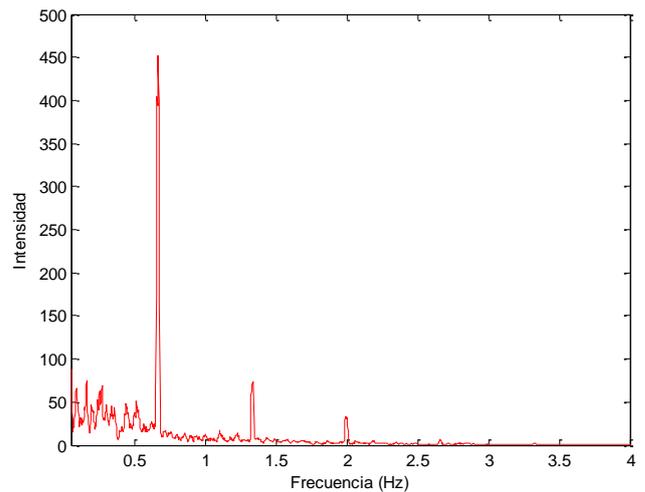


Figura 5.143; Punto ES_02

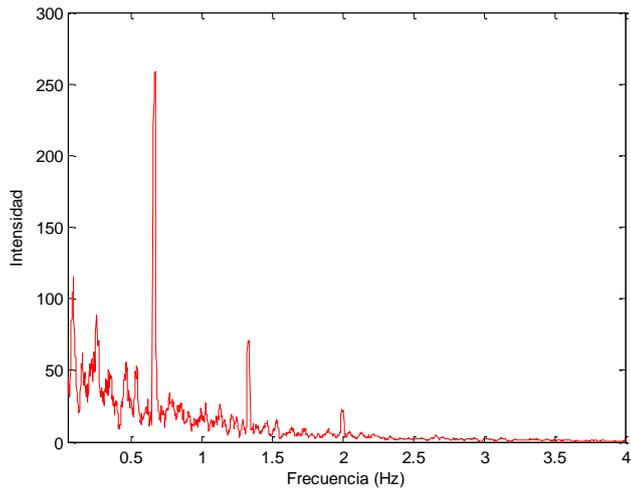


Figura 5.144; Punto ES_03

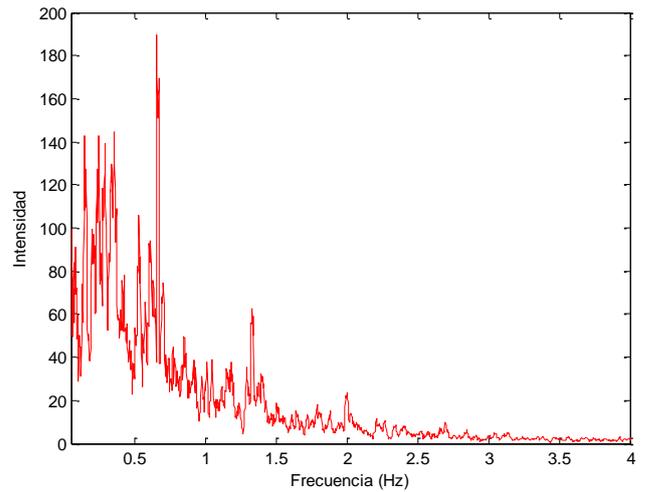


Figura 5.145; Punto ES_04

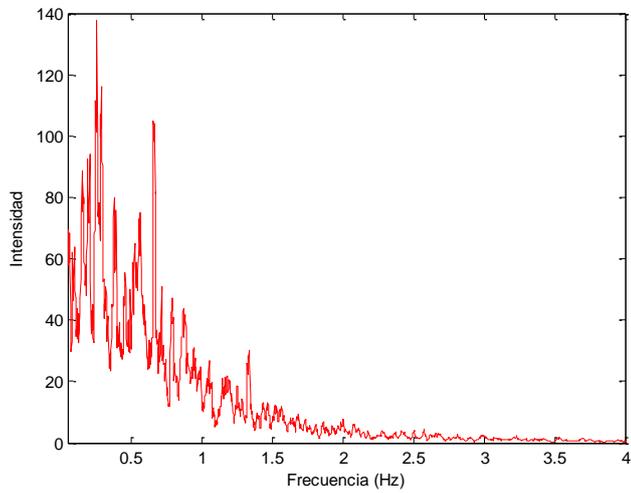


Figura 5.146; Punto ES_05

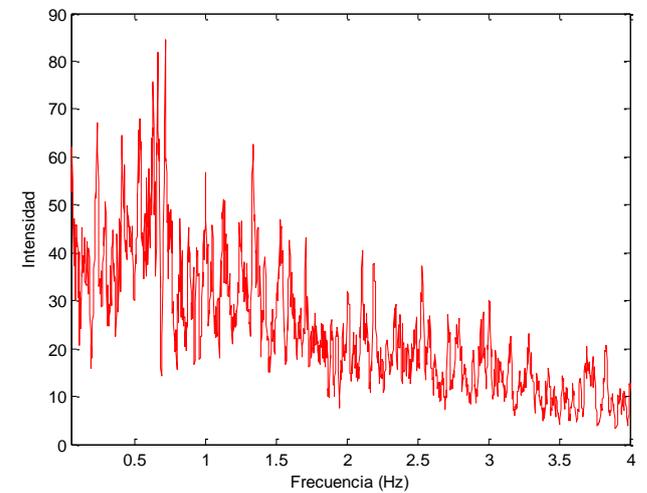


Figura 5.147; Punto ES_06

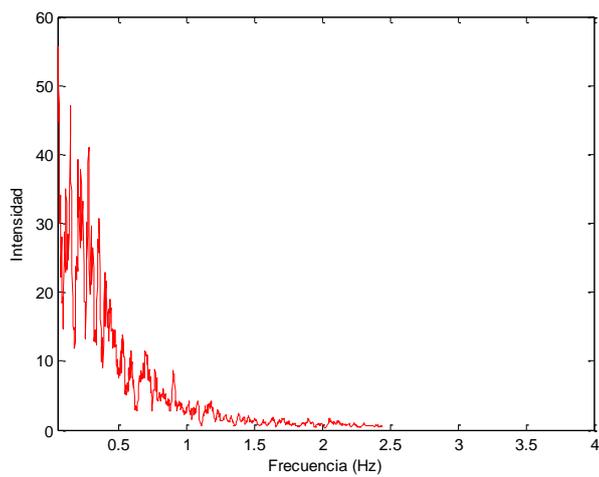


Figura 5.148; Punto ES_07

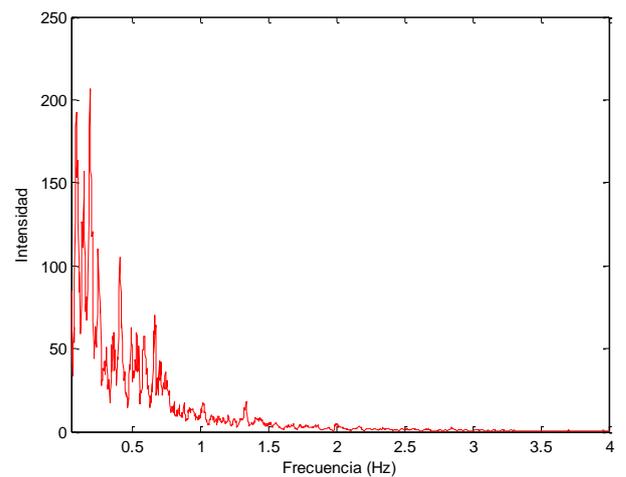


Figura 5.149; Punto ES_08

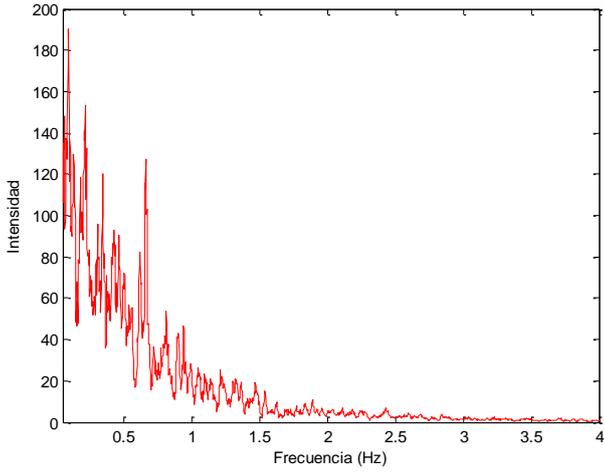


Figura 5.150; Punto ES_09

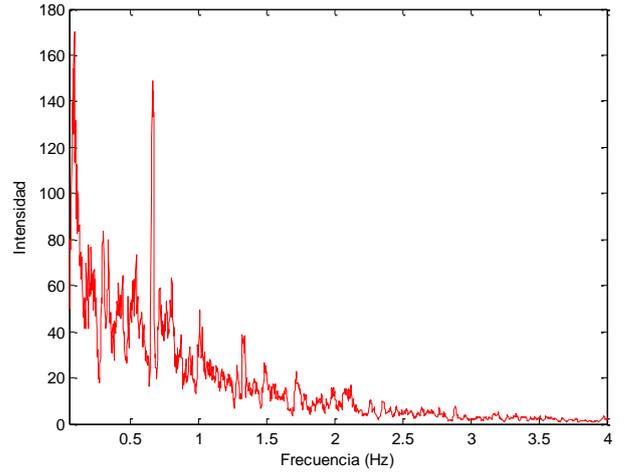


Figura 5.151; Punto ES_10

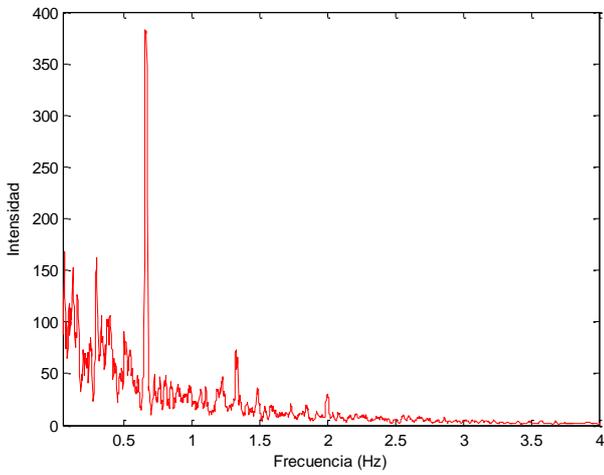


Figura 5.152; Punto ES_11

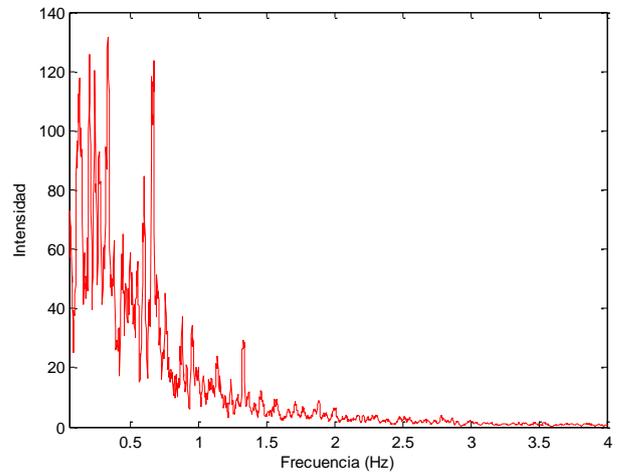


Figura 5.153; Punto ES_12

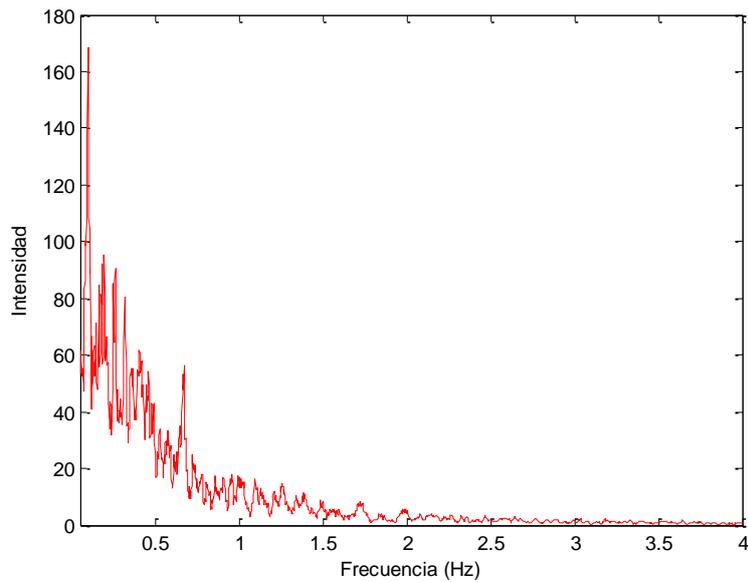


Figura 5.154; Punto ES_13

Intensidad de los picos:

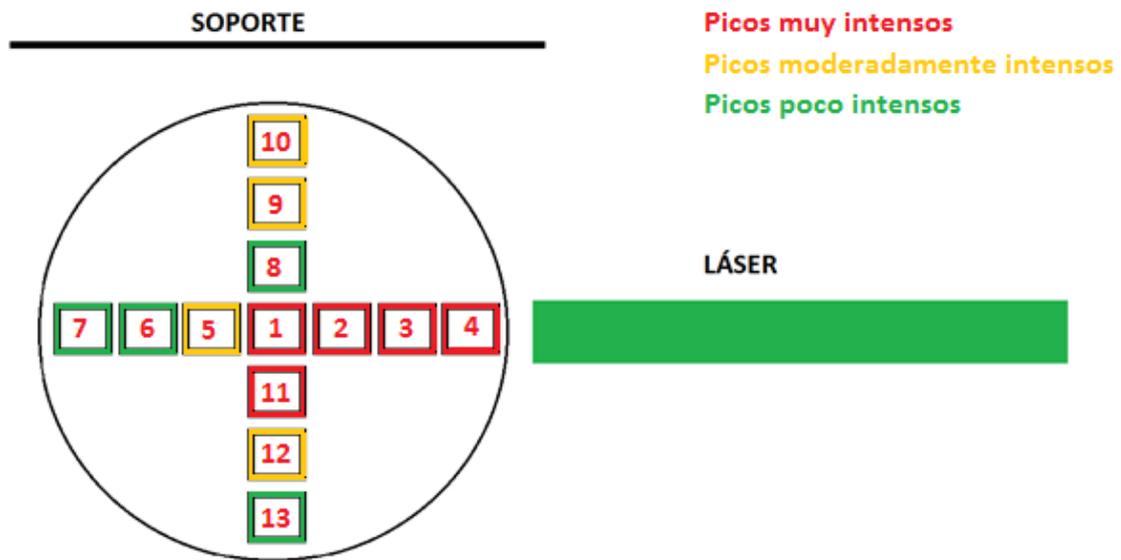


Figura 5.155: Intensidad de los picos en cada punto

5.4.2.2.2 Comentarios

En esta otra sección se ve un comportamiento parecido a los vistos en la sección EC.

La frecuencia fundamental esta en torno a 0.67 Hz, que es justo la frecuencia de ciclo que se había impuesto a la electroválvula que controla el flujo a través del circuito, por lo que los resultados concuerdan con lo que cabía esperar.

En este otro caso sin embargo se ve que los picos no desaparecen en los mismos puntos que antes, aunque parece que hay una clara tendencia a que lo hagan en puntos cercanos a la pared.

Otro hecho destacable es que los picos no “destacan” tanto en relación al resto del espectro. Esto puede deberse a que al estar el flujo más perturbado por el stent aparezcan más frecuencias que se suman al espectro que se tenía antes.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES

6 CONCLUSIONES

Se ha puesto a punto la instalación para el estudio de flujo estacionario y pulsante en modelos que representan una bifurcación coronaria, determinando y estableciendo cada uno de los parámetros de funcionamiento necesarios como son el caudal y la temperatura. Se ha desarrollado una metodología para analizar los espectros de la velocidad en el flujo. Se ha medido y registrado la velocidad a lo largo del tiempo en cada punto de medida. Para ello se ha utilizado la técnica de LDA. El pos procesamiento para obtener los espectros se realiza mediante un código desarrollado en el entorno MATLAB.

Se ha validado la metodología de medida utilizada. Para ello se ha utilizado un modelo de bifurcación por el que circulaba un flujo con frecuencias impuestas. Se han obtenido resultados positivos en la validación de la metodología al mostrar los espectros la frecuencia impuesta al flujo.

De los análisis en régimen estacionario de ambos modelos podemos extraer las siguientes conclusiones:

- Los puntos más cercanos a la pared muestran frecuencias más bajas en comparación con los puntos centrales de conducto. Este efecto es probablemente debido a la capa límite y a una mayor predominancia de los efectos viscosos. Este fenómeno se observa en todas las secciones medidas en ambos modelos.
- La predominancia de las bajas frecuencias aumenta en los puntos cercanos a la bifurcación, y disminuyen en las secciones alejadas de ella (entrada en la zona del conducto y entrada en la zona del stent principalmente). Este efecto se observa en ambos modelos
- Los puntos más aguas abajo de la bifurcación se parecen cada vez más a los medidos en la sección de entrada del conducto, esto se cumple en ambos modelos.
- Las secciones de salida del modelo S12, presentan oscilaciones en los espectros de algún punto, mientras que los del modelo S21 no las presentan o son muy pequeñas. Podemos deducir por tanto que la diferente colocación de los stent afecta a la frecuencia del flujo aguas abajo de los stent.

De los análisis en régimen pulsante de ambos modelos de bifurcación podemos extraer las siguientes conclusiones:

- Se aprecia claramente un gran pico a la frecuencia de cada ciclo de la electroválvula y sus sucesivos armónicos a mayores frecuencias.

- En general los puntos más cercanos a la pared muestran un espectro más uniforme, con picos más bajos, lo que indicaría que la capa límite amortigua los picos de frecuencia cerca de la pared, si bien no se cumple en todos los puntos, por lo que no es un resultado concluyente.

Este trabajo se ha desarrollado en paralelo con otro que estudiaba las perturbaciones del flujo mediante un velocímetro de imagen de partículas (PIV), que aunque proporciona una mayor información espacial, su frecuencia máxima está limitada. La combinación de los resultados de ambos trabajos permite una caracterización bastante completa de las perturbaciones que origina el stent en el patrón de flujo de la bifurcación.

7 BIBLIOGRAFÍA

Costanzo, L. (2011). *Fisiología*.

Dantec_Dynamics. (s.f.). *Principles of LDA*. Recuperado el 22 de Febrero de 2015, de www.dantecdynamics.com: <http://www.dantecdynamics.com/measurement-principles-of-lda>

Educarchile. (s.f.). Recuperado el 4 de marzo de 2015, de <http://www.educarchile.cl/ech/pro/app/detalle?ID=95156>

Guyton. (2011). *Tratado de fisiología médica*.

Invasive cardiology. (s.f.). Recuperado el 3 de Marzo de 2015, de www.invasivecardiology.com

NETMIT Networks @ MIT. (s.f.). Recuperado el 21 de Junio de 2015, de NETMIT Networks @ MIT: <http://groups.csail.mit.edu/netmit/wordpress/projects/sparse-fourier-transform/>

Quiminet. (s.f.). Recuperado el 28 de Junio de 2015, de <http://www.quiminet.com/articulos/principio-del-funcionamiento-de-las-bombas-peristalticas-32722.htm>

Revista Nature. (s.f.). Recuperado el 3 de Marzo de 2015, de <http://www.nature.com/nrcardio/journal/v7/n9/full/nrcardio.2010.116.html>

Rubenstein, D., Wei, Y., & Frame, M. (2012). *Biofluid mechanics*. Oxford: Elsevier.

Stackoverflow. (s.f.). Recuperado el 21 de Junio de 2015, de stackoverflow: <http://stackoverflow.com/questions/14088658/matlab-low-pass-filter-output-initial-end-value>

White, F. M. (2009). *Fluid Mechanics*. Mc Graw Hill.