



## Trabajo Fin de Máster

Análisis de la fluidodinámica de la vena cava en  
maniobra de neutra y Valsalva: estudio de la  
influencia de filtros antitrombóticos.

Autor

Beatriz Lucea Sanz

Director

Mauro Malvè

Ponente

Estefanía Peña Baquedano

Escuela de Ingeniería y Arquitectura. Universidad de Zaragoza  
2012





# Resumen

Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en los países desarrollados, por lo que cualquier esfuerzo para mejorar su tratamiento tendrá un alto impacto en la sociedad. Una de las complicaciones más graves de la trombosis venosa profunda en extremidades inferiores es el tromboembolismo pulmonar (TEP). Los filtros antitrombo de vena cava son usados para prevenir el TEP en aquellos pacientes que no pueden ser tratados con anticoagulantes. La eficiencia de este tipo de dispositivos ha sido analizada fundamentalmente mediante estudios in vivo a través de análisis estadísticos. Recientemente se ha utilizado la fluido-dinámica computacional (CFD) para estudiar la hemodinámica a la que da lugar su utilización.

En el presente estudio se va a realizar un análisis fluidodinámico de vena cava paciente específico tanto en estado de respiración normal como en maniobra de valsalva. Dicha maniobra se realiza de manera involuntaria en múltiples ocasiones como puede ser al toser, además de ser una práctica clínica habitual. Además se estudiará la funcionalidad y la influencia de diferentes prototipos comerciales de filtros antitrombo en los dos estados anteriormente citados. Para ello se analizarán sus efectos sobre el flujo sanguíneo y sobre la tensión tangencial en la pared del vaso usando la técnica CFD. Concretamente se realizará el modelado de dos tipologías diferentes del filtro comercial Günther-Tulip. El principal objetivo de este trabajo es proporcionar un mayor conocimiento de la fluidodinámica y la hemodinámica de la vena cava inferior.

Tras haberse realizado el presente trabajo se ha podido comprobar que durante la realización de la maniobra de valsalva el flujo sale por las venas renales y por un breve período de tiempo la sangre no retorna al corazón. También se han podido observar variaciones tanto en el flujo intravascular como en la tensión tangencial en la pared a lo largo de la vena cava inferior durante la utilización de un filtro antitrombo. En particular, se producen zonas de recirculación o estancamiento de flujo, fundamentalmente en la zona del gancho y en la zona de contacto de las patas del dispositivo con la pared del vaso. Estas variaciones pueden ocasionar daños en el endotelio promoviendo la activación de agregación de plaquetas y por lo tanto aumentando el riesgo de trombosis.



*Dedicado a mi familia y a Oscar.  
Gracias por vuestro apoyo.*



## Agradecimientos

*Quiero aprovechar estas líneas para mostrar mi más sincera gratitud a todas las personas que me han ayudado y apoyado durante la realización de este Trabajo fin de máster.*

*En primer lugar y de forma muy especial a Mauro Malvé, director de este trabajo, por toda su ayuda, amabilidad e interés, pero sobre todo por sus consejos, su apoyo y sus ánimos a lo largo de este difícil año. No tengo suficientes palabras para agradecerse así que simplemente gracias por todo.*

*Del mismo modo, querría dar las gracias al resto de componentes del Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras, en especial a Estefanía Peña y a Miguel Angel Martínez.*

*No quisiera terminar sin dedicar unas palabras de agradecimiento a Oscar. Una vez más ha estado siempre ahí apoyandome, ayudandome y haciendome un poquito más fácil todo. Muchas gracias por todos los ánimos, sin ellos hubiera tirado la toalla en más de una ocasión. Tampoco me olvido de mis compañeros de sala, sobre todo Berta, Marina y Enrique, gracias por esas risas en las interminables tardes de trabajo que hacían ver las cosas de otra manera. Por último a mis padres y mi hermano que de nuevo han sabido aconsejarme y animarme durante todo este año.*

*A todos ellos, gracias.*



---

# Índice general

---

<b>1. Introducción</b>	<b>9</b>
1.1. Objeto del proyecto . . . . .	11
1.2. Alcance del proyecto . . . . .	11
1.3. Justificación del proyecto . . . . .	13
<b>2. El sistema cardiovascular y la maniobra de valsalva</b>	<b>15</b>
2.1. La maniobra de valsalva . . . . .	17
2.2. La trombosis . . . . .	20
2.3. Filtros de vena cava . . . . .	25
2.4. El flujo sanguíneo, propiedades . . . . .	28
<b>3. Modelado geométrico, vena cava paciente específico</b>	<b>33</b>
3.1. Modelado de la vena cava a partir de imágenes médicas . . . . .	35
3.1.1. Vena cava inferior en estado de respiración Neutra . . . . .	36
3.1.2. Vena cava inferior en estado de maniobra de Valsalva . . . . .	38
3.2. Modelado de los distintos dispositivos antitrombóticos . . . . .	39
3.2.1. Vena cava inferior en estado de respiración Neutra con Filtro Günther-Tulip . . . . .	41
3.2.2. Vena cava inferior en estado de maniobra de Valsalva con Filtro Günther-Tulip . . . . .	43
<b>4. Modelo numérico y condiciones de contorno</b>	<b>47</b>
4.1. Discretización espacial del modelo: mallado . . . . .	49
4.2. Modelo numérico . . . . .	51
4.3. Proceso de cálculo . . . . .	52
4.4. Condiciones de contorno . . . . .	53
4.4.1. Estado de respiración Neutra . . . . .	54
4.4.2. Estado de maniobra de Valsalva . . . . .	55



4.5. Resultados a obtener . . . . .	56
<b>5. Análisis de los Resultados</b>	<b>59</b>
5.1. Estado Neutra o respiración normal . . . . .	61
5.1.1. Vena cava inferior sin filtro . . . . .	61
5.1.2. Vena cava inferior con filtro Günther-Tulip de 4 patas en su interior . . . . .	66
5.2. Estado de maniobra de Valsalva . . . . .	72
5.2.1. Vena cava inferior sin filtro . . . . .	72
5.2.2. Vena cava inferior con filtro Günther-Tulip de 4 patas en su interior . . . . .	77
<b>6. Conclusiones y líneas futuras</b>	<b>83</b>
6.1. Conclusiones . . . . .	85
6.2. Líneas futuras . . . . .	88
<b>A. Bases biológicas</b>	<b>91</b>
A.1. Los sistemas cardiovascular y circulatorio . . . . .	93
A.2. Evolución, características y complicaciones de los filtros de vena cava . . . . .	99
A.3. La sangre como fluido . . . . .	110
A.4. Modelización del flujo sanguíneo en vasos . . . . .	114
A.5. Modelo reológico para el flujo sanguíneo . . . . .	118
A.6. Tomografía axial computarizada . . . . .	122
<b>B. Ecuaciones fundamentales de la dinámica de fluidos</b>	<b>125</b>
B.1. Ecuaciones fundamentales . . . . .	127
B.1.1. Ecuación de conservación de la masa . . . . .	127
B.1.2. Ecuación de conservación de la cantidad de movimiento	129
B.2. Ecuaciones de Navier-Stokes . . . . .	134
<b>C. Ampliación de los Resultados</b>	<b>141</b>
C.1. Análisis fluidodinámico del filtro comercial Günther-Tulip de 12 patas . . . . .	143
C.1.1. Estado de respiración Neutra . . . . .	143
C.1.2. Estado de maniobra de Valsalva . . . . .	149
C.2. Discusión sobre de los diferentes modelos estudiados . . . . .	154
C.3. Influencia de las condiciones de contorno . . . . .	158
C.3.1. Estado de respiración Neutra . . . . .	158
C.3.2. Estado de maniobra de Valsalva . . . . .	160

# Capítulo 1

---

## Introducción

---

*Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de muerte en los países desarrollados, por lo que cualquier esfuerzo para mejorar su tratamiento tendrá un alto impacto en la sociedad. Existen diversos dispositivos intravasculares como tratamiento para diferentes ECV, entre ellos los filtros antitrombóticos los cuales se tratarán en el siguiente proyecto. La misión de estos consiste en atrapar los coágulos en pacientes con trombosis venosa profunda en las extremidades inferiores. En el siguiente capítulo se va a detallar el objeto del presente proyecto, su alcance y su justificación.*



## 1.1. Objeto del proyecto

El objetivo principal del presente proyecto es la realización de un análisis fluidodinámico de vena cava paciente específico tanto en estado de respiración normal como en maniobra de Valsalva. Además se estudiará la funcionalidad y la influencia de diferentes prototipos comerciales de filtros antitrombos colocados sobre la vena cava inferior en los dos estados anteriormente citados. Concretamente se realizará el modelado de dos tipologías diferentes del filtro comercial Günther-Tulip.

## 1.2. Alcance del proyecto

Este proyecto se enmarca dentro del proyecto de investigación CCYT DPI 2010-20746-C03-01, además de encontrarse dentro de las líneas de investigación de Modelado del Sistema Cardiovascular del Grupo AMB (Grupo de Mecánica Aplicada y Bioingeniería), perteneciente al Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras. En particular, es uno de los primeros estudios en incorporar los efectos que conlleva realizar la maniobra de Valsalva sobre la vena cava inferior. Además, es uno de los primeros proyectos sobre dispositivos antitrombóticos que se realiza utilizando como geometría venas cava paciente específico.

En el presente proyecto se va a realizar un estudio fluidodinámico de los efectos sobre la vena cava inferior a los que da lugar la realización de la maniobra de Valsalva. Además, se analizarán las posibles modificaciones que ocasiona la utilización de diversos dispositivos antitrombóticos sobre dicho vaso y cómo se acentúan estos al encontrarse la vena sometida a un estado de compresión inducido por la realización de la maniobra de Valsalva. Para ello se va a modelar tanto la geometría del filtro como la del vaso y el flujo sanguíneo, se van a realizar diversas mallas de elementos finitos y por último se van a ejecutar diferentes simulaciones que permitirán analizar los resultados, estudiar los efectos sobre la pared de la vena, observar las ventajas y desventajas de cada una de las geometrías de filtro utilizadas, estudiar los efectos que ocasiona la realización de la maniobra de Valsalva y proporcionar un mayor entendimiento de la hemodinámica de la vena cava inferior.

En primer lugar, para llevar a cabo la realización de dichos análisis fluidodinámicos es preciso entender el comportamiento fisiológico de la vena cava. Por ello se va a modelar la geometría del vaso a partir de venas cava paciente específico tanto en estado de respiración normal como en maniobra de Val-

salva. En particular, se va a reconstruir la vena cava inferior en 3D mediante el software de segmentación Mimics y mediante el programa CAD Rhinoceros. Una vez modeladas ambas geometrías de vena cava se realizará un análisis fluido y una comparación entre ambas permitiendo conocer el comportamiento hemodinámico del vaso y de ese modo poder estudiar los efectos que conlleva el uso de filtros recuperables de vena cava.

Por otro lado, se van a modelar diferentes dispositivos comerciales de filtro antitrombos, concretamente el filtro Günther-Tulip de 4 y de 12 patas. Ambos se tratan de dispositivos cónicos con patas equidistantes entre si dejando un espacio en el centro donde quedarán atrapados los trombos. En la figura 1.1 se pueden ver las características de la segunda geometría que se va a estudiar. Se van a modelar ambas geometrías partiendo desde los modelos reales y adaptándolos a las geometrías de vena cava paciente específico en los dos estados de estudio, neutra y Valsalva. Para ello se usará el programa Rhinoceros que permite el modelado en 3D de dichas geometrías y la exportación de estas a un programa que permita su discretización espacial.



Figura 1.1: Filtro de Günther-Tulip de 12 patas

Una vez realizados los modelos geométricos de los 6 casos de estudio se va a realizar la discretización espacial de estos usando elementos tetraédricos mediante el software comercial de mallado ANSYS ICEM CFD.

Por último se realizará el cálculo mediante el método de volúmenes finitos gracias al programa comercial ANSYS CFX en el que se usarán diferentes

condiciones de contorno tomadas de pacientes específicos que permitirán ver la influencia que tienen estas en el cálculo. Una vez realizados se visualizarán las variables fluidodinámicas más relevantes permitiendo llevar a cabo una comparación entre los diferentes estados estudiados. Al mismo tiempo se estudiarán los efectos post-implantación que conlleva el uso de este tipo de dispositivos tanto en el flujo intravascular como en la pared del vaso.

En la memoria y anexos se desarrollan tanto el proceso de diseño como el proceso de cálculo, se muestran y se analizan los resultados y se da una visión genérica del fondo médico del problema.

### 1.3. Justificación del proyecto

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de muerte en los países desarrollados y una de las primeras causas de discapacidad. Por tanto, cualquier esfuerzo para mejorar su diagnóstico y tratamiento tendrá un alto impacto en la sociedad. Una de las complicaciones más graves de la trombosis venosa profunda (TVP) en extremidades inferiores es el tromboembolismo pulmonar (TEP), el cual constituye una enfermedad grave, frecuente y de difícil manejo. Además, es una enfermedad potencialmente mortal, siendo la tercera causa de muerte en hospitales y con una incidencia de 10 casos/100.000 habitantes. El TEP es el resultado de la obstrucción de la circulación arterial pulmonar debido a un coágulo en movimiento, formado principalmente en las venas profundas de las extremidades inferiores.

La terapia más habitual consiste en la administración de fibrinolíticos (heparinas). En aquellos pacientes con alto riesgo de TVP o aquellos en los que el tratamiento con heparinas se encuentra contraindicado o falla entonces el tratamiento es sustituido por la colocación de un filtro de vena cava inferior encargado de atrapar los trombos.

Estos dispositivos se basan en la interrupción parcial del flujo en el vaso y en ellos se establece un balance entre la captura de coágulos y el paso del flujo sanguíneo a través, antes y después de la captura. Su colocación se realiza mediante cirugía mínimamente invasiva e insertándolos por vía femoral o yugular mediante guía por imagen y ayudándose de un catéter.

Se van a analizar dos estados diferentes, estado neutro, correspondiente a la respiración normal, y estado de Valsalva. La maniobra de Valsalva consiste en realizar una espiración forzada sin expulsar el aire, es decir, con la glotis

cerrada o con la boca y nariz tapadas. De esta manera, al intentar expulsar el aire, se produce un drástico aumento de la presión intratorácica. El aumento de presión en la cavidad torácica afecta a la presión arterial dando lugar a cambios en el retorno venoso. Esta maniobra se realiza de manera involuntaria al toser, estornudar o tragar, además de ser una práctica médica habitual para explorar tanto el sistema simpático como el parasimpático entre otros.

La motivación principal por la que se realiza el presente proyecto es debido a que la colocación de un filtro antitrombótico da lugar a cambios tanto en la forma como en las dimensiones de la sección del vaso donde es colocado, fundamentalmente en la región de contacto. Estos cambios en la sección son más drásticos y pueden resultar más dañinos durante la maniobra de Valsalva por lo que resulta de gran interés realizar el estudio con dicha geometría y elaborar una comparación con la geometría del vaso en estado de relajación.

Además, el uso de estos dispositivos modifica sustancialmente las condiciones del flujo sanguíneo tanto en el entorno del dispositivo como en la zona de contacto con la pared del vaso. Por ello se pretende analizar mediante una herramienta de cálculo por volúmenes finitos el paso del flujo sanguíneo a través de diferentes dispositivos antitrombóticos. En particular, se estudiarán los posibles problemas o efectos post-implantación en el vaso sanguíneo centrándose el estudio en analizar los cambios en valor absoluto y en distribución espacial de la tensión a cortante sobre la pared del vaso y en ver la influencia que tienen sobre el flujo sanguíneo dichos dispositivos.

Otra de las motivaciones es que previamente se realizó un análisis fluido-dinámico de la influencia de filtros antitrombos en el que se usaba como primera aproximación de la vena cava inferior un cilindro perfecto [1]. Además, recientemente se ha utilizado la fluidodinámica computacional (CFD) para estudiar la compleja hemodinámica a la que da lugar la utilización de filtros de vena cava. Estos trabajos realizan una aproximación de la vena cava además de estudiar estadísticamente la captura de coágulos [2], [3], [4]. Debido a ello surge la necesidad de perfeccionar los modelos reconstruyendo el vaso sanguíneo a partir de imágenes médicas y utilizando condiciones de contorno tomadas de pacientes específicos. Además es uno de los primeros modelos que incluye los efectos combinados de realización de la maniobra de Valsalva junto con la utilización de un dispositivo antitrombótico.

## Capítulo 2

---

# El sistema cardiovascular y la maniobra de valsalva

---

*Para poner en contexto el presente proyecto en el siguiente capítulo se van a definir algunos conceptos médicos. En particular se va a detallar la maniobra de valsalva ya que es uno de los estados de estudio, se van a definir los efectos y los distintos tratamientos de la trombosis, se van a explicar las características de un filtro antitrombos y se van a detallar las propiedades de la sangre.*





## 2.1. La maniobra de valsalva

La maniobra de valsalva consiste en realizar una espiración forzada manteniendo las fosas nasales y la boca tapadas o mediante las cuerdas vocales cerradas, es decir, cerrando la glotis. Esta maniobra también se puede realizar expulsando el aire contra algo que se encuentre fuera del cuerpo como puede ser al hinchar un globo o al soplar en una columna de mercurio en un manómetro [6], [10],[11].

Es frecuentemente utilizada en el buceo para igualar la presión en el oído medio durante el descenso. Se trata de la maniobra de compensación más utilizada y la más fácil de realizar. Tiene su origen en el descubrimiento realizado por Antonio María valsalva (1666-1723) de que al espirar con la nariz y boca cerradas se fuerza a que entre aire en el oído medio a través de la trompa de Eustaquio y con ello se consigue igualar las presiones [5]. Originalmente fue utilizada para remover cuerpos extraños del oído y para mejorar la hipoacusia o pérdida parcial de la capacidad auditiva.

Como consecuencia de realizar dicha maniobra se produce un aumento de la presión intratorácica e intraabdominal, disminución de la frecuencia cardíaca, disminución del retorno venoso y aumento de la presión venosa [5], [6], [11], [12]. En la figura 2.1 se puede observar la respuesta cardiovascular a dicha maniobra.

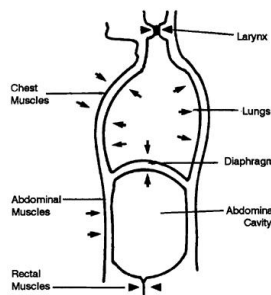


Figura 2.1: Respuesta cardiovascular a la maniobra de valsalva.

Si se realiza esa maniobra de manera inadecuada, es decir, mediante demasiada fuerza o durante un largo período de tiempo pueden surgir complicaciones. Estas complicaciones son consecuencia de los cambios fisiológicos tan drásticos que tienen lugar, en particular, el aumento de las presiones y los reflejos vasculares. Algunas de estas complicaciones son: arritmias, ruptura

de un aneurisma cerebral y sangrado debido a que el aumento de presión da lugar a rápidos cambios en el flujo sanguíneo del cerebro, barotrauma, ruptura alveolar y neumotórax como consecuencia de la disminución del retorno venoso pulmonar y daños en el oído medio e interno [5].

### - Fisiología

La maniobra de valsalva fue descrita por primera vez en 1704 por el italiano Antonio María valsalva. El primer estudio acerca de los efectos fisiológicos de dicha maniobra fue realizado en 1850 por Ernst Heinrich Weber en el cual se demostró que su realización daba lugar a bradicardia y a un posible paro cardíaco. Un siglo después, E.P. Sharpey-Schafer describió la gran cantidad de complejos efectos que dicha maniobra ocasiona en el sistema circulatorio. Desde entonces, los estudios acerca de los efectos que conlleva la maniobra se han seguido realizando variando la fuerza y la duración de esta [5], [6], [7].

La respuesta del organismo a la maniobra de valsalva se puede dividir en 4 fases. Durante la primera fase, el incremento en la presión intratorácica e intraabdominal debido a la compresión que tiene lugar en la caja torácica y en el abdomen, ocasiona un aumento en la presión sanguínea debido a la propulsión de la sangre desde el tórax. Al mismo tiempo, este aumento de la presión externa somete a los vasos sanguíneos a un estado de compresión [5], [7], [10], [12].

Durante la segunda fase, el aumento de la presión intratorácica y el estado de compresión venosa dificulta el retorno venoso al corazón aumentando la presión en la vena cava tanto superior como inferior. Al mismo tiempo, esta disminución en el retorno venoso da lugar a una disminución en el volumen cardíaco del ventrículo izquierdo y por consiguiente la presión arterial disminuye [5], [7], [10], [12].

Los cambios en el ritmo cardíaco son recíprocos a los cambios en la presión arterial debido a la respuesta de los barorreceptores. Durante la primera fase el ritmo cardíaco disminuye debido a que la presión arterial es elevada, mientras que durante la segunda fase el ritmo cardíaco aumenta, es decir, se produce taquicardia, ya que la presión arterial decae [5], [7], [10], [12].

La tercera fase comienza con el cese de la fuerza de espiración, es decir, con el cese de la presión externa. Al cesar la presión externa se produce una drástica caída de la presión intratorácica y por consiguiente de la presión

sanguínea mientras que el ritmo cardíaco experimenta un leve aumento. El inhibido retorno venoso es liberado dando lugar a que la sangre retorne de nuevo al corazón y se produzca un súbito aumento en el volumen cardíaco [5], [7], [10], [12].

Durante la cuarta fase, la sangre acumulada es bombeada por el corazón mientras que la resistencia venosa sigue siendo elevada. Esto da lugar a que la presión arterial aumente drásticamente por encima de sus valores normales, es decir, se produce hipertensión. Como respuesta a la hipertensión tiene lugar la bradicardia o disminución del ritmo cardíaco [5], [7], [10], [12].

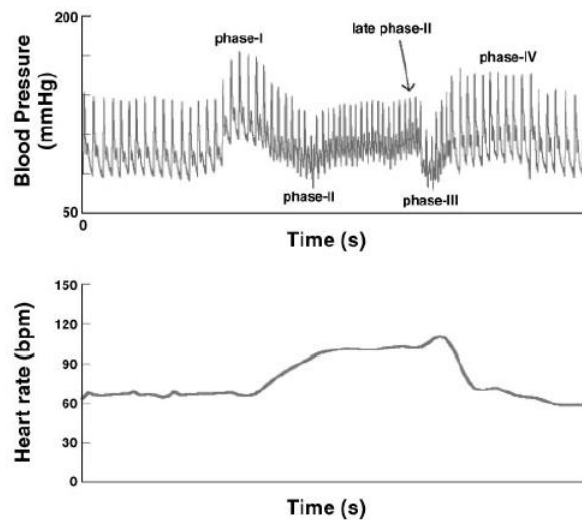


Figura 2.2: Variaciones en la presión sanguínea y en el ritmo cardíaco durante la realización de la maniobra de valsalva. (*Julian M. Stewart et al.*)

Los efectos fisiológicos a los que da lugar la realización de la maniobra de valsalva en la presión sanguínea y en el ritmo cardíaco se pueden observar en la figura 2.2. Por último, con el retorno a la respiración normal, la presión intratorácica, intraabdominal, arterial y venosa vuelven a sus niveles normales así como el ritmo cardíaco.

#### - Usos clínicos

La maniobra de valsalva es usada durante el descenso en la práctica del buceo para igualar las presiones. La realización de dicha maniobra ocasiona un aumento de la presión del aire en la nasofaringe dando lugar a que

las trompas de Eustaquio se separen forzando la entrada del aire en el oído medio. La presión requerida para realizarla varía entre los 20 y 100 cmH<sub>2</sub>O. Al mismo tiempo la maniobra de valsalva es usada frecuentemente en otras situaciones donde la presión atmosférica cambia rápidamente como puede ser en el descenso durante el vuelo. Además, es generalmente aceptado el uso de la maniobra de valsalva para examinar las trompas de Eustaquio como parte del examen médico previo a la realización del buceo [5], [11].

Dicha maniobra es ampliamente utilizada en la medicina, tanto para aclarar síntomas o reacciones en el paciente, como para tratamiento en el caso de la taquicardia supraventricular. En este caso, si se realiza de manera adecuada, al producirse un aumento de la presión el corazón es forzado a responder corrigiendo su ritmo y bombeando sangre de manera más lenta. Además, esta maniobra suele ser usada en pacientes que se sospecha que poseen anomalías en el corazón. Observando los cambios en la presión y en el flujo sanguíneo durante la maniobra de valsalva se puede tener una idea del tipo y la región donde se encuentra el daño en el corazón [9]. También puede ser utilizada para analizar anomalías en el sistema simpático y parasimpático. Si el paciente posee una disfunción en el sistema simpático al realizar la maniobra, el incremento de presión que tiene lugar durante la cuarta fase se verá atenuado. Por otro lado, si el paciente posee una disfunción en el sistema parasimpático, la bradicardia consecuente del aumento de presión que tiene lugar durante la cuarta fase no ocurre [5].

Otros usos de la maniobra de valsalva son la evaluación de murmullos cardíacos, la investigación de hernias en la pared abdominal, facilitar la inserción de catéteres venosos y la detección ultrasónica de obstrucciones biliares o de anomalías vasculares venosas entre otros [5], [11].

Por último, cabe destacar que realizando pequeñas modificaciones en la maniobra de valsalva se pueden inducir cambios en la presión intraocular permitiendo el diagnóstico de varios desórdenes oculares [5].

## **2.2. La trombosis**

La trombosis es un trastorno vascular que se presenta cuando se desarrolla un trombo, o masa de sangre coagulada, que bloquea de forma total o parcial el interior de un vaso sanguíneo, ya sea una vena o una arteria. Un coágulo sanguíneo se puede formar en cualquier parte del sistema circulatorio, por lo que se puede distinguir entre dos tipos de trombosis en función de la región

donde se origine el trombo, trombosis venosa y trombosis arterial [21], [22]. El presente proyecto va a tratar sobre la trombosis venosa.

Uno de los tipos más comunes de tromboembolismo venoso es la trombosis venosa profunda (TVP). La TVP consiste en la formación de un coágulo de sangre en las venas profundas las cuales se encuentran localizadas en los músculos. La mayor parte de las veces la trombosis venosa profunda suele ocurrir en las venas profundas de las piernas (aproximadamente el 90 % de los casos) tal y como se puede ver en la imagen 2.3 [17], [18], [20] [22].

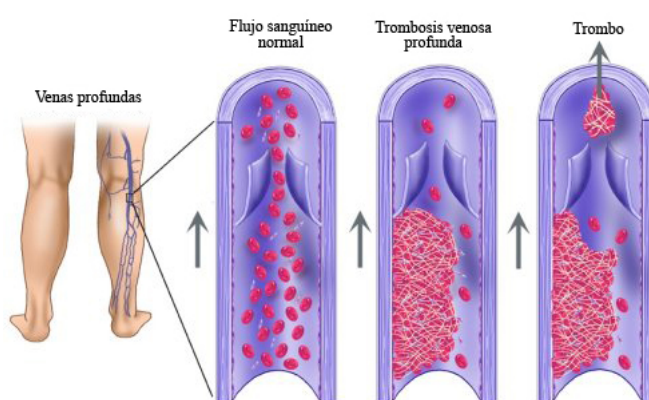


Figura 2.3: Trombosis venosa profunda (TVP).

La TVP es potencialmente peligrosa ya que una parte o todo el trombo se puede desprender, desplazarse por el torrente sanguíneo, fijarse en una arteria pulmonar, en el corazón o en el cerebro y en consecuencia obstruir el flujo sanguíneo. A un trombo en movimiento se le denomina émbolo [21].

La TVP ocurre en más del 20 % de los pacientes que son sometidos a cirugías mayores y hasta un 40 % en aquellos que son sometidos a prótesis de cadera o rodilla [17].

El tromboembolismo pulmonar (TEP) es la complicación de la TVP que ocurre cuando parte de un trombo se rompe, viaja hasta los pulmones y se aloja en una arteria pulmonar ocasionando la obstrucción de la circulación arterial pulmonar (Ver figura 2.4). La gravedad de la embolia pulmonar depende del tamaño y la cantidad de émbolos. Un émbolo pulmonar grande puede llegar a obstruir toda o casi toda la sangre que va desde el lado derecho

del corazón a los pulmones y por lo tanto pudiendo ocasionar rápidamente la muerte. Se trata por lo tanto de una enfermedad potencialmente mortal cuyo diagnóstico no es fácil. Hoy en día el TEP es una problema de salud muy importante ya que es la tercera causa de muerte en hospitales, tiene una incidencia de 10 casos por cada 100.000 habitantes y sin un tratamiento adecuado tiene una mortalidad del 30 % [18], [1], [23].

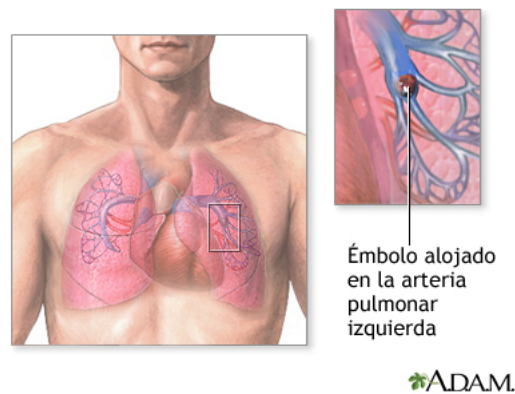


Figura 2.4: Tromboembolismo pulmonar (TEP).

#### - Causas y factores de riesgo

Más del 70 % de los pacientes con TEP presentan TVP. Existen tres grupos de factores trombogénicos, es decir, que potencian la formación de trombos y aumentan el riesgo de TVP. Estos tres grupos de factores son: anormalidades en la pared del vaso (daño), anormalidades en los constituyentes de la sangre (hipercoagulabilidad) y cambios en la dinámica del flujo sanguíneo (estancamiento). A continuación se van a detallar de manera más precisa cada uno de estos grupos de factores [17], [18].

Si se produce un trauma de manera directa o indirecta sobre el endotelio de la pared venosa se puede ocasionar un daño sobre la membrana trombogénica rica en colágeno que recubre la capa interna de la vena. Todo ello puede producir la activación de la deposición de glóbulos rojos aumentando el riesgo de formación de trombos. En la figura 2.5 se puede ver como la capa interna de la vena pasa de ser una superficie anticoagulante a tener propiedades coagulantes debido al daño producido [18]. Cirugías mayores incrementan este riesgo.

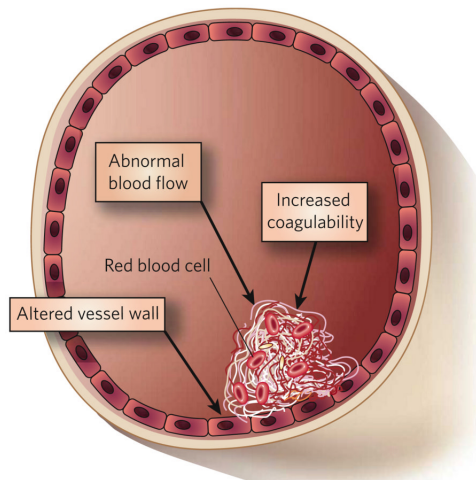


Figura 2.5: Formación de un coágulo mediante el daño en el endotelio de la pared venosa (*Nigel Mackman*).

Además, un drástico aumento en cualquiera de los constituyentes de la sangre puede ocasionar un aumento en la viscosidad de esta y por consiguiente un descenso del flujo sanguíneo intravascular. La principal causa de trombosis en este aspecto es la hipercoagulabilidad.

El retorno venoso se basa en la acción conjunta de la contracción de los músculos y en la presencia de válvulas antirretorno ubicadas en el interior de las venas. Largos períodos de inmovilidad conducen a una reducción o incluso al estancamiento del flujo intravenoso, con lo que en combinación con otros factores de riesgo, puede ocasionar la formación de trombos en el entorno de las válvulas venosas. Otras condiciones que contribuyen al estancamiento del flujo es la compresión venosa ocasionada por ejemplo como resultado de un tumor en la pelvis. Bajas tasas de flujo hemodinámico, las cuales contribuyen a la TVP, pueden tener lugar en condiciones tales como hipotensión y fallo cardíaco.

Además de estos grupos de factores existen causas ambientales, desórdenes clínicos y características del estilo de vida que predisponen a la TVP. Algunas de estas causas pueden ser: largos períodos de inmovilización como puede ser durante un viaje en avión o reposos prolongados en cama, trastornos respiratorios o del corazón, obesidad, cirugías recientes sobre todo de cadera o de rodilla, el uso de anticonceptivos orales o terapia mediante hormonas etc [17], [1].



### - Diagnóstico y tratamientos

El diagnóstico de la TVP es difícil y poco fiable ya que puede confundirse con múltiples patologías de las extremidades inferiores. Algunos de los síntomas y signos más frecuentes tanto de TVP como de TEP son: dificultad respiratoria, dolor torácico, taquicardia, fiebre, hinchazón, edema, aumento de la presión venosa etc [20].

Los métodos diagnósticos disponibles para la TVP van desde la venografía con contraste hasta la pletismografía pasando por el eco doppler (el más usado actualmente), la resonancia magnética y estudios con isótopos marcados. La venografía sigue siendo el patrón oro del diagnóstico aunque cada vez se utiliza menos. Este método de diagnóstico se encuentra contraindicado para aquellos pacientes que presentan insuficiencia renal o alergias a los contrastes yodados. Resulta de fácil interpretación pero es un método de diagnóstico invasivo. Por el contrario, la pletismografía de impedancia es un método no invasivo que se usaba ampliamente en el pasado. Se basa en la detección de cambios en el flujo sanguíneo de un territorio venoso. Si la obstrucción del flujo venoso no es completa puede producir un falso positivo. La ecografía doppler se basa en la producción de ultrasonidos los cuales inciden sobre los hematíes y son reflejados con una frecuencia distinta en función de la velocidad del flujo sanguíneo, siendo captados por el cristal receptor. Además, este método permite calcular la velocidad del flujo. Por el contrario entre sus limitaciones se encuentra que no puede acceder a determinadas regiones venosas como son las venas ilíacas internas o la vena femoral profunda [20], [24].

Para diagnosticar el TEP se utilizan métodos indirectos, como es la gammagrafía, o de visualización de trombos mediante técnicas tales como la arteriografía pulmonar, la tomografía axial computarizada (TAC) y la resonancia magnética. En el primer anexo se detalla el método de la tomografía axial computarizada, el cual es uno de los más usados en la actualidad [20].

El principal tratamiento del TEP consiste en suministrar anticoagulantes. El principal objetivo del tratamiento consiste en inducir farmacológicamente una situación de hipocoagulabilidad que permita estabilizar el trombo evitando su propagación, su fragmentación y por consiguiente el embolismo pulmonar. Este tipo de tratamientos conllevan el riesgo de aparición de hemorragias. Además, un porcentaje de pacientes desarrollan nuevas embolias pulmonares a pesar del tratamiento [19], [20].

Tradicionalmente el fármaco más utilizado como tratamiento eran las heparinas convencionales o no fraccionadas durante un período de unos 5 días. Debido a los riesgos de hemorragia que presenta el uso de estos fármacos, actualmente el tratamiento ha sido sustituido por heparinas de bajo peso molecular. Este nuevo fármaco tiene una vida media más larga, provocan menos hemorragias, tienen una relación dosis respuesta más predecible y una mayor seguridad y eficacia. En casos graves de TEP masivos y hemodinámicamente inestables el tratamiento consiste en la administración de fibrinolíticos. Estos fármacos disuelven los coágulos con mayor rapidez que las heparinas restableciendo rápidamente el flujo intravenoso. Por el contrario, el riesgo de hemorragia es mayor y el coste económico es más elevado [18], [19], [20], [24].

No obstante, existen circunstancias en las que los tratamientos citados no son eficaces, por lo que en estos casos, se recurre a la implantación de un filtro de vena cava inferior. Las principales circunstancias en las cuales son indicados dichos filtros es cuando se presentan TEP recurrentes por fallo en la anticoagulación, cuando hay contraindicación absoluta en el uso de anticoagulantes, cuando se producen hemorragias debido al uso de los anticoagulantes o en caso de TEP masivos con gran repercusión hemodinámica y shock [18], [23], [1].

Tradicionalmente, antes de la aparición de los filtros se recurría a la interrupción del flujo sanguíneo en la vena cava inferior mediante la ligadura de este vaso. Posteriormente se reemplazó este tratamiento por el de la interrupción parcial del flujo mediante clips externos. Finalmente, siguiendo con la idea de la interrupción parcial del flujo, se introdujeron en el mercado los filtros de vena cava, los cuales se insertaban inicialmente mediante técnicas quirúrgicas y posteriormente percutáneamente mediante técnicas de mínima invasión [49].

## 2.3. Filtros de vena cava

El presente proyecto va a centrarse en los filtros recuperables de vena cava como tratamiento del TEP. Dichos filtros consisten en un dispositivo, generalmente de forma cónica, que una vez colocado en el interior del vaso sanguíneo, permite atrapar los émbolos evitando de este modo que migren hasta el corazón o los pulmones. Desde la introducción de las técnicas percutáneas su uso ha ido aumentando. Existen varios diseños de filtros en el mercado como pueden ser, entre otros, el filtro Greenfield, el Celect, el Bird's Nest y el Günther-Tulip.

Dichos dispositivos se basan en la interrupción parcial del flujo permitiendo establecer un balance entre la captura de coágulos y el paso del flujo sanguíneo a través, antes y después de la captura. De este modo, no sólo se evita que el émbolo llegue al corazón o a los pulmones, sino que una vez que los coágulos son atrapados, debido a la preservación del flujo en el vaso, estos se van disolviendo en el interior del filtro.

En la actualidad, la colocación de estos filtros se realiza mediante técnicas mínimamente invasivas utilizando guía por imagen a través de las venas yugulares, subclavias o femorales ayudándose de un catéter. Mediante el catéter se hace avanzar el filtro hasta la vena cava inferior donde, una vez colocado, se abre y se adhiere a las paredes del vaso. Al abrirse y adherirse a las paredes del vaso, las patas del filtro chocan contra el vaso pudiendo dañar la pared endotelial y provocar una reacción fibrosa.

Existen dos tipos de filtros, permanentes y recuperables. Los filtros recuperables han ido sustituyendo a los filtros permanentes, ya que evitan las complicaciones a largo plazo que presentan los dispositivos permanentes y su eficacia a la hora de prevenir la embolia pulmonar es similar a la de estos.

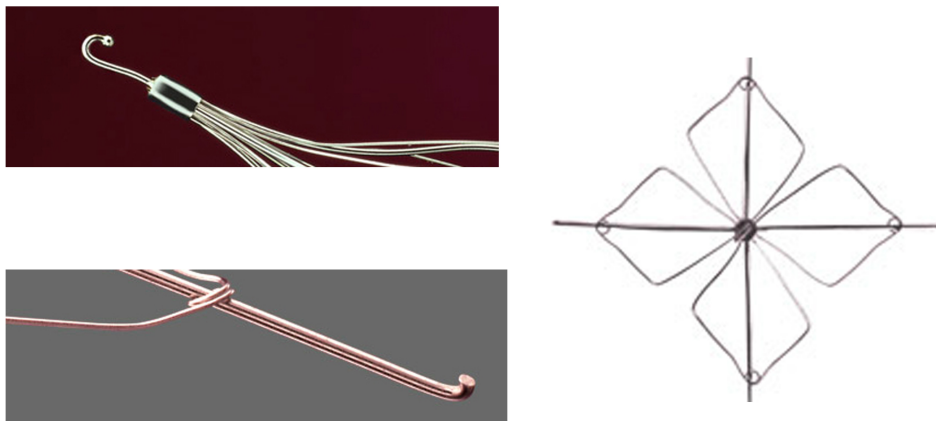


Figura 2.6: Detalles de la geometría del filtro recuperable Günther-Tulip de 12 patas.

La morfología de los filtros recuperables es muy similar a la de los filtros permanentes. La mayor parte de ellos se basa en utilizar una forma cónica para atrapar los coágulos, como se puede observar en la imagen 2.6. Los filtros

recuperables son extraídos mediante un catéter especial que se hace avanzar hasta el sitio donde se encuentra el filtro. Estos dispositivos disponen de un pequeño gancho o bulbo en un extremo, el cual permite cogerlo mediante el catéter y extraerlo del cuerpo. Según las recomendaciones de los fabricantes deben extraerse tras un tiempo máximo de permanencia de 14 días. Después de diversos estudios a cerca del tiempo de permanencia máximo de un filtro en el cuerpo humano se ha observado que pueden llegar a permanecer 90 días pudiendo extraerse sin gran dificultad, aunque, estos estudios siguen sin ser concluyentes [56].

Además, para evitar la migración del dispositivo una vez que es colocado disponen de unos pequeños ganchos en el extremo de sus patas lo que les permite anclarse a la pared de la vena cava. Tanto el gancho superior como los pequeños garfios de las patas se pueden ver con un mayor detalle en la imagen 2.6.

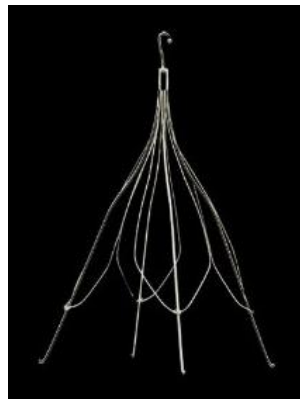


Figura 2.7: Filtro Günther-Tulip de 12 patas.

Los estudios que se van a exponer a continuación se han realizado usando el filtro recuperable de Günther-Tulip, el cual se puede observar en la figura 2.7. Este filtro fue desarrollado por William Cook Europe junto con R.W. Günther. La investigación se inició al principio de los 80 y sus objetivos consistían en diseñar un dispositivo efectivo a la hora de atrapar los coágulos sin que se produjera la obstrucción del vaso, que no migrase y que no se fracturase. El resultado final fue el filtro de Günther-Tulip el cual se introdujo en el mercado en 1992 como filtro tanto permanente como recuperable. En 1993 se empezó a fabricar usando como material una aleación consistente en cobalto, níquel, cromo y otras trazas de metales mejorando así su durabilidad. Desde

su desarrollo dicho dispositivo ha sido empleado en más de 10.000 pacientes como tratamiento frente al TEP [60].

La morfología de este filtro se basa en un diseño cónico de 45 mm de longitud, una distancia entre patas de 40 mm, 4 patas principales y 4 patas secundarias. Las patas secundarias se enrollan alrededor de las patas principales. Los coágulos atrapados por el filtro son forzados hasta el centro del cono próximos al gancho superior. Al mismo tiempo, el flujo sanguíneo fluye alrededor de las patas del filtro favoreciendo la disolución de los coágulos de manera natural [60].

## 2.4. El flujo sanguíneo, propiedades

La sangre es el fluido fundamental del aparato circulatorio. Circula por las venas y arterias del cuerpo humano. Este movimiento de circulación se debe a la actividad coordinada del corazón, los pulmones y las paredes de los vasos sanguíneos [31]. Una persona adulta puede tener entre 4 y 6 litros de sangre, aproximadamente el 7, 8 % de su peso corporal [28].

Aunque la sangre es un líquido debe clasificarse como un tejido. Es un tejido vivo compuesto por una disolución compleja de elementos figurados como son los glóbulos rojos, glóbulos blancos, plaquetas y una parte líquida sin células gracias a la cual fluyen llamada plasma tal y como se puede ver en la imagen 2.8 [28].

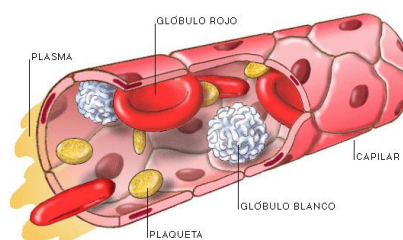


Figura 2.8: Componentes de la sangre.

Los glóbulos rojos o hematíes son las células sanguíneas más numerosas responsables de transportar el oxígeno desde los pulmones hasta todos los tejidos del organismo posibilitando que las células respiren. Además se encargan de eliminar el dióxido de carbono generado transportándolo desde los

tejidos orgánicos hasta los pulmones. Su capacidad para transportar oxígeno depende de la hemoglobina, proteína que se encuentra en su interior y que les confiere su característico color rojo [27], [29], [31].

La función principal de los glóbulos blancos o leucocitos se encuentra dentro del sistema inmunológico ya que se encargan de proteger el organismo de bacterias, virus, hongos y parásitos. Son células que se forman en la médula ósea y en el sistema linfático y se trasladan cuando aparecen signos de enfermedad. Son los encargados de generar los anticuerpos [29], [31].

Las plaquetas son las células más pequeñas que intervienen en la coagulación de la sangre evitando hemorragias [29].

El plasma es la parte líquida de la sangre constituida en un 90 % por agua y el resto por diversas sustancias disueltas como sales minerales, proteínas, azúcares etc. Interviene en múltiples procesos metabólicos básicos como son la coagulación y el transporte tanto de sustancias como de medicamentos [29], [31].

Las principales funciones de la sangre son el transporte de oxígeno y nutrientes a las diversas células, transporte de sales minerales y de vitaminas, generación de hormonas, eliminación del dióxido de carbono y otros productos tóxicos, suministro de agua a todas las células, creación y transporte de anticuerpos y mantenimiento de la temperatura corporal a un nivel óptimo para la vida [1], [28], [27].

La sangre no es bombeada en un sistema rígido y cerrado. Los vasos varían constantemente de volumen y una parte de ellos tiene fugas, las arterias y las venas pueden dilatarse y encogerse y las entradas y salidas de las redes venosas se abren y cierran. El diámetro de los vasos sanguíneos aumenta al elevarse la presión interna ya que estos son distensibles. La distensibilidad vascular es lo que aumenta el volumen cuando se produce un aumento de presión de 1 mm Hg [25].

Además, para circular con rapidez a través de los capilares, la sangre ha de bombearse a una cierta presión. La presión sanguínea se debe a la fuerza de los latidos del corazón y a la resistencia de las arterias. La sangre circula desde los lugares de mayor presión hasta los lugares de menor presión.

Las partículas suspendidas que forman parte de la sangre, al rozar entre ellas durante su movimiento, van a dar lugar a la aparición de una resistencia

al avance del flujo produciendo disipación de energía. A esta resistencia se le denomina viscosidad [33].

El hematocrito es el porcentaje de la sangre que está constituido por glóbulos rojos y en un hombre normal es del 42 % mientras que en una mujer tiene un valor promedio de 38 %. El hematocrito tiene un efecto directo sobre la viscosidad de la sangre. Otro factor que afecta a la viscosidad de la sangre es tanto la concentración como los tipos de proteína que hay en el plasma, aunque estos efectos tienen mucha menor importancia que la que tiene el hematocrito. Si aumenta el hematocrito aumenta el roce entre las partículas por lo que aumenta la viscosidad, es decir, la sangre se hace más densa. Además si aumenta el hematocrito disminuye el flujo sanguíneo por lo que se debe aumentar el trabajo cardíaco de bombeo. La viscosidad de la sangre para un hematocrito normal es aproximadamente 3 veces la viscosidad del agua, pero cuando el hematocrito aumenta hasta 60 o 70, la viscosidad de la sangre puede llegar a ser hasta 10 veces la del agua y su circulación por los vasos se podrá retrasar considerablemente [25], [30].

El flujo sanguíneo es el volumen de sangre que pasa por un punto determinado durante un período de tiempo determinado, éste se puede calcular mediante la ley de Ohm.

La velocidad media del flujo sanguíneo es inversamente proporcional al área de la sección transversal en el punto considerado. Por lo tanto, la velocidad media del flujo sanguíneo es elevada en la aorta, declina paulatinamente en los vasos menores y es mínima en los capilares. La velocidad media del flujo sanguíneo aumenta de nuevo cuando la sangre entra en las venas y es relativamente elevada en la vena cava, aunque no tanto como en la aorta.

En el estudio hemodinámico realizado por Cheng et al. a 11 pacientes mediante técnicas Doppler se constataron las diferencias existentes entre la aorta abdominal y la vena cava inferior [34].

En la imagen 2.9 se puede ver la variación del flujo sanguíneo en ambos vasos en dos regiones distintas de estudio, sección suprarrenal y sección infrarrenal. La distribución del flujo es diferente entre la aorta y la vena cava inferior. En particular, la aorta suprarrenal transporta una mayor cantidad de flujo sanguíneo (una media de  $2.9 \pm 0.6$  l/minuto) que la vena cava inferior ( $2 \pm 0.5$  l/minuto de media). Esto es debido a que en la región de estudio sólo las venas renales aportan sangre a la vena cava inferior mientras que las arterias renales, celiacas y mesentéricas desembocan en la arteria

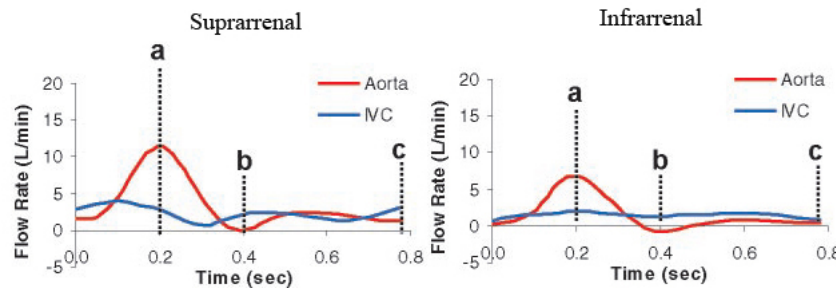


Figura 2.9: Comparativa de la hemodinámica de la aorta y la vena cava inferior en estado de reposo. A: máximo sístole, B: final sístole, C: final diástole. (Cheng *et al.*)

aorta dando lugar a un mayor volumen sanguíneo. Todo ello da lugar a que el flujo sanguíneo en la vena cava sea aproximadamente un 31 % menor que en la arteria aorta en la región suprarrenal [34].

Por el contrario, en la sección infrarenal es la vena cava inferior la que transporta una mayor cantidad de flujo sanguíneo (una media de  $1.2 \pm 0.5$  l/minuto frente a  $0.9 \pm 0.4$  l/minuto en la aorta) [34].

Por último hay que considerar que el gradiente de presión que origina el movimiento del flujo sanguíneo no es constante, sino que depende del tiempo. Debido a esto, la velocidad del flujo alcanza rápidamente un máximo durante el período de sístole y posteriormente disminuye gradualmente hasta el final del período de diástole. El gradiente de presión se comporta como una función periódica por lo que el flujo sanguíneo es un flujo pulsátil durante el ciclo cardíaco. Además, la presión no es una función periódica simple por lo que debe ser estudiada como la suma de series de Fourier. El carácter pulsátil del flujo sanguíneo se encuentra muy marcado en la aorta y va decreciendo en las arterias periféricas [26], [34].

En el estudio realizado por Cheng *et al.* también se pone de manifiesto el carácter pulsátil de la sangre. En la imagen 2.9 se puede ver el flujo sanguíneo a lo largo de los dos estados que comprenden el ciclo cardíaco (sístole y diástole). Como se observa en la figura 2.9 el flujo sanguíneo es mucho más pulsátil en la aorta abdominal que en la vena cava inferior donde el flujo se encuentra en cada una de las tres fases de una manera mucho más estática [34].





## Capítulo 3

---

### Modelado geométrico, vena cava paciente específico

---

*Para poder realizar los diferentes análisis fluidodinámicos es necesario entender el comportamiento fisiológico de la vena cava inferior. En el siguiente capítulo se va a detallar el modelado geométrico del vaso durante respiración normal y maniobra de Valsalva. Además se van a definir las geometrías de los distintos filtros antitrombos comerciales usados para el análisis.*



### 3.1. Modelado de la vena cava a partir de imágenes médicas

En este proyecto se va a estudiar la vena cava inferior en dos estados distintos, en estado neutra, es decir, mientras se realiza respiración normal y en estado de Valsalva en el cual la presión intratorácica aumenta debido a la realización de dicha maniobra. Todo ello dará lugar a un mayor entendimiento del comportamiento fisiológico del vaso permitiendo poder realizar posteriormente un análisis fluidodinámico de los dispositivos antitrombóticos.

Para realizar el modelado geométrico se ha partido de imágenes médicas obtenidas mediante CT (Computed Tomography), es decir, imágenes transversales del cuerpo tomadas mediante tecnología de rayos X como se puede ver en la figura 3.1.

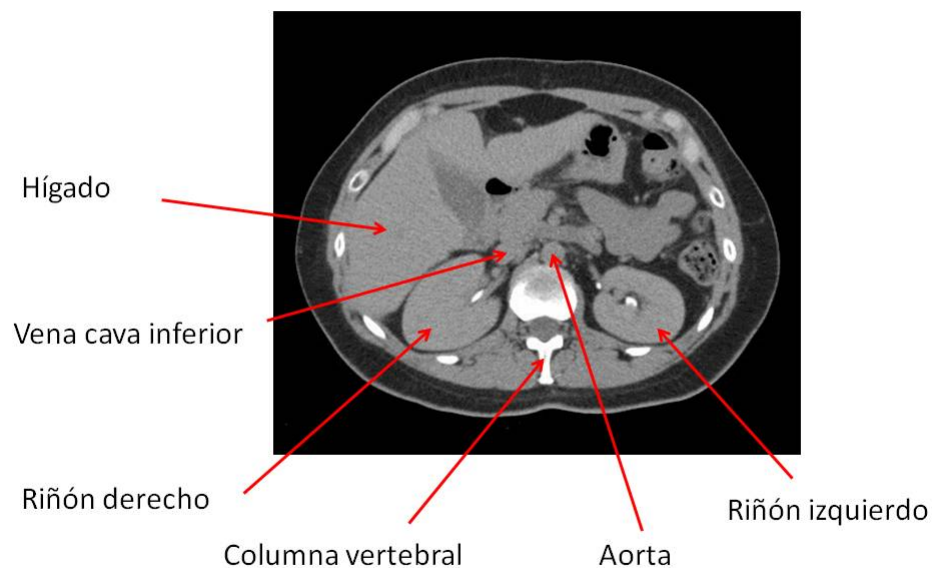


Figura 3.1: Imágen médica obtenida mediante tomografía axial del abdomen.

Se ha utilizado el software Mimics para realizar la reconstrucción 3D de las venas cava paciente específico. Este programa permite generar superficies en 3D a partir de un conjunto de imágenes en 2D procedentes de tomografías,

resonancias magnéticas y ultrasonidos entre otros. La obtención de las superficies 3D se basa en la segmentación de las imágenes y en el uso del algoritmo de cubos. Además este software permite exportar las superficies generadas en múltiples formatos permitiendo volverlas a usar en diferentes programas de diseño gráfico o en programas de calculo por elementos y volúmenes finitos.

Una vez generadas las superficies en 3D de los diferentes modelos de vena cava paciente específico se ha utilizado el programa Rhinoceros para acabar de definir la geometría del vaso. Este programa permite modelar geometrías en 3D y exportarlas a un programa que permita su discretización espacial.

A continuación se van a detallar las geometrías obtenidas para cada uno de los diferentes estados de respiración estudiados.

### **3.1.1. Vena cava inferior en estado de respiración Neutra**

En primer lugar se ha realizado el modelado geométrico de la vena cava inferior en estado de respiración normal a partir de imágenes médicas tal y como se puede ver en la figura 3.2.

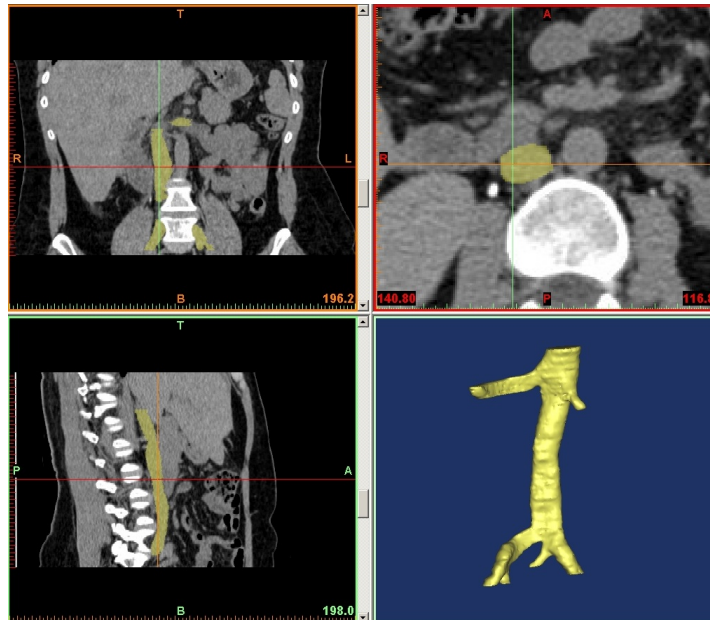


Figura 3.2: Reconstrucción de la vena cava en 3D a partir de imágenes médicas mediante el software Mimics.

Se ha modelado el tramo del vaso comprendido entre la unión de éste con las venas renales y la bifurcación de las venas ilíacas, ya que es donde posteriormente se introducirán los distintos filtros antitrombos. La geometría obtenida se puede ver en la figura 3.3.

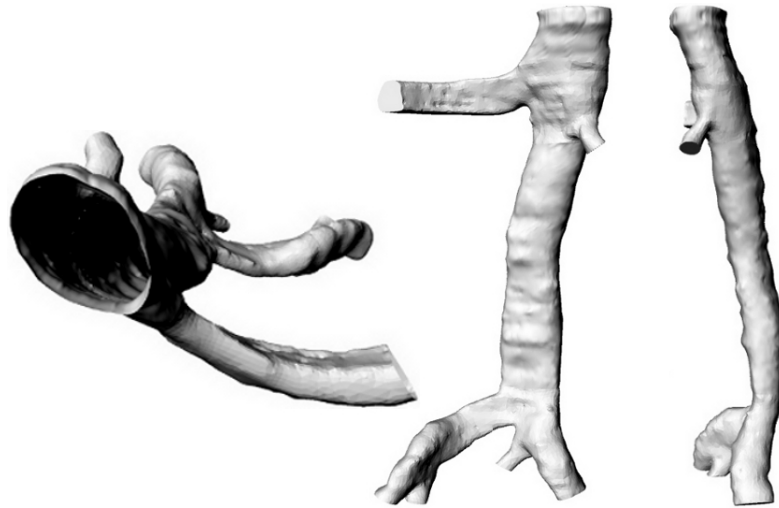


Figura 3.3: Modelado en 3D de la vena cava inferior en estado de respiración normal.

En la imagen anterior se observa que la sección de la vena cava es aproximadamente circular. También se puede ver que la geometría del vaso no es simétrica. Esta asimetría es debida a que la unión de éste con las venas renales no se produce a la misma altura, la renal izquierda se encuentra a mayor altura frente a la renal derecha. Además, el ángulo de unión de ambas es distinto, mientras que la renal derecha tiene un trayecto ascendente, la renal izquierda tiene una longitud más larga y sigue una trayectoria prácticamente horizontal, tal y como se explicará más adelante en el primer anexo.

En cuanto a la bifurcación de las venas ilíacas también se observa una diferencia de alturas entre la vena ilíaca común izquierda y la derecha. Además de las venas ilíacas comunes también se ha modelado la unión de la ilíaca externa con la interna que da lugar a la ilíaca común.

### 3.1.2. Vena cava inferior en estado de maniobra de Valsalva

Tal y como se ha explicado anteriormente, la maniobra de Valsalva consiste en realizar una espiración forzada con la glotis cerrada o con la boca y la nariz tapadas. De esta manera, al intentar expulsar el aire, se produce un drástico aumento de la presión intratorácica hasta que el aire finalmente es expulsado o el diafragma se relaja. El aumento de presión en la cavidad torácica afecta a la presión arterial dando lugar a cambios en la dirección del flujo sanguíneo y a una disminución de este, especialmente en las venas cercanas al corazón [5].

Dicha maniobra da lugar a cambios tanto en la forma como en las dimensiones de la vena cava ya que debido al aumento de la presión intratorácica el vaso se encuentra sometido a un estado de compresión. En la figura 3.4 se pueden observar las diferencias existentes en la geometría de la vena cava inferior en ambos estados de estudio. Se puede ver que durante la maniobra de Valsalva la sección del vaso pasa de tener una forma aproximadamente circular a tener una forma elipsoidal.

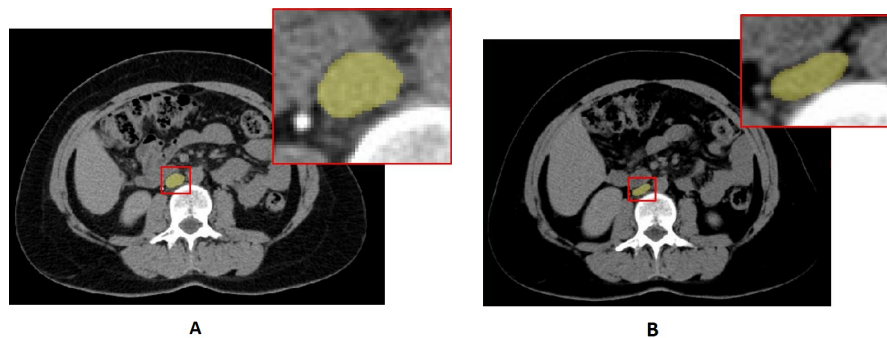


Figura 3.4: Tomografías axiales del abdomen: a) Estado Neutra, b) Estado de Valsalva.

Una vez generadas las superficies 3D a partir de imágenes médicas mediante Mimics y posteriormente mediante Rhinoceros, la geometría obtenida es la que se puede observar en la figura 3.5.

Al igual que en el caso anterior se ha modelado el tramo de vena cava inferior comprendido desde la unión del vaso con las venas renales hasta la bifurcación de las venas ilíacas. Como se puede ver en la imagen 3.5 existen notables diferencias respecto al estado de respiración normal anteriormente

estudiado. Estas diferencias se aprecian mejor en la zona de la bifurcación de las venas ilíacas donde el vaso, debido al estado de compresión al que se encuentra sometido, tiende a pegarse a la columna vertebral. Además se observa que efectivamente la sección pasa a ser elíptica y que se produce una reducción drástica en sus dimensiones.



Figura 3.5: Modelado en 3D de la vena cava inferior durante maniobra de Valsalva.

### 3.2. Modelado de los distintos dispositivos antitrombóticos

Se van a modelar dos filtros diferentes temporales o recuperables de Günther-Tulip. Para ello se va a partir de los modelos reales y mediante el programa Rhinoceros se van a realizar las geometrías.

La geometría de ambos filtros es muy similar, ambos se basan en una forma cónica que les permite atrapar los coágulos. Además, constan de patas equidistantes entre si acabadas en un pequeño gancho, lo que les permite anclarse a la vena cava, una cabeza cilíndrica que agrupa todas las patas y un pequeño gancho colocado en la cabeza cilíndrica que permite la extrac-



ción del filtro. Ambos filtros tienen una longitud de 53 mm incluyendo el gancho superior (45 mm sin incluirlo). La principal diferencia entre ambos es el número de patas de las que disponen, el primer filtro analizado dispone de 4 patas de diámetro 0,4 mm y el segundo filtro analizado dispone de las mismas 4 patas de diámetro 0,4 mm y de 8 patas secundarias de diámetro 0,15 mm dando un total de 12 patas.

La colocación de un filtro antitrombótico da lugar a cambios tanto en la forma como en las dimensiones de la sección del vaso donde es colocado, fundamentalmente en la región de contacto, donde la sección pasa de ser aproximadamente circular (en respiración normal) a ser aproximadamente cuadrada. Estos cambios en la sección son más drásticos durante la maniobra de Valsalva por ello se van a modelar insertados en ambas geometrías de vena cava paciente específico estudiando las diferencias existentes entre ellas.

Para ello, en primer lugar se han modelado ambas geometrías de vena cava partiendo de imágenes médicas correspondientes a pacientes a los que se les había insertado un dispositivo antitrombos. De este modo ha sido posible conocer la posición exacta del dispositivo así como la forma geométrica alrededor de este.

En cuanto al diseño geométrico 3D de los filtros comerciales, en una primera aproximación, se han realizado tomando las medidas de los modelos reales de los que se dispone y se han modelado de manera que se encuentren sin estar introducidos en ningún vaso sanguíneo. Para ello, una vez tomadas las medidas, se han dibujado las curvas bases que constituyen cada una de las patas. A partir de ellas se han modelado en 3D cada una de las patas. Debido a que todas las patas del filtro son idénticas, una vez modelada una de ellas se han colocado las restantes rotando la pata creada sobre el eje principal 90 grados, de manera que las patas se encuentren dispuestas de forma equidistante. Posteriormente las 4 patas se han agrupado mediante un cilindro de 1,5 mm de diámetro y de 3 mm de altura y por último se ha modelado el gancho que permite la extracción del filtro. En la figura 3.6 se pueden ver los modelos en 3D de los filtros comerciales de Günther-Tulip que se van a estudiar.

La geometría del segundo filtro se ha realizado partiendo del filtro anterior y añadiéndole las 8 patas secundarias. Estas patas se han modelado del mismo modo que las patas principales, partiendo de las medidas reales y dibujando las curvas bases que las componen. Al igual que las patas principales, las 8 patas secundarias son todas iguales por lo que una vez creada una



Günther-Tulip 4 patas      Günther-Tulip 12 patas

Figura 3.6: Modelos 3D de los filtros comerciales de Günther-Tulip.

de ellas se disponen las restantes mediante rotación respecto al eje principal. La misión de estas patas consiste en atrapar coágulos más pequeños.

Una vez realizas las geometrías de los dispositivos sin estar insertados en el interior de ninguna vena se han ido adaptando cada una de las patas a la geometría del vaso correspondiente. A continuación se van a explicar con más detalle cada uno de los modelos analizados.

### 3.2.1. Vena cava inferior en estado de respiración Neutra con Filtro Günther-Tulip

La colocación de un filtro antitrombos en el interior de la vena cava da lugar a cambios en la forma de la sección del vaso. Esto es debido a que una vez que el dispositivo es desplegado las patas ejercen fuerza desde el interior de la vena dando lugar a que la sección adquiriera una forma cuadrada en la zona de contacto de estas con el vaso. La geometría de la vena modelada con Mimics y posteriormente adaptando el filtro de Günther-Tulip de 4 patas a ella se puede ver en la figura 3.7.

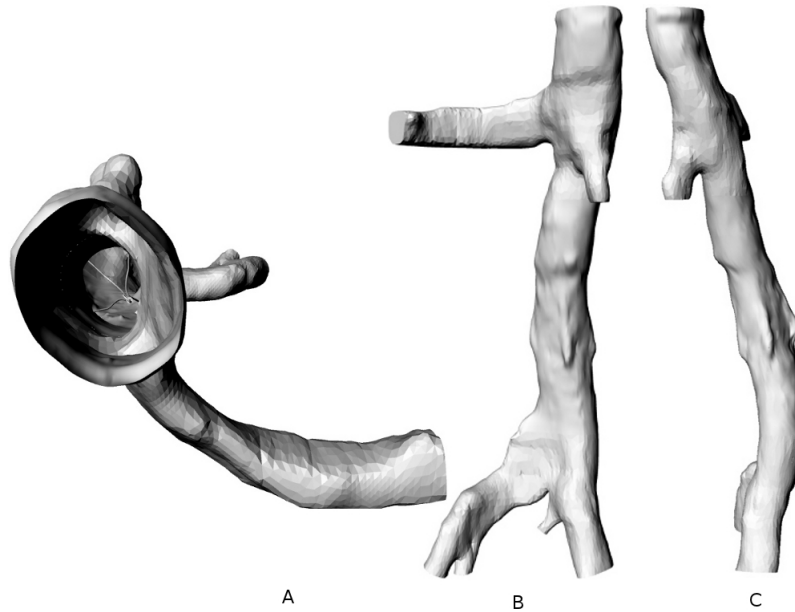


Figura 3.7: Modelado en 3D de la vena cava inferior en estado neutra y con filtro Günther-Tulip de 4 patas: a) Detalle del filtro visto desde arriba b) Vista frontal c) Vista lateral.

En la imagen a) de la figura 3.7 se puede ver cómo se encuentra insertado el filtro en el interior del vaso sanguíneo. Este se encuentra descentrado e inclinado, dando lugar a que el gancho y dos de sus patas estén muy próximas a una de las paredes de la vena pudiendo ocasionar una mayor distorsión en el flujo sanguíneo, un aumento de la tensión tangencial en la pared e incluso dificultando la extracción del dispositivo debido a que el proceso de endotelización será mayor en esa zona.

En las imágenes b) y c) correspondientes a las vistas frontales y laterales de la vena cava se puede distinguir perfectamente las secciones donde se encuentra colocado el filtro antitrombos. Tal y como se había dicho anteriormente se produce un cambio en la forma de la sección pasando de ser aproximadamente circular a ser cuadrada debido a la fuerza que ejercen las patas del dispositivo sobre la pared del vaso. Además, debido a la inclinación del filtro, se observa como fundamentalmente dos de las cuatro patas se encuentran más próximas a la pared alterando en mayor medida la geometría de la vena cava inferior.

Se ha procedido del mismo modo con el filtro Günther-Tulip de 12 patas siendo el modelo obtenido el que se observa en la figura 3.8.

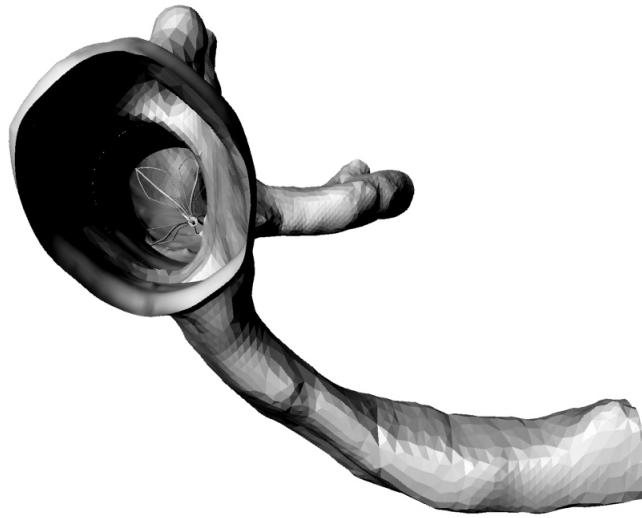


Figura 3.8: Modelado en 3D de la vena cava inferior en estado de respiración normal con filtro Günther-Tulip de 12 patas.

### 3.2.2. Vena cava inferior en estado de maniobra de Valsalva con Filtro Günther-Tulip

Durante la maniobra de Valsalva la vena experimenta un proceso de compresión debido al aumento de la presión externa a la que se ve sometida. Esto da lugar a una drástica reducción de su área y a un notable cambio de forma en su sección. La utilización de dispositivos antitrombóticos da lugar a que debido a la fuerza que ejercen las patas de estos sobre la pared del vaso la sección adquiera una forma aproximadamente cuadrada. Estos cambios que experimenta la sección son más notables en el caso de que la vena cava se encuentre sometida a un estado de Valsalva y pueden resultar más dañinos.

En la figura 3.9 se pueden ver imágenes médicas obtenidas mediante tomografía axial en estado de Valsalva. En ellas se observa el cambio de forma que tiene lugar debido a la utilización de un filtro antitrombos.

Al igual que en el caso anterior, en el que el vaso se encontraba sometido a un estado de respiración normal, se ha modelado la geometría de este a partir de imágenes médicas mediante Mimics y se ha adaptado el filtro de

Günther-Tulip de 4 patas a él.

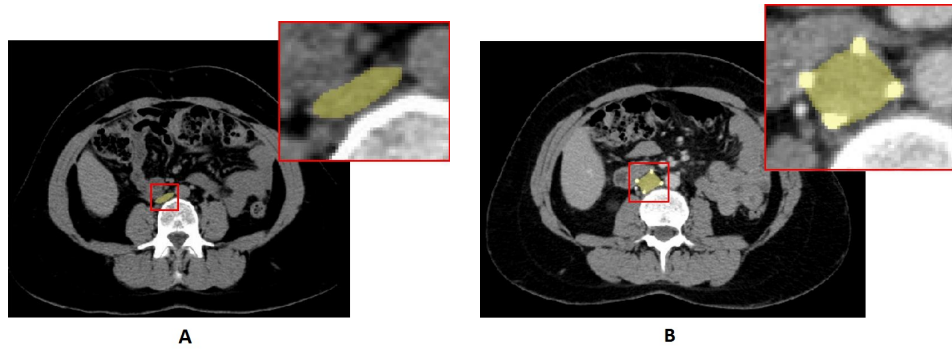


Figura 3.9: Tomografías axiales del abdomen durante maniobra de Valsalva: a) Sin filtro antitrombos b) Con filtro de Günther-Tulip de 4 patas.



Figura 3.10: Modelado en 3D de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva y con filtro Günther-Tulip de 4 patas: a) Detalle del filtro visto desde arriba b) Vista frontal c) Vista lateral.

En la imagen a) de la figura 3.10 se observa como se encuentra colocado el filtro antitrombos en el interior de la vena cava inferior durante la ma-

niobra de Valsalva. Se puede ver que éste se encuentra desplazado respecto del centro de la sección y además se encuentra ligeramente inclinado, esto es debido a la dificultad que supone durante el proceso de colocación situar el filtro completamente centrado y recto y al hecho de encontrarse el vaso en estado de Valsalva. También se observa el cambio en la forma de la sección respecto al estado neutra.

En las imágenes b) y c) se pueden ver las vistas frontales y laterales del vaso. Al igual que ocurría en el caso anterior, se produce un cambio en la forma de la sección debido a la presencia del filtro antitrombos dando lugar a una sección de forma aproximadamente cuadrada. Además, debido a la inclinación y al descentramiento del dispositivo se puede ver como alguna de sus patas da lugar a mayores cambios en la geometría de la pared del vaso ya que se encuentran más próximas a esta.

Del mismo modo se ha adaptado el filtro de Günther-Tulip de 12 patas y el modelo obtenido se puede ver en la figura 3.11.



Figura 3.11: Modelado en 3D de la vena cava inferior en estado de maniobra de Valsalva con filtro Günther-Tulip de 12 patas.



## Capítulo 4

---

### Modelo numérico y condiciones de contorno

---

*Tras haberse realizado el modelado de las distintas geometrías se va a proceder al cálculo mediante volúmenes finitos. En el siguiente capítulo se va a detallar tanto el modelo utilizado como las condiciones de contorno impuestas para realizar el análisis fluidodinámico.*





## 4.1. Discretización espacial del modelo: mallado

Una vez modelada la geometría en 3D de las distintas vena cava paciente específico se van a realizar sus discretizaciones espaciales mediante el software ANSYS ICEM CFD para su posterior cálculo mediante volúmenes finitos.

Para la realización de las mallas se han utilizado elementos tetraédricos ya que ANSYS ICEM CFD permite crearlos de manera automática a partir de las superficies que constituyen la geometría y posteriormente permite su refinamiento. Debido a la complejidad de las geometrías es más sencillo mallar con este tipo de elementos que con elementos hexaédricos ya que para ello es necesario crear bloques y posteriormente ajustarlos a la geometría dada. Este procedimiento resulta sencillo y preciso para geometrías más simples [61], [63].

Todas las mallas se han realizado de manera similar. En los lugares de mayor interés en el cálculo, como puede ser la zona de contacto de las patas con la pared del vaso, la malla tiene una mayor densidad de elementos. Por el contrario, en las zonas que son menos relevantes para el cálculo, como pueden ser las zonas de entrada y salida del flujo, la densidad de elementos es menor agilizando así el proceso de cálculo [1].

Además, se ha realizado un análisis de sensibilidad para asegurar que los resultados obtenidos sean independientes del tipo de discretización. También se ha de tener en cuenta el coste computacional, por ello, con las mallas utilizadas para los cálculos se ha llegado a un compromiso entre el número de elementos y el tiempo de cálculo, ya que a mayor número de elementos mayor es el coste computacional [1]. De este modo se ha obtenido un tamaño de malla aproximado en cada caso de unos 5 millones de elementos.

Por último, para imponer las condiciones de contorno de manera adecuada se han creado extensiones tanto a la entrada como a la salida del flujo. De este modo se consigue un flujo totalmente desarrollado en la entrada y se evita que la condición de contorno fuerce la zona de interés a la salida.

En la figura 4.1 se puede ver una de las mallas generadas. En el detalle de la zona de contacto del filtro con la vena cava se observa como el tamaño de los elementos es menor en la zona próxima a la curva de la intersección y poco a poco se va produciendo un incremento en el tamaño de estos. Además,

se ha realizado un corte de la malla en la sección del dispositivo donde se puede observar como los elementos se tienden a concentrar tanto en la pared del vaso como entorno a las patas del filtro ya que son los lugares de estudio.

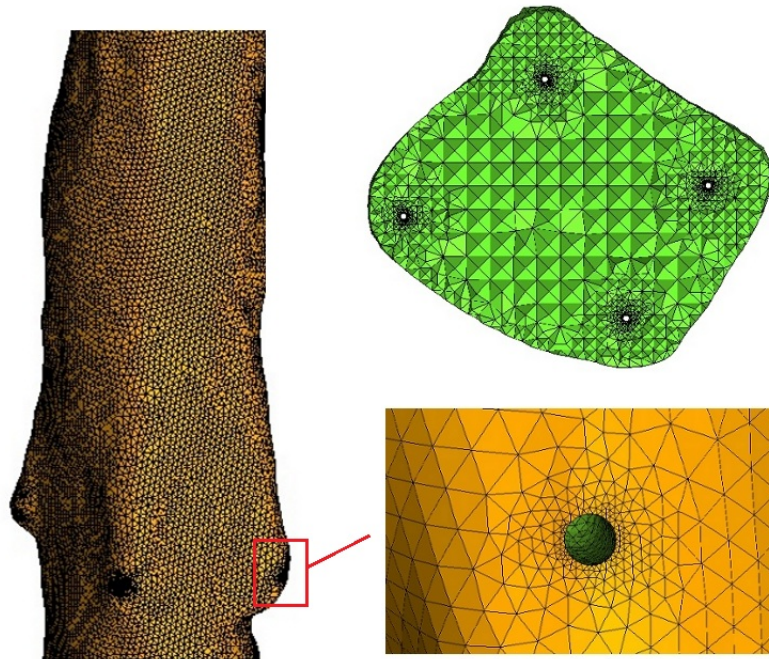


Figura 4.1: Malla de la vena cava inferior con filtro Günther-Tulip de 4 patas en estado de Valsalva

En cuanto a la discretización espacial de los filtros comerciales estudiados se pueden ver en la figura 4.2. En ambos casos el tamaño de los elementos es pequeño dando lugar a una densidad de elementos elevada por lo que la malla se ajusta perfectamente a la geometría de los dispositivos. En el caso del filtro de Günther-Tulip de 12 patas cabe destacar que debido a que las patas secundarias poseen un diámetro menor al de las patas principales el tamaño de elemento en dichas superficies es menor permitiendo que la malla reproduzca de manera bastante fiel la geometría.

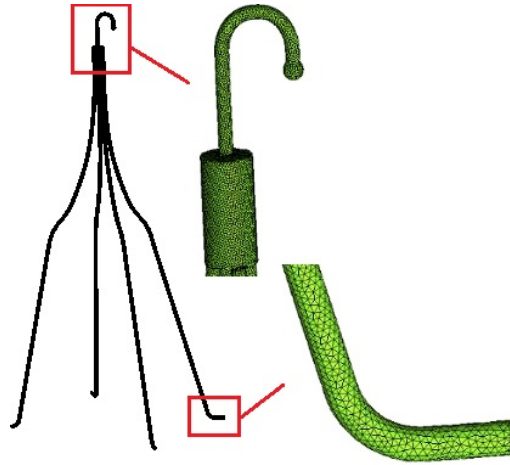


Figura 4.2: Malla del filtro Günther-Tulip de 4 patas en estado de Valsalva

## 4.2. Modelo numérico

El análisis del flujo sanguíneo es relativamente complejo ya que es un flujo pulsátil, que discurre por un circuito cerrado de tubos distensibles con múltiples ramificaciones y cuyo calibre es variable. Además, se ha de tener en cuenta que la sangre es un fluido pseudoplástico, con propiedades no lineales, ya que esta compuesta por un sistema bifásico de líquido y células. Debido a esto se van a utilizar modelos simplificados [1].

En primer lugar se va a considerar la sangre como un fluido incompresible con una densidad constante de  $1050 \text{ kg/m}^3$  [65]. Al considerar la sangre como incompresible, ésta cumple el principio de continuidad que indica que el volumen de fluido que pasa por una determinada sección es siempre el mismo y por lo tanto el caudal se mantiene constante. De esto se deduce que al aumentar el diámetro de la sección, la velocidad del flujo sanguíneo disminuye y por el contrario, si disminuye el diámetro de la sección, la velocidad del flujo aumenta.

En segundo lugar, la sangre se va a modelar como un flujo viscoso ya que está compuesta por partículas suspendidas que, al rozar entre ellas durante su movimiento, da lugar a la aparición de una resistencia al avance del flujo. Esta resistencia del flujo a fluir se denomina viscosidad [33]. En cuanto a su comportamiento reológico, la sangre se comporta como un fluido pseudoplástico pero debido a la complejidad que esto supone se va a modelar

como un fluido newtoniano [2], [3], [65]. En los fluidos newtonianos la relación entre el esfuerzo cortante y la velocidad de deformación se mantiene constante a lo largo del tiempo, siendo la viscosidad la constante que las relaciona [36]. Debido a esto se va a utilizar un valor constante de viscosidad de valor  $0,003528 \text{ kg/m s}$  [65].

Por último se va a considerar que el flujo sanguíneo es un flujo laminar en el que la velocidad de las partículas es prácticamente nula en las paredes del vaso, debido al efecto de la viscosidad, mientras que la velocidad en las capas más alejadas, las capas centrales, va aumentando. Esto da lugar a un perfil parabólico de velocidades [2]. El flujo laminar ocurre hasta que se alcanza una cierta velocidad. A esa velocidad, o por encima de ella, el flujo es turbulento. En la figura 4.3 se pueden ver los perfiles de flujo para ambos regímenes. Para determinar si un flujo es laminar o turbulento se usa el número adimensional de Reynolds. Si este es menor que el Reynolds crítico, cuyo valor es de 2300 [35], se considera que el flujo se encuentra en régimen laminar.

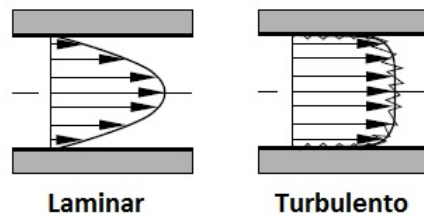


Figura 4.3: Flujo en régimen laminar y en régimen turbulento

Con todo ello se va a proceder al cálculo bajo las hipótesis de que el flujo sanguíneo se comporta como un fluido incompresible, newtoniano y en régimen laminar.

### 4.3. Proceso de cálculo

Una vez que se han discretizado los modelos de vena cava paciente específico se van a exportar las mallas generadas al programa ANSYS CFX. Dicho programa permitirá proceder a su cálculo fluidodinámico mediante el método de volúmenes finitos bajo las hipótesis definidas anteriormente y bajo

unas condiciones de contorno específicas definidas sobre el dominio de trabajo. CFX es un programa comercial CFD (Computational Fluid Dynamics) y permite simular un flujo fluido en un entorno virtual y bajo unas condiciones de contorno.

El proceso de cálculo se divide en tres partes. La primera parte consiste en importar la malla creada mediante ANSYS ICEM CFD, crear el dominio de trabajo, imponer las condiciones de contorno para poder resolver el problema y establecer los criterios de convergencia.

El dominio de trabajo usado es un dominio fluido en régimen laminar y estacionario. Se va a definir un fluido con las características definidas anteriormente para simular el comportamiento del flujo sanguíneo.

En cuanto a los criterios de convergencia se van a fijar 500 iteraciones y un error de  $1e-8$ .

La segunda parte del proceso de cálculo consiste en la resolución del problema mediante el código comercial ANSYS CFX. Este código permite la resolución de las ecuaciones fluidas mediante el método de los volúmenes finitos. En particular, transforma las ecuaciones diferenciales que rigen el problema (ecuaciones de Navier-Stokes) en un conjunto de ecuaciones algebraicas y lleva a cabo una aproximación de la función incógnita. Dependiendo del número de elementos utilizados en la discretización el coste computacional será más o menos pesado [62]. Además, para resolver dichas ecuaciones algebraicas se emplean métodos iterativos.

Por último, una vez que el cálculo ha finalizado se procederá a la fase del postproceso donde se analizarán los resultados obtenidos. En esta fase ANSYS CFX permite, entre otros, visualizar los resultados, obtener las líneas de flujo, los perfiles de velocidad y la tensión cortante sobre la pared del vaso.

## 4.4. Condiciones de contorno

En cuanto a las condiciones de contorno que se van a utilizar hay que distinguir entre el estado de respiración normal y el estado de Valsalva. Para ambos casos se han impuesto condiciones de presión de pacientes obtenidas por especialistas médicos pertenecientes al Grupo de Hemodinámica y Cardiología Intervencionista. Además, para cada caso de estudio se han utilizado tres condiciones de contorno distintas, es decir, de pacientes diferentes, para

poder estudiar si tienen o no influencia en el análisis fluidodinámico.

Se ha impuesto la condición de pared no deslizante tanto a las paredes del vaso como a las superficies de los filtros antitrombóticos en ambos casos de estudio [2], [3], [65]. A continuación se van a detallar las condiciones de contorno de entrada y salida de flujo utilizadas para cada uno de los estados analizados.

#### 4.4.1. Estado de respiración Neutra

Las presiones medias dadas por los especialistas médicos correspondientes a tres pacientes distintos son las que se encuentran en la tabla 4.1.

Paciente	Neutra UP	Neutra YR	Neutra Low
1	10	10	10
2	7	7	7
3	11	11	11

Cuadro 4.1: Tabla de presiones medias de pacientes específicos en estado de respiración Neutra

Las presiones han sido medidas en mmHg y en tres zonas distintas a lo largo de la vena cava inferior, Neutra Up, Neutra YR y Neutra Low. Estas tres zonas corresponden respectivamente a la sección suprarrenal, a la sección de la unión con las venas renales y a la sección infrarrenal, como se puede ver en la imagen 4.4.

Tal y como se observa en la tabla 4.1 en los tres casos, las presiones se mantienen constantes en las tres secciones del vaso sanguíneo ya que la caída de presión es muy pequeña para que sea captada por el instrumento de medida. Además de las presiones se va a imponer como condición de contorno el flujo a la salida, es decir, en la zona suprarrenal.

Se han tomado como condiciones de flujo a la salida las obtenidas en el estudio realizado por Cheng et al. en el que llevó a cabo un análisis hemodinámico tanto de la aorta como de la vena cava inferior a 11 pacientes sin ningún trastorno cardiovascular mediante resonancia magnética. En este estudio se determinó el flujo y la tensión tangencial media en reposo y durante

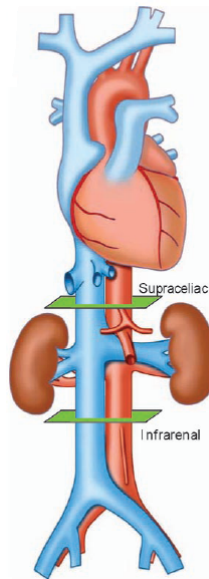


Figura 4.4: Imágen de la vena cava inferior y la aorta con los planos de toma de presiones

la práctica de ejercicio tanto de la vena cava inferior como de la aorta [34].

El flujo medio en reposo en la zona suprarrenal es de  $2 \pm 0.5$  l/min mientras que en la zona infrarrenal es de  $1.2 \pm 0.5$  l/min [34].

En este caso el flujo sanguíneo entra por las venas ilíacas comunes y por las venas renales. En estas superficies de entrada de flujo se va a imponer como condición de contorno la presión obtenida de pacientes específicos. En cuanto a la salida de flujo, outlet, se va a utilizar como condición de contorno un flujo másico de  $0.035$  kg/s equivalente a un caudal de  $2$  l/min [34].

#### 4.4.2. Estado de maniobra de Valsalva

A los mismos tres pacientes tomados para el caso anterior se les ha hecho realizar la maniobra de Valsalva y se han obtenido las presiones medias en mmHg y en las mismas tres secciones, suprarrenal, media e infrarrenal que se recogen en la tabla 4.2.

Como se puede ver en la tabla 4.2 las presiones medias en estado de Valsalva son mucho mayores respecto a las obtenidas en estado de inspiración



Paciente	Valsalva UP	Valsalva YR	Valsalva Low
1	92	90	91
2	78	78	77
3	65	65	64

Cuadro 4.2: Tabla de presiones medias de pacientes específicos durante maniobra Valsalva

neutra, esto es debido a que durante dicha maniobra el aire no puede salir al exterior, ya que se realiza con las fosas nasales o la glotis cerradas, dando lugar a un incremento en la presión intratorácica y a un estado de compresión en el vaso. Además, la presión en la sección suprarrenal es mayor que en el resto de secciones por lo que se produce un cambio en la dirección de la sangre ya que el flujo sanguíneo se mueve en la dirección de mayor a menor presión. Esto da lugar a que el flujo entre por las venas ilíacas comunes y tienda a salir en todas las direcciones, al contrario que sucedía con el vaso sanguíneo sin estar sometido a un incremento de presión.

En este caso se produce una pequeña caída de presión a lo largo de la vena cava inferior.

## 4.5. Resultados a obtener

Siguiendo el proceso de cálculo descrito anteriormente se van analizar diferentes casos de estudio. En primer lugar se realizará un análisis fluidodinámico de la vena cava paciente específico en estado de respiración neutra y en estado de Valsalva para poder entender mejor el comportamiento fisiológico de este vaso. En segundo lugar se va a llevar a cabo un estudio fluido de la vena cava paciente específico en los dos estados de estudio pero con la inserción de dos dispositivos antitrombóticos comerciales, el filtro Günther-Tulip de 4 y de 12 patas. Por último se van a repetir los análisis fluidodinámicos con diferentes condiciones de contorno, aunque en este caso sólo se usará el filtro antitrombos de 4 patas.

Una vez que se ha realizado el cálculo de los diferentes modelos de vena cava inferior en los diferentes estados de estudio se va a proceder a realizar el análisis de los resultados.

En primer lugar se van a representar las líneas de flujo y los perfiles de

velocidad a lo largo de las distintas geometrías analizadas para poder estudiar las perturbaciones que se producen en el flujo sanguíneo. También se va a obtener la tensión tangencial a lo largo de la pared del vaso para poder ver cuales son las zonas que más se ven afectadas por los dispositivos anti-trombóticos.

Todo ello va a dar lugar a un mayor entendimiento de los efectos que, debido al aumento de presión, la maniobra de Valsalva ocasiona en la vena cava inferior. Además, se van a analizar los efectos que ocasionan tanto en el torrente sanguíneo como en la pared venosa los filtros antitrombos y si estos son mayores en el caso de estar en Valsalva.



## Capítulo 5

---

### Análisis de los Resultados

---

*Una vez realizados los cálculos fluidodinámicos se va a proceder al análisis de los resultados obtenidos para poder estudiar la influencia y la funcionalidad de los filtros antitrombos colocados en la vena cava inferior. En particular, se analizarán los efectos sobre la pared del vaso, la distorsión producida en las líneas de flujo debido a la utilización de filtros antitrombos y los efectos a los que da lugar la realización de la maniobra de Valsalva junto con la utilización de estos dispositivos. Todo ello permitirá realizar una comparación entre las diferentes geometrías de estudio.*



El objetivo de este proyecto consiste en realizar un análisis fluidodinámico de la vena cava inferior en dos estados distintos, respiración normal y maniobra de Valsalva, para entender mejor tanto el comportamiento fisiológico de este vaso como el de los dispositivos antitrombóticos que se colocan en su interior para prevenir el TEP. Para ello se ha partido de geometrías paciente específico y se ha realizado el cálculo utilizando el método de volúmenes finitos. A continuación se van a representar las variables fluidodinámicas más relevantes para cada uno de los casos de estudio usando como condiciones de contorno las correspondientes al primer paciente.

## 5.1. Estado Neutra o respiración normal

En primer lugar se va a analizar la vena cava inferior en estado Neutra, es decir, durante un proceso de respiración normal en el que el vaso no se encuentra sometido al aumento de presión ocasionado por la realización de la maniobra de Valsalva.

### 5.1.1. Vena cava inferior sin filtro

Para poder estudiar los efectos a los que da lugar la utilización de filtros antitrombos es necesario partir del estudio de la vena cava inferior sin ningún tipo de dispositivo en su interior. Se va a representar la magnitud de la velocidad en 4 secciones diferentes, correspondientes a las secciones de mayor interés, para poder estudiar cómo se desarrolla el flujo a lo largo del vaso.

En la figura 5.1 se puede ver el comportamiento fluidodinámico de la vena cava inferior en estado de respiración normal. En las diferentes secciones se observa como la velocidad es nula en la pared del vaso debido a la condición de contorno de pared no deslizante. La primera sección corresponde a la zona de entrada del flujo procedente de las venas ilíacas comunes. En ella se pueden observar dos zonas de velocidades elevadas correspondientes a las corrientes de entrada del flujo sanguíneo, alcanzándose en dicha región la velocidad máxima.

Conforme se va desarrollando el flujo, la velocidad va disminuyendo y el perfil de velocidades va adquiriendo una forma aproximadamente parabólica ya que se ha simulado la sangre como un fluido laminar. La segunda y tercera sección corresponden con dos regiones intermedias a lo largo del vaso. En la segunda sección la velocidad muestra valores elevados debido a que se produce la unión de las corrientes de flujo procedentes de las venas ilíacas comunes.

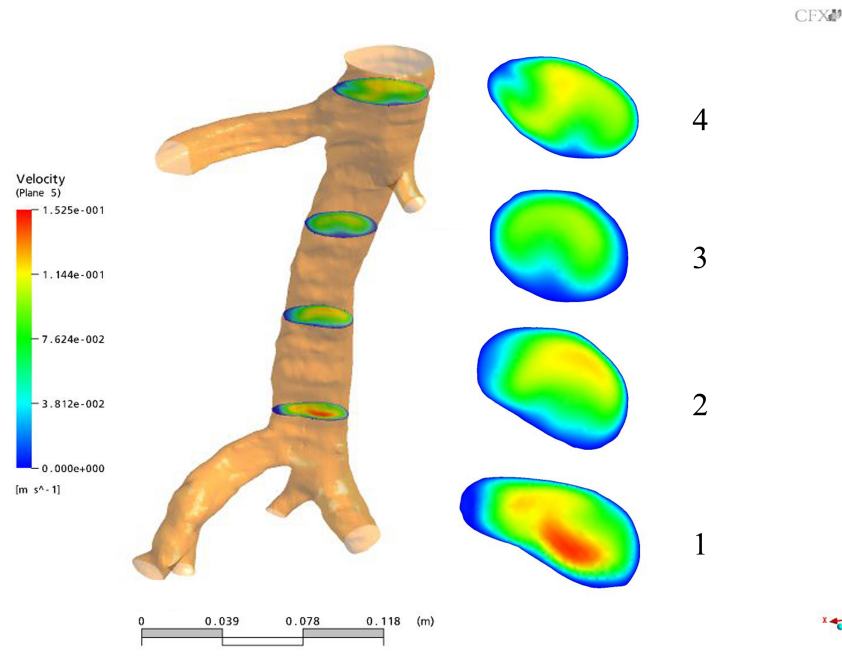


Figura 5.1: Magnitudes de velocidad a lo largo de la vena cava inferior en estado Neutra.

La cuarta sección corresponde con la sección de salida del flujo donde se unen las corrientes procedentes de las venas renales y de la vena cava inferior. Debido a ello se observa como el perfil de velocidad del flujo pierde su forma parabólica y se produce un aumento de la velocidad. A lo largo de las 4 secciones se puede comprobar cómo debido a la no simetría de la vena cava el perfil de velocidades no es simétrico, sobretodo en la primera y cuarta sección correspondientes a las zonas de unión de diversas corrientes.

Para poder observar mejor el comportamiento fluidodinámico del vaso se va a representar la magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal que pasa aproximadamente por el centro de la sección.

Según lo mostrado en la figura 5.2, la velocidad alcanza valores máximos en las regiones de entrada de flujo, es decir, en la unión de las venas ilíacas comunes y en la de las venas renales con la vena cava inferior.

A continuación se va a representar la tensión tangencial en la pared como una función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior. Para ello

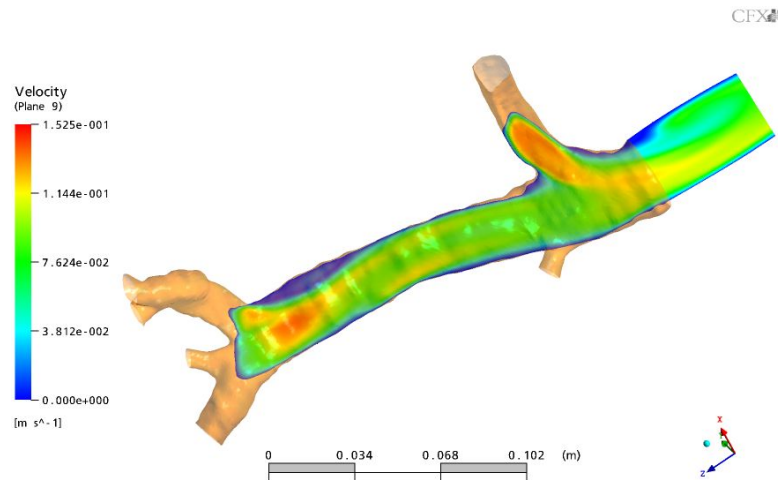


Figura 5.2: Magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal de la vena cava inferior en estado Neutra.

se ha obtenido la tensión tangencial a lo largo de dos líneas longitudinales contenidas en el plano representado en la figura 5.2. Se ha calculado la tensión tangencial tanto en la pared derecha del vaso como en la pared izquierda, como se pueden ver en las figuras 5.3 y 5.4 respectivamente, ya que debido a que el vaso no es geoméricamente simétrico las tensiones serán distintas en cada una de ellas.

En la gráfica de la figura 5.3, correspondiente a la pared derecha del vaso, se puede ver que la tensión tangencial va aumentando poco a poco. Si se observa la magnitud de velocidad representada en la figura 5.2 se puede ver como el gradiente de velocidad es elevado en esa región debido a que la unión de las corrientes del flujo sanguíneo procedentes de las ilíacas comunes da lugar tanto a zonas de velocidades elevadas como a zonas de baja velocidad. Posteriormente, la tensión tangencial va disminuyendo poco a poco conforme el flujo se va desarrollando, ya que los gradientes de velocidad son menores, hasta que nuevamente aumenta de manera drástica alcanzando el valor máximo. Dicho valor máximo se alcanza en la zona de unión de las corrientes de flujo procedentes de las renales y la vena cava inferior donde los gradientes de velocidad son elevados tal y como se observa en la figura 5.2.

Al contrario que en la pared derecha, en la pared izquierda se produce una caída de la tensión tangencial a la entrada del flujo como se puede ver en la gráfica 5.4. Si se observa la figura 5.2 se puede ver como en esa zona, de-



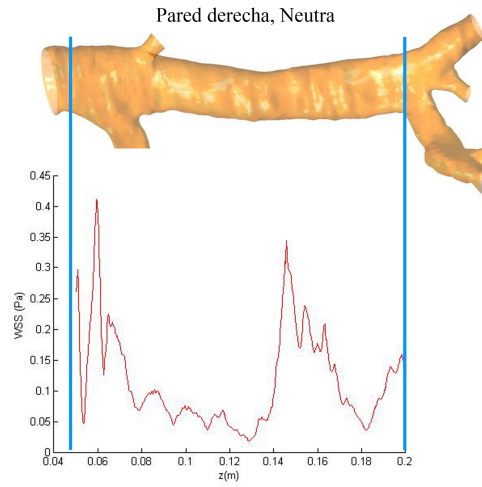


Figura 5.3: Variación de la tensión tangencial en la pared derecha como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en respiración normal.

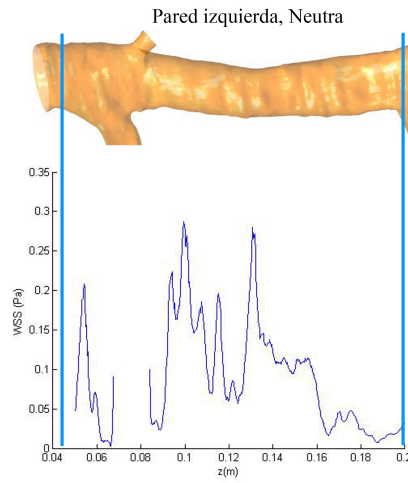


Figura 5.4: Variación de la tensión tangencial en la pared izquierda como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en respiración normal.

bido a la geometría de la vena y a los ángulos de entrada de las venas ilíacas comunes la velocidad es muy pequeña. Gradualmente la tensión tangencial va aumentando hasta alcanzar su valor máximo. Esto es debido al ángulo

de entrada de la vena ilíaca derecha ya que da lugar a que el flujo alcance gradientes de velocidad elevados en zonas cercanas a la pared izquierda tal y como se observa en la figura 5.2.

Una vez alcanzado el máximo de tensión esta disminuye rápidamente justo antes de la bifurcación de la vena renal izquierda donde la velocidad en la esquina es nula. El agujero que se observa en la gráfica es debido a que la tensión tangencial se ha calculado en el plano que discurre por el centro de la intersección de la vena cava inferior con la renal izquierda. Posteriormente, se puede observar como la tensión tangencial aumenta drásticamente debido a que la unión de las distintas corrientes de flujo sanguíneo da lugar a un aumento en el gradiente de velocidad. Por último, la tensión tangencial decae bruscamente ya que, al igual que ocurría en la zona de las venas ilíacas, debido a la geometría del vaso y a los ángulos de entrada de las venas renales el gradiente de velocidad es muy pequeño en la pared izquierda, al contrario que ocurre en la pared derecha donde esta alcanza valores máximos.

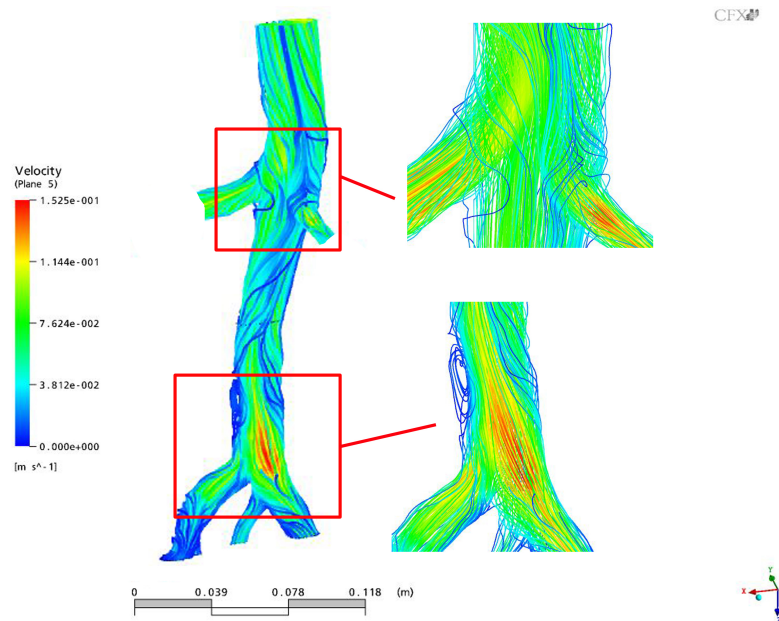


Figura 5.5: Líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava inferior en estado de respiración normal.

Por último se van a representar las líneas de flujo a lo largo del vaso para poder observar cómo discurre este y si posteriormente se produce alguna distorsión al introducir un dispositivo antitrombótico en su interior. En la

figura 5.5 se pueden ver las líneas de flujo a lo largo de la vena cava inferior en estado de respiración neutra.

Observando las líneas de flujo se puede ver como en la zona de confluencia de las venas ilíacas comunes se produce un aumento de la velocidad. Del mismo modo se puede observar el mismo fenómeno en la región de unión de la vena cava con las venas renales. Además, debido tanto a la geometría de la unión de las ilíacas como a las características geométricas del vaso, se crea una región de recirculación en la pared izquierda que da lugar a velocidades prácticamente nulas y por consiguiente a pequeños valores de tensión tangencial.

Una vez que se ha analizado el comportamiento fluidodinámico de la vena cava inferior sometida a un estado de respiración normal se va a pasar a estudiar los efectos que origina en dicho vaso la utilización de filtros anti-trombos. En particular, se va a analizar tanto la magnitud de velocidad como la tensión tangencial en la pared y las líneas de flujo.

### **5.1.2. Vena cava inferior con filtro Günther-Tulip de 4 patas en su interior**

En primer lugar se van a estudiar los efectos sobre el flujo sanguíneo a los que da lugar el uso del filtro comercial Günther-Tulip de 4 patas. Al igual que se ha hecho con la vena cava inferior sin filtro se va a representar la magnitud de la velocidad a lo largo del vaso tal y como se puede ver en la figura 5.6.

En este caso de estudio la velocidad es nula no sólo en la pared del vaso sino también en la superficie del dispositivo debido a la condición de contorno de pared no deslizante. Como se puede ver en la imagen 5.6 el flujo sanguíneo se desarrolla del mismo modo que en el caso anterior hasta que alcanza la región donde se encuentra el filtro. Es en la segunda y en la tercera sección donde se empiezan a notar más los efectos de este tipo de dispositivos.

Para poder analizar mejor los efectos que tiene el filtro sobre el flujo sanguíneo se va a representar la magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal que pasa por las patas del dispositivo.

Tal y como se observa en la figura 5.7 la velocidad alcanza valores elevados tanto en la confluencia de las venas ilíacas comunes como en la de las venas renales. Anteriormente, debido a la geometría de la unión del vaso con

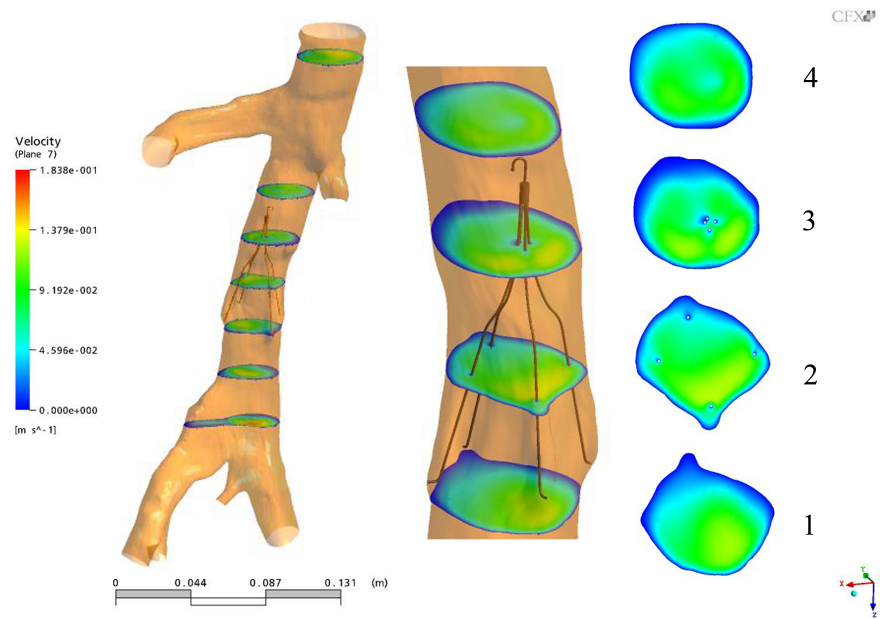


Figura 5.6: Magnitudes de velocidad en diferentes secciones a lo largo de la vena cava inferior en estado Neutra con filtro Günther-Tulip de 4 patas.

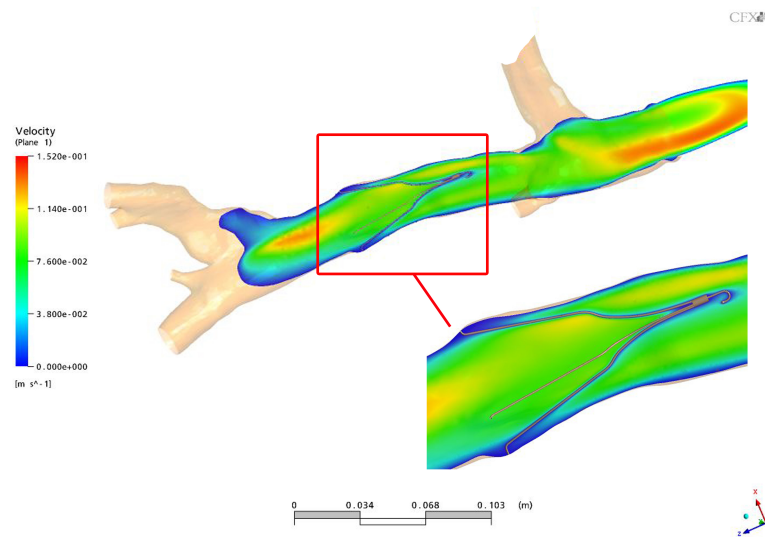


Figura 5.7: Magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal de la vena cava inferior en estado Neutra con filtro Günther-Tulip de 4 patas.

las venas ilíacas, se producía una zona de recirculación en la pared izquierda de la vena dando lugar a velocidades prácticamente nulas. En este caso, por el contrario, debido a que el filtro ocasiona cambios en la geometría de la vena esta región de recirculación en la pared izquierda no se produce.

Se puede ver que las regiones donde más se ve afectado el flujo sanguíneo debido a la presencia del filtro es en la zona de la intersección de las patas con el vaso y en la región del gancho donde tiene lugar una notable disminución de la velocidad. Conforme avanza el flujo se observa como este fluye entorno a las patas del dispositivo dando lugar a que la unión de las distintas corrientes en las que se divide ocasionen un aumento de la velocidad. Además, el aumento de la velocidad es mayor entorno a las patas izquierdas, ya que estas se encuentran más próximas a la pared del vaso por lo que al disminuir la sección de paso la velocidad aumenta. Al mismo tiempo, se produce una zona de baja velocidad en la parte central de la región aguas abajo del filtro debido a la recirculación producida en el gancho. Todo ello da lugar a que el gradiente de velocidad en esa zona sea elevado.

A continuación se va a representar la tensión tangencial tanto en la pared derecha como en la pared izquierda del vaso como función de la coordenada longitudinal. Estas tensiones se han calculado en dos líneas longitudinales contenidas en el plano de la figura 5.7.

Según se puede observar en la gráfica de la figura 5.8 correspondiente a la tensión tangencial en la pared derecha, inicialmente se produce una pequeña caída en los valores de la tensión. Esto es debido a la recirculación que se produce en el flujo intravascular en la zona de contacto de las patas del filtro con la pared del vaso. Posteriormente, conforme las patas del dispositivo se van separando de la pared y se van adentrando en el flujo el gradiente de velocidad aumenta y por consiguiente la tensión tangencial también. La tensión tangencial decrece de nuevo en la zona del gancho debido a la recirculación que se produce.

Aguas abajo del filtro la tensión tangencial aumenta poco a poco debido a que la unión de las diferentes corrientes que lo atraviesan junto con la zona central de baja velocidad debido a la presencia del gancho da lugar a un gradiente de velocidad elevado. Además, la concentración de tensiones que tiene lugar en la esquina correspondiente a la bifurcación de la vena renal derecha contribuye a este aumento. Aguas arriba de las venas renales se produce un rápido aumento de la tensión tangencial debido a que tiene lugar la unión de las distintas corrientes de flujo procedentes de las renales y de la vena cava.

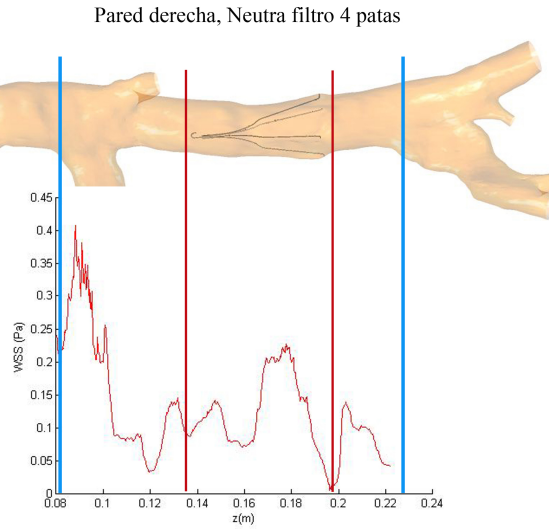


Figura 5.8: Variación de la tensión tangencial en la pared derecha como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en respiración normal con filtro Günther-Tulip de 4 patas.

Como consecuencia de la geometría de los ángulos de entrada los gradientes de velocidad son mayores en la pared derecha que en la pared izquierda en esa región.

En la gráfica de la figura 5.9 se ha representado la tensión tangencial a lo largo de la pared izquierda de la vena. En ella se observa que, al igual que ocurría en la pared derecha, la tensión tangencial experimenta un descenso inicial debido a la recirculación producida en la zona de contacto de las patas con la vena. Poco a poco la tensión va aumentando adquiriendo valores mayores que en la pared derecha. Esto es debido a que el filtro se encuentra inclinado hacia la pared izquierda dando lugar a que los gradientes de velocidad sean mayores en esa región. Del mismo modo que en la pared derecha, se produce un pequeño descenso de la tensión en la zona del gancho y posteriormente un rápido ascenso debido a la unión de las diferentes corrientes.

Posteriormente, se produce un drástico aumento en la tensión tangencial debido a la concentración de tensiones que tiene lugar en la esquina de la bifurcación de la vena renal izquierda. Como consecuencia de la unión de los diferentes flujos procedentes de las renales y la vena cava se produce un aumento en la tensión tangencial en la región aguas abajo de las venas renales.

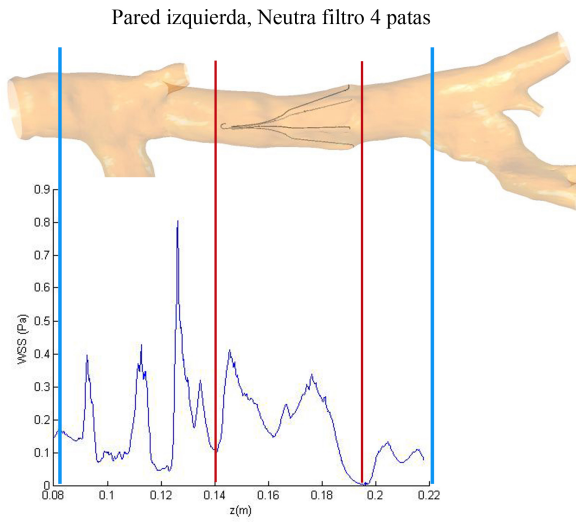


Figura 5.9: Variación de la tensión tangencial en la pared izquierda como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en respiración normal con filtro Günther-Tulip de 4 patas.

Por último se van a representar las líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava inferior como se puede ver en la imagen 5.10.

Si se observan las líneas de flujo representadas en la imagen 5.10 y en comparación con las representadas en la figura 5.5 (correspondiente a la vena cava sin filtro) se puede ver como la trayectoria del flujo sanguíneo a penas se ve distorsionada por el uso de un filtro antitrombo. En particular, tienen lugar pequeñas distorsiones en el entorno del dispositivo ya que el flujo tiende a fluir a su alrededor y se producen pequeñas zonas de recirculación tanto en los ganchos de las patas como en la cabeza del filtro. Fundamentalmente los cambios se dan en la magnitud de velocidad. Se pueden observar amplias zonas con velocidades muy pequeñas. Estas zonas se encuentran mayoritariamente cercanas a la pared derecha del vaso mientras que a lo largo de la pared izquierda las velocidades alcanzadas son mayores. Estos efectos en la magnitud de velocidad son debidos a la disposición del filtro, ya que este no se encuentra centrado respecto a la sección de la vena y además se encuentra ligeramente inclinado hacia la pared derecha.

En definitiva, el uso de dispositivos antitrombos induce a pequeñas varia-

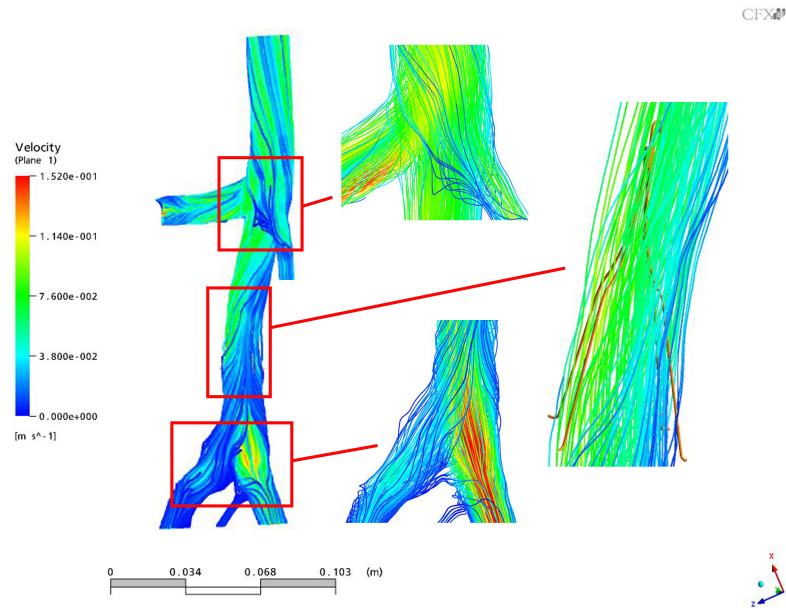


Figura 5.10: Líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava inferior en estado de respiración normal con filtro de Günther-Tulip de 4 patas.

ciones tanto en la tensión tangencial a lo largo de la pared del vaso como en las líneas de flujo. Estas variaciones pueden ocasionar daños en la pared venosa e incluso pueden contribuir a la formación de trombos [3], [66], [67], [68].

En cuanto a la magnitud de velocidad, el efecto principal de este tipo de dispositivos es la resistencia que ofrece al paso del flujo haciendo que este se divida en diversas corrientes. La unión de dichas corrientes ocasiona zonas de mayor velocidad. Al mismo tiempo, se producen zonas de recirculación entorno a las patas del filtro y aguas abajo de la cabeza del dispositivo.

Cabe destacar la importancia de la correcta colocación del filtro ya que la ligera inclinación que experimenta hacia la pared izquierda ocasiona mayores tensiones tangenciales en dicha pared y recirculaciones de flujo en la pared contraria. Todo ello puede producir un aumento en el riesgo de daño y de formación de coágulos.

En los anexos se detalla la influencia que tiene sobre el flujo sanguíneo el uso del dispositivo comercial Günther-Tulip de 12 patas.



## **5.2. Estado de maniobra de Valsalva**

Una vez que ha sido estudiado el comportamiento fisiológico de la vena cava inferior en estado de respiración normal se va a realizar un estudio de su comportamiento hemodinámico durante la realización de la maniobra de Valsalva. Durante dicha maniobra, al realizar una espiración forzada sin que el aire sea expulsado al exterior, debido a que la glotis y la nariz se encuentran cerradas, la presión intratorácica e intraabdominal aumenta ocasionando que el vaso se encuentre sometido a un estado de compresión. Además, el aumento de presión externa y el estado de compresión ocasionan un cambio en la dirección del flujo sanguíneo haciendo que salga por las venas renales y por las venas ilíacas e incluso inhibiendo el retorno venoso durante un breve período de tiempo, tal y como se detalla en el segundo capítulo [69].

### **5.2.1. Vena cava inferior sin filtro**

Para poder observar los efectos a los que da lugar la utilización de filtros antitrombos es necesario realizar un estudio previo de la vena cava inferior durante la maniobra de Valsalva sin la colocación de ningún tipo de dispositivo. Al igual que se ha hecho con el estado de respiración Neutra se va a representar, en primer lugar, la magnitud de velocidad a lo largo de diferentes secciones.

Si se observa la magnitud de velocidad representada en la figura 5.11 se puede ver que la velocidad es nula en la pared del vaso, al igual que ocurría en estado de Neutra, debido a la condición de contorno de pared no deslizante. El efecto más destacable de dicha maniobra es la reducción que experimenta la magnitud de velocidad conforme la sangre avanza a lo largo de las diferentes secciones del vaso llegando incluso a estancarse en la sección de salida (sección 4).

Además, como era de esperar, se comprueba como el flujo sanguíneo llega hasta la zona de las renales pero no retorna al corazón ya que en la sección de salida (sección 4), como se muestra en la imagen 5.11, la velocidad es nula. Este cambio en la dirección del flujo es debido al cambio en las presiones al que da lugar la realización de dicha maniobra. Si observamos las condiciones de contorno impuestas, extraídas de pacientes específicos, se puede ver que la presión suprarrenal es mayor que la presión en la zona de entrada del flujo procedente de las ilíacas (sección 1). Por último, cabe destacar el hecho de que la velocidad máxima alcanzada es mayor durante la maniobra de Valsal-

va que durante el estado de respiración normal debido a que al encontrarse la vena cava sometida a un estado de compresión se produce una disminución en su sección dando lugar a que la velocidad aumente.

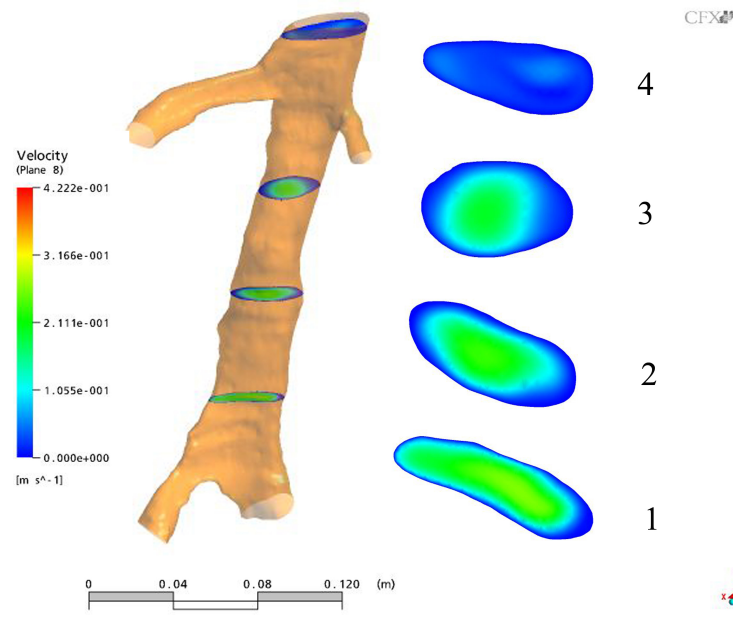


Figura 5.11: Magnitudes de velocidad en diferentes secciones a lo largo de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva.

Para poder observar mejor los efectos de la maniobra de Valsalva en el comportamiento hemodinámico de la vena cava inferior se va a representar la magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal que pasa aproximadamente por el centro de la sección.

Tal y como se muestra en la figura 5.12, al igual que ocurría en estado de Neutra, la velocidad máxima se alcanza en la sección de entrada. Posteriormente, conforme el flujo sanguíneo se va desarrollando se produce una pérdida progresiva de velocidad llegando a detenerse en la zona de salida. Esto da lugar a que la sangre salga tanto por las venas renales como por las venas ilíacas y no llegue de vuelta al corazón.

Para estudiar si existe algún efecto negativo en la pared venosa debido a la realización de la maniobra de Valsalva se va a representar la tensión tangencial en la pared, tanto en la derecha como en la izquierda. Por ello se

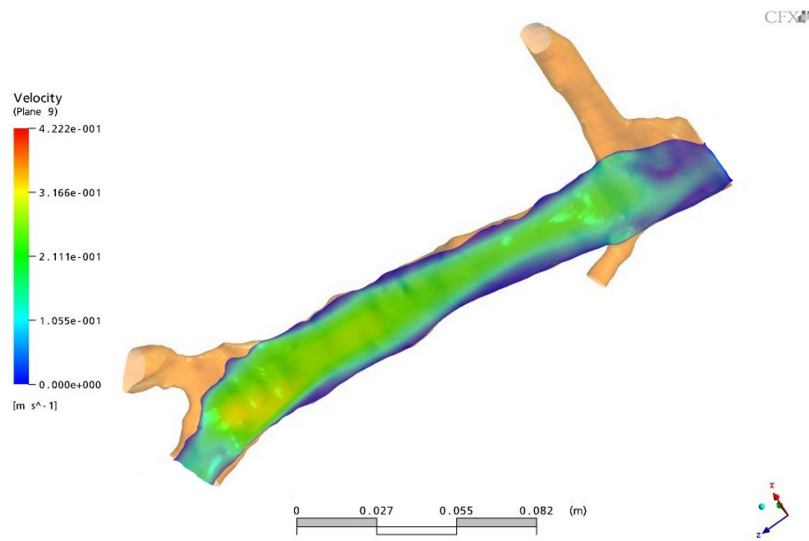


Figura 5.12: Magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva.

ha calculado la tensión tangencial a lo largo de dos líneas longitudinales que se encuentran contenidas en el plano representado en la imagen 5.12.

Según lo observado en la gráfica de la figura 5.13 no se observan grandes cambios en la tensión tangencial a lo largo del vaso exceptuando en la región de las renales. Esto es debido a que el flujo sanguíneo va disminuyendo progresivamente su velocidad dando lugar a pequeños gradientes de velocidad. La tensión aumenta drásticamente en la bifurcación de la vena renal derecha, esto es debido a la concentración de tensiones que tiene lugar en la esquina y al aumento que se produce en el gradiente de velocidad en esa zona.

Del mismo modo que ocurría en la pared derecha de la vena cava, en la pared izquierda la tensión tangencial no experimenta grandes cambios a lo largo del vaso tal y como se puede ver en la gráfica de la figura 5.14. En este caso se alcanzan dos picos de tensiones tangenciales máximas, el primero de ellos corresponde a la zona de confluencia de las venas ilíacas y el segundo corresponde a la bifurcación de la renal izquierda.

Si se compara con el estado de Neutra se puede observar como la tensión tangencial alcanza valores mayores durante la maniobra de Valsalva ya tanto la presión externa como el estar sometida a un estado de compresión

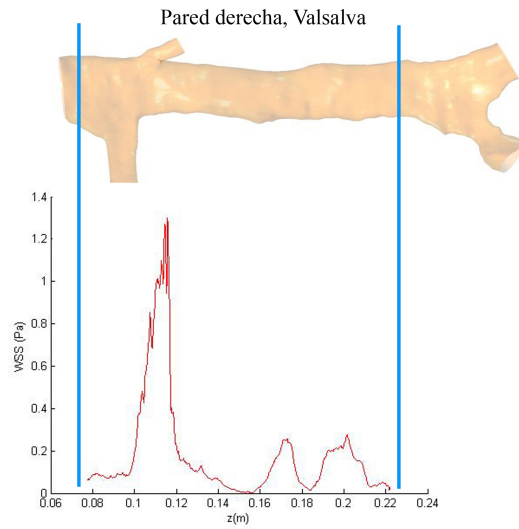


Figura 5.13: Variación de la tensión tangencial en la pared derecha como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva.

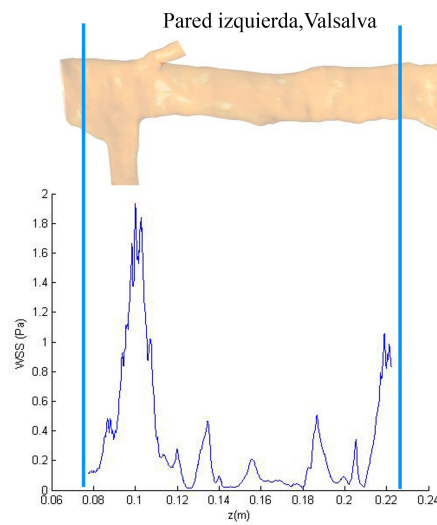


Figura 5.14: Variación de la tensión tangencial en la pared izquierda como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva.

contribuyen al aumento de las tensiones. Fundamentalmente las tensiones tangenciales experimentan un mayor aumento en las zonas donde esta compresión es mayor como son las zonas de las venas ilíacas y las venas renales. Además, a diferencia del caso de respiración normal, la tensión tangencial a la salida es nula debido a que el flujo no retorna al corazón.

Por último, se van a representar las líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava inferior.

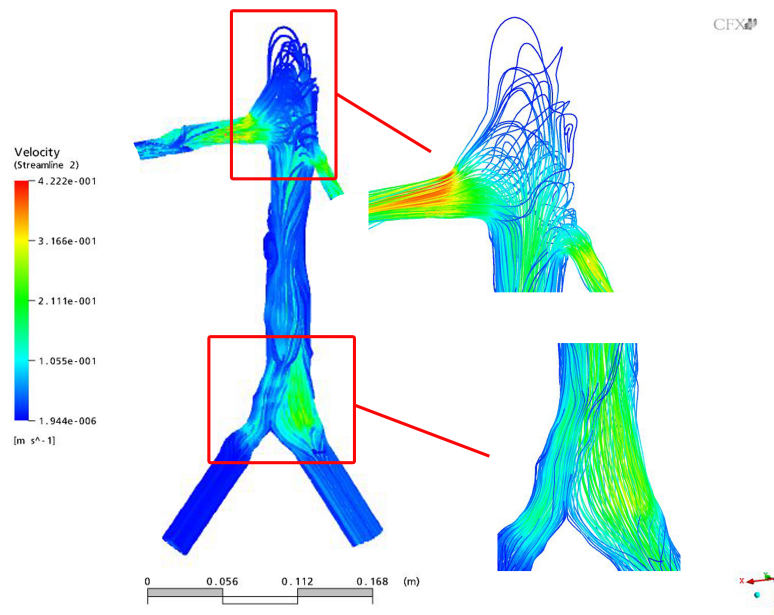


Figura 5.15: Líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava inferior en estado de maniobra de Valsalva.

En la figura 5.15 se puede comprobar la recirculación del flujo sanguíneo que tiene lugar en la zona de salida dando lugar a que la sangre no retorne al corazón. Nuevamente, se observa como durante la maniobra de Valsalva la mayor parte del flujo permanece prácticamente inmóvil en la zona central del vaso comprendida entre las venas ilíacas comunes y las venas renales.

En definitiva, el comportamiento hemodinámico de la vena cava inferior durante la realización de la maniobra de Valsalva se caracteriza por un aumento tanto en la magnitud de velocidad como en la tensión tangencial en la pared. Al mismo tiempo se produce una pérdida progresiva de velocidad ocasionando que el flujo no retorne al corazón y que se produzcan grandes zonas

de bajas velocidades entorno a las paredes del vaso. Estas recirculaciones y regiones de baja velocidad en las que el flujo se encuentra casi estancando pueden ocasionar un aumento en el riesgo de formación de trombos [66], [67].

Una vez que se ha analizado el comportamiento hemodinámico de la vena cava inferior durante la realización de la maniobra de Valsalva se va a pasar a realizar el estudio de la influencia que tiene la colocación de un filtro antitrombótico en su interior.

### 5.2.2. Vena cava inferior con filtro Günther-Tulip de 4 patas en su interior

Al igual que se ha realizado anteriormente, en primer lugar, se van a estudiar los cambios en la magnitud de velocidad ocasionados por el uso de este tipo de dispositivos. Para ello se va a representar dicha variable en diferentes secciones a lo largo del vaso.

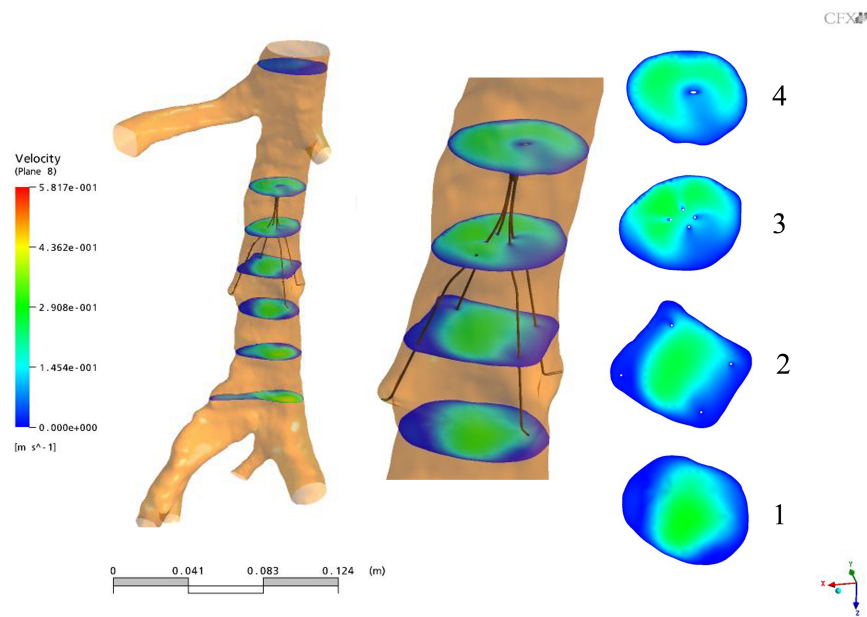


Figura 5.16: Magnitudes de velocidad en diferentes secciones a lo largo de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva con filtro Günther-Tulip de 4 patas.

Si se observan las magnitudes de velocidad representadas en la figura 5.16,

se puede ver que debido a la condición de contorno de pared no deslizante la velocidad es nula tanto en la pared del vaso como en la superficie del filtro. La mayor influencia del filtro sobre el flujo sanguíneo se puede notar fundamentalmente en las secciones de salida (sección 3 y 4). En la tercera sección se puede ver como la sangre fluye a través de las patas del dispositivo dividiéndose en diversas corrientes. Conforme se produce la unión de dichas corrientes tiene lugar un aumento progresivo de la velocidad (secciones 3 y 4). Al mismo tiempo, el gancho ocasiona pequeñas recirculaciones del flujo sanguíneo a su alrededor dando lugar a bajas velocidades en la parte central del vaso (sección 4).

Para poder observar mejor los efectos que tiene el filtro sobre el flujo sanguíneo, se va a representar la magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal que pasa por las patas del dispositivo antitrombos.

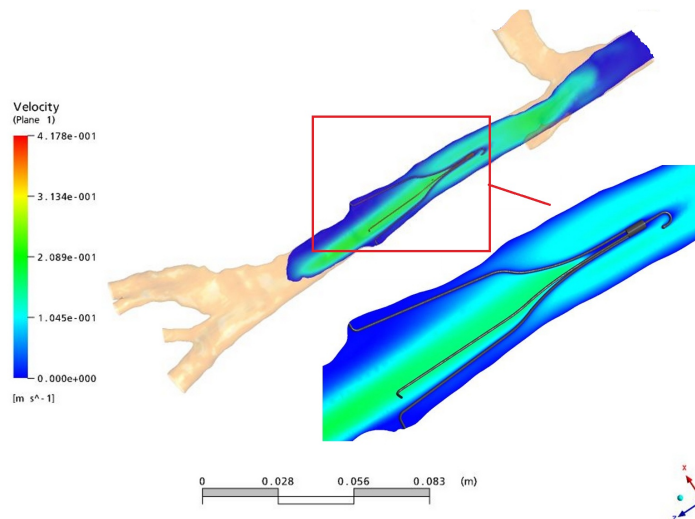


Figura 5.17: Magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva con el filtro Günther-Tulip de 4 patas.

Según lo visto anteriormente en la figura 5.12, correspondiente al estado de Valsalva sin filtro, el flujo disminuye su velocidad progresivamente hasta llegar a frenarse en la zona de las renales. En este caso, tal y como se observa en la figura 5.17, la unión de las diversas corrientes en las que se divide el flujo al pasar a través del dispositivo dan lugar a un pequeño aumento de la

velocidad en la zona de unión, es decir, en la región donde se encuentra la cabeza de este. Al mismo tiempo, el gancho ocasiona una zona de velocidad muy baja en la parte central de la misma región. Todo ello da lugar a gradientes de velocidad elevados aguas abajo del filtro.

A continuación se va a calcular la tensión tangencial en la pared del vaso, tanto en la izquierda como en la derecha, a lo largo de dos líneas longitudinales contenidas en el plano mostrado en la figura 5.17.

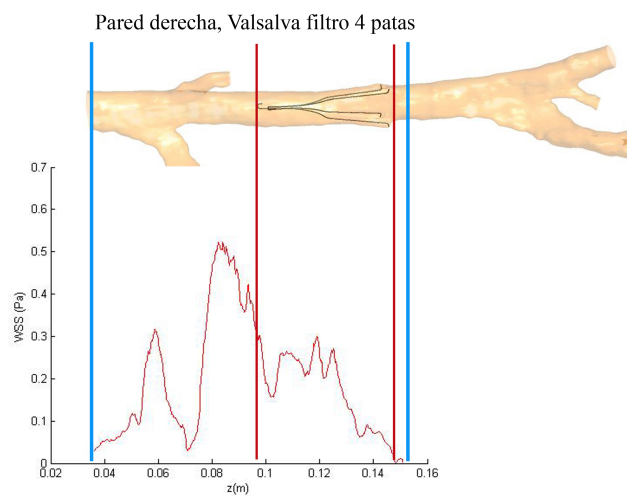


Figura 5.18: Variación de la tensión tangencial en la pared derecha como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva con filtro Günther-Tulip de 4 patas.

En la gráfica de la figura 5.18 se puede ver la tensión tangencial en la pared derecha de la vena cava inferior. Inicialmente se observa una pequeña caída en los valores de tensión tangencial, esto es debido a la recirculación que se produce en la pata del filtro. Gradualmente, conforme las patas del filtro se alejan de la superficie de la vena la tensión tangencial va aumentando debido a que el gradiente de velocidad aumenta. El máximo se alcanza en la zona de la bifurcación de la renal derecha debido a que es una zona de elevados gradientes de velocidad y la esquina actúa de concentradora de tensiones.

Además, se puede observar como se produce un pequeño descenso de la tensión en la zona del gancho debido a la recirculación del flujo que tiene lugar en esa región. Aguas abajo del filtro, debido a los elevados gradientes



de velocidad, la tensión aumenta progresivamente alcanzando el máximo en la bifurcación de la vena renal, tal y como se ha dicho anteriormente.

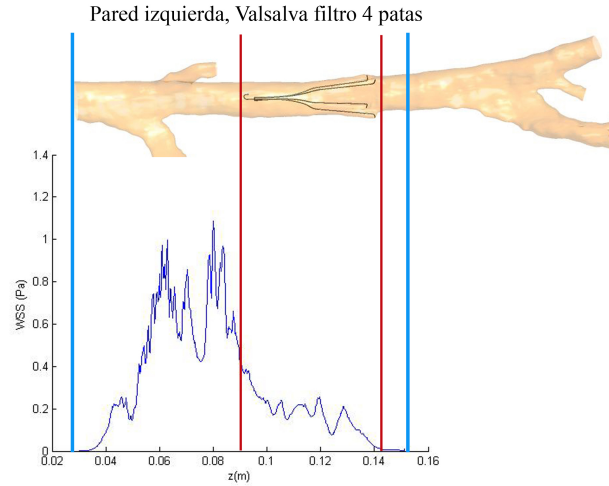


Figura 5.19: Variación de la tensión tangencial en la pared izquierda como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva con filtro Günther-Tulip de 4 patas.

Según se observa en la gráfica de la imagen 5.19 el comportamiento de la tensión tangencial en la pared izquierda es igual que en el caso de la pared derecha. Inicialmente se produce una pequeña caída en su valor debido a la recirculación producida en las patas del dispositivo y gradualmente la tensión va aumentando hasta alcanzar el máximo en la bifurcación de la renal izquierda.

Debido a la presencia del filtro antitrombótico se producen variaciones en la tensión tangencial a lo largo de la vena cava inferior. Estas variaciones en la tensión pueden dar lugar a daños en la pared del vaso tales como la aterosclerosis [3], [68].

Por último, al igual que se ha realizado con los casos anteriores, se van a representar las líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava para poder observar las distorsiones en el flujo sanguíneo a las que da lugar el uso de filtros antitromboticos.

En la imagen 5.20 se puede ver como las líneas de flujo sufren pequeñas modificaciones debido a la presencia del filtro. Estas perturbaciones se dan

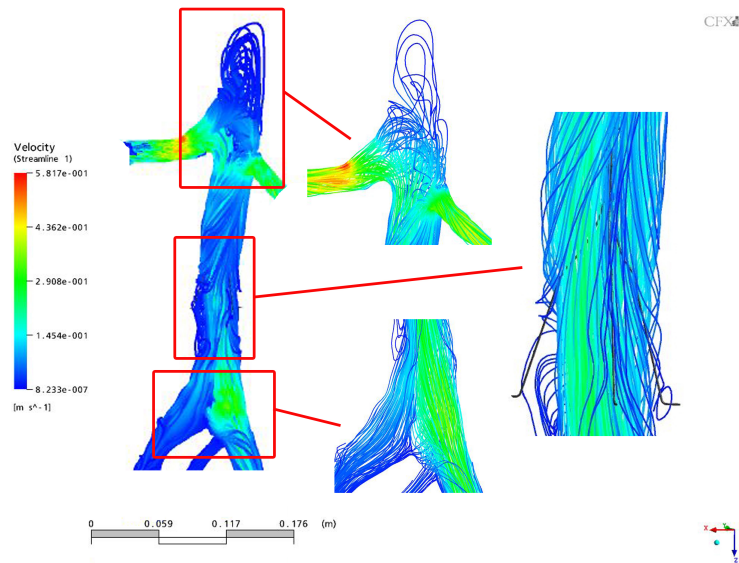


Figura 5.20: Líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava inferior en estado de maniobra de Valsalva con filtro Günther-Tulip de 4 patas.

fundamentalmente en la zona de contacto de las patas donde se puede ver que se producen pequeñas recirculaciones. También se comprueba como la sangre fluye a través de las venas renales e ilíacas no retornando al corazón.

En definitiva, a diferencia con el estado de Valsalva sin filtro, el uso de este tipo de dispositivos ocasiona gradientes de velocidad mayores ya que el flujo no disminuye su velocidad de manera progresiva, sino que debido a la resistencia que supone el dispositivo se producen zonas con velocidades elevadas y regiones con velocidades bajas. Todo ello da lugar a que las tensiones tangenciales en la pared del vaso a lo largo de la zona donde se encuentra insertado el filtro son mayores que en estado de Valsalva sin filtro. El comportamiento del flujo sanguíneo en el entorno del dispositivo es similar al observado en el caso de estado Neutra, aunque a diferencia de este, tanto las tensiones alcanzadas como la magnitud de velocidad son mayores debido al aumento de la presión externa y al estado de compresión. Debido a todo ello y a que las recirculaciones producidas son mayores debido al efecto combinado de la maniobra de Valsalva y el uso de un filtro se puede decir que esta es la situación más desfavorable en cuanto a la formación de trombos.

En la memoria se detalla la influencia que tiene sobre el flujo sanguíneo el uso del filtro comercial Günther-Tulip de 12 patas.



## Capítulo 6

---

# Conclusiones y líneas futuras

---

*Tras haber realizado la reconstrucción en 3D de diferentes modelos de vena cava partiendo de imágenes médicas y haber realizado el cálculo fluido-dinámico de los distintos casos de estudio se pueden extraer diversas conclusiones. Dichas conclusiones se detallan en el presente capítulo al igual que las posibles líneas futuras de investigación.*



## 6.1. Conclusiones

El presente estudio se encuentra enmarcado dentro del proyecto de investigación CCYT DPI 2010-20746-C03-01. Con el fin de obtener un mayor entendimiento de la fisiología y el comportamiento hemodinámico de la vena cava inferior, se ha simulado el flujo sanguíneo a través de la vena cava durante el estado de respiración normal y durante la realización de la maniobra de Valsalva. Para ello, en primer lugar, se ha realizado la reconstrucción en 3D del vaso partiendo de imágenes médicas tomadas mediante tomografía axial. Posteriormente, se ha realizado el mallado mediante el software comercial ANSYS ICEM CFD y por último se ha procedido al cálculo fluidodinámico de los distintos modelos mediante el programa comercial ANSYS CFX.

Además, se ha estudiado el flujo en la vena cava inferior cuando un filtro antitrombos comercial es colocado en su interior con el objetivo de analizar su funcionalidad y su influencia tanto en el flujo intravascular como en la pared venosa. Para ello se han modelado dos filtros recuperables distintos (Günther-Tulip de 4 y 12 patas) y se ha reconstruido en 3D la vena cava inferior con el dispositivo en su interior partiendo de imágenes médicas. Posteriormente, se ha mallado y se ha calculado del mismo modo que en los casos anteriores.

En primer lugar, el desarrollo del presente proyecto da lugar a un mayor entendimiento de la hemodinámica de la vena cava inferior. En particular se ha podido comprobar que durante la realización de la maniobra de Valsalva, debido al estado de compresión al que se ve sometido el vaso, el flujo experimenta un cambio en su dirección saliendo por las venas renales y las venas ilíacas. Todo ello ocasiona que durante un breve período de tiempo la sangre no retorne al corazón e incluso, en función de la presión externa alcanzada, permanezca inmóvil en el interior de la vena cava inferior. Como consecuencia de ello las tensiones tangenciales a lo largo de la pared del vaso son pequeñas alcanzándose los valores máximos en la región de las venas ilíacas y de las venas renales. En dichas regiones, debido al aumento de presión externa, la compresión a la que se encuentran sometidas es mayor por lo que contribuyen al aumento de la tensión. Además, los valores máximos tanto de tensión como de velocidad son mayores en estado de Valsalva que en estado de Neutra debido a tanto la presión externa como a la disminución en el tamaño de la sección.

Como era de esperar, el uso de dispositivos antitrombos da lugar a pertur-

baciones del flujo intravascular. Fundamentalmente se produce un aumento tanto en la magnitud de velocidad como en la tensión tangencial de la pared.

Las regiones que presentan valores pequeños de tensiones tangenciales y recirculación o estancamiento de flujo se ha demostrado, mediante ensayos in vitro, que son trombogénicas [68], [70], [17]. Además, la formación de trombos en esas zonas se ve facilitada por la deposición y acumulación de glóbulos rojos, grasas, calcio y otras sustancias que da lugar a un aumento en el riesgo de aterosclerosis [2], [67], [66]. La aterosclerosis consiste en la acumulación de dichas sustancias en las paredes venosas o arteriales dando lugar a la formación de placas tal y como se observa en la figura 6.1. La rotura de dichas placas ocasionaría la formación de un trombo [72], [73] [33].

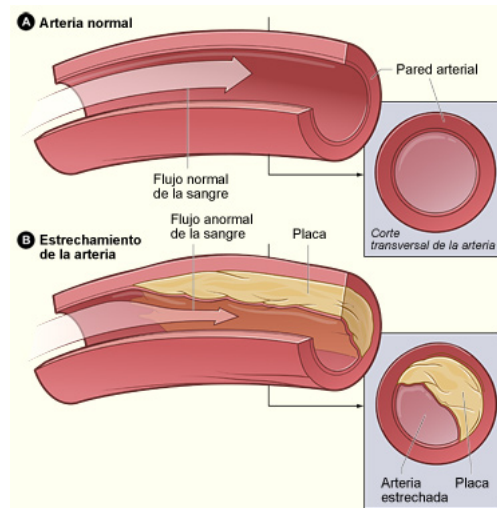


Figura 6.1: Aterosclerosis, proceso de formación de placas.

Además, las regiones que presentan valores extremadamente altos o bajos de tensión tangencial también muestran una buena correlación con el desarrollo de hiperplasia intimal ya que pueden ocasionar el daño del endotelio y por consiguiente pueden elevar el riesgo de trombosis [3], [66], [67], [68], [17]. La hiperplasia intimal consiste en un aumento de la capa interna del vaso cuando el tejido rico en colágeno que la recubre se ve dañado [74]. En definitiva, la tensión tangencial puede ser usada como un medidor cuantitativo de la eficacia de los filtros de vena cava inferior [68].

La tensión tangencial se caracteriza por el gradiente de velocidad, es de-

cir, las regiones que presentan bajos valores de tensión tangencial en la pared indican áreas de baja velocidad en el flujo sanguíneo.

Según lo explicado anteriormente, la disolución de los coágulos se encuentra asociada al aumento en la tensión tangencial en la pared y por lo tanto a zonas de alta velocidad en el flujo intravascular. Las regiones que presentan velocidades elevadas evitan el riesgo de trombosis ya que impiden que se acumulen glóbulos rojos en las paredes venosas. Al mismo tiempo, regiones con bajas y oscilantes tensiones tangenciales podrían ocasionar efectos negativos en la pared del vaso [2], [68].

En segundo lugar, mediante la realización del presente proyecto se han constatado variaciones tanto en el flujo intravascular como en la tensión tangencial en la pared a lo largo de la vena cava inferior durante la utilización de un filtro antitrombos. En particular, se producen zonas de recirculación o estancamiento del flujo, fundamentalmente en la zona del gancho y en la zona de contacto de las patas del dispositivo con la pared del vaso. En estas regiones, el estancamiento del flujo intravascular y la recirculación producida pueden ocasionar la deposición y acumulación de glóbulos rojos aumentando el riesgo de formación de trombos, como ya se ha explicado anteriormente, [2], [66].

Al mismo tiempo, tanto en la región aguas abajo del filtro como en las zonas donde las patas se encuentran próximas a la pared venosa se producen grandes variaciones en las tensiones tangenciales. Estas variaciones pueden ocasionar daños en el endotelio promoviendo la activación de agregación de glóbulos rojos y por lo tanto aumenta el riesgo de trombosis [2], [66], [67]. Con todo ello se pone de manifiesto la importancia de una correcta colocación del filtro, ya que a mayor inclinación, mayor será la proximidad del dispositivo a una de las paredes por lo que aumentará la variación en la tensión tangencial incrementando de ese modo el riesgo de trombosis [3], [4], además de ocasionar una mayor endotelización dificultando su proceso de extracción.

La realización de la maniobra de Valsalva junto con la utilización de un filtro antitrombos puede ocasionar un mayor riesgo de trombosis. Todo ello es debido al efecto combinado de las recirculaciones producidas por el uso de este tipo de dispositivos junto con el estancamiento del flujo e hipotensión debidos al aumento de presión y al estado de compresión que ocasiona la realización de dicha maniobra. Además, el riesgo de daño de la pared venosa aumenta debido a que las tensiones tangenciales son mayores.



En cuanto a la geometría del filtro se ha comprobado que la influencia de ambos dispositivos en la hemodinámica y en la pared venosa es similar por lo que el uso de un tipo u otro de filtro se puede hacer sin discriminación alguna y en función de las necesidades del paciente ya que sus efectos son parecidos.

## 6.2. Líneas futuras

Tras la realización de este estudio se puede decir que la investigación sobre los filtros recuperables de vena cava debe continuar.

Recientemente se ha utilizado la fluidodinámica computacional (CFD) para estudiar la compleja hemodinámica a la que da lugar la utilización de filtros de vena cava. Estos trabajos realizan una aproximación de la vena cava además de estudiar estadísticamente la captura de coágulos [2], [3], [4]. El presente proyecto se caracteriza por haber utilizado venas cava paciente específico para realizar los cálculos fluidodinámicos además de ser uno de los primeros en incluir los efectos combinados de la realización de la maniobra de Valsalva junto con la utilización de dispositivos antitrombóticos.

Una vez llegado a este punto el estudio debería proseguir realizando un análisis fluido-dinámico usando diferentes tipologías de filtros comerciales recuperables de vena cava así como la realización de un análisis interacción fluido-estructura.

En un estudio previo [71] se simularon los procesos de colocación y extracción analizando los diferentes estados tensionales que se producían sobre la vena cava inferior. Por lo que una de las posibles líneas futuras consistiría en analizar el proceso de apertura del filtro en el interior del vaso estudiando el choque de las patas con la pared venosa. Del mismo modo se podría elaborar un modelo del daño ocasionado en la pared del vaso por los pequeños ganchos que poseen sus patas.

También se podría realizar un estudio de la hemodinámica de la vena cava en el momento en el que un coágulo es atrapado por un filtro de vena cava. Para ello se podrían utilizar diferentes formas y tamaños de trombos lo cual permitiría obtener un mayor entendimiento de la fisiología del vaso en el momento en el que se produce una obstrucción parcial o total del mismo durante la presencia de un coágulo.

## Apéndice



# Apéndice A

---

## Bases biológicas

---

*En el siguiente anexo se va a dar una breve descripción tanto del sistema cardiovascular como del sistema circulatorio, en particular de las venas estudiadas en el presente proyecto. Además se van a explicar tanto la evolución como las principales características de los filtros antitrombo. Posteriormente se va a detallar el comportamiento de la sangre y su modelación como fluido. Por último se va a explicar brevemente en qué consiste una tomografía axial computarizada ya que es el método mediante el cual se han obtenido las imágenes médicas usadas para el modelado 3D.*



## A.1. Los sistemas cardiovascular y circulatorio

El sistema cardiovascular se encuentra formado por el corazón y por los vasos sanguíneos (arterias, venas y capilares). Su función consiste en distribuir los nutrientes y el oxígeno a las células y recoger los desechos metabólicos que se han de eliminar después por los riñones, en la orina y por el aire exhalado en los pulmones, rico en dióxido de carbono. De toda esta labor se encarga la sangre, que se encuentra circulando constantemente [44].

### - El corazón

El corazón es la bomba encargada de mantener una adecuada circulación de la sangre a lo largo del cuerpo. Es un órgano hueco y musculoso situado en la cavidad torácica en el espacio que queda entre los pulmones, el esternón, la columna vertebral y el diafragma, donde se apoya. En el corazón se distinguen tres capas de diferentes tejidos, el endocardio, miocardio y pericardio [27], [44].

Se encuentra dividido en dos mitades que no se comunican entre si, una derecha y otra izquierda. La mitad derecha se encarga de recoger la sangre rica en dióxido de carbono procedente de las venas cava superior e inferior. Por el contrario, la mitad izquierda contiene sangre rica en oxígeno procedente de las venas pulmonares que será distribuida a lo largo del cuerpo para oxigenar los diferentes tejidos del organismo a partir de las ramificaciones de la arteria aorta [43].

Al mismo tiempo cada mitad se encuentra dividida en dos, la parte superior llamada aurícula y la parte inferior llamada ventrículo, es decir, el corazón se encuentra formado por 4 cavidades [43], [44]. Los ventrículos se encuentran separados por un tabique llamado septum o tabique interventricular mientras que las aurículas están separadas por otro tabique más delgado llamado septum interauricular o tabique inter-auricular. Del mismo modo las aurículas se encuentran separadas de los ventrículos por unas válvulas denominadas válvulas aurículoventriculares. Entre la aurícula derecha (AD) y el ventrículo derecho (VD) se encuentra la válvula tricúspide y entre la aurícula izquierda (AI) y el ventrículo izquierdo (VI) se encuentra la válvula mitral. Estas válvulas se abren y cierran continuamente permitiendo o impidiendo el flujo sanguíneo desde el ventrículo a su correspondiente aurícula. En la figura A.1 se pueden ver en detalle cada una de las partes en las que se encuentra

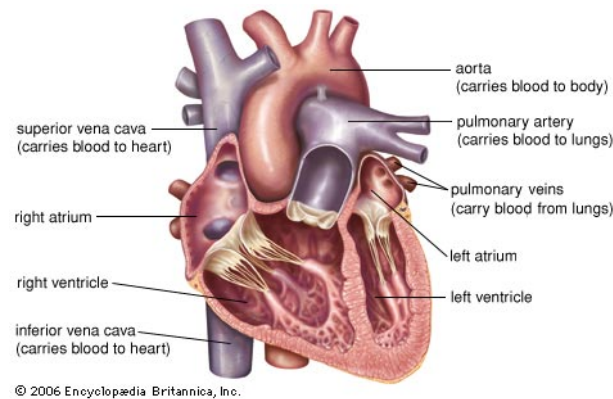


Figura A.1: Anatomía del corazón.

dividido el corazón [27], [44], [45], [46].

Cuando las gruesas paredes musculares de un ventrículo se contraen, la válvula correspondiente se cierra impidiendo el paso de sangre hacia la aurícula y dando lugar a que la sangre fluya con fuerza hacia las arterias. Del mismo modo, cuando un ventrículo se relaja, la aurícula se contrae fluyendo la sangre por la abertura de la válvula. La sangre rica en dióxido de carbono es recogida de todo el organismo por las venas cava superior e inferior que desembocan en la AD. De la AD la sangre pasa al VD por la válvula tricúspide y luego se dirige a la arteria pulmonar, la cual se divide en dos ramas, para llevar la sangre desoxigenada a los pulmones donde se oxigenará y saldrá por las venas pulmonares hacia la AI. La sangre rica en oxígeno pasa de la AI al VI a través de la válvula mitral y sale del corazón por la arteria aorta para irrigar y oxigenar todo el cuerpo comenzando de este modo un nuevo ciclo [27], [45], [46].

#### - El sistema circulatorio

El sistema circulatorio se encuentra formado por la sangre y por el conjunto de conductos o vías que transportan la sangre formando una red a lo largo del cuerpo [44].

Los vasos sanguíneos son los conductos musculares encargados de recoger y distribuir la sangre procedente de todos los rincones del cuerpo humano. Existen tres tipos principales de vasos sanguíneos, las arterias, las venas y los capilares cuya disposición es la que se observa en la figura A.2.

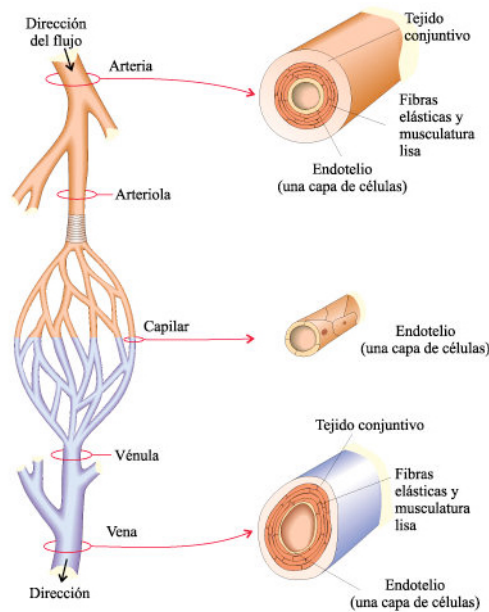


Figura A.2: Representación de la estructura de los vasos sanguíneos.

Las arterias son vasos de paredes gruesas que salen del corazón y mediante sus diversas ramificaciones llevan sangre oxigenada a los distintos órganos del cuerpo, a excepción de la arteria pulmonar. Al contrario que las venas se encuentran localizadas a profundamente a lo largo de los huesos o debajo de los músculos. Se encuentran formadas por tres capas, una interna o endotelial(intima), una media formada por fibras musculares y elásticas y una externa (adventicia). La capa muscular está muy desarrollada y permite el control del flujo y la presión. Son muy elásticas permitiendo convertir el flujo a impulsos del corazón en un flujo continuo. Al mismo tiempo, en los primeros tramos, son bastante gruesas para poder soportar la presión. La arteria principal es la aorta. Esta sale del VI en forma de arco del cual se originan las arterias que van al cuello, cabeza y los miembros superiores. Posteriormente desciende a lo largo de la columna vertebral por la cavidad torácica y el abdomen terminando en las dos arterias ilíacas que van a los miembros inferiores [31], [43], [44].

Los capilares son vasos muy delgados en los que se dividen las arterias. Penetran por todos los órganos del cuerpo y al unirse de nuevo forman las venas. Su función consiste en permitir el intercambio metabólico entre la sangre y los tejidos a través de su delgada pared. Se encuentran constituidos por



una sola capa de células endoteliales. Pueden disponerse de diferentes formas según los órganos en los que se encuentren por lo que aparecen formando redes y haces [44].

Las venas son vasos de paredes delgadas y poco elásticas que recogen la sangre desoxigenada y la devuelven al corazón, a excepción de las venas pulmonares. A diferencia de las arterias están formadas por dos capas, una interna o endotelial (intima) y otra externa (adventicia) formada por fibras musculares elásticas. Son menos elásticas que las arterias pero más distensibles. Se encuentran sometidas a una menor presión y a una menor velocidad del flujo ocasionando que la capa muscular no sea tan fuerte como la de las arterias. Además, se encuentran provistas de válvulas que evitan que la sangre circule en sentido contrario [31], [43], [44].

#### **- Fisiología del sistema venoso de las extremidades inferiores**

El presente proyecto se ha centrado en el estudio del flujo sanguíneo a través de la vena cava inferior. Al mismo tiempo se han modelado tanto dicho vaso como las venas renales, las venas ilíacas comunes, las ilíacas externas y las ilíacas internas. A continuación se van a detallar cada una de ellas [47].

Las venas cava son las dos venas mayores del cuerpo y ambas desembocan en la aurícula derecha del corazón. La vena cava superior termina en la parte superior de la AD, en ella confluyen las venas de la cabeza y de los miembros superiores. La vena cava inferior asciende a lo largo del abdomen aportando una gran cantidad de sangre al corazón. A ella se une la sangre procedente de las hepáticas, lumbares, renales e ilíacas, entre otras.

Al igual que ocurre en las venas de las extremidades superiores, en los miembros inferiores se encuentran dos sistemas de venas, las superficiales y las profundas. Las venas superficiales nacen en los plexos venosos del pie y drenan principalmente por la vena safena externa e interna. Por el contrario las venas profundas acompañan a las arterias, como pueden ser la vena poplítea y la vena femoral.

La vena safena externa nace en el borde externo del pie y asciende por la cara posterior de la pantorrilla desembocando en la vena poplítea que continúa después con el nombre de vena femoral. Por el contrario, la vena safena interna nace en el borde interno del pie y asciende siguiendo el nervio safeno interno hasta la rodilla donde desemboca en la vena femoral. La vena femoral asciende por el muslo desembocando por último en la vena ilíaca externa a la

altura de la región baja del abdomen. La vena ilíaca externa recoge la sangre desoxigenada de las piernas.

La vena ilíaca interna proviene de la región interna pélvica y asciende hasta la zona baja del abdomen donde se junta con la vena ilíaca externa formando la vena ilíaca común. En la región pélvica la sangre es conducida desde los órganos reproductivos, urinarios y digestivos hasta las venas ilíacas internas. Estas venas tienen muchas interconexiones formando una red.

Las venas ilíacas comunes transportan la sangre de las piernas y la pelvis. Por último, en la región del abdomen, las venas ilíacas comunes se unen constituyendo la vena cava inferior. En la figura A.3 se puede ver más en detalle como confluyen las distintas venas ilíacas en la vena cava inferior.

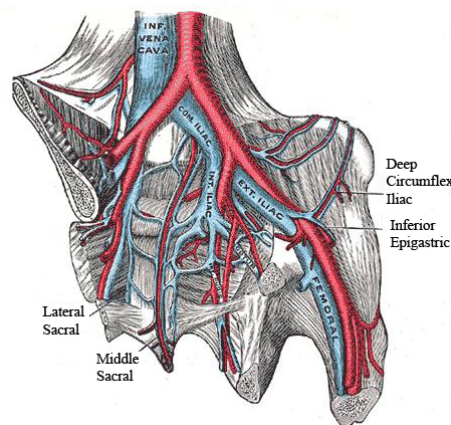


Figura A.3: Anatomía de las venas ilíacas.

Por último se han modelado las venas renales. Dichas venas son aquellas que llevan la sangre a cada riñón para su depuración. Esta sangre transporta desechos y toxinas producidas en el metabolismo, al mismo tiempo también contiene exceso de sales minerales y de agua. Las venas renales parten de la vena cava inferior. La vena renal izquierda sigue un trayecto aproximadamente horizontal mientras que la vena renal derecha sigue un trayecto ascendente [48]. En la imagen A.4 se puede observar con un mayor detalle la anatomía de dichas venas.

En la imagen A.5 se encuentra representado el sistema venoso a lo largo del cuerpo además de las principales arterias. En ella se puede ver todo lo

explicado anteriormente.

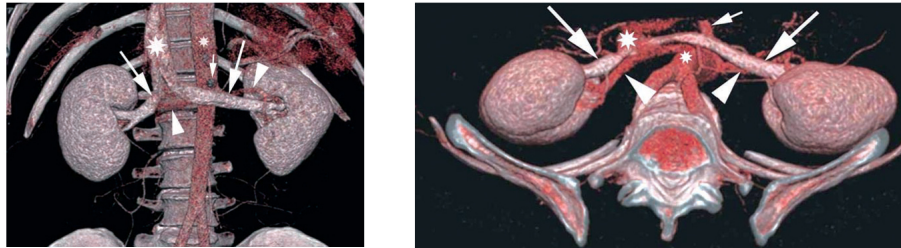


Figura A.4: Renderizado de las venas renales (*Tuncay Hazirolan et al.*).

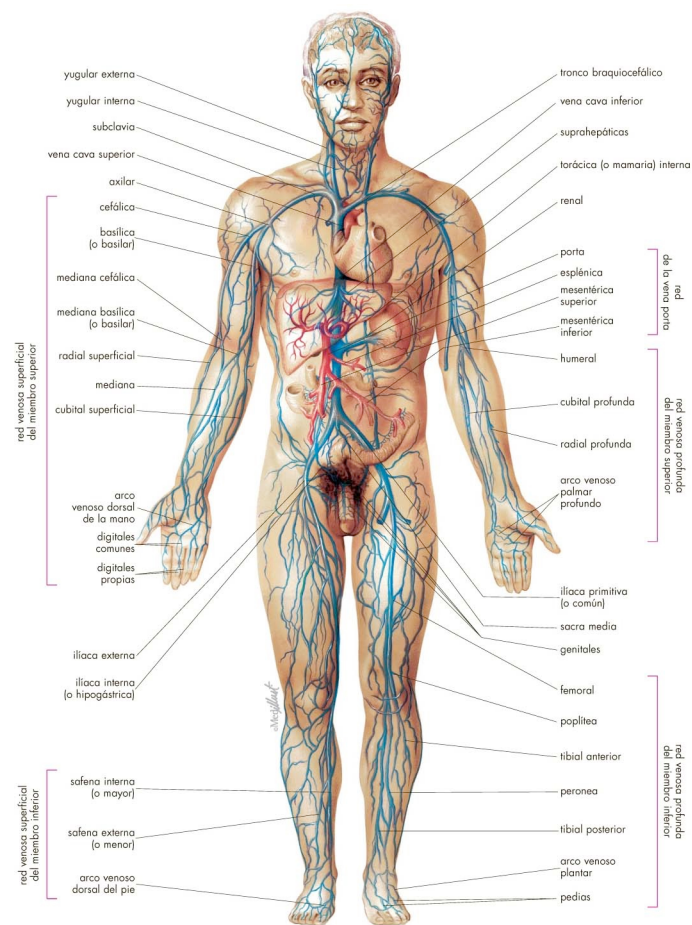


Figura A.5: Representación anatómica del sistema venoso.

## **A.2. Evolución, características y complicaciones de los filtros de vena cava**

### **- Evolución de los filtros antitrombo**

Los filtros de vena cava han experimentado una gran evolución desde sus orígenes. Todos ellos se basan en el concepto de interrupción parcial del flujo en la vena cava inferior como tratamiento del tromboembolismo pulmonar.

Inicialmente surgió el concepto de interrupción total del flujo en la vena cava inferior. Fue Homans, en 1944, quien inició dicho concepto mediante la ligadura simple de dicho vaso. Este método se usó en paralelo con la terapia mediante heparinas, las cuales surgieron en 1935. El principal inconveniente de este procedimiento era su alta incidencia de edema en las extremidades inferiores. Además, presentaba un riesgo de mortalidad operatoria del 14 % y ocurría embolia pulmonar en un 6 % con embolia mortal en un 2 % debido al desarrollo de una gran circulación colateral [1], [49], [51].

Con el fin de evitar la oclusión de la vena cava y sus secuelas, durante la década 1950-1959 surgen varios métodos de interrupción parcial del flujo en dicho vaso. Estos nuevos métodos se basaron en suturas parciales y en la colocación de clips externos, es decir, pretendían atrapar los coágulos sin llegar a bloquear el flujo dentro del vaso. Con estos métodos se logró disminuir la mortalidad y la incidencia del TEP recurrente, sin embargo, se producían lesiones y como consecuencia obstrucción venosa en el 30, 40 % de los pacientes. Además, su colocación requería la realización de una laparotomía, procedimiento de alto riesgo [49], [51], [53].

Es en 1967 cuando Mobin-Uddin desarrolló un filtro con forma de paraguas que podía insertarse desde la vena yugular interna mediante anestesia local. Las características de este dispositivo se pueden ver en la imagen A.6. Mediante dicho dispositivo se pretendía reemplazar los procedimientos quirúrgicos anteriormente citados mediante la obstrucción parcial del vaso, evitando así el paso del émbolo hacia el pulmón y permitiendo el paso del flujo sanguíneo a través de él. Se fabricó en dos tamaños, de 23 mm y de 28 mm. Sin embargo, se dieron recurrencias globales del TEP entre un 9 % y un 12 % y obstrucciones de la vena cava inferior con un 53-65 %. Aunque la mayor de sus complicaciones era la migración que sufría, la cual ocasionaba la muerte del paciente. Debido a ello el filtro cayó en desuso y se retiró del mercado, no obstante, marcó el inicio de la era de los filtros antitrombo [49], [50], [51], [53].



Figura A.6: Filtro de Mobin-Uddin.

En 1973 Greenfield desarrolló un filtro de forma cónica. La geometría de este filtro consiste en 6 patas de diámetro 0.45 mm conectadas a una cabeza y equidistantes entre sí. La separación entre las patas da lugar a un espacio en el centro de 2 mm y de 6 mm en la base. La longitud de cada una de las patas es aproximadamente de 5 cm y cada una de ellas tiene un característico diseño en zigzag. El final de cada una de las patas es en forma de pequeño gancho, lo cual permite anclar el filtro a la pared de la vena [51], [2]. Sus características geométricas se pueden observar en la imagen A.7.



Figura A.7: Filtro de Greenfield.

La forma cónica de dicho dispositivo le permite atrapar coágulos de hasta 3 mm. Una gran cantidad de su longitud puede ser llenada con coágulos

(más del 70 %) mientras el flujo sanguíneo pasa a su través. La presevación del flujo permite la disolución de los coágulos en su interior [52], [53].

El principal inconveniente que presentaban estos primeros filtros era su inserción, esta se realizaba mediante venotomía. En 1984 se describió una técnica que permitía la colocación percutánea del filtro Greenfield. La ventaja de la colocación percutánea permitió reducir costes, mejorar la facilidad en su colocación y aumentar la comodidad y aceptación por el paciente. A pesar de haberse mejorado su colocación, otro de sus inconvenientes era el material. Inicialmente estos dispositivos se fabricaban de acero inoxidable por lo que era necesario un dilatador venoso para posibilitar su colocación. Por ello se diseñó el filtro Greenfield de titanio [53].

Aunque no existe un filtro con características ideales hasta la fecha se han ido desarrollando diferentes tipos de dispositivos. En la tabla A.1 se encuentran los filtros tanto permanentes como recuperables más usados en la actualidad. La mayor parte de ellos utilizan la original forma cónica o variaciones de ellas, aunque otros usan métodos de captura totalmente diferentes.

Filtro	Máximo Diámetro (mm)	Colocación	Tipología	Material
Greenfield	28	F, Y	P	Titanio
Bird's Nest	40	F, Y, B	P	Acero Inoxidable
Simon Nitinol	28	F, Y, B	P	Niquel-titanio
Vena Tech	30	F, Y	P	Phynox
TrapEase	30	F, Y, B	P	Niquel-titanio
Günther-Tulip	30	F, Y	R	Elgiloy

Cuadro A.1: Características de los filtros de uso actual. Colocación: F, femoral; Y, yugular; B, brazo. Tipología: P, permanente; R, recuperable.

### - Tipologías

Los filtros de vena cava se pueden clasificar en tres grupos: definitivos, temporales y recuperables. Los filtros temporales han ido sustituyendo poco a poco a los filtros permanentes debido a las complicaciones que estos presentan.

Los filtros definitivos son aquellos que una vez que se liberan permanecen de por vida en su lugar de ubicación en la vena cava. Algunos de estos filtros

son el Bird's Nest (desarrollado en 1982 y usado fundamentalmente en megacavas), el Simon Nitinol (desarrollado en 1988 y característico por ser no ferromagnético) y el Vena Tech (desarrollado en 1986) los cuales se pueden ver en la figura A.8. El principal inconveniente que presentan estos filtros es el proceso de endotelización al que se ven sometidos, con el tiempo se acaban incorporando a la pared del vaso sanguíneo. Además, la presencia de un cuerpo extraño en la vena cava provoca la trombosis de ésta con una frecuencia entre un 8 y un 32 %, lo cual exigiría tratamiento con anticoagulantes de por vida. Debido a esto se han ido desarrollando los filtros temporales o recuperables [1], [54], [55].

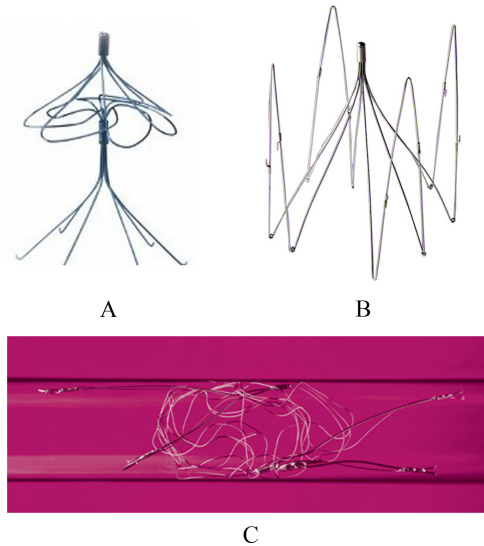


Figura A.8: Filtros permanentes. A: Simon-Nitinol, B: Vena Tech, C: Bird's Nest.

Los filtros temporales son aquellos que permanecen conectados a través de un catéter o guía con el exterior y permanecen en la vena cava durante un período breve inferior a 15 días, siendo necesario extraerlos. Estos dispositivos no han logrado una buena aceptación debido a la rápida endotelización que se produce ya que podría ocasionar lesiones en la vena cava al extraerse o una trombosis extensa del vaso. Además, estos filtros requieren un complejo sistema para su extracción [54], [55].

Por último, los filtros recuperables son aquellos en los que si las condiciones clínicas lo aconsejan se pueden extraer y en caso contrario pueden

## A.2 Evolución, características y complicaciones de los filtros de vena cava103

permanecer indefinidamente en el organismo. Tienen unas características morfológicas similares a los filtros permanentes. Su principal diferencia es que poseen un pequeño gancho en la cabeza del dispositivo que permite su extracción. Además, para evitar que migren, poseen unos pequeños ganchos de sujeción que penetran en la pared de la vena cava. Aunque esta agresión del endotelio ocasiona una reacción fibrosa que tiende a englobar las patas del filtro en la propia pared de la vena dificultando e incluso impidiendo su extracción [54], [55]. El filtro de Günther-Tulip y el filtro Celect son algunos ejemplos de este tipo de filtros, ambos se pueden ver en la figura A.9.

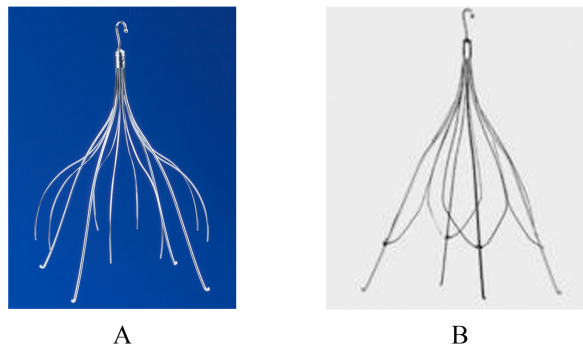


Figura A.9: Filtros recuperables. A: Celect, B: Günther-Tulip.

Al mismo tiempo hay que asegurar la correcta implantación de este tipo de filtros evitando la angulación y evitando que el garfio superior entre en contacto con la pared del vaso, lo cual dificultaría mucho la recuperación del dispositivo.

La imposibilidad de extraer el dispositivo haría necesaria el uso de anticoagulantes de por vida para evitar los riesgos de trombosis de la vena cava.

En cuanto al tiempo máximo de permanencia de un filtro recuperable en el organismo hoy en día se ignora. Para el filtro de Günther-Tulip, la recomendación inicial de los fabricantes era un máximo de 14 días, esta recomendación era avalada por trabajos de experimentación tanto en perros como en cerdos. En ellos se observó que la recuperación del filtro resultaba dificultosa más allá de los 14 días, aunque esta dificultad podía ser debida al pequeño diámetro de la vena cava de los animales utilizados en el estudio [56].



### - Proceso de colocación y extracción

Los filtros de vena cava son colocados mediante técnicas mínimamente invasivas basándose en técnicas percutáneas. Para ello se interviene mediante la vena yugular o la vena femoral. En el caso de que la punción se realice por la vena yugular, en primer lugar es necesario localizar la vena yugular interna y marcarla mediante ultrasonidos. Una vez que se encuentra localizada y marcada se procede a realizar la punción mediante el set de micropunción proporcionado por los fabricantes [57].

En el caso de que la punción se realice a través de la vena femoral, en primer lugar es necesario localizarla. Para ello se utilizan puntos de referencia anatómicos o en caso de que sea difícil de localizar debido a que el paciente sea obeso se utilizan técnicas de ultrasonido. Una vez que la vena es localizada se realiza la punción mediante el set del fabricante [57]. En la figura A.10 se puede ver en más detalle la extracción del filtro de la vaina tanto mediante punción de la yugular como mediante punción de la vena femoral.

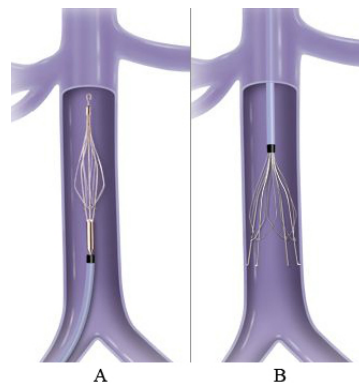


Figura A.10: Proceso de colocación de un filtro de vena cava recuperable. A: mediante acceso femoral; B: mediante acceso yugular.

Cuando la punción se realiza a través de la vena femoral es necesario cargar previamente el filtro en el catéter, mientras que si se realiza a través de punción yugular el filtro se encuentra sujeto por el dilatador mediante el gancho superior. En el caso de punción femoral se usa una vaina de 45 cm mientras que en el caso de punción yugular se usa una vaina de 80 cm [57], [60].

## A.2 Evolución, características y complicaciones de los filtros de vena cava105

En ambos casos inicialmente es requerida una cavografía para documentar la posición exacta de las venas renales, para poder observar si existe algún tipo de anomalía, para medir el tamaño de la vena cava y para asegurar que no existen trombos en el vaso [50], [57], [59].

Una vez que se ha realizado la punción se hace avanzar hasta la posición adecuada un cable guía estándar antes de introducir el dilatador o catéter y la vaina que contiene el filtro plegado en su interior. Ambos forman parte del set de punción proporcionado por el fabricante del filtro. Mediante el cable guía y el catéter se posiciona la vaina en la ubicación seleccionada, posteriormente se retira la vaina permitiendo que el filtro se despliegue y quede anclado a la pared del vaso [52], [60]. En la imagen A.11 se puede ver un esquema del proceso de colocación.

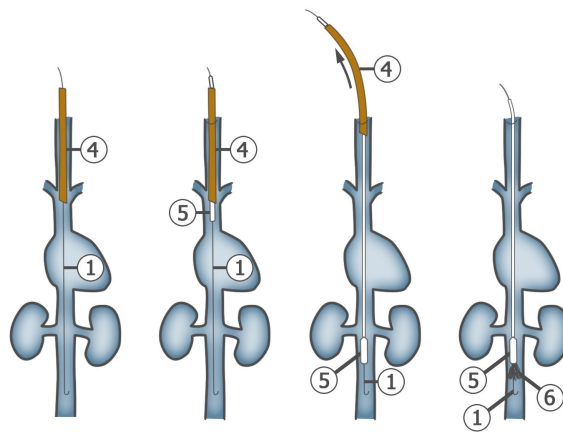


Figura A.11: Proceso de colocación de un filtro de vena cava recuperable. 1: guía; 4: catéter; 5: vaina; 6: filtro

Si el filtro necesita ser recolocado se posiciona la vaina sobre el dispositivo presionándolo de manera que vuelva a quedar plegado en su interior. De este modo se puede mover el conjunto hasta la posición deseada. Posteriormente se vuelve a retirar la vaina quedando el filtro colocado en la posición correcta [60].

Una vez que el filtro se encuentra colocado se realiza una segunda cavografía para comprobar la correcta colocación de este. Su posición ideal es con el gancho superior justo debajo del origen de las venas renales. En este nivel

los trombos atrapados por el filtro se encontrarán sometidos al flujo procedente de las renales promoviendo la disolución de los coágulos. Si el filtro es colocado justo encima de las venas renales puede producirse trombosis de estas y por consiguiente deteriorarse la función renal. Además, la colocación suprarrenal es mucho más compleja y las posibilidades de migración son mayores [52], [59].

La cavografía inicial es uno de los principales factores que afectan a la correcta colocación del filtro. Una imagen inadecuada puede conducir a errores en la selección del dispositivo. Las dimensiones de la vena cava son un factor importante a tener en consideración a la hora de seleccionar el tipo de filtro. Por ejemplo, el filtro Bird's Nest es adecuado para megacavas, es decir, para vasos que poseen un diámetro de más de 30 mm ya que con otro tipo de dispositivos se podría producir la migración del filtro. Otro ejemplo es el filtro Trapeze, el cual se encuentra contraindicado para tamaños de vena inferiores a 18 mm. Además, se puede dar el caso de que la vena cava inferior sea demasiado corta para según que dispositivos. El filtro Bird's Nest es el filtro más largo de todos los que se encuentran en el mercado midiendo 6-7 cm de largo [59].

En cuanto a su proceso de extracción se suele realizar mediante la vena yugular. Inicialmente es necesario realizar una cavografía para asegurar que el filtro no contenga más del 25 % del volumen del cono en coágulos, en cuyo caso sería necesario suministrar anticoagulantes, si es posible, y retrasar el proceso de extracción. Para realizarlo es necesario utilizar un set de extracción que también es proporcionado por los fabricantes. El set estándar consiste en un cable guía, un atrapador en el interior de un catéter, una vaina de extracción y un catéter [57], [60].

En primer lugar se posiciona el catéter y el cable guía unos pocos centímetros por encima del filtro. Una vez que se encuentran colocados se hace avanzar el catéter que contiene el atrapador por el hueco dejado por el sistema anterior. Cuando el atrapador se encuentra alrededor del gancho superior del filtro se despliega el lazo agarrando el dispositivo. Posteriormente se hace retroceder el lazo con el filtro atrapado hacia el interior del catéter que lo contenía inicialmente. Una vez que el lazo se encuentre de nuevo plegado en el interior del catéter se hace avanzar la vaina de extracción sobre el dispositivo presionando sus patas de manera que estas se depeguen de la pared venosa. Cuando el filtro se encuentra totalmente plegado en el interior de la vaina de extracción se puede proceder a su retiro [57], [60].

## A.2 Evolución, características y complicaciones de los filtros de vena cava107

Por último, es conveniente realizar una cavografía final para poder verificar que no se ha producido ningún tipo de anomalía [57], [60]. En la figura A.12 se pueden ver diversas imágenes médicas en las que se observan diferentes fases del proceso de extracción que se han detallado anteriormente. En la imagen B se puede ver como el lazo se aproxima al gancho superior del filtro. En la figura C el dispositivo se encuentra agarrado y el lazo se ha plegado de nuevo en el interior de su vaina. Por último en la imagen D la vaina de extracción se encuentra sobre el filtro de manera que éste está totalmente plegado en su interior y se puede proceder a su extracción.

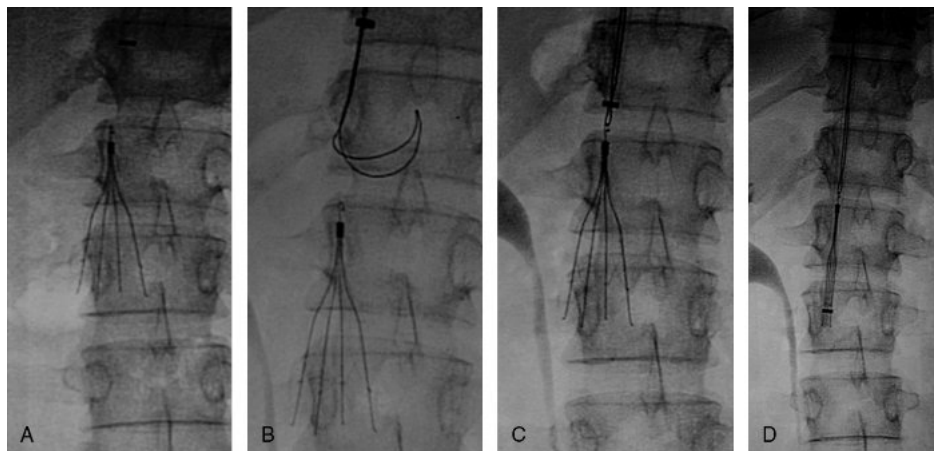


Figura A.12: Proceso de extracción. A: localización del filtro; B: aproximación del atrapador; C: agarre del filtro a través del gancho superior; D: plegado del filtro en el interior de la vaina.

### - Condiciones de uso clínico

El principal tratamiento frente al TEP consiste en suministrar anticoagulantes, generalmente heparinas de bajo peso molecular. En determinadas circunstancias es necesario usar un filtro antitrombo. Las indicaciones clínicas par el uso de estos dispositivos se pueden dividir en tres grupos, absolutas, relativas y profilácticas [50], [52], [57]. Estas se pueden ver en la tabla A.2.

También existen contraindicaciones por las cuales no deberían ser colocados este tipo de dispositivos. Las contraindicaciones son las siguientes: no tener acceso a la vena cava y que no exista una buena localización en la vena cava para la ubicación del filtro [52].

---



---

**Indicaciones para la colocación de un filtro de vena cava**


---

**Indicaciones absolutas**

TVP recurrente a pesar del uso de anticoagulantes  
 Contraindicación del uso de anticoagulantes  
 Complicaciones en la anticoagulación  
 Imposibilidad de mantener un tratamiento mediante anticoagulantes

**Indicaciones relativas**

TVP  
 Dificultad para establecer un tratamiento mediante anticoagulantes  
 Embolismo pulmonar masivo tratado mediante anticoagulantes  
 Embolismo pulmonar crónico tratado con anticoagulantes  
 Embolismo pulmonar recurrente con filtro  
 Alto riesgo de complicaciones debido a los anticoagulantes

**Indicaciones profilácticas**

Trauma con alto riesgo de TVP  
 Cirugía en pacientes con alto riesgo de TVP  
 Condiciones médicas con alto riesgo de TVP

---



---

Cuadro A.2: Indicaciones clínicas para el uso de filtros de vena cava.

### - **Complicaciones y aspectos controvertidos de los filtros de vena cava**

Uno de los aspectos más controvertidos de los filtros de vena cava consiste en que el filtro por sí mismo es una fuente trombogénica, fundamentalmente a largo plazo. En 1998 Decousus et al. publicaron en la revista *New England Journal of Medicine* un estudio aleatorio de 400 pacientes con alto riesgo de TEP debido a TVP a los que se les había colocado un filtro. Dicho artículo concluía con que el beneficio inicial en la prevención del TEP mediante filtros se contrarrestaba con una excesiva recurrencia de trombosis venosa profunda a los 2 años [52], [54].

Más tarde, Kinney señaló que el incremento de la trombosis se producía por la acumulación de trombos atrapados en el filtro y no por el aumento de la trombogenicidad debido al dispositivo. Además, concluía con que el riesgo trombótico está asociado con los episodios tromboembólicos y sus secuelas y no con el filtro [54].

## *A.2 Evolución, características y complicaciones de los filtros de vena cava*109

Se han ido realizando diferentes estudios in vivo en los que se concluye que los filtros de vena cava proporcionan una protección frente al TEP durante el tiempo de mayor riesgo de TVP mientras que a largo plazo sería necesario el uso de anticoagulantes debido al riesgo de TVP recurrente [52], [57], [58].

Debido a todo ello los filtros recuperables son cada vez más usados ya que son eficaces durante el tiempo de máximo riesgo de embolización y posteriormente son retirados evitando los efectos secundarios a largo plazo. La desventaja que poseen es el proceso de extracción, ya que en algunas circunstancias esta no se puede llevar a cabo de manera fácil y segura.

Algunas de las complicaciones que pueden ocasionar los filtros de vena cava es la migración del filtro hasta el corazón o los pulmones, aunque este riesgo se ha dado en muy pocos casos. Al mismo tiempo se puede producir la oclusión completa de la vena cava inferior debido a un exceso de coágulos atrapados en el filtro e incluso que parte de ellos se desprendan formando un nuevo émbolo. En estas circunstancias es necesario iniciar tratamiento mediante anticoagulantes o en caso de que este se encuentre contraindicado sería necesaria la colocación de un segundo dispositivo aguas abajo del primero. Además, se pueden producir algunos problemas mecánicos como son la rotura de sus patas o la imposibilidad de extracción [52], [57].

En cuanto a la imposibilidad de extracción normalmente es debida a que los pequeños garfios de las patas se encuentran fuertemente adheridos a la pared del vaso por lo que se requiere demasiada fuerza para extraer el dispositivo pudiendo dañar la pared venosa. Además, otra de las causas por las que la extracción no es posible es la imposibilidad de atrapar el gancho superior. Esto es debido a que una mala colocación del filtro ocasiona una inclinación de este haciendo que el gancho se encuentre muy próximo a la pared del vaso e incluso puede llegar a incorporarse a esta debido al proceso de endotelización [57].

También existen complicaciones debidas al proceso de inserción, como pueden ser la deformación del filtro, apertura incorrecta y fractura y complicaciones en el sitio de punción como pueden ser hematomas, fístulas arterio-venosas y neumotórax [1].

### A.3. La sangre como fluido

El flujo sanguíneo es el volumen de sangre que pasa por un punto determinado de la circulación durante un tiempo fijo. El flujo sanguíneo global en un adulto en reposo es de unos 5 l/minuto y éste es el denominado gasto cardíaco ya que constituye el volumen de sangre impulsado por cada ventrículo en una unidad de tiempo [25], [1].

El flujo a través de un vaso sanguíneo depende de dos factores, la diferencia de presión entre los dos extremos del vaso, que es la fuerza que empuja la sangre por el mismo y la dificultad de la circulación a través del vaso, conocida como resistencia vascular.

El flujo a través del vaso se puede calcular mediante la ley de Ohm, que indica que el flujo sanguíneo es directamente proporcional a la diferencia de presión e inversamente proporcional a la resistencia. Por lo tanto, para determinar el flujo sanguíneo no es importante conocer el valor total de las presiones, pero es fundamental conocer la diferencia entre éstas ya que será la encargada de empujar el flujo desde el lugar de mayor presión hasta el lugar de menor presión:

$$Q = \frac{\Delta P}{R}$$

Siendo  $\Delta P$  la diferencia de presión entre los dos extremos del vaso,  $Q$  el flujo y  $R$  la resistencia ofrecida por las paredes del vaso.

La velocidad media de un flujo es inversamente proporcional al área de la sección transversal en el punto considerado y se puede expresar según la ecuación A.1. Por lo tanto, la velocidad media del flujo sanguíneo es elevada en la aorta, aproximadamente de 0,2m/s [34], declina paulatinamente en los vasos menores y es mínima en los capilares.

$$Q = A \cdot v \tag{A.1}$$

Siendo  $Q$  el flujo sanguíneo,  $A$  el área del vaso sanguíneo y  $v$  la velocidad del flujo sanguíneo.

El flujo de la sangre en los vasos, como el de los líquidos en los tubos rígidos y estrechos, normalmente es laminar. Dentro de un vaso sanguíneo,

una capa infinitamente delgada de sangre, en contacto con la pared del vaso, no se mueve, la siguiente capa hacia adentro tiene una velocidad pequeña, la siguiente una velocidad mayor, etc. hasta que la velocidad es máxima en el centro de la corriente. A este fenómeno se le denomina flujo laminar, en el que las velocidades del flujo serán casi nulas en las capas más cercanas a las paredes de los vasos debido al efecto de la viscosidad, mientras que las capas más alejadas de las paredes alcanzarán una velocidad mayor que el resto de las capas produciendo un perfil parabólico de velocidades como se puede ver en la figura A.13.

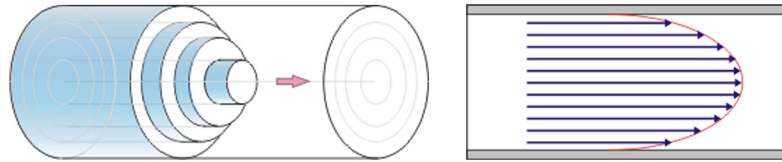


Figura A.13: Perfil de velocidades en régimen laminar.

Por el contrario, cuando el flujo supera una determinada velocidad, se considera flujo turbulento, en el que se producen generalmente remolinos denominados corrientes parásitas. Las situaciones en las que se produce el flujo turbulento es cuando la rapidez del flujo sanguíneo es muy intensa, cuando se produce una obstrucción de un vaso, cuando hay un giro brusco o cuando el flujo pasa por encima de una superficie más rugosa. En estas situaciones la sangre circula contra una resistencia mucho mayor que la que existe en régimen laminar ya que los remolinos hacen que aumente la fricción en el interior del vaso. Este perfil de velocidades se puede ver en la figura A.14.

Para poder determinar si un flujo es laminar o turbulento se utiliza el número de Reynolds. El número de Reynolds compara la fuerzas convectivas con las fuerzas viscosas.

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\mu} \quad (\text{A.2})$$

Siendo  $\rho$  la densidad del flujo sanguíneo,  $v$  la velocidad del flujo sanguíneo en el vaso,  $D$  el diámetro del vaso y  $\mu$  la viscosidad del flujo sanguíneo.



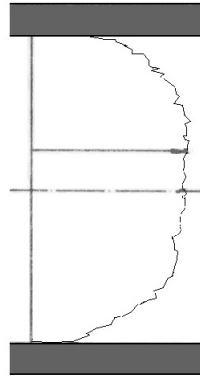


Figura A.14: Perfil de velocidades en régimen turbulento.

Números de Reynolds altos indican que las fuerzas de inercia son dominantes en el flujo por lo que el flujo se encontrará en régimen turbulento. Por el contrario, para números de Reynolds bajos las fuerzas viscosas serán dominantes por lo que el flujo será laminar. En la aorta y en la arteria pulmonar el número de Reynolds puede elevarse durante la fase de vaciamiento de los ventrículos dando lugar a una intensa turbulencia. Sin embargo, en los vasos pequeños, el número de Reynolds casi nunca llega a tener el valor suficiente para causar turbulencia [25].

Se ha demostrado en numerosos experimentos que la transición de flujo laminar a flujo turbulento tiene lugar para aproximadamente el mismo número de Reynolds. El valor numérico del número de Reynolds crítico en el que ocurre la transición es 2300. Por lo que, para flujos en los que  $Re < Re_{critico}$  son flujos laminares y para flujos en los que  $Re > Re_{critico}$  son flujos turbulentos [35].

Una primera clasificación de los fluidos es en función de la viscosidad. En ocasiones es útil suponer que el fluido no tiene viscosidad, en estos casos se denomina fluido ideal. Por el contrario, hay flujos en los que la viscosidad es el efecto dominante, a estos se les denomina flujos viscosos.

Como se ha explicado anteriormente, el factor que en mayor medida afecta a la viscosidad de la sangre es la concentración de glóbulos rojos, hematocrito, y muy secundariamente el contenido en proteínas. Como se puede ver en la figura A.15 si aumenta el hematocrito, aumenta la capacidad de transporte de oxígeno pero también aumenta la viscosidad del flujo por lo que disminuye

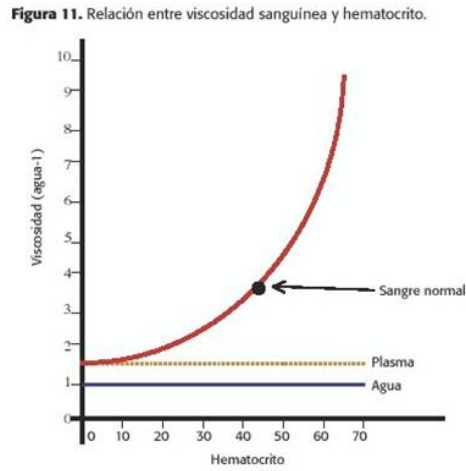


Figura A.15: Comportamiento pseudoplástico: relación entre la viscosidad y hematocrito.

el flujo dando lugar a un aumento de la presión y del gasto cardíaco. En la imagen se puede ver que la relación entre la viscosidad y el hematocrito no es lineal [37].

Otro factor importante que afecta a la viscosidad de la sangre es la temperatura, con la que mantiene una relación inversa. La viscosidad de la sangre aumenta un 2% por cada grado que disminuye la temperatura.

Los fluidos también se pueden clasificar en función de su comportamiento reológico, es decir, de la curva esfuerzo frente a velocidad de deformación. En la figura A.16 se muestran las curvas de esfuerzo frente a velocidad de deformación representativas de varios fluidos tipos. Estos fluidos reciben sus nombres en función de su curva.

Los fluidos newtonianos son aquellos que tienen una relación constante entre el esfuerzo y la velocidad de deformación, sus curvas son por tanto rectas. Además empiezan a deformarse en cuanto sufren un esfuerzo, por lo que la recta pasa por el origen. La pendiente de la recta es la viscosidad, según la ecuación A.3:

$$\tau = \mu \cdot \frac{du}{dy} \quad (\text{A.3})$$

En los fluidos newtonianos la viscosidad puede considerarse constante con

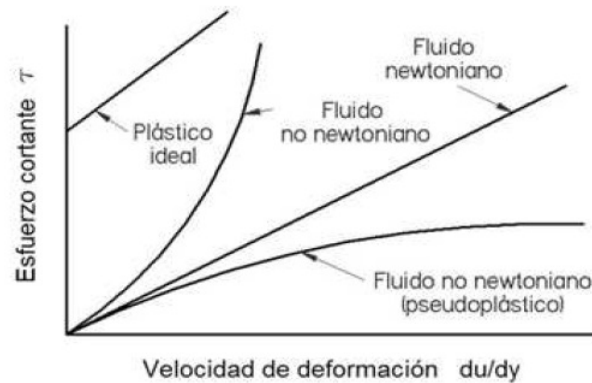


Figura A.16: Reograma: relación entre esfuerzo y velocidad de deformación.

el tiempo. Todos los fluidos que no muestran este comportamiento lineal se llaman fluidos no-newtonianos. En los fluidos no-newtonianos la viscosidad varía con la temperatura y con el esfuerzo que se aplica, por lo que éstos no tienen un valor definido de viscosidad.

Los fluidos pseudoplásticos se caracterizan porque el esfuerzo necesario para deformarlos no aumenta proporcionalmente con la velocidad de deformación, sino que aumenta más lentamente. La sangre, al ser una mezcla bifásica, tiene un comportamiento pseudoplástico, mientras que el plasma, al ser mayormente agua, tiene un comportamiento newtoniano [38].

#### A.4. Modelización del flujo sanguíneo en vasos

Se van a modelar las ecuaciones que rigen el comportamiento del flujo sanguíneo considerando, según lo expuesto anteriormente, que es un fluido laminar, newtoniano, incompresible y unidireccional. Los principios físicos y las ecuaciones aplicables a la descripción del comportamiento de los líquidos en los tubos rígidos también pueden ser usadas para explicar el comportamiento de la sangre en los vasos [36], [1].

La característica básica de un flujo unidireccional es que el campo de velocidad puede expresarse mediante una sola componente. En este dominio, es uno de los pocos en los que es posible obtener soluciones exactas de las ecuaciones de Navier-Stokes.

Se va a considerar un fluido unidireccional en el eje  $x$ , por lo tanto las componentes  $v$  y  $w$  de la velocidad son nulas. Según esta hipótesis, la ecuación de continuidad se reduce a:

$$\nabla \cdot u = 0 \quad \Longrightarrow \quad \frac{\partial u}{\partial x} = 0 \quad (\text{A.4})$$

Las ecuaciones de cantidad de movimiento también se simplifican considerablemente. En la dirección  $x$ , la ecuación de cantidad de movimiento es la siguiente:

$$\begin{aligned} & \rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \frac{\partial u}{\partial x} + v \cdot \frac{\partial u}{\partial y} + w \cdot \frac{\partial u}{\partial z} \right) \\ &= F_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \cdot \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \end{aligned} \quad (\text{A.5})$$

Introduciendo las condiciones de contorno que implica el flujo unidireccional, la ecuación de cantidad de movimiento en el eje  $x$  se puede expresar de la siguiente manera:

$$\rho \cdot \frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial x} + \mu \cdot \left( \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (\text{A.6})$$

Mientras que las ecuaciones de cantidad de movimiento en las restantes direcciones, al ser  $v = w = 0$ , se reducen a:

$$0 = \frac{\partial p}{\partial y} \quad (\text{A.7})$$

$$0 = \frac{\partial p}{\partial z} \quad (\text{A.8})$$

Las ecuaciones A.7 y A.8 expresan que la presión motriz es constante en las direcciones perpendiculares al flujo cuando se da flujo unidireccional. Además, también se puede observar que el gradiente de  $p$  en la dirección del flujo no depende ni de  $y$  ni de  $z$ . Mientras que de las ecuaciones A.4 y A.6 se deduce que el gradiente de  $p$  tampoco depende de  $x$ , por lo que al no ser función de ninguna de las coordenadas espaciales, sólo es función del

tiempo, lo cual permite calcularlo en cada instante como un simple cociente incremental:

$$P_L(t) = -\frac{dp}{dx} = \frac{p_1 - p_2}{L} \quad (\text{A.9})$$

Donde  $p_1$  y  $p_2$  son las presiones motrices en dos puntos separados una distancia  $L$  en la dirección del flujo.

Por lo tanto, el campo de velocidad queda definido mediante una sola ecuación, correspondiente a la conservación de cantidad de movimiento a lo largo del conducto:

$$\rho \cdot \frac{\partial u}{\partial t} = P_L + \mu \cdot \left( \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (\text{A.10})$$

Se va a particularizar la ecuación A.10 para el caso de Hagen-Poiseuille, en el que se considera un flujo estacionario en un conducto recto de sección circular en el que existe un gradiente de presión motriz entre los extremos. Al ser un flujo estacionario la ecuación A.10 se reduce a:

$$P_L + \mu \cdot \left( \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) = 0 \quad (\text{A.11})$$

Considerando que en un tubo circular el movimiento presentará simetría axial, las variables del flujo solo dependen de la distancia al eje del tubo,  $R$ . Para analizar el flujo se van a utilizar coordenadas cilíndrico-polares, siendo  $x$  la coordenada axial y  $r$  la coordenada radial. La ecuación A.11 de cantidad de movimiento en dirección  $x$  y en coordenadas cilíndrico-polares queda:

$$P_L + \frac{\mu}{r} \frac{d}{dr} \left( r \frac{du}{dr} \right) = 0 \quad (\text{A.12})$$

Que integrando una vez queda:

$$r \frac{du}{dr} = \frac{-P_L}{\mu} \frac{r^2}{2} + C_1$$

La primera condición de contorno a emplear consiste en considerar, que por simetría, la velocidad alcanza su máximo en el eje, es decir, en  $r = 0$ , por

lo que su derivada primera deberá ser nula,  $du/dr = 0$ . Esto da lugar a que  $C_1 = 0$ . Integrando de nuevo se obtiene el siguiente perfil de velocidades:

$$u(r) = \frac{-P_L}{2\mu} \frac{r^2}{2} + C_2$$

La segunda condición de contorno implica que en la pared,  $r = R$ , la velocidad es nula,  $u = 0$ , por lo que  $C_2 = P_L R^2 / 4\mu$ . Esto da lugar a que el perfil de velocidades en el conducto sea:

$$u(r) = \frac{P_L}{4\mu} (R^2 - r^2) \quad (\text{A.13})$$

La expresión A.13 recibe el nombre de corriente de Hagen-Poiseuille y se caracteriza por tener un perfil de velocidades parabólico que alcanza su máximo en el centro del tubo ( $r = 0$ ), donde la velocidad vale:

$$u_{max} = \frac{R^2}{4\mu} P_L \quad (\text{A.14})$$

El flujo se puede obtener integrando el perfil de velocidades sobre la sección del tubo:

$$Q = \int_{A_c} \mathbf{u} \mathbf{d}\mathbf{s} = \int_0^R u 2\pi r dr = \frac{\pi P_L R^4}{8\mu} \quad (\text{A.15})$$

Como se observa, el flujo es proporcional al gradiente de presión por unidad de longitud y al radio de la tubería a la cuarta. Además, también puede escribirse como:

$$Q = \frac{P_L}{K} \implies K = \frac{8\mu}{\pi R^4}$$

Siendo  $K$  la resistencia del flujo.

La velocidad media en la sección se obtiene dividiendo el flujo por el área:

$$u_{med} = \frac{Q}{A_c} = \frac{Q}{\pi R^2} = \frac{P_L R^2}{8\mu} = \frac{u_{max}}{2} \quad (\text{A.16})$$

Estas ecuaciones de Hagen-Poiseuille sólo son válidas para flujo laminar en el interior de una tubería. Cuando la velocidad del fluido aumenta, se observa que no se cumple la ecuación de Hagen-Poiseuille ya que el flujo pasa de estar en régimen laminar a régimen turbulento, por lo que las partículas en lugar de desplazarse en láminas concéntricas, se desplazan formando torbellinos. Esto da lugar a que aumente la resistencia al paso del flujo y a que se modifique la forma de la curva del perfil de velocidad que se aplanan por el frente de avance.

## A.5. Modelo reológico para el flujo sanguíneo

La sangre está compuesta de elementos formes, como son los glóbulos rojos, glóbulos blancos y las plaquetas, suspendidos en plasma. La mayor parte de los elementos formes son glóbulos rojos por lo que estos influyen notablemente en las características del flujo sanguíneo. Debido a esto, la sangre no se comporta como un fluido newtoniano, sino que se comporta como un fluido pseudoplástico en el que la viscosidad aumenta conforme disminuye la velocidad de deformación [38].

Conforme aumenta la viscosidad se generan mayores fuerzas de fricción entre las partículas. Estas dan lugar a que aparezcan tensiones tangenciales en el vaso sanguíneo. Se define la tasa de corte o gradiente de deformación  $\dot{\gamma}$  como la tasa de cambio de deformación y la relación entre la tensión tangencial y el gradiente de deformación es la viscosidad.

$$\dot{\gamma} = \frac{d\gamma}{dt} \quad (\text{A.17})$$

Existen muchas ecuaciones empíricas para definir las propiedades de la viscosidad de la sangre. En general, estos modelos se pueden dividir entre modelos newtonianos y modelos no-newtonianos. Entre los modelos no-newtonianos existen diferentes variantes, como pueden ser la Ley de la Potencia, el modelo de Casson y el modelo de Carreau, estos son los más usados y proporcionan un valor variable de viscosidad.

Para un fluido newtoniano se cumple la siguiente expresión:

$$\tau = \mu \cdot \dot{\gamma} \quad (\text{A.18})$$

Los tres principales factores que influyen en las propiedades de la viscosidad de la sangre son el plasma, el hematocrito y la agregación de los glóbulos

rojos. Los dos últimos contribuyen fundamentalmente al comportamiento no-newtoniano de la sangre [37].

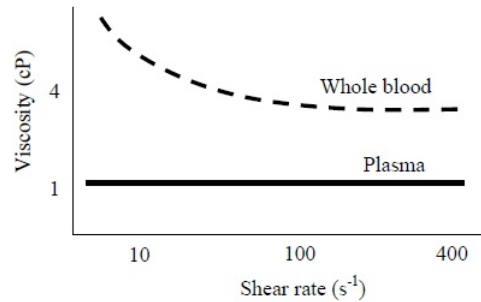


Figura A.17: Comparación entre el comportamiento newtoniano del plasma y el no-newtoniano de la sangre.

El plasma es el líquido en el que se encuentran suspendidos los elementos formes que constituyen la sangre. Está compuesto mayoritariamente por agua por lo que su comportamiento es claramente newtoniano. Su comportamiento afecta a la viscosidad de la sangre principalmente para elevadas tasas de corte. En la figura A.17 se puede ver el comportamiento newtoniano del plasma frente al comportamiento pseudoplástico de la sangre.

El hematocrito, como se ha dicho anteriormente, constituye el porcentaje de volumen ocupado por los glóbulos rojos. Estos son los elementos formes mayoritarios que forman parte de la sangre, por lo que este indicador es el que más influye en la viscosidad del flujo sanguíneo.

La agregación de los glóbulos rojos es el principal factor que da lugar al comportamiento pseudoplástico de la sangre. Debido a que los glóbulos rojos carecen de núcleo, cuando se encuentran juntos y a bajas tasas de corte, estos se agregan formando rouleaux. En la figura A.18 se muestra la relación entre la viscosidad de la sangre y la formación de agregados.

La formación de agregados aumenta para tasas de corte bajas. Los agregados distorsionan el flujo sanguíneo haciendo que sea necesario un mayor consumo de energía, es decir, aumentando la viscosidad de la sangre. Conforme aumenta la tasa de corte, los agregados tienden a romperse dando lugar a una mayor fluidez del flujo sanguíneo, es decir, a una disminución de la viscosidad. Para tasas de corte entre 0,01 y 100  $s^{-1}$ , la sangre se comporta



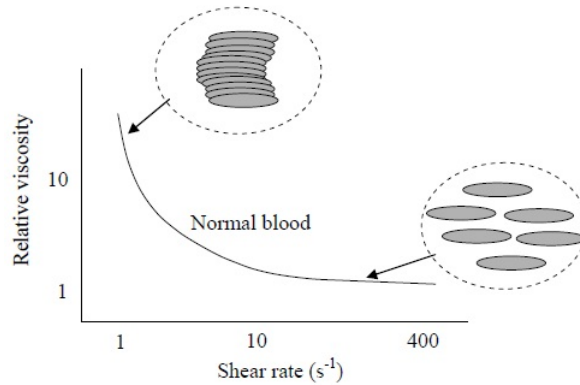


Figura A.18: Relación entre la viscosidad y la formación de agregados.

como un líquido pseudoplástico, es decir, su viscosidad aumenta a medida que aumenta la tensión tangencial. Para tasas de corte superiores a  $100 \text{ s}^{-1}$  la viscosidad de la sangre alcanza un valor constante de aproximadamente  $0,035 \text{ Pa}$ , por lo que se comporta como un fluido newtoniano [37].

A continuación se van a explicar los tres modelos que describen el comportamiento no-newtoniano más usados: [39], [40], [41], [1]

#### - Ley de la Potencia:

Es uno de los modelos más ampliamente usados el cual se describe según la siguiente ecuación:

$$\tau = m \cdot \dot{\gamma}^n \quad (\text{A.19})$$

Donde  $m$  y  $n$  son constantes del modelo. La constante  $m$  es una medida de la consistencia del fluido, es decir, cuanto mayor es  $m$  más viscoso es el fluido. Por el contrario, la constante  $n$  es una medida del grado de comportamiento no-newtoniano. Puede tomar valores entre 0 y 1, cuanto más cercana a 0 esté más pronunciado será su comportamiento no-newtoniano. Los valores de estas constantes dependen de la proporción en la que se encuentren los constituyentes de la sangre. Generalmente la constante  $m$  adquiere el valor de  $0,035 \text{ Pa}$  y  $n$  de  $0,6$ . Además, la viscosidad en el modelo de la ley de potencia puede ser expresada de la siguiente manera:

$$\mu = m \cdot \gamma^{n-1} \quad (\text{A.20})$$

Si  $n < 1$  el fluido tiene un comportamiento pseudoplástico, mientras que si  $n = 1$  el fluido tiene un comportamiento newtoniano y la viscosidad adquiere el un valor constante de 0,035 Pa.

#### - Modelo de Casson:

Este modelo está basado en un modelo de interacción entre la fase líquida y sólida de una suspensión bifásica. Además, experimentalmente se ha demostrado que la sangre requiere de un esfuerzo de corte inicial para empezar a fluir. La ley de la potencia no tiene en cuenta este esfuerzo de corte inicial mientras que el modelo de Casson sí. La viscosidad en el modelo de Casson viene dada por la siguiente ecuación:

$$\mu = \frac{\tau_0}{\dot{\gamma}} + \frac{\sqrt{\eta \cdot \tau_0}}{\sqrt{\dot{\gamma}}} + \eta \quad (\text{A.21})$$

Donde  $\tau_0$  es el esfuerzo de corte inicial y  $\eta$  es la constante reológica del modelo de Casson. Ambos valores dependen de los valores de hematocrito y generalmente toman los siguientes valores:  $\tau_0 = 0,005 \text{ N}$  y  $\eta = 0,0035 \text{ Pa}$ .

#### - Modelo de Carreau:

La viscosidad según el modelo de Carreau viene dada por la siguiente expresión:

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{(n-1)}{2}} \quad (\text{A.22})$$

Siendo  $\mu_0$  y  $\mu_\infty$  los valores límites de viscosidad,  $\lambda$  la constante de tiempo de relajación y  $n$  el coeficiente de la ley de potencia. Generalmente los valores usados son los siguientes:  $\lambda = 3,313 \text{ s}$ ,  $n = 0,3568$ ,  $\mu_0 = 0,56 \text{ Pa}$  y  $\mu_\infty = 0,035 \text{ Pa}$ .

Este modelo tiende al modelo newtoniano para tasas de corte elevado pero siempre por encima del valor aceptado de  $100 \text{ s}^{-1}$ . Además, es el que mejor reproduce los datos experimentales.

## A.6. Tomografía axial computarizada

Las imágenes que se han utilizado para reconstruir la vena cava inferior en 3D han sido tomadas mediante tomografía axial computarizada (TAC). Es un procedimiento de diagnóstico médico no invasivo que permite observar el interior del cuerpo humano a través de cortes milimétricos transversales mediante la utilización de un equipo de rayos X [13], [16].

Los posibles usos de este método son los siguientes: anormalidades del cerebro y médula espinal, aneurisma de aorta, infecciones torácicas, enfermedades de órganos como el hígado o los riñones, exploración de huesos fracturados, identificar masas y tumores, coágulos de sangre, enfermedades cardíacas, etc [13], [16].

Para aumentar la definición, la cual de por sí es alta, se pueden utilizar diferentes medios de contraste. Por ejemplo, el bario se utiliza para realzar la estructura intestinal [13].

El principio en el que se basan es que la estructura interna de un objeto puede reconstruirse a partir de múltiples proyecciones de ese objeto. Para ello se usan un conjunto de numerosos haces de rayos X que se hacen incidir sobre el paciente y un conjunto de detectores electrónicos de rayos X. Se pueden distinguir dos tipos de tomógrafos en función de la manera de obtener los datos: Rotación/Estacionario y Rotación/Rotación. El primero se basa en un anillo fijo de detectores dentro del cual gira el tubo de rayos X. Posee la ventaja de que puede girar a velocidades altas dando lugar a una disminución en el tiempo de exploración. Por el contrario, es muy grande y costoso debido al gran número de detectores. El segundo tipo se basa en que el tubo de rayos X gira por fuera del anillo de detectores y estos realizan pequeños movimientos de oscilación para permitir el paso del haz. El sistema mecánico es complejo y costoso pero la resolución aumenta notablemente. A estos últimos se les llama tomógrafos helicoidales y son ampliamente utilizados hoy en día [13], [14], [15].

En ambos casos, al mismo tiempo, la mesa del examen se mueve a través del dispositivo de exploración de manera que el haz de rayos X siga una trayectoria en forma de espiral. Un programa informático procesa el gran volumen de datos para crear imágenes transversales y bidimensionales del cuerpo, asignando a cada densidad un nivel de gris, que posteriormente son mostradas en un monitor. Posteriormente, mediante un software informático

es posible realizar una reconstrucción en 3D del cuerpo a partir de las imágenes bidimensionales obtenidas. En la imagen A.19 se puede ver el equipo descrito correspondiente a un TAC helicoidal [13], [14], [15].



Figura A.19: TAC helicoidal.

Las exploraciones realizadas por TAC muestran mayor claridad y mayores detalles (de hasta 1 o 2 mm) que los exámenes realizados mediante radiología convencional de rayos X. Esto es debido a que las placas realizadas por rayos X superponen las diferentes estructuras del organismo sobre una misma imagen ya que la radiación se emite de manera difusa. Por el contrario, para realizar la TAC se utiliza un haz muy bien dirigido y con un grosor determinado. Además, mediante el TAC se pueden distinguir distintas densidades, pudiendo de este modo reconocer múltiples tejidos. La principal ventaja de las placas simples de rayos X es que su coste es mucho menor [13].

#### - Beneficios y riesgos

Las principales ventajas que presentan las TAC son: proporcionan imágenes exactas de manera no invasiva y sin producir dolor. Es posible obtener imágenes de huesos, tejidos blandos y vasos sanguíneos al mismo tiempo al contrario que mediante los rayos X convencionales. Además son rápidos y sencillos, en casos de emergencia pueden revelar lesiones y hemorragias internas lo suficientemente rápido. Son menos sensibles al movimiento de los pacientes y se pueden realizar aunque el paciente tenga implantado cualquier tipo de dispositivo médico, al contrario que ocurre con las resonancias magnéticas. El diagnóstico por imágenes por TAC proporciona imágenes en tiempo real, por lo que es una buena herramienta para guiar procedimientos de mínima invasión como pueden ser biopsias y aspiraciones [15].

Los riesgos que constituye la realización de un TAC es que existe una leve posibilidad de cáncer como consecuencia de la exposición a la radiación, la

cual es mayor respecto a las radiografías convencionales. Además, la dosis de radiación que recibe el paciente varía, es función de la cantidad de cortes que se realicen, a mayor número de cortes, mayor es la cantidad de radiación recibida. Por ejemplo, para realizar un estudio del cráneo son necesarios, como mínimo, entre 12 o 14 cortes, mientras que para realizar un estudio del abdomen o del tórax el número de cortes es mayor. Además, existe el riesgo de reacción alérgica al medio de contraste inyectado, el cual generalmente es yodo [13], [15], [16].

## Apéndice B

---

### Ecuaciones fundamentales de la dinámica de fluidos

---

*Los cálculos fluidodinámicos realizados en el presente proyecto se han llevado a cabo mediante la utilización del software comercial ANSYS CFX. Dicho programa resuelve el problema fluido mediante la resolución de las ecuaciones de Navier-Stokes. En el siguiente capítulo se van a detallar dichas ecuaciones.*



## B.1. Ecuaciones fundamentales

El análisis del flujo se puede llevar a cabo mediante ecuaciones fundamentales, basadas principalmente en la conservación de masa, los momentos y la energía. A partir de estas ecuaciones surgen las ecuaciones de Navier-Stokes, también llamadas ecuaciones generales de la Mecánica de Fluidos, las cuales serán explicadas más adelante [35], [36], [1], [33].

### B.1.1. Ecuación de conservación de la masa

El principio de conservación de la masa consiste en que la masa total de un sistema cerrado, el cual no intercambia masa con su entorno ni contiene fuentes ni sumideros, permanece constante con el tiempo, es decir:

$$\frac{dM}{dt} = 0$$

La ecuación de conservación se puede formular como:

$$\begin{aligned} & \text{Variación de masa en un volumen fluido} \\ &= \sum \text{flujos másicos entrantes al volumen fluido} \\ &- \sum \text{flujos másicos salientes del volumen fluido} \end{aligned}$$

La figura B.1 muestra un elemento diferencial de volumen  $dV$ , cuyos lados son  $dx$ ,  $dy$ ,  $dz$ . El flujo másico entrante por el lado izquierdo ( $\rho u$ ) cambia de posición desde  $x$  hasta  $x + dx$  produciendo una variación en el flujo másico de valor  $\partial(\rho u) \cdot dx$ .

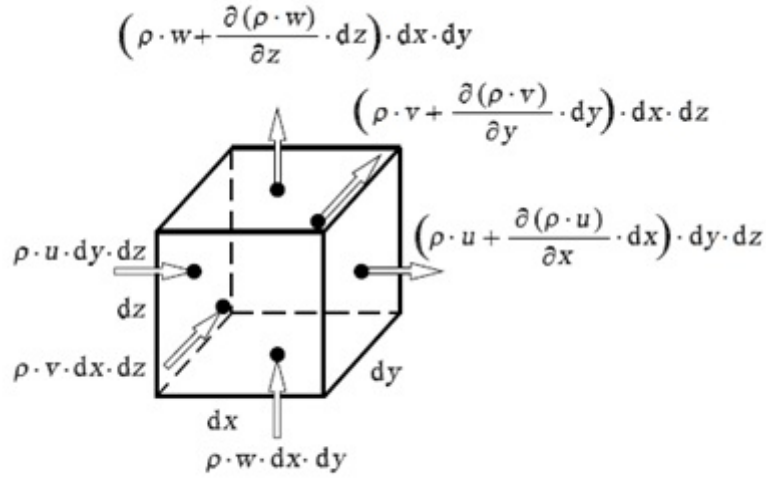
Por lo que el flujo másico saliente del elemento diferencial de volumen en el eje  $x$  a través de la superficie  $dy \, dz$  es:

$$\left( \rho u + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} dx \right) dy \, dz \quad (\text{B.1})$$

En las restantes direcciones se obtienen expresiones análogas tomando como superficies  $dx \, dz$  para el eje  $y$ ,  $dx \, dy$  para el eje  $z$ .

Según la ecuación de conservación, la variación de masa en un volumen fluido corresponde a la diferencia entre el flujo másico entrante y el flujo másico saliente, por lo que formulando este principio y según la ecuación B.1, la cual representa el flujo másico saliente, se obtiene la siguiente ecuación B.2.



Figura B.1: Flujo másico en un elemento diferencial de volumen  $dV$ 

$$\begin{aligned} \frac{\partial \rho}{\partial t} dx dy dz = & \quad (B.2) \\ & (\rho u - (\rho u + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} dx)) dy dz + \\ & (\rho v - (\rho v + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} dy)) dx dz + \\ & (\rho w - (\rho w + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} dz)) dx dy \end{aligned}$$

Lo que conduce a la ecuación de conservación de la masa o ecuación de continuidad:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} = 0 \quad (B.3)$$

Que en forma diferencial queda:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \cdot \mathbf{v}) = 0 \quad (B.4)$$

Para un fluido incompresible, cuya densidad es constante, la ecuación de conservación se simplifica a:

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} = 0 \implies \nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (\text{B.5})$$

Siendo  $\nabla$  el operador nabla:

$$\nabla = \left( \frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right)^T$$

### B.1.2. Ecuación de conservación de la cantidad de movimiento

Se va a analizar esta situación como en el caso anterior, partiendo de un elemento diferencial de volumen y estudiando la variación de momento que se produce en su interior. El momento es el producto de la masa por la velocidad. El momento del fluido que se encuentra en el interior del elemento diferencial de volumen es  $\rho \, dx \, dy \, dz \, \mathbf{v}$  y su variación se puede escribir como:

$$\frac{\partial(\rho \, dx \, dy \, dz \, \mathbf{v})}{\partial t} = \frac{\partial(\rho \, \mathbf{v})}{\partial t} dx \, dy \, dz$$

Inicialmente se va a restringir el estudio al eje  $x$ , en el cual, el flujo de momento que entra a través de la superficie  $dy \, dz$  es:

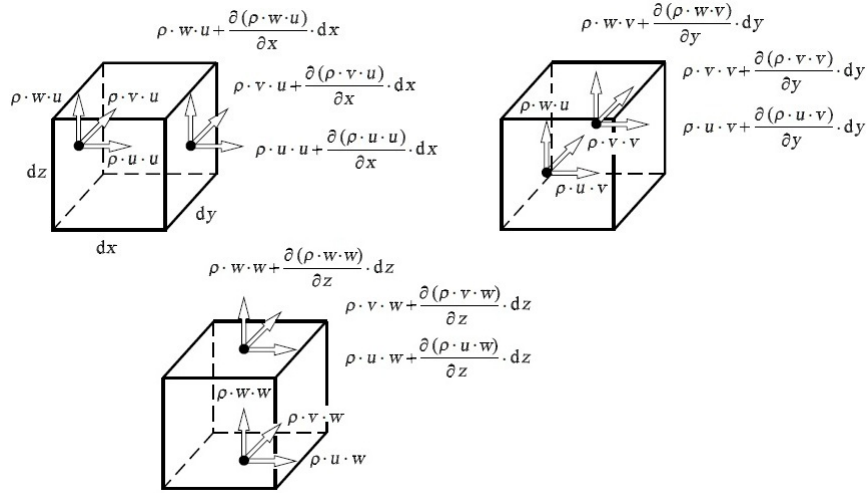
$$(\rho u) u \, dy \, dz = \rho u u \, dy \, dz$$

El valor  $\rho u u$  cambia su valor a lo largo de la dirección  $x$ , por lo que el flujo de momento que sale del elemento de volumen a través de la superficie derecha  $dy \, dz$  es:

$$\left( \rho u u + \frac{\partial(\rho u u)}{\partial x} dx \right) dy \, dz$$

En las restantes direcciones se obtienen expresiones análogas tomando como superficies  $dx \, dz$  para el eje  $y$ ,  $dx \, dy$  para el eje  $z$  y tomando las componentes de velocidad adecuadas,  $v$  y  $w$  respectivamente. En la figura B.2 se pueden observar los tres flujos de momentos que se obtienen en cada una de las superficies del elemento diferencial de volumen.

En este caso, los flujos de momento que entran o salen del elemento diferencial de volumen no son las únicas causas que ocasionan la variación de

Figura B.2: Flujos de momentos en un elemento diferencial de volumen  $dV$ 

momento en el interior del elemento diferencial. Considerando que la resultante de las fuerzas aplicadas en cada porción de fluido no es nula y según la segunda Ley de Newton podemos obtener lo siguiente:

$$\sum_i \mathbf{F}_i = \frac{d}{dt} \int_{x=V} \rho \mathbf{v} dV$$

Siendo  $\mathbf{F}_i$  las fuerzas que pueden actuar sobre un sistema fluido. Estas fuerzas pueden ser fuerzas de volumen o fuerzas de superficie, es decir:

$$\sum_i \mathbf{F}_i = \mathbf{F}_s + \mathbf{F}_v$$

En primer lugar se estudian las fuerzas de superficie. Dichas fuerzas son ejercidas por la materia que está en contacto directo con la superficie considerada. La fuerza de superficie total que actúa sobre un volumen de fluido  $V$  limitado por una superficie cerrada  $S$  se obtiene como la suma de todas las fuerzas diferenciales que actúan sobre todos los elementos de área que envuelven el fluido.

$$\mathbf{F}_s = \int_S d\mathbf{F}_s$$

La fuerza elemental se calcula como el producto de la fuerza por unidad de superficie  $\mathbf{f}_s$  por el área  $ds$  sobre la cual actúa. En el caso más general, la fuerza por unidad de superficie depende del punto del fluido, del tiempo y de la dirección de la normal  $\mathbf{n}$  de la superficie, es decir, de la orientación que tenga el elemento diferencial de área.

$$d\mathbf{F}_s = \mathbf{f}_s \cdot ds$$

Mediante la figura B.3 se van a calcular las fuerzas por unidad de superficie que actúan sobre un volumen fluido. Estas fuerzas se pueden desglosar en tres ecuaciones escalares teniendo en cuenta que la fuerza sobre cada cara proyectada puede expresarse como la suma de los esfuerzos elementales según las direcciones de referencia, es decir:

$$\mathbf{f}_s(\mathbf{n}_i) = \tau_{i1} \mathbf{n}_1 + \tau_{i2} \mathbf{n}_2 + \tau_{i3} \mathbf{n}_3$$

Siendo el primer subíndice la dirección normal a la superficie de apoyo y el segundo subíndice la dirección del esfuerzo considerado.

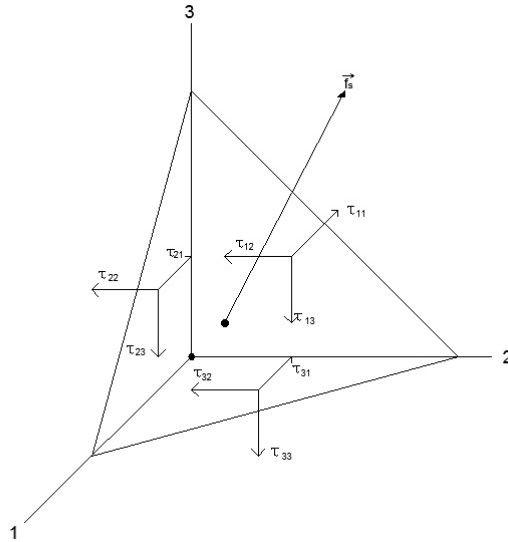


Figura B.3: Fuerzas sobre un tetraedro diferencial de fluido aislado de su entorno

El sistema de ecuaciones escalares se puede escribir en notación vectorial de la siguiente forma:

$$\mathbf{f}_S = \boldsymbol{\tau} \cdot \mathbf{n} \quad (\text{B.6})$$

Donde  $\boldsymbol{\tau}$  es un tensor de segundo orden denominado tensor de esfuerzos y dado por:

$$\begin{pmatrix} \tau_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \tau_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \tau_{zz} \end{pmatrix} \quad (\text{B.7})$$

Las componentes de la diagonal principal representan fuerzas de tracción o compresión, en función de su signo. El resto de componentes representan esfuerzos cortantes. A demás, el tensor de esfuerzos es simétrico por lo que  $\tau_{ij} = \tau_{ji}$ .

Al igual que ocurre con el flujo de momento, las tensiones cambian su valor a lo largo de cada una de las direcciones como se puede observar en la figura B.4.

En cuanto a las fuerzas de volumen, la fuerza de gravedad es la más importante, aunque también se encuentran entre ellas las fuerzas eléctricas y las fuerzas magnéticas, entre otras. La fuerza de volumen total que actúa sobre un volumen de fluido  $V$  limitado por una superficie cerrada  $S$  se obtiene como suma de todas las fuerzas elementales que actúan sobre todas las partículas fluidas según la expresión:

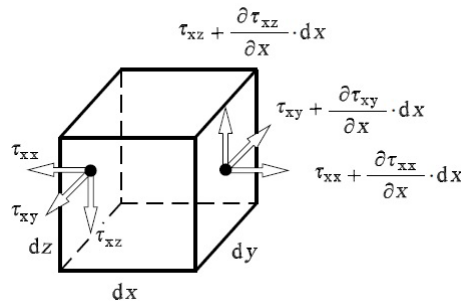


Figura B.4: Tensiones normales y tangenciales en un elemento diferencial de volumen  $dV$

$$\mathbf{F}_V = \int_V d\mathbf{F}_V$$

En general se puede decir que:

*Variación de momento en un volumen fluido*

$$\begin{aligned} &= \sum \text{flujos momento entrantes al volumen fluido} \\ &- \sum \text{flujos momento salientes del volumen fluido} \\ &+ \sum \text{tensiones normales y tangenciales sobre el elemento de volumen} \\ &+ \sum \text{fuerzas de volumen sobre la masa del elemento de volumen} \end{aligned}$$

Por lo que formulando queda:

Eje x:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho \cdot u)}{\partial t} \cdot dx \cdot dy \cdot dz = & \left( \rho \cdot u \cdot u - \left( \rho \cdot u \cdot u + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot u)}{\partial x} \cdot dx \right) \right) \cdot dy \cdot dz \\ & + \left( \rho \cdot u \cdot v - \left( \rho \cdot u \cdot v + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot v)}{\partial y} \cdot dy \right) \right) \cdot dx \cdot dz \\ & + \left( \rho \cdot u \cdot w - \left( \rho \cdot u \cdot w + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot w)}{\partial z} \cdot dz \right) \right) \cdot dx \cdot dy \\ & + F_x \cdot dx \cdot dy \cdot dz \\ & + \left( -\tau_{xx} + \left( \tau_{xx} + \frac{\partial(\tau_{xx})}{\partial x} \cdot dx \right) \right) \cdot dy \cdot dz \\ & + \left( -\tau_{yx} + \left( \tau_{yx} + \frac{\partial(\tau_{yx})}{\partial y} \cdot dy \right) \right) \cdot dx \cdot dz \\ & + \left( -\tau_{zx} + \left( \tau_{zx} + \frac{\partial(\tau_{zx})}{\partial z} \cdot dz \right) \right) \cdot dx \cdot dy \end{aligned} \quad (\text{B.8})$$

Simplificando la ecuación B.8 queda:

Eje x:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho \cdot u)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot w)}{\partial z} \\ = F_x + \frac{\partial\tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial\tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial\tau_{zx}}{\partial z} \end{aligned} \quad (\text{B.9})$$

En el resto de los ejes se obtienen expresiones similares:

Eje y:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho \cdot v)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot v \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot v \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot v \cdot w)}{\partial z} \\ = F_x + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} \end{aligned} \quad (\text{B.10})$$

Eje z:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho \cdot w)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot w \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot w \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot w \cdot w)}{\partial z} \\ = F_z + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} \end{aligned} \quad (\text{B.11})$$

Las ecuaciones B.9, B.10, B.11 son las ecuaciones de conservación de la cantidad de movimiento.

En forma diferencial se pueden expresar del siguiente modo:

$$\nabla \cdot \tau + \mathbf{F}_V = \frac{\partial(\rho \cdot \mathbf{v})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \cdot \mathbf{v}\mathbf{v}) \quad (\text{B.12})$$

## B.2. Ecuaciones de Navier-Stokes

Como se ha dicho anteriormente, las ecuaciones de Navier-Stokes están constituidas por el conjunto de leyes de conservación de las magnitudes fluidas y todas las relaciones constitutivas necesarias para cerrar el problema. Dichas ecuaciones forman un sistema cerrado que permite determinar los valores de todas las magnitudes fluidas.

Se van a obtener estas ecuaciones partiendo de la ley de conservación de la cantidad de movimiento a la cual se le va a añadir el efecto de la viscosidad del fluido. El efecto de la viscosidad queda presente en el tensor de esfuerzos por lo que inicialmente se va a analizar la variación del tensor de esfuerzos debido a los efectos de la viscosidad.

Un fluido no admite esfuerzos cortantes sin deformarse continuamente por lo que la deformación continua implica movimiento. De esto se deduce que si un fluido esta en reposo no puede haber esfuerzos cortantes, por lo que los términos del tensor de esfuerzos que se encuentran fuera de la diagonal principal serán nulos  $\tau_{ij} = 0$  si  $i \neq j$ . A demás, por convención, en la mayor parte de los casos un fluido estático soporta esfuerzos de compresión, por lo que se suele escribir:

$$\tau_{ij} = -p \cdot \delta_{ij} \quad (\text{B.13})$$

Siendo  $\delta_{ij}$  el tensor delta de Kronecker cuyo valor es uno cuando los subíndices son iguales y cero cuando son distintos. En notación matricial el tensor delta de Kronecker coincide con la matriz unitaria. Escribiendo el tensor completo queda:

$$\begin{pmatrix} -p & 0 & 0 \\ 0 & -p & 0 \\ 0 & 0 & -p \end{pmatrix} \quad (\text{B.14})$$

A demás, la presión se puede escribir como la media de los tres esfuerzos normales con signo negativo, el cual indica que la presión actúa en el sentido opuesto a la tensión normal:

$$p = -\frac{\tau_{xx} + \tau_{yy} + \tau_{zz}}{3} \quad (\text{B.15})$$

En cambio, en un fluido en movimiento sí que aparecen esfuerzos cortantes de manera que el tensor de esfuerzos puede tener sus 6 componentes distintas de cero. Por simplicidad, el tensor de esfuerzos dinámico se construye a partir del término estático, debido a la presión, sumándole un término dinámico  $\tau'$  denominado tensor de esfuerzos viscosos, el cual representa la contribución debida al movimiento del fluido, es decir:

$$\tau = -p \cdot \mathbf{I} + \tau' \quad (\text{B.16})$$

Las tensiones normales  $\tau_{xx}, \tau_{yy}$  y  $\tau_{zz}$  pueden dividirse en dos partes, la parte debida a la presión y la contribución debida a la fricción del fluido  $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}$  y  $\sigma_{zz}$ :

$$\tau_{xx} = \sigma_{xx} - p \quad \tau_{yy} = \sigma_{yy} - p \quad \tau_{zz} = \sigma_{zz} - p \quad (\text{B.17})$$



Insertando la ecuación B.17 en las ecuaciones de conservación de la cantidad de movimiento, B.9, B.10, B.11 se obtiene:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho \cdot u)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot u^2)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot w)}{\partial z} \\ = F_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} \end{aligned} \quad (\text{B.18})$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho \cdot v)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot v \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot v^2)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot v \cdot w)}{\partial z} \\ = F_y - \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} \end{aligned} \quad (\text{B.19})$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho \cdot w)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot w \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot w \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot w^2)}{\partial z} \\ = F_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} \end{aligned} \quad (\text{B.20})$$

A demás, los fluidos, como consecuencia de las débiles interacciones entre sus partículas presentan un comportamiento especial ante esfuerzos tangenciales. En los fluidos las fuerzas internas se reducen a la fricción, cuya acción es disipadora de energía. Ante una fuerza de cizalla impuesta externamente las partículas fluidas se ponen en movimiento unas respecto a otras generándose una fricción creciente con la velocidad de deformación hasta igualar a la tensión cortante externa. La relación entre la tensión cortante y la velocidad de deformación para un fluido Newtoniano viene dada por la *Ley de Viscosidad de Newton*.

$$\tau_{ik} = \mu \cdot \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_k} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \right) \quad (\text{B.21})$$

Siendo  $\mu$  la constante de proporcionalidad. Dicha constante es una propiedad física exclusiva de los fluidos que recibe el nombre de viscosidad dinámica.

A demás, para un fluido Newtoniano también se cumple:

$$\sigma_{xx} = 2 \cdot \mu \cdot \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{2}{3} \cdot \mu \cdot \left( \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) \quad (\text{B.22})$$

$$\sigma_{yy} = 2 \cdot \mu \cdot \frac{\partial v}{\partial y} - \frac{2}{3} \cdot \mu \cdot \left( \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) \quad (\text{B.23})$$

$$\sigma_{zz} = 2 \cdot \mu \cdot \frac{\partial w}{\partial z} - \frac{2}{3} \cdot \mu \cdot \left( \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) \quad (\text{B.24})$$

Introduciendo las ecuaciones B.21, B.22, B.23, B.24, junto con la condición de simetría, en las ecuaciones obtenidas a partir de la ecuación de conservación de la cantidad de movimiento B.18, B.19, B.20 se obtienen las ecuaciones de Navier-Stokes:

$$\begin{aligned} & \frac{\partial(\rho \cdot u)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot u^2)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot w)}{\partial z} \\ &= F_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu \cdot \left( 2 \cdot \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{2}{3} \cdot (\nabla \cdot \mathbf{v}) \right) \right] \\ &+ \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right) \right] \\ & \frac{\partial(\rho \cdot v)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot v \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot v^2)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot v \cdot w)}{\partial z} \\ &= F_y - \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \right] \\ &+ \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu \cdot \left( 2 \cdot \frac{\partial v}{\partial y} - \frac{2}{3} \cdot (\nabla \cdot \mathbf{v}) \right) \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \right] \end{aligned} \quad (\text{B.25})$$

$$\begin{aligned} & \frac{\partial(\rho \cdot w)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot w \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot w \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot w^2)}{\partial z} \\ &= F_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right) \right] \\ &+ \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[ \mu \cdot \left( 2 \cdot \frac{\partial w}{\partial z} - \frac{2}{3} \cdot (\nabla \cdot \mathbf{v}) \right) \right] \end{aligned}$$

Para un fluido incompresible, como se ha dicho anteriormente, se cumple la ecuación B.5,  $\nabla \cdot \mathbf{v} = 0$ , la cual simplifica las ecuaciones de Navier-Stokes:

$$\begin{aligned} & \rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial(u \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(v \cdot u)}{\partial y} + \frac{\partial(w \cdot u)}{\partial z} \right) \\ &= F_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial x} \left[ 2 \cdot \mu \frac{\partial u}{\partial x} \right] \\ &+ \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right) \right] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\rho \left( \frac{\partial v}{\partial t} + \frac{\partial(u \cdot v)}{\partial x} + \frac{\partial(v \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(w \cdot v)}{\partial z} \right) \\
= F_y - \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \right] \\
+ \frac{\partial}{\partial y} \left[ 2 \cdot \mu \cdot \frac{\partial v}{\partial y} \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \right]
\end{aligned} \tag{B.26}$$

$$\begin{aligned}
\rho \left( \frac{\partial w}{\partial t} + \frac{\partial(u \cdot w)}{\partial x} + \frac{\partial(v \cdot w)}{\partial y} + \frac{\partial(w \cdot w)}{\partial z} \right) \\
= F_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right) \right] \\
+ \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu \cdot \left( \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[ 2 \cdot \mu \cdot \frac{\partial w}{\partial z} \right]
\end{aligned}$$

Para un fluido incompresible y asumiendo que la viscosidad es constante las ecuaciones se pueden expresar de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
\rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \frac{\partial u}{\partial x} + v \cdot \frac{\partial u}{\partial y} + w \cdot \frac{\partial u}{\partial z} \right) \\
= F_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \cdot \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right)
\end{aligned} \tag{B.27}$$

$$\begin{aligned}
\rho \left( \frac{\partial v}{\partial t} + u \cdot \frac{\partial v}{\partial x} + v \cdot \frac{\partial v}{\partial y} + w \cdot \frac{\partial v}{\partial z} \right) \\
= F_y - \frac{\partial p}{\partial y} + \mu \cdot \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right)
\end{aligned} \tag{B.28}$$

$$\begin{aligned}
\rho \left( \frac{\partial w}{\partial t} + u \cdot \frac{\partial w}{\partial x} + v \cdot \frac{\partial w}{\partial y} + w \cdot \frac{\partial w}{\partial z} \right) \\
= F_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \cdot \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right)
\end{aligned} \tag{B.29}$$

Las ecuaciones de Navier-Stokes en forma diferencial quedan:

$$\rho \cdot \left( \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + (\mathbf{v} \cdot \nabla) \mathbf{v} \right) = \mathbf{F} - \nabla p + \mu \cdot \Delta \mathbf{v} \tag{B.30}$$

Siendo  $\nabla p$  el gradiente de  $p$ ,  $(\mathbf{v} \cdot \nabla)$  el producto escalar del vector velocidad y el operador matemático nábla y  $\Delta \mathbf{v}$  el operador matemático de Laplace aplicado sobre el vector velocidad.

$$\begin{aligned}\nabla p &= \left( \frac{\partial p}{\partial x}, \frac{\partial p}{\partial y}, \frac{\partial p}{\partial z} \right)^T \\ \mathbf{v} \cdot \nabla &= u \cdot \frac{\partial}{\partial x} + v \cdot \frac{\partial}{\partial y} + w \cdot \frac{\partial}{\partial z} \\ \Delta \mathbf{v} &= \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial z^2}\end{aligned}$$

La ecuación de continuidad, B.3, junto con las ecuaciones de Navier-Stokes, B.27, B.28, B.29, forman un sistema diferencial, no lineal de segundo orden con 4 ecuaciones y 4 incógnitas,  $u, v, w, p$ . El sistema puede ser resuelto aplicando las condiciones de contorno adecuadas para cada tipo de problema. Si se utiliza un fluido compresible, la densidad pasa a ser una nueva incógnita por lo que es necesario añadir una ecuación adicional que es la ecuación de conservación de la energía.



## Apéndice C

---

### Ampliación de los Resultados

---

*Una vez realizados los cálculos fluidodinámicos de los diferentes modelos de estudio se va a pasar a analizar los resultados. Las variables fluidodinámicas más relevantes han sido explicadas en el capítulo 5 de la memoria. En el siguiente anexo se va a estudiar la influencia del segundo filtro antitrombos analizado (Günther-Tulip de 12 patas), se va a realizar una comparación entre los diferentes casos estudiados y por último se analizará la influencia de las condiciones de contorno.*



## C.1. Análisis fluidodinámico del filtro comercial Günther-Tulip de 12 patas

En el presente proyecto se va a estudiar la influencia sobre el flujo sanguíneo de dos filtros comerciales antitrombos. Anteriormente se ha analizado tanto la funcionalidad como los efectos fluidodinámicos ocasionados por el uso del filtro Günther-Tulip de 4 patas. Posteriormente salió al mercado su variante con 12 patas. Este dispositivo posee 8 patas de diámetro menor unidas de 2 en 2 a cada una de las 4 patas base permitiéndole atrapar coágulos de menor tamaño.

Del mismo modo que se ha hecho con el filtro Günther-Tulip de 4 patas se va a proceder al análisis fluidodinámico de su variante con 12 patas. Se van a representar tanto las magnitudes de velocidad como la tensión tangencial en la pared y las líneas de flujo en 3D. Todo ello permitirá estudiar si los efectos ocasionados por el uso de este tipo de filtros son mayores o menores que si se usase el dispositivo anteriormente estudiado (Günther-Tulip de 4 patas).

### C.1.1. Estado de respiración Neutra

Al igual que en el caso anterior (dispositivo de 4 patas) se va a analizar la influencia de este filtro en dos estados distintos, durante respiración normal y durante la realización de la maniobra de Valsalva. A continuación se van a detallar los efectos que ocasiona este tipo de dispositivos durante respiración normal.

En primer lugar se va a representar la magnitud de velocidad en diferentes secciones a lo largo de la vena cava inferior como se puede ver en la imagen C.1.

Según lo observado en la figura C.1 es en la segunda y tercera sección donde se puede ver una mayor influencia del filtro en el flujo intravascular. En ellas se puede observar como la velocidad no sólo es nula en la pared del vaso, en las patas principales y secundarias del dispositivo también, debido a la condición de contorno de pared no deslizante. Además, se puede ver como el flujo sanguíneo fluye a través de las patas del filtro dando lugar a un pequeño aumento de velocidad en la región donde se empiezan a unir dichas corrientes, secciones tercera y cuarta.

Para poder observar en un mayor detalle la distorsión producida en el



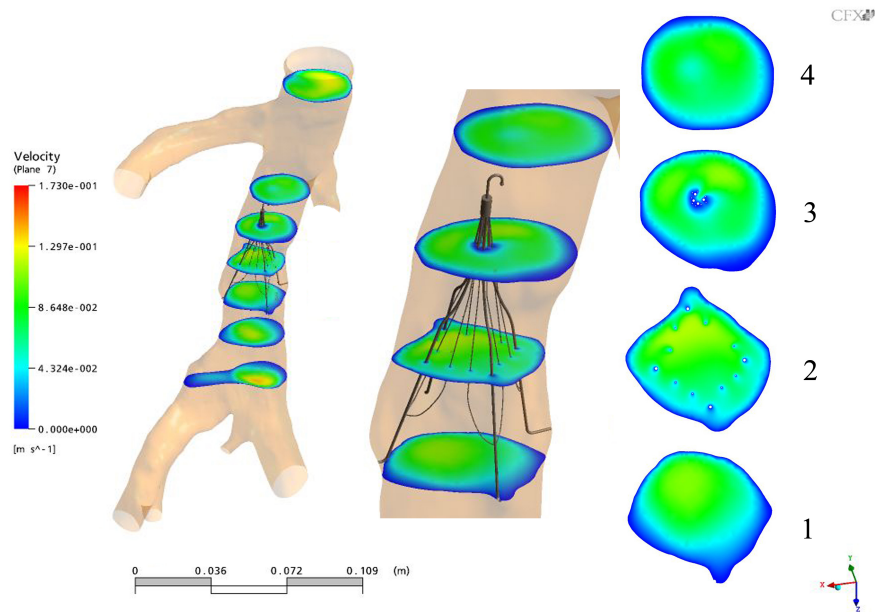


Figura C.1: Magnitudes de velocidad en diferentes secciones a lo largo de la vena cava inferior en estado Neutra con filtro Günther-Tulip de 12 patas.

flujo sanguíneo debido al uso de este tipo de dispositivos se va a representar la magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal ubicado aproximadamente en el centro de la sección.

En la figura C.2 se puede ver como las velocidades máximas se alcanzan en las regiones de entrada y de salida del flujo, correspondientes a las zonas de unión de las corrientes procedentes de las venas ilíacas y las venas renales, respectivamente.

Además se puede observar como el flujo intravascular sufre una pequeña recirculación en la parte central de la sección a la salida del filtro, es decir, en la zona correspondiente al gancho. Todo ello da lugar a que aguas abajo del filtro se produzcan gradientes de velocidad elevados. Del mismo modo se alcanzan gradientes de velocidad elevados en las regiones aguas abajo de la zona de contacto del filtro con el vaso. En estas regiones, debido a la proximidad de las patas a la pared de la vena la resistencia al paso del flujo es mayor dando lugar a un mayor gradiente de velocidad. Además, se puede notar como se producen pequeñas recirculaciones en la zona de contacto del dispositivo con el vaso dando lugar a velocidades muy bajas.

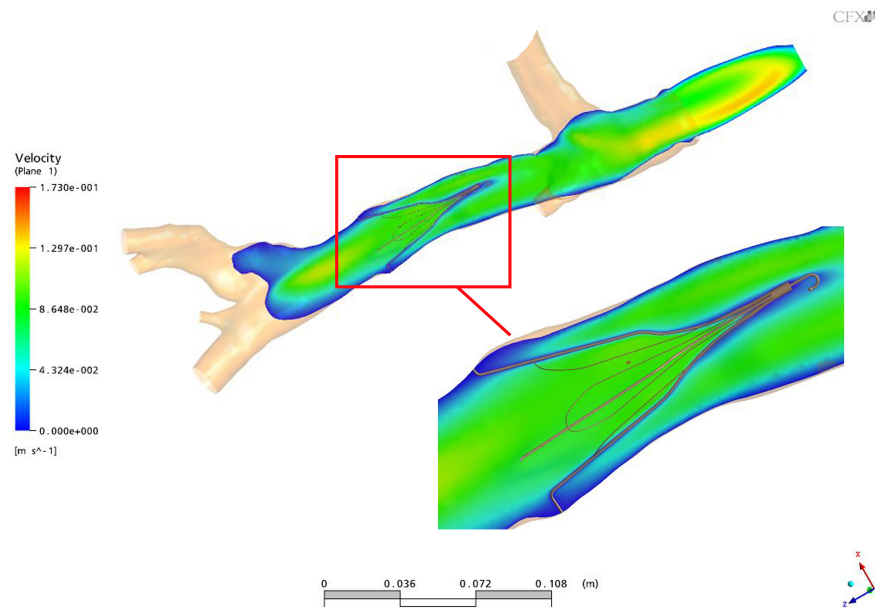


Figura C.2: Magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal de la vena cava inferior en estado Neutra con el filtro Günther-Tulip de 12 patas.

En definitiva, se puede decir que la presencia del filtro da lugar a mínimas perturbaciones en el flujo sanguíneo. Fundamentalmente ocasiona pequeñas recirculaciones y gradientes de velocidad elevados en el entorno del dispositivo.

A continuación se va a calcular la tensión tangencial a lo largo de la pared derecha y de la pared izquierda de la vena cava inferior. Para ello se han calculado dichas tensiones a lo largo de dos líneas contenidas en el plano longitudinal representado en la imagen C.2.

En la gráfica de la figura C.3 se puede ver la tensión tangencial a lo largo de la pared derecha de la vena cava inferior. Según lo representado se produce una caída inicial de la tensión, siendo esta prácticamente nula, en la región correspondiente al contacto de las patas del filtro con el vaso debido a la recirculación del flujo sanguíneo que tiene lugar. Posteriormente, conforme las patas se van separando de la pared y se van introduciendo en el flujo intravascular la tensión aumenta poco a poco debido a la concentración de tensiones y al aumento del gradiente de velocidad que ocasiona ya que el

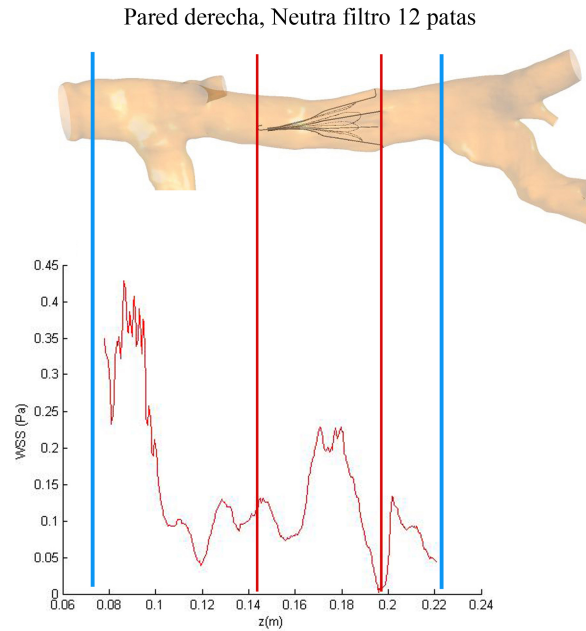


Figura C.3: Variación de la tensión tangencial en la pared derecha como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en estado de Neutra con filtro Günther-Tulip de 12 patas.

dispositivo aumenta la resistencia al paso del flujo. Nuevamente, en la zona correspondiente al gancho se produce una pequeña caída de tensión debido a la recirculación ocasionada por el dispositivo. Por último, cabe destacar que al igual que ocurría en el caso de la vena sin ningún tipo de dispositivo la tensión tangencial máxima se alcanza aguas abajo de las venas renales debido a que la unión de las distintas corrientes de flujo ocasiona gradientes de velocidad elevados.

Del mismo modo que ocurría en la pared derecha, en la pared izquierda se alcanzan valores nulos de tensión tangencial en la zona de contacto de las patas del filtro con la pared del vaso tal y como se observa en la figura C.4. Gradualmente la tensión tangencial aumenta conforme las patas se van separando de la pared. Al igual que ocurría en la pared derecha se produce una pequeña caída en los valores de la tensión debido a la recirculación producida en la zona del gancho y posteriormente un rápido aumento debido a la unión de las distintas corrientes en las que se divide el flujo al pasar a través del dispositivo.

### C.1 Análisis fluidodinámico del filtro comercial Günther-Tulip de 12 patas147

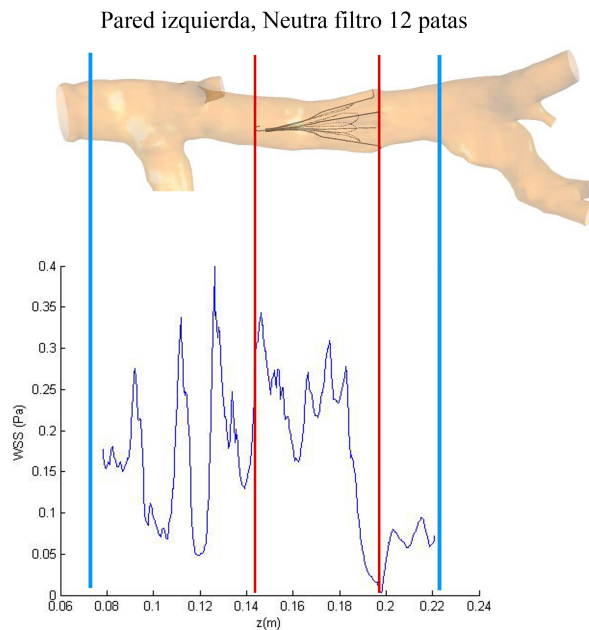


Figura C.4: Variación de la tensión tangencial en la pared izquierda como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en estado de Neutra con filtro Günther-Tulip de 12 patas.

Si se comparan estas gráficas con las obtenidas mediante el filtro Günther-Tulip de 4 patas se puede ver que las diferencias entre ambos filtros son mínimas. Por el contrario, si se comparan con las obtenidas sin el uso de ningún tipo de dispositivo se puede observar como las tensiones sufren una mayor variación a lo largo de la pared al usar cualquier tipo de dispositivo debido a las recirculaciones que tienen lugar y al aumento de la resistencia al paso del fluido que ocasionan. Además, las tensiones alcanzadas son ligeramente mayores debido a la resistencia al paso del fluido que ofrece el filtro. Todo ello puede ocasionar efectos negativos en la pared venosa como puede ser la aterosclerosis y además puede dar lugar a un aumento del riesgo de formación de trombos [2].

Por último se van a representar las líneas de flujo a lo largo de la vena cava inferior.

Obsevando las líneas de flujo representadas en la figura C.5 se puede ver como las distorsiones ocasionadas por el uso de este tipo de filtro en el flujo sanguíneo son mínimas. En concreto se pueden observar pequeñas distorsio-

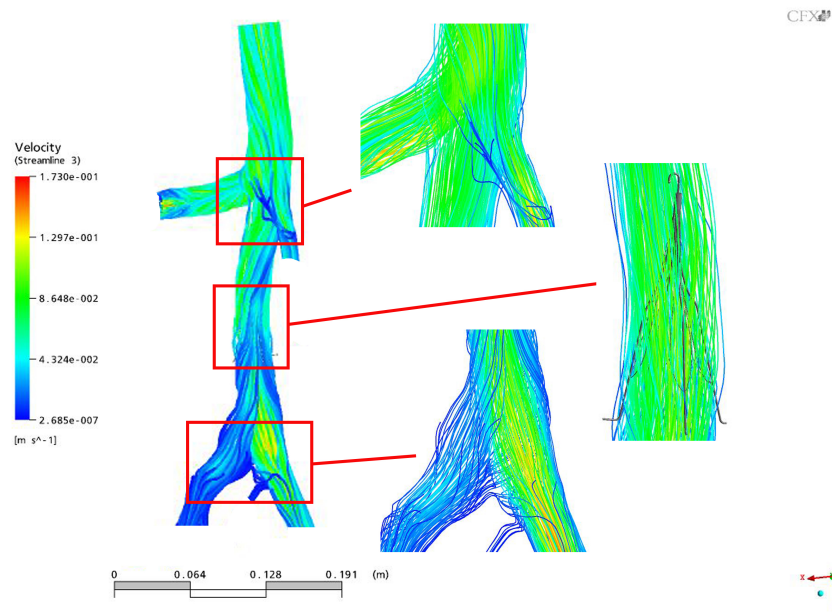


Figura C.5: Líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava inferior en estado de estado Neutra con filtro Günther-Tulip de 12 patas.

nes en el flujo en las regiones cercanas al dispositivo, fundamentalmente en la zona del gancho y de las patas donde tienen lugar pequeñas recirculaciones. Cabe destacar que los cambios, como se ha comentado anteriormente, se dan en la magnitud de velocidad. Se pueden observar amplias zonas de velocidades bajas, concentradas fundamentalmente entorno a la pared derecha del vaso. Esto es debido tanto a la geometría de la vena como a que el filtro no se encuentra centrado respecto de la sección del vaso y además se encuentra ligeramente inclinado hacia la pared izquierda.

Tras haber analizado los resultados obtenidos mediante el uso del filtro de 12 patas y comparándolos con los obtenidos mediante el filtro de 4 patas se puede concluir con que las diferencias entre ambos dispositivos son mínimas. Los efectos que ambos ocasionan sobre el flujo sanguíneo y sobre la pared venosa son similares tanto de manera cualitativa como de manera cuantitativa.

### C.1.2. Estado de maniobra de Valsalva

Una vez realizado el estudio del dispositivo antitrombos en estado de respiración normal se va a proceder a realizar el análisis fluidodinámico durante la realización de la maniobra de Valsalva donde cabe esperar que los efectos ocasionados sean mayores.

Se va a proceder de la misma manera que en el caso anterior. En primer lugar se van a representar las magnitudes de velocidad en diferentes secciones a lo largo de la vena cava inferior en estado de Valsalva.

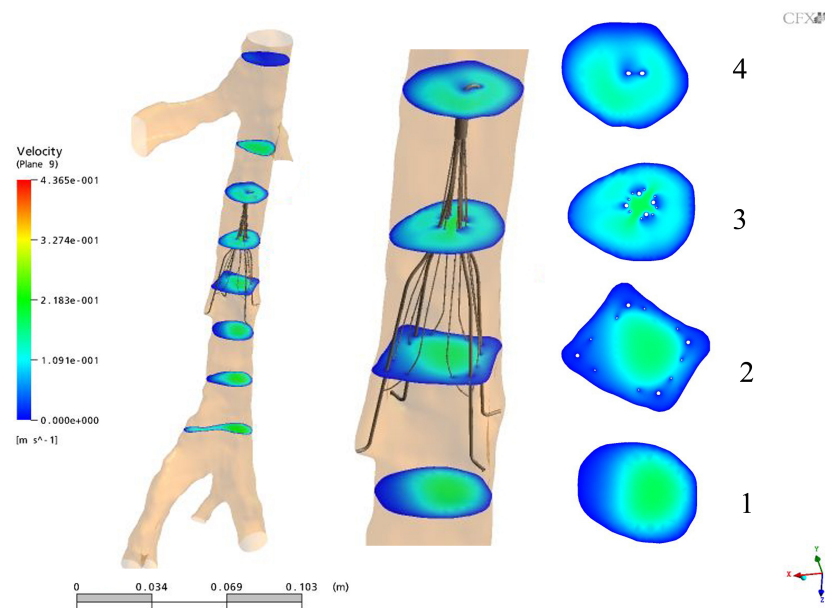


Figura C.6: Magnitudes de velocidad en diferentes secciones a lo largo de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva con filtro Günther-Tulip de 12 patas.

Tal y como se observa en la imagen C.6 es en las secciones segunda, tercera y cuarta donde se pueden ver pequeñas distorsiones en el flujo debido a la inserción del filtro. Además, se puede notar como la velocidad es nula no sólo en la pared del vaso sino también entorno a las patas principales del filtro y entorno a las patas secundarias debido a la condición de contorno de pared no deslizante. En la tercera sección se ve como el flujo intravascular fluye entre las patas del filtro. Es en la cuarta sección donde se observa como las distintas corrientes en las que se ha dividido el flujo al pasar a través

del filtro se empiezan a unir dando lugar a un aumento de la velocidad. Al mismo tiempo, el gancho ocasiona una pequeña recirculación a su alrededor. Todo ello da lugar a unos gradientes de velocidad elevados aguas abajo del filtro.

Para poder observar con mayor detalle la influencia de este tipo de filtro se va a representar la magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal que pasa aproximadamente por el centro de la sección.

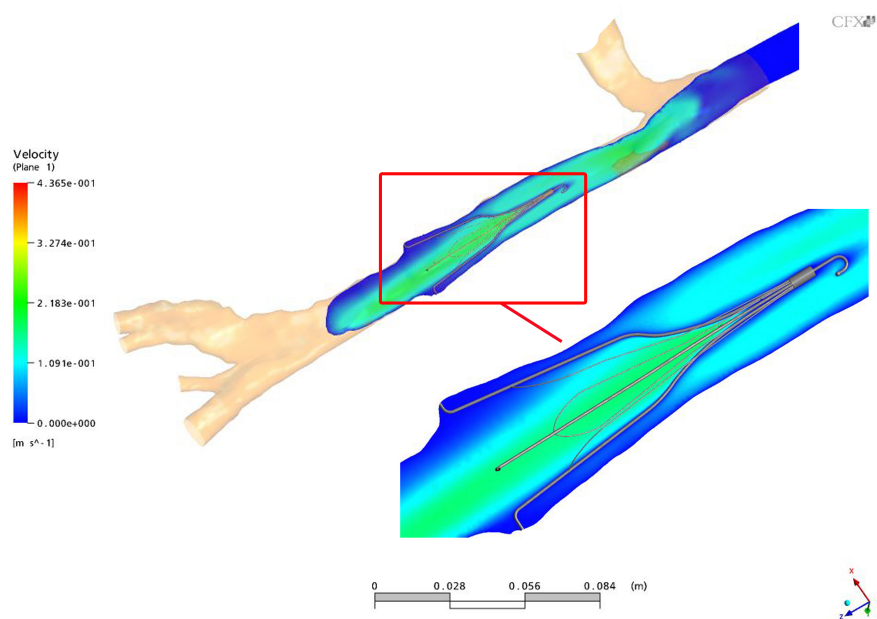


Figura C.7: Magnitud de velocidad a lo largo de un plano longitudinal de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva con el filtro Günther-Tulip de 12 patas.

En la imagen C.7 se observa la disminución de velocidad a la que da lugar el uso de un filtro antitrombos, especialmente en la zona de la pared que transcurre paralela a las patas y en la zona central de las secciones aguas abajo del gancho. Por el contrario, se pueden ver zonas de velocidades elevadas en el centro de la sección debido a que al estar el filtro insertado, el flujo sanguíneo tiende a fluir por el centro y no por las proximidades de la pared donde se encuentran las patas del dispositivo ofreciendo una resistencia al paso del flujo. Al disponer de menor sección de paso, la velocidad aumenta.

### C.1 Análisis fluidodinámico del filtro comercial Günther-Tulip de 12 patas151

Cabe destacar los elevados gradientes de velocidad a los que da lugar el uso de estos filtros. Se pueden ver tanto zonas de velocidades muy bajas en el entorno de las patas y en el entorno del gancho como zonas de elevadas velocidades en la parte central de la sección. Estos elevados gradientes de velocidad ocasionarán elevados valores de tensión tangencial lo cual puede ocasionar daños en la pared venosa. Por ello se va a calcular la tensión tangencial tanto en la pared derecha como en la izquierda a lo largo de dos líneas longitudinales contenidas en el plano representado en la figura C.7.

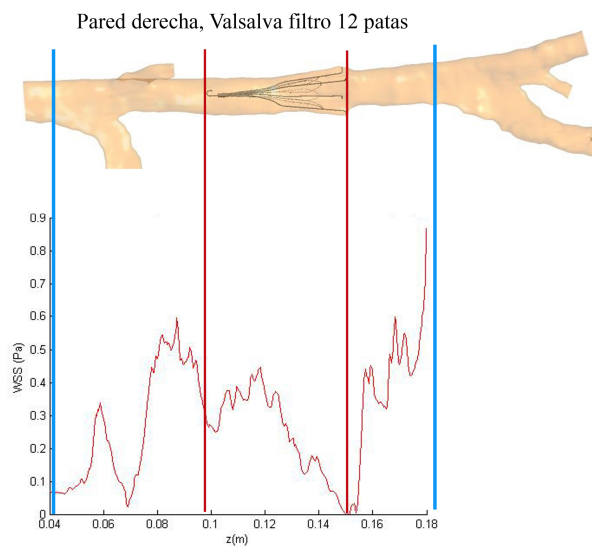


Figura C.8: Variación de la tensión tangencial en la pared derecha como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva con filtro Günther-Tulip de 12 patas.

En la gráfica de la figura C.8 se puede ver la tensión tangencial a lo largo de la pared derecha de la vena cava inferior. Inicialmente se produce una caída de la tensión tangencial en la zona de contacto de las patas con la pared del vaso debido a la recirculación del flujo intravascular que se produce en esa región. Posteriormente, la tensión aumenta poco a poco conforme las patas se van separando de la pared. En la zona donde se encuentra el gancho se produce de nuevo un pequeño descenso en los valores de la tensión tangencial, esto es debido a la recirculación que se produce en esa región. Aguas abajo del filtro la tensión va aumentando poco a poco debido a que a la salida del filtro el flujo se encuentra perturbado. La unión de las distintas



corrientes en las que se divide el flujo al atravesar el dispositivo produce zonas de alta velocidad y las recirculaciones producidas en el gancho ocasionan zonas centrales de baja velocidad haciendo que el gradiente de velocidad sea elevado. Además, en las zonas cercanas a la bifurcación de la vena renal derecha se produce una concentración de tensiones en la esquina que contribuyen al aumento de la tensión tangencial en la pared. Aguas abajo de las venas renales tiene lugar un nuevo aumento de la tensión debido a que la unión de las distintas corrientes de flujo procedentes de las renales y la vena cava inferior da lugar a un aumento del gradiente de velocidad.

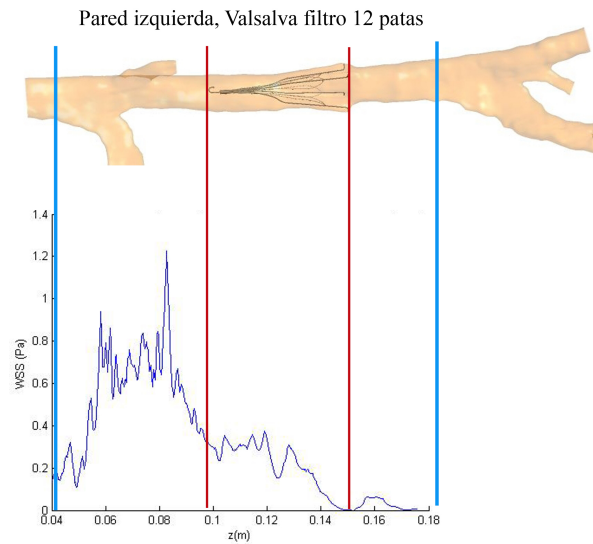


Figura C.9: Variación de la tensión tangencial en la pared izquierda como función de la coordenada longitudinal de la vena cava inferior en maniobra de Valsalva con filtro Günther-Tulip de 12 patas.

Tal y como se observa en la gráfica de la figura C.9 en la pared izquierda el comportamiento de la tensión tangencial es similar al de la pared derecha. Inicialmente se produce un descenso en la tensión tangencial debido a la recirculación producida en la zona de contacto del filtro con la pared venosa. Poco a poco la tensión va aumentando, siendo este aumento más drástico aguas abajo del filtro donde debido a la unión de las distintas corrientes el gradiente de velocidad es elevado. El máximo valor de tensión tangencial se alcanza en la bifurcación de la vena renal izquierda donde además de ser el gradiente de velocidad elevado la esquina actúa de concentrador de tensiones.

### C.1 Análisis fluidodinámico del filtro comercial Günther-Tulip de 12 patas153

Comparando las tensiones tangenciales obtenidas con las calculadas usando el filtro de Günther-Tulip de 4 patas se puede ver que las diferencias son mínimas. Por el contrario, si se comparan con las obtenidas sin el uso de ningún tipo de dispositivo se puede ver como la tensión tangencial sufre notables variaciones a lo largo del vaso.

Por último se van a representar las líneas de flujo en 3D para poder observar las distorsiones a las que da lugar el uso de este tipo de filtro antitrombos.

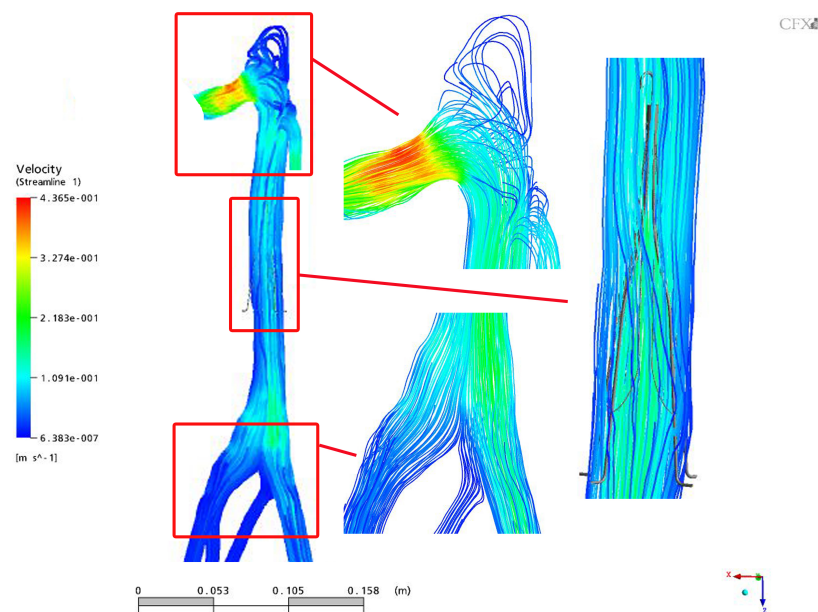


Figura C.10: Líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava inferior en estado de maniobra de Valsalva con filtro Günther-Tulip de 12 patas.

Como era de esperar y según lo mostrado en la figura C.10, debido a la maniobra de Valsalva, el flujo no retorna al corazón y sale por las venas renales. Además se puede ver como la influencia del filtro Günther-Tulip de 12 patas es pequeña. Fundamentalmente se producen pequeñas recirculaciones en la zona de contacto de las patas con la vena cava y en la zona del gancho.

En definitiva, si se comparan los resultados obtenidos a partir de las diferentes variables fluidodinámicas con los obtenidos mediante el dispositivo de 4 patas se puede concluir con que las diferencias son mínimas en ambos estados de estudio. Siguiendo criterios fluidodinámicos el uso de un filtro u

otro no implica un mayor o menor efecto sobre el flujo sanguíneo ni sobre la pared venosa.

## C.2. Discusión sobre de los diferentes modelos estudiados

Para entender mejor tanto el comportamiento fisiológico y hemodinámico de la vena cava inferior como la influencia de los diferentes filtros comerciales recuperables se van a realizar una serie de comparaciones entre los distintos modelos analizados. Dichas comparaciones van a ser tanto en términos de tensión tangencial como en términos de magnitud de velocidad.

En primer lugar se va analizar la magnitud de velocidad en una sección representativa situada aproximadamente en la mitad de la vena cava. Ello permitirá estudiar la influencia que tienen los dispositivos antitrombos sobre la hemodinámica de la vena tanto en estado de Neutra como en estado de Valsalva. En las imágenes C.11 y C.12 se puede ver la magnitud de velocidad en estado Neutra y Valsalva respectivamente.

En las imágenes C.11 y C.12 se puede evidenciar lo explicado anteriormente en el capítulo 3 acerca de la geometría de los diferentes modelos. En el estado de Valsalva sin filtro se puede observar como la sección adquiere una forma elipsoidal y cuando se introduce un dispositivo antitrombótico la sección pasa a tener una forma aproximadamente circular debido a la presión que ejercen las patas del filtro. Por el contrario, en estado Neutra, este cambio en la sección es menos evidente ya que inicialmente la sección tiene una forma aproximadamente circular y cuando se introduce el filtro antitrombos la geometría se mantiene, a excepción de la región de contacto del dispositivo con el vaso donde adquiere una forma aproximadamente rectangular.

	Neutra	Valsalva
Área	376.99	30.41

Cuadro C.1: Tabla de la sección de la vena cava inferior paciente específico.

En cuanto a la magnitud máxima de velocidad se puede observar como en estado de Valsalva se produce un aumento de esta. Todo ello es debido a que al aumentar la presión intratorácica el vaso se ve sometido a un estado de compresión dando lugar a una reducción de la sección. En la tabla C.1 se

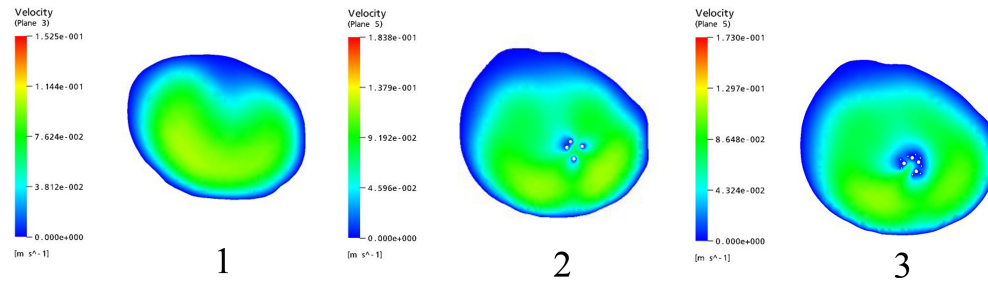


Figura C.11: Magnitud de velocidad: 1) Neutra 2) Neutra con filtro Günther-Tulip de 4 patas 3) Neutra con filtro Günther-Tulip de 12 patas

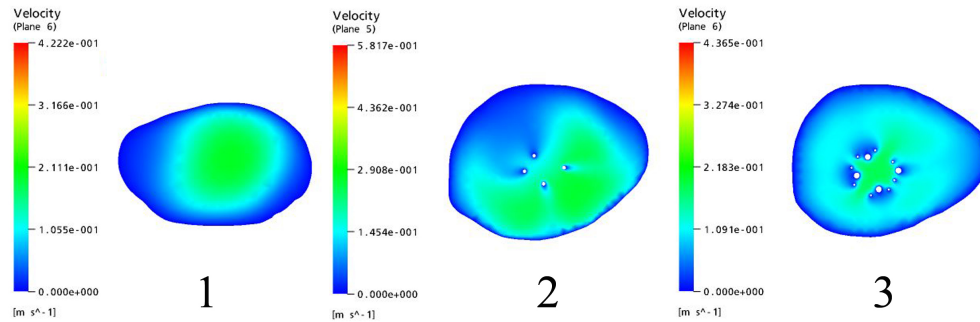


Figura C.12: Magnitud de velocidad: 1) Valsalva 2) Valsalva con filtro Günther-Tulip de 4 patas 3) Valsalva con filtro Günther-Tulip de 12 patas

encuentran recogidas las dimensiones de las secciones de la vena cava inferior en  $\text{mm}^2$  tomadas al primer paciente. Al mismo tiempo se puede observar como en estado de Valsalva se producen grandes regiones de bajas velocidades debido a que dicha maniobra dificulta el retorno venoso.

En cuanto a la influencia del uso de un filtro antitrombos se puede ver como en ambos casos de estudio la velocidad máxima se alcanza en las zonas de unión de las distintas corrientes en las que se divide el flujo sanguíneo al pasar a través del dispositivo. Por lo tanto, es en la región aguas abajo del filtro donde tiene lugar una mayor perturbación del flujo intravascular. Al usar el filtro de 12 patas la magnitud máxima de velocidad alcanzada es menor que en el caso de 4 patas, en ambos casos de estudio. Esto es debido a que el flujo sanguíneo se divide en un mayor número de corrientes al pasar a través del dispositivo por lo que la unión de estas se realiza de manera más progresiva dando lugar a que el aumento de velocidad producido sea menor.

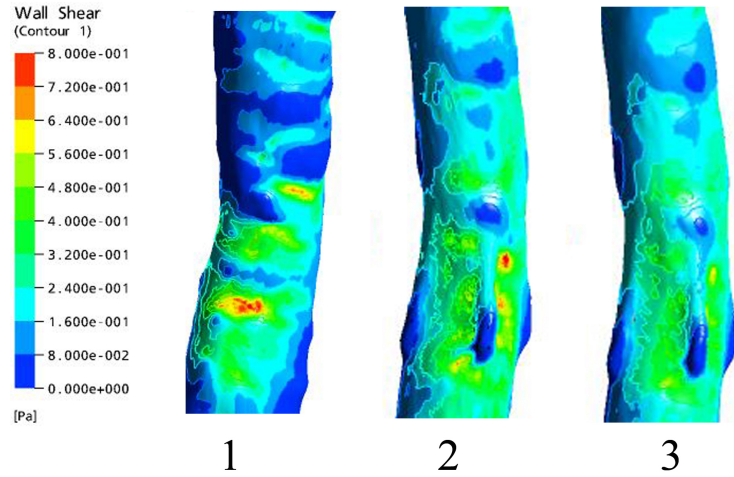


Figura C.13: Tensión tangencial en la pared: 1) Neutra 2) Neutra con filtro Günther-Tulip de 4 patas 3) Neutra con filtro Günther-Tulip de 12 patas

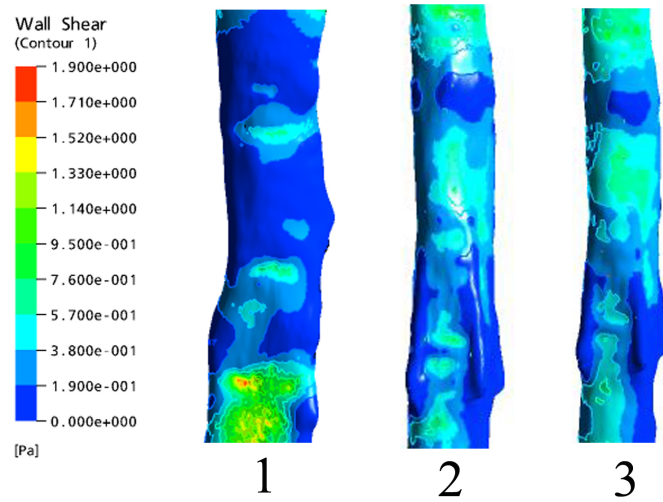


Figura C.14: Tensión tangencial en la pared: 1) Valsalva 2) Valsalva con filtro Günther-Tulip de 4 patas 3) Valsalva con filtro Günther-Tulip de 12 patas

Por último, se van a estudiar las tensiones tangenciales en la pared de los diferentes modelos. En las figuras C.13 y C.14 se pueden ver las tensiones

tangenciales en la pared en estado Neutra y de Valsalva respectivamente.

En estado de Valsalva las tensiones tangenciales a lo largo de la pared del vaso son muy bajas debido a que al realizar dicha maniobra el flujo sanguíneo permanece prácticamente inmóvil en el interior de la vena. Al mismo tiempo, la tensión tangencial máxima en la pared, alcanzada en la región donde se unen las corrientes procedentes de las venas ilíacas, es mayor que en estado Neutra. Esto es debido a que el aumento de presión que tiene lugar al realizar dicha maniobra ocasiona un estado de compresión en el vaso, fundamentalmente en la zona de las venas ilíacas y de las venas renales. Este estado de compresión contribuye a aumentar la tensión tangencial en la pared.

La tensión tangencial en la pared es proporcional al gradiente de velocidad. El uso de un filtro antitrombos da lugar a un aumento de dichas tensiones debido a que los gradientes de velocidad son mayores. Además se puede ver como la distribución de las tensiones es diferente respecto al estado de la vena cava sin filtro. En ambos casos se puede observar como la tensión tangencial es nula en la zona de contacto del dispositivo con el vaso debido a la recirculación producida en esa región. Además se puede ver que las tensiones tangenciales máximas se alcanzan entre las patas del filtro donde los gradientes de velocidad son mayores. Por último cabe destacar que la distorsión producida por el uso del filtro de 12 patas es mínima.

Después de haberse realizado la comparación anterior se puede concluir con que la influencia en la hemodinámica del uso de un filtro antitrombos es mínima. Los mayores cambios se producen en la tensión tangencial en la pared del vaso, ya que esta se ve aumentada debido al uso de este tipo de dispositivos, fundamentalmente durante el estado de Valsalva. Se producen grandes cambios en dicha magnitud ya que se observan zonas con tensiones muy bajas junto a zonas con tensiones tangenciales elevadas. Estas variaciones en la tensión pueden ser trombogénicas y ocasionar efectos negativos en la pared vaso como puede ser la formación de placas [2], [66], [67].

Cabe añadir que las diferencias observadas entre ambos dispositivos antitrombos son mínimas.

En cuanto al comportamiento hemodinámico de la vena cava inferior se han evidenciado los cambios en el retorno venoso producidos durante la realización de la maniobra de Valsalva. Al mismo tiempo, las tensiones tangenciales experimentan una mayor variación durante dicha maniobra debido al estancamiento que se produce en el flujo sanguíneo y al estado de compresión.

sión inducido por la presión externa. El efecto combinado de la realización de la maniobra de Valsalva junto con la utilización de un filtro antitrombos da lugar a un aumento en el riesgo de la formación de placas y por tanto de trombo. Al mismo tiempo, el aumento en la tensión tangencial debido a la utilización de filtros antitrombos puede ocasionar daños en la pared venosa.

### C.3. Influencia de las condiciones de contorno

Tal y como se ha explicado anteriormente en el Capítulo 4 se han impuesto condiciones de contorno de presión obtenidas de pacientes específicos. Se dispone de las presiones correspondientes a tres pacientes diferentes. Para poder ver la influencia que estas tienen en los análisis fluidodinámicos realizados se va a proceder al cálculo de los diferentes modelos con cada una de ellas. Todos los resultados expuestos anteriormente corresponden al cálculo fluidodinámico usando como condiciones de contorno las pertenecientes al primer paciente tanto en estado Neutra como en estado de Valsalva.

#### C.3.1. Estado de respiración Neutra

En primer lugar se va a analizar la influencia de las condiciones de contorno en estado de respiración normal. Para ello se van a representar los perfiles de velocidad en la misma sección a lo largo de la misma línea para cada uno de los modelos estudiados.

En la imagen C.15 se puede ver como los perfiles de velocidad son los mismos. Esto es debido a que las presiones son muy parecidas en los tres pacientes y la caída de presión que tiene lugar es la misma en los tres casos (aproximadamente se produce una caída de presión de 18 Pa).

Si se observan los perfiles de velocidad se puede comprobar lo explicado anteriormente. Debido a la geometría del vaso el perfil de velocidad pierde su forma parabólica. Se puede ver que la velocidad es nula en la pared debido a la condición de contorno de pared no deslizante y poco a poco va aumentando alcanzándose el máximo en la pared derecha.

En cuanto al caso de la vena cava con el filtro Günther-Tulip de 4 patas los perfiles de velocidad obtenidos se representan en la figura C.16. Estos perfiles se han calculado en los tres casos en la misma sección y a lo largo de la misma línea. Dicha línea pasa por las patas del filtro.

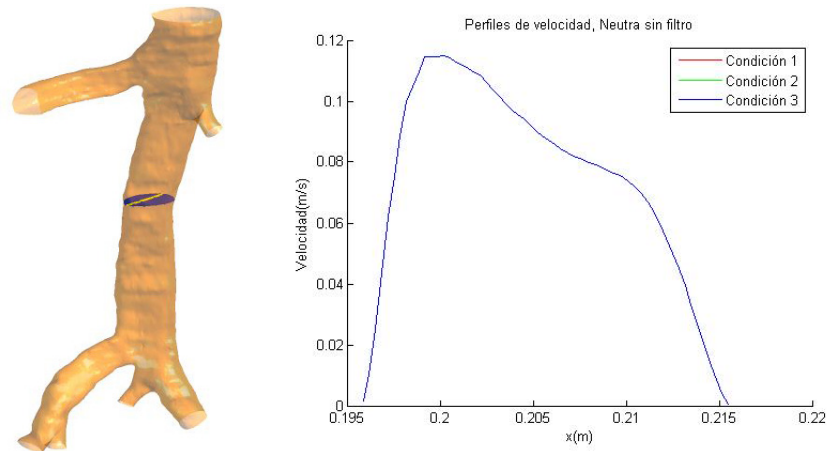


Figura C.15: Perfiles de velocidad de la vena cava inferior en estado Neutra usando las tres condiciones de presión.

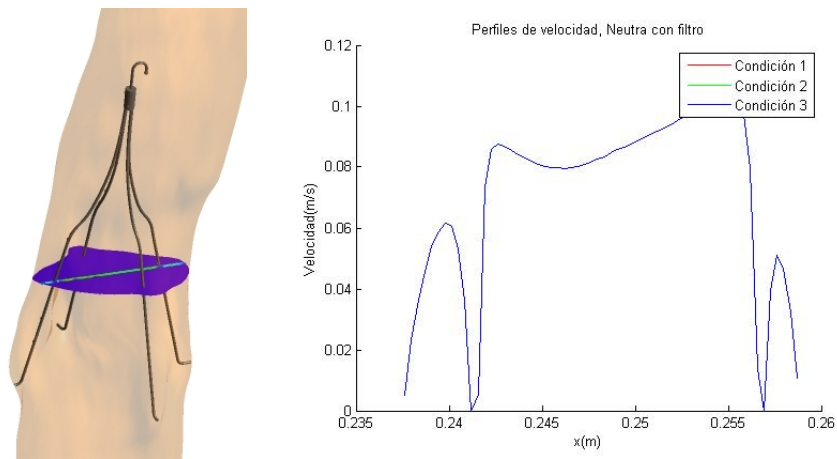


Figura C.16: Perfiles de velocidad de la vena cava inferior con filtro Günther-Tulip de 4 patas en estado Neutra usando las tres condiciones de presión.

Se puede ver como al igual que ocurría en el caso sin filtro la influencia de las condiciones de contorno en función del paciente es nula ya que los perfiles de velocidad son los mismos para los tres casos. Además se comprueba como la velocidad es nula en las paredes del vaso. Gradualmente la velocidad va aumentando hasta que disminuye drásticamente haciéndose cero en las patas del filtro. Nuevamente la velocidad aumenta alcanzando el valor máximo en la zona cercana a la pared izquierda.



El perfil de velocidad no es simétrico debido tanto a la geometría de la vena cava paciente específico como al descentramiento y la inclinación que posee el filtro antitrombos. Además se puede observar que la velocidad disminuye en el centro de la sección. Esto es debido a la presencia del filtro, ya que el flujo intravascular, al encontrarse un obstáculo en el centro de la sección tiende a disminuir su velocidad para fluir a su alrededor.

### C.3.2. Estado de maniobra de Valsalva

Se han realizado los cálculos utilizando las condiciones de contorno pertenecientes al segundo y al tercer paciente en estado de Valsalva. Se van a representar las líneas de flujo en 3D para el caso de la vena cava inferior sin filtro y utilizando como condición de contorno la correspondiente al segundo paciente.

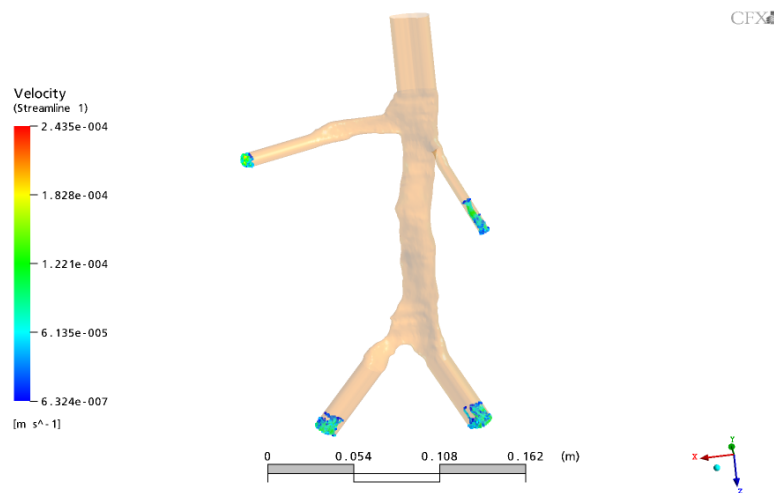


Figura C.17: Líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava inferior en estado de Valsalva usando como condición de contorno las del segundo paciente.

En la imagen C.17 se puede ver como el flujo sanguíneo no fluye a lo largo de la vena cava inferior. Según las presiones tomadas al segundo paciente, mostradas en la tabla C.2, se puede ver que la presión es mayor tanto en las renales como en la región de salida del flujo. El flujo se mueve en la dirección de mayor a menor presión por lo que debido a ello la sangre no fluye a través de la vena cava inferior, permanece inmóvil.

Paciente	Valsalva UP	Valsalva YR	Valsalva Low
2	78	78	77

Cuadro C.2: Tabla de presiones medias pertenecientes al segundo paciente en estado de Valsalva en mmHg.

Como se ha explicado anteriormente, durante la maniobra de Valsalva se produce un aumento de la presión en la cavidad torácica. Este aumento de la presión externa ocasiona un estado de compresión en los vasos dando lugar a que se produzca un cambio en la dirección del flujo sanguíneo de manera que este sale por las venas renales e ilíacas. Durante la segunda fase de la maniobra, debido al efecto conjunto del aumento de presión junto con el estado de compresión ocasionan que durante un breve período de tiempo el retorno venoso se encuentre inhibido [5], [7], [10], [12]. En el caso correspondiente al primer paciente las presiones eran tal que daban lugar a que el flujo procedente de las venas ilíacas llegase hasta la unión con las venas renales pero no llegaba al corazón. En este paciente, en cambio, las presiones en las venas renales son mayores que en las venas ilíacas por lo que durante la maniobra de Valsalva el flujo sanguíneo a través de la vena cava inferior permanece inmóvil y de nuevo no retorna al corazón.

Para el caso de la vena cava inferior con el filtro de Günther-Tulip de 4 patas usando las presiones correspondientes al segundo paciente el efecto sobre el flujo sanguíneo será el mismo.

En la imagen C.18 se comprueba como el flujo sanguíneo permanece inmóvil en la vena cava inferior.

Paciente	Valsalva UP	Valsalva YR	Valsalva Low
3	65	65	64

Cuadro C.3: Tabla de presiones medias pertenecientes al tercer paciente en estado de Valsalva en mmHg.

En cuanto a las condiciones de contorno correspondientes al tercer paciente se muestran en la tabla C.3. Mediante estas condiciones de presión los resultados obtenidos son los mismos que para el segundo paciente. Al igual que en el caso anterior la presión tanto en la salida como en las venas renales es mayor que la alcanzada en la zona de las venas ilíacas por lo que el

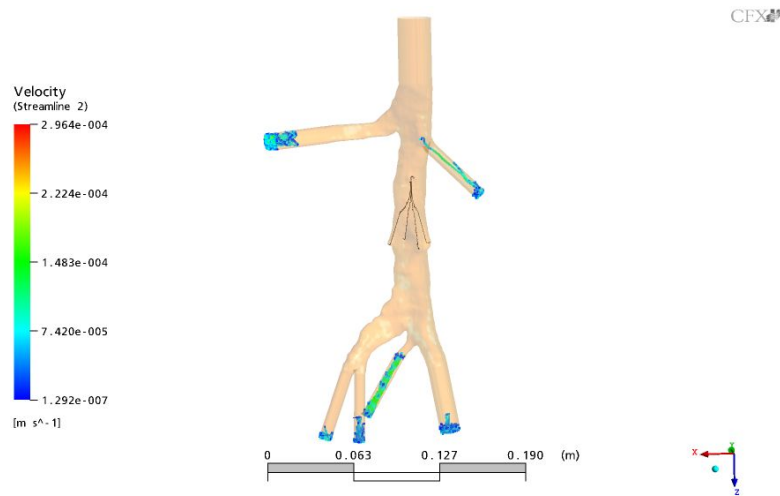


Figura C.18: Líneas de flujo en 3D a lo largo de la vena cava inferior con filtro Günther-Tulip de 4 patas en estado de Valsalva usando como condición de contorno las del segundo paciente.

flujo sanguíneo durante un breve período de tiempo no retornará al corazón y permanecerá inmóvil en la vena cava inferior.

Bajo estas condiciones de contorno se produce un estancamiento del flujo intravascular ocasionando que los efectos trombogénicos del uso de filtros antitrombos sean mayores. Si un coágulo se encontrase atrapado en el dispositivo, al realizarse dicha maniobra se podría producir un aumento del tamaño del trombo debido al breve estancamiento del flujo que tiene lugar durante la segunda fase de la maniobra de Valsalva.

---

## Bibliografía

---

- [1] Beatriz Lucea Sanz. *Modelado numérico de un filtro antitrombo*. Proyecto fin de carrera. 2011
- [2] T.N.Swaminathan, Howard H. Hu, Aalpen A. Patel *Numerical Analysis of the Hemodynamics and Embolus Capture of a Greenfield Vena Cava Filter*. Journal of Biomechanical Engineering. Vol. 128, 2006. pp: 360-370.
- [3] Michael A. Singer, Stephen L. Wang. *Modeling Flow Past a Tilted Vena Cava Filter*. Journal of Medical Devices. 2009. pp:1-19.
- [4] Stephen L. Wang, Michael A. Singer. *Toward an Optimal Position for Inferior Vena Cava Filters: Computational Modeling of the Impact of Renal Vein Inflow With Celect and TrapEase Filters*. J. Vasc. Interv. Radiol. Vol. 21. 2010. pp: 367-374.
- [5] Taylor D. *The valsalva manoeuvre a critical review*. SPUMS Journal Vol. 26, 1996. pp:8-13.
- [6] E.H.Jellinek. *The valsalva manoeuvre and Antonio valsalva (1666-1723)*. Journal of The Royal Society of Medicine. Vol. 99, 2006. pp: 448-451.
- [7] Robert Looga. *The valsalva manoeuvre-cardiovascular effects and performance technique: a critical review*. Respiratory Physiology and Neurobiology. Vol. 147, 2005. pp: 39-49.
- [8] William D. Parry. *Stuttering and the valsalva mechanism: a key to understanding and controlling stuttering blocks*. 1995. <http://www.valsalva.org/valsalva.htm>
- [9] Diccionario médico, maniobra de valsalva:  
<http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/valsalva's+maneuver>

- [10] Richard E. Klabunde. *Hemodynamics of a valsalva Maneuver*. 2007.  
<http://www.cvphysiology.com/Hemodynamics/H014.htm>
- [11] Maniobra de valsalva:  
<http://yotambienmemareo.blogspot.com.es/2009/07/maniobra-de-valsalva.html>
- [12] Julian M. Stewart et al. *Effects of thoracic blood volume on valsalva maneuver*. Am. J. Physiol Heart Circ. Physiol. Vol. 287, 2004. pp: H798-H804.
- [13] Diego Nicolás Corbo Pereira. *Tomografía Axial Computada*. XIII Seminario de Ingeniería biomédica. 2004. Universidad de la República Oriental de Uruguay.
- [14] Sandra Halliburton et al. *State-of-the-art in CT hardware and scan modes for cardiovascular CT*. Journal of Cardiovascular Computed Tomography. Vol. 6, 2012. pp:154-163.
- [15] TAC - Abdomen y pelvis:  
<http://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=abdominct>
- [16] Diccionario médico, Tomografía computarizada:  
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003330.htm>
- [17] Rebecca J. Winterborn, Frank CT Smith. *Deep Venous Thrombosis*. Surgery Journal. Vol. 27, 2009. pp:326-330.
- [18] Nigel Mackman. *Triggers, targets and treatments for thrombosis*. Nature. Vol. 451, 2008. pp: 914-918.
- [19] John E. Rectenwald et al. *The treatment of Deep Venous Thrombosis, Including the Newer Agents*. DM. Vol. 51, 2005. pp:104-111.
- [20] M.A Juretschke Moragues, C. Barbosa Ayúcar . *Tromboembolismo Pulmonar*. Ediciones DOYMA, S.L, 2002.
- [21] Enciclopedia médica, Trombosis venosa profunda:  
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000156.htm>
- [22] Diccionario médico, Venous Thromboembolism:  
<http://www.nhs.uk/conditions/Thrombosis/Pages/Introduction.aspx>
- [23] Enciclopedia médica, Tromboembolismo pulmonar:  
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000132.htm>

- [24] J.A Páramo et al. *Diagnóstico y tratamiento de la trombosis venosa profunda*. Revista médica, Universidad de Navarra. Vol. 51, 2007. pp:13-17.
- [25] El sistema circulatorio como sistema de tubos:  
<http://fluidos.eia.edu.co/hidraulica/articulos/es/flujoentuberias/circulatorio/circulatorio.html>
- [26] Flujo sanguíneo:  
[http://mazinger.sisib.uchile.cl/repositorio/lb/ciencias\\_quimicas\\_y\\_farmaceuticas/steinera/parte04/02e.html](http://mazinger.sisib.uchile.cl/repositorio/lb/ciencias_quimicas_y_farmaceuticas/steinera/parte04/02e.html)
- [27] C.Best, N.Taylor. *Elementos de la fisiología humana*. Editorial Universitaria S.A. 1959.
- [28] Anatomía del sistema cardiovascular, La sangre  
<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/morfo2/sangre.html>
- [29] Componentes de la sangre:  
<http://transfusion.granada-almeria.org/donar/componentes>
- [30] Biblioteca médica, Hematocrito:  
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003646.htm>
- [31] El sistema circulatorio:  
<http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/circu.htm>
- [32] Los primeros filtros:  
[http://www.drscope.com/pac/cardiologia/c1/c1\\_pag58.htm](http://www.drscope.com/pac/cardiologia/c1/c1_pag58.htm)
- [33] Silvia Giménez de Urtasun. *Estudio paramétrico con interacción fluidoestructura de la bifurcación de la arteria coronaria izquierda*. Proyecto fin de carrera. 2010.
- [34] Christopher P. Cheng, Robert J. Herfkens, Charles A. Taylor. *Inferior vena cava hemodynamics quantified in vivo at rest and during cycling exercise using magnetic resonance imaging*. Am J Physiol Heart Circ Physiol. Vol 284. 2003. pp:1161-1167
- [35] Herbert Oertel. *Prandtl's Essentials of Fluid Mechanics*. Springer. 2004.
- [36] Manuel M. Sanchez Nieto. *Mecánica de fluidos general*. Ed. Universidad Politécnica de Cartagena. Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial. 2007.

- [37] Cardiovascular Physiology Concepts: Viscosity of Blood:  
<http://www.cvphysiology.com/Hemodynamics/H011.htm>
- [38] Blood viscoelasticity:  
<http://www.vilastic.com/tech10.htm>
- [39] Barbara M. Johnston et al. *Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations*. Journal of Biomechanics. Vol 37. 2004. pp:709-720.
- [40] Sangho Kim. *A Study of Non-Newtonian Viscosity and Yield Stress of Blood in a Scanning Capillary-Tube Rheometer*. Tesis doctoral. 2002.
- [41] Shewaferaw S. Shibeshi, William E. Collins. *The Rheology of Blood Flow in a Branched Arterial System*. Appl Rheol. Vol 15. 2005. pp:398-405.
- [42] El sistema venoso:  
<http://www.uv.mx/personal/cblazquez/files/2012/01/Sistema-Venoso.pdf>
- [43] Conceptos básicos del sistema cardiovascular:  
<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo24.html>
- [44] El sistema circulatorio:  
<http://bibliotecadeinvestigaciones.wordpress.com/biologia/sistemas-y-aparatos-del-cuerpo-humano/sistema-circulatorio/>
- [45] National Heart Lung and Blood Institute:  
<http://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/hhw/anatomy.html>
- [46] Anatomía del sistema cardiovascular:  
[www.laenfermeria.es/apuntes/otros/anatomia/cardiovascular.doc](http://www.laenfermeria.es/apuntes/otros/anatomia/cardiovascular.doc)
- [47] Sistema venoso:  
[http://www.innerbody.com/image\\_cardov/card30-new.html](http://www.innerbody.com/image_cardov/card30-new.html)
- [48] Tuncay Hazirolan et al. *CT angiography of the renal arteries and veins: normal anatomy and variants*. Diagn Interv Radiol. Vol 17. 2011. pp: 67-73.
- [49] José Luis Ríos Reina, Carlos Alberto Vargas González. *Filtros en vena cava inferior*. Acta Médica Grupo Ángeles. Vol 4. 2006. pp: 93-99.
- [50] Ramón N. Herrera et al. *Implantes de filtros permanentes en vena cava inferior. Evolución y seguimiento*. Rev. Fed. Arg. Cardios. Vol 34. 2005. pp: 221-225.

- [51] Ivette Arriagada et al. *Interrupción de vena cava inferior mediante filtros de inserción percutánea: Indicaciones y resultados en 287 pacientes*. Rev. Med. Chile. Vol 135. 2007. pp: 351-358.
- [52] Thomas B. Kinney et al. *Inferior Vena Cava Filters*. Seminars in Interventional Radiology. Vol 23. 2006. pp:230-239.
- [53] Evolución de los filtros:  
[http://www.drscope.com/pac/cardiologia/c1/c1\\_pag58.htm](http://www.drscope.com/pac/cardiologia/c1/c1_pag58.htm)
- [54] M.A de Gregorio. *¿Qué hay de nuevo sobre los filtros de vena cava inferior?* Arch. Bronconeumol. Vol 40. 2003. pp: 193-195.
- [55] Rocío Sanchez et al. *Interrupción percutánea de vena cava inferior*. Cuad. Cir. Vol 22. 2008. pp: 36-42.
- [56] M.A de Gregorio. *¿Cuál es el tiempo límite para retirar un filtro de vena cava? Filtros opcionales de vena cava inferior: recuperación 90 días después de su implantación. Modelo ovino*. Arch. Bronconeumol. Vol 44. 2008. pp: 587-592.
- [57] S. Looby et al. *Gunther Tulip Retrievable Inferior Vena Caval Filters: Indications, Efficacy, Retrieval, and Complications*. Cardiovasc. Intervent. Radiol. Vol 30. 2007. pp: 56-65.
- [58] Matthew A. Corriere et al. *Vena cava filters and inferior vena cava thrombosis*. Journal of Vascular Surgery. Vol 45. 2006. pp: 789-794.
- [59] Michael A. Savin et al. *Placement of Vena Cava Filters: Factors affecting technical success and immediate complications*. AJR. Vol 179. 2002. pp:597-602.
- [60] Cook Incorporated ©. Diagnostic and Interventional Products:  
[www.cookgroup.com](http://www.cookgroup.com)
- [61] ANSYS ICEM CFD/AI Environment 10.0 User Manual.
- [62] ANSYS CFX-Solver Theory Guide. User Manual.
- [63] Juan Tomás Celigüeta Lizarza. *Método de los Elementos Finitos para Análisis Estructural*. Ed: UNICOPIA.C.B, 2008.
- [64] Manuel M.Sanchez Nieto. *Mecánica de fluidos general*. Ed. Universidad Politécnica de Cartagena. Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial, 2007.



- [65] Sandy F.C Stewart et al. *Effects of Thrombosed Vena Cava Filters on Blood: Flow Visualitation and Numerical Modeling*. Annals of Biomedical Engineering. Vol. 36. 2008.
- [66] Paul D. Stein, Hani N. Sabbah. *Measured Turbulence and Its Effect on Thrombus Formation*. Circulation Research. Vol. 35, 1974. pp: 608-614.
- [67] Peter F. Davies. *Hemodynamic shear stress and the endothelium in cardiovascular pathophysiology*. Nat Clin Pract Cardiovasc Med. Vol.6. 2009. pp:16-26.
- [68] Michael A. Singer, Stephen L. Wang, Darin P. Diachin. *Design Optimization of Vena Cava Filters: An Application to Dual Filtration Devices*. Vol. 132. 2010. pp:1-10.
- [69] David Taylor. *The Valsalva Manoeuvre A Critical Review*. SPUMS Journal. Vol 26. 1996. pp:8-13.
- [70] Richard L. Leask et al. *In Vitro Hemodynamic Evaluation of a Simon Nitinol Vena Cava Filter: Possible Explanation of IVC Occlusion*. J. Vasc. Interv. Radiol. Vol. 12. 2001. pp: 613-618.
- [71] Santiago Lerga Martínez. *Simulación numérica del comportamiento de dispositivos intravasculares antitrombos para vena cava*. Proyecto fin de carrera. 2009.
- [72] Diccionario médico: aterosclerosis  
<http://www.geosalud.com/Enfermedades Cardiovasculares/aterosclerosis.htm>
- [73] National Heart Lung and Blood Institute, atherosclerosis:  
<http://www.nhlbi.nih.gov/health-spanish/health-topics/temas/aterosclerosis/>
- [74] Diccionario médico: hiperplasia intimal  
<http://radiopaedia.org/articles/intimal-hyperplasia#>

