



**Universidad**  
Zaragoza

# Trabajo Fin de Grado

## Anexos

Estudio mediante elementos finitos de la fuerza de extracción de un filtro antitrombo para vena cava

Autor

Alejandra Pérez Andrés

Director

Estefanía Peña Baquedano

Escuela de Ingeniería y Arquitectura  
2015



# Índice de anexos

<b>Anexo A. Filtros antitrombo .....</b>	<b>7</b>
A.1. El tromboembolismo pulmonar: tratamiento mediante filtros antitrombo	7
A.2. Tipos de filtros.....	9
A.3. Partes y material del filtro Günther-Tulip .....	10
A.4. Complicaciones asociadas al uso de filtros.....	12
<b>Anexo B. Determinación de los parámetros de rotura: ampliación de resultados y errores .....</b>	<b>13</b>
B.1. Ampliación de los resultados .....	13
B.2. Simulaciones erróneas .....	21
<b>Anexo C. Simulación del proceso de implantación: ampliación de resultados y errores .....</b>	<b>25</b>
C.1. Ampliación de los resultados.....	25
C.2. Simulaciones erróneas.....	29
<b>Bibliografía .....</b>	<b>31</b>



# Índice de figuras

<b>Figura A.1.</b> Filtro de Mobil-Uddin (a) y filtro de Greenfield (b) .....	8
<b>Figura A.2.</b> Secuencia del proceso de extracción del filtro Günther-Tulip .....	9
<b>Figura A.3.</b> Partes que componen el filtro recuperable Günther-Tulip .....	10
<b>Figura A.4.</b> Imágenes histológicas del fenómeno de fibrosis alrededor de los extremos de las patas.....	12
<b>Figura B.1.</b> Esquema de la metodología de cálculo empleada .....	14
<b>Figura B.2.</b> Detalles de la configuración deformada de las simulaciones 10 (a), 15 (b) y 18 (c).....	16
<b>Figura B.3.</b> Detalles de la configuración deformada de la simulación 34 (a), 36 (b) y 37 (c).....	18
<b>Figura B.4.</b> Detalles de la configuración deformada de la simulación 51 (a), 54 (b) y 59 (c).....	20
<b>Figura B.5.</b> Detalle de la configuración deformada (a) y mapa de tensiones tangenciales del contacto en dirección 2 (radial) en MPa (b), con $K_{ss}, K_{tt} = 55 \text{ N/mm}^3$ .....	22
<b>Figura B.6.</b> Configuración deformada (a) y mapa de tensiones tangenciales del contacto en dirección 2 (radial) en MPa (b), con $K_{ss}, K_{tt} = 220 \text{ N/mm}^3$ .....	23
<b>Figura B.7.</b> Configuración deformada (a) y mapa de tensiones tangenciales del contacto en dirección 2 (radial) en MPa (b), con $K_{ss}, K_{tt} = 700 \text{ N/mm}^3$ .....	24
<b>Figura C.1.</b> Curvas uniaxiales en dirección circunferencial y longitudinal de 6 muestras de vena cava y ajuste de las curvas medias (a), mapa de tensiones en MPa de la vena cava tras la Pretensión (b).....	25
<b>Figura C.2.</b> Mapa de tensiones en MPa durante los pasos Presión interna (a) y Expansión (b) para un radio de vena cava de 11.34 mm .....	26
<b>Figura C.3.</b> Mapa de tensiones en MPa durante los pasos Presión interna (a) y Expansión (b) en MPa para un radio de vena cava de 9.14 mm.....	27
<b>Figura C.4.</b> Detalles de la configuración deformada para un radio de vena cava de 11.34 mm (a) y 9.14 mm (b).....	28
<b>Figura C.5.</b> Detalle del ensamblaje al comienzo del análisis (a) y de la simulación con interacción de tipo Small Sliding (b).....	29
<b>Figura C.6.</b> Detalles de la configuración deformada empleando un Contacto General y partiendo del filtro en posición de equilibrio.....	30



# Índice de tablas

<b>Tabla A.1.</b> Composición química en tanto por cien de la aleación Conichrome®.....	11
<b>Tabla B.1.</b> Parámetros de rotura conocidos del contacto cohesivo.....	13
<b>Tabla B.2.</b> Combinación de parámetros empleados en el primer análisis ( $K_{tt} = K_{ss}=220 \text{ Nmm}^3$ ).....	14
<b>Tabla B.3.</b> Combinación de parámetros ensayados en el segundo análisis ( $K_{tt} = K_{ss}=700 \text{ Nmm}^3$ ).....	17
<b>Tabla B.4.</b> Combinación de parámetros ensayados en el tercer análisis ( $K_{tt} = K_{ss}=55 \text{ Nmm}^3$ ).....	19
<b>Tabla B.5.</b> Parámetros de rotura considerados para tres de las pruebas que resultaron insatisfactorias.....	21



# Filtros antitrombo

### **A.1. El tromboembolismo pulmonar: tratamiento mediante filtros antitrombo**

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de pérdida de esperanza de vida en Europa y la primera causa de incapacidad en la población. Causaron más de 4 millones de muertes en Europa en el año 2008, lo que representó un 49 % de las muertes en el continente [26]. Estas estadísticas se traducen en un coste de más de 169 billones de euros al año para la comunidad europea, por lo que cualquier esfuerzo dirigido a la mejora de su diagnóstico y tratamiento será beneficioso para la sociedad.

El tromboembolismo pulmonar (TEP) es una de las ECV más mortíferas en la actualidad. Concretamente, se sitúa como la tercera causa más habitual de mortalidad cuando su tratamiento no es adecuado [28]. Esta enfermedad cardiovascular resulta de la obstrucción de la circulación arterial pulmonar por un trombo procedente del sistema venoso y, a pesar de los avances terapéuticos y de las técnicas existentes, sigue constituyendo una enfermedad grave, frecuente y de difícil manejo.

La anticoagulación, en sus diversas modalidades, constituye el tratamiento más común del TEP. Sin embargo, existen circunstancias en las que la anticoagulación falla o ésta no es una medida suficientemente eficaz. Inicialmente, durante los años 30 y 40, se recurrió a la interrupción del flujo sanguíneo en la vena cava inferior mediante la ligadura de este vaso por técnicas quirúrgicas. Sin embargo, existía un riesgo de mortalidad operatoria del 14% y todavía se producía embolia pulmonar en un 6% de los casos, siendo mortal en el 2% [30]. Posteriormente, en la década de los años 60, surgieron los primeros filtros antitrombo. Estos dispositivos de filtraje consistían en unos clips externos que se encargan de recoger los trombos sin interrumpir el flujo sanguíneo dentro del vaso. De esta manera, se logró disminuir la mortalidad y la incidencia del TEP recurrente; sin embargo, se producían lesiones en el vaso y, consecuentemente, obstrucción del flujo sanguíneo en casi la mitad de los pacientes. Además, su colocación requería de un procedimiento quirúrgico de alto riesgo [27].

A finales de los años 60 apareció el filtro de Mobil-Uddin (ver Figura A.1.a). Este dispositivo en forma de paraguas remplazaba los procedimientos quirúrgicos citados anteriormente. Alguno de los problemas que se observaron fueron la obstrucción del flujo sanguíneo y el desplazamiento del filtro, que ocasionaba la muerte del paciente.

Este dispositivo, a pesar de ser retirado del mercado, supuso un precedente para la definición de las características que debía presentar un filtro ideal. Las condiciones más importantes son:

- La fijación, para impedir la migración hacia el corazón.
- La capacidad del filtro para impedir el embolismo (retención de trombos de gran tamaño sin obstrucción del vaso).
- La capacidad de recuperación (posibilidad de extracción del filtro una vez disminuido el riesgo clínico al TEP).

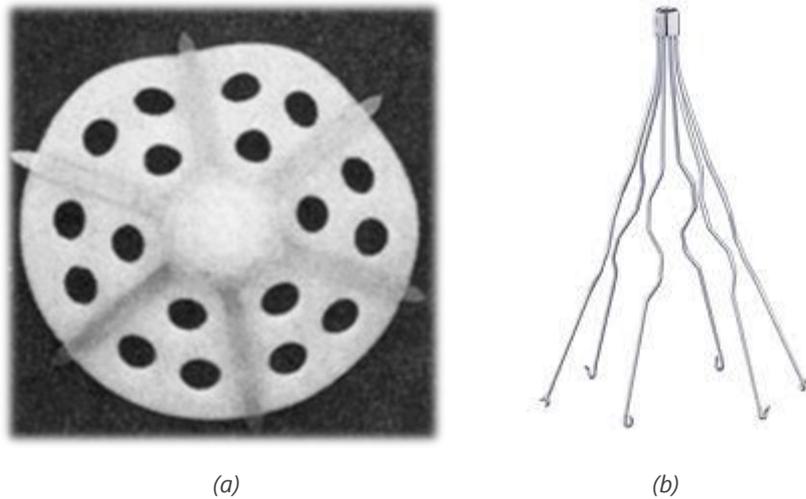


Figura A.1. Filtro de Mobil-Uddin (a) y filtro de Greenfield (b). Fuente: [21].

En 1972 el filtro de Greenfield se introdujo en el mercado. Este dispositivo de filtraje ya tenía forma de cono y pequeños ganchos en las patas que permitían su fijación a la pared del vaso (ver Figura A.1.b). El material utilizado fue acero inoxidable, lo cual supuso un inconveniente ya que era necesario un dilatador venoso de gran tamaño. Esta situación se resolvió introduciendo el filtro de Greenfield de titanio.

En 1984 se describió una técnica que permitía la colocación percutánea del filtro, lo que permitió reducir los costes, mejorar la facilidad de colocación y aumentar la aceptación y comodidad del paciente [21].

Posteriormente han ido surgiendo diversos tipos de filtro. Mayoritariamente están constituidos por aleaciones de níquel y titanio, se insertan por vía femoral o yugular y se liberan en la vena cava inferior [8, 9]. En general, tienen forma cónica con un vértice cefálico y patas equidistantes entre sí, dejando un espacio en el centro de tamaño tres veces menor que el que queda en la base. De esta forma, los émbolos mayores de un determinado tamaño (habitualmente de 3 mm) quedan atrapados en el vértice.

## A.2. Tipos de filtros

Los filtros de vena cava pueden ser definitivos, temporales o recuperables. Los filtros definitivos se liberan en la vena cava inferior y permanecen de forma permanente en su lugar de ubicación, mientras que los filtros temporales permanecen en la vena cava durante un periodo de tiempo tras el cual es necesario extraerlos. Los filtros recuperables, por su parte, tienen una morfología similar a los definitivos y pueden extraerse si las condiciones clínicas así lo aconsejan. En caso contrario, pueden permanecer indefinidamente en el organismo.

El tiempo de recuperabilidad no está bien establecido. No obstante, existen publicaciones para cada uno de los tipos de filtro. En el caso del modelo Günther-Tulip oscila entre los 19 días.

Actualmente, la colocación y extracción del dispositivo se lleva a cabo mediante cirugía mínimamente invasiva, insertándose por vía yugular mediante un catéter. En la Figura A.2 se muestra la secuencia de pasos que se siguen en la extracción del filtro: se introduce el catéter, después un lazo se encarga de recoger el dispositivo por medio del pequeño gancho superior y, por último, se aplica una fuerza hasta introducirlo en el interior del catéter.

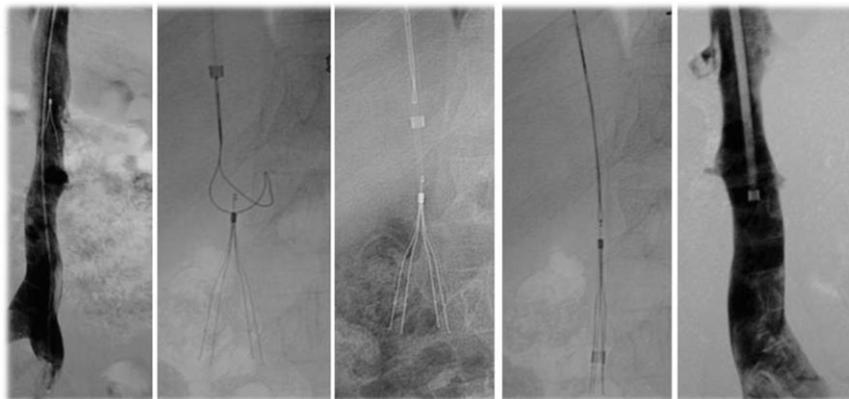


Figura A.2. Secuencia del proceso de extracción del filtro Günther-Tulip. Fuente: [21].

### A.3. Partes y material del filtro Günther-Tulip

Este apartado se va a centrar en describir en detalle el modelo de filtro recuperable Günther-Tulip, ya que es el modelo que se ha empleado en las simulaciones de elementos finitos del presente trabajo.

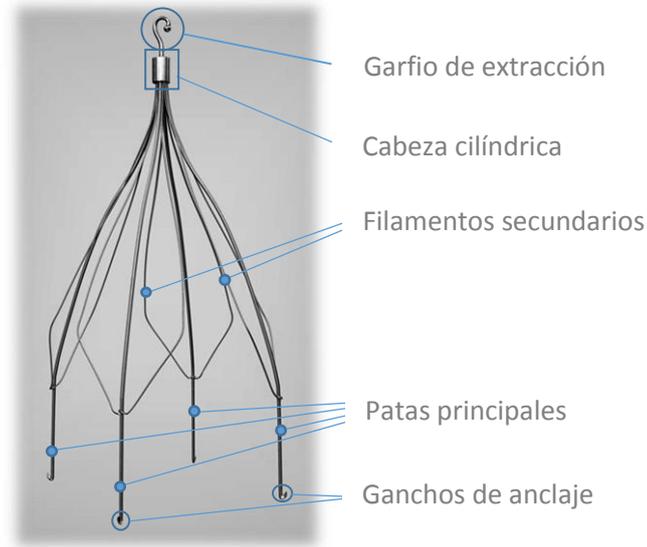


Figura A.3. Partes que componen el filtro recuperable Günther-Tulip. Fuente: [4].

Cada una de las partes que componen el filtro tiene una misión bien diferenciada. La terminación de las patas principales permite fijar el filtro al vaso y evitar una posible migración del filtro hacia el corazón, lo que causaría grandes lesiones o incluso la muerte del paciente. Los filamentos secundarios son los encargados de retener el trombo sin obstruir completamente el flujo sanguíneo. La cabeza cilíndrica tiene como fin agrupar a las patas principales y a los filamentos secundarios. Y, por último, el pequeño gancho superior hace posible la extracción del filtro una vez ha disminuido el riesgo de trombosis.

El material del que se fabrican estos dispositivos se denomina Conichrome®, es una marca registrada por Laboratorios Batelle y consiste en una aleación de cobalto, cromo, níquel, molibdeno y hierro, entre otros componentes. Su composición química se recoge en la Tabla A.1.

<b>Composición química Conichrome® (%)</b>	
<b>Carbón</b>	0.061
<b>Manganeso</b>	1.97
<b>Silicio</b>	0.478
<b>Fósforo</b>	0.005
<b>Sulfuro</b>	0.0015
<b>Cobalto</b>	39.8
<b>Cromo</b>	19.9
<b>Níquel</b>	15.4
<b>Molibdeno</b>	7.1
<b>Berilio</b>	0.0002
<b>Hierro</b>	15.284

Tabla A.1. Composición química en tanto por cien de la aleación Conichrome®. Fuente: [20].

Estos aleantes confieren al filtro una **alta resistencia a la corrosión, resistencia mecánica y resistencia a fatiga, además de un alto módulo elástico**. La aleación es primeramente fundida mediante técnicas de fusión inducida al vacío (VIM) y fundida de nuevo mediante la técnica de electro-escoria (SSR) destinada a eliminar impurezas y homogeneizar la aleación. Las propiedades de este material se deben a la combinación de procesos térmicos con trabajo en frío.

La experiencia médica en el uso de este material muestra un nivel muy alto de aceptación por el organismo, es decir, se trata de un **material biocompatible**. Por tanto, es una buena opción para implantes quirúrgicos. De hecho, en la actualidad, se usa en la fabricación de stents, filtros para vena cava, clips quirúrgicos y en aplicaciones de ortodoncia.

#### A.4. Complicaciones asociadas al uso de filtros

Existen diversas complicaciones asociadas al uso de los filtros para vena cava. Por un lado, la agresión del endotelio condiciona una reacción fibrosa, conocida como fibrosis, que tiende a englobar las patas del filtro en la propia pared de la vena y dificulta su extracción [9].

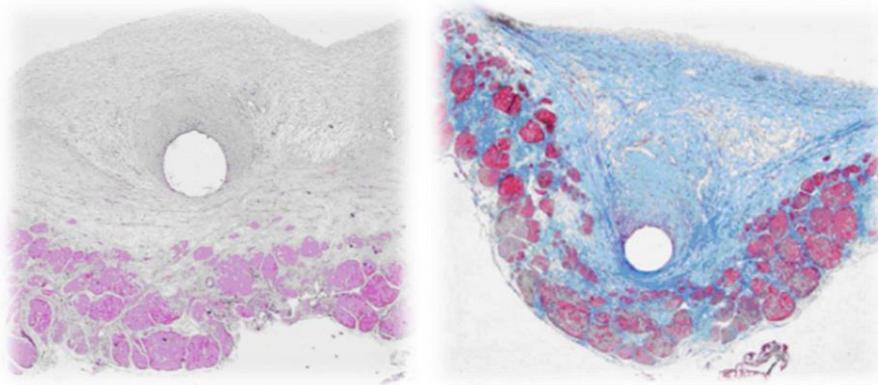


Figura A.4. Imágenes histológicas del fenómeno de fibrosis alrededor de los extremos de las patas. Fuente: [16].

En principio, estas circunstancias son necesarias y útiles para que el filtro no migre, ya que el riesgo de migración es inferior para una mayor formación de fibrosis en la pared [10, 22]. Sin embargo, si el sistema de fijación es muy firme resulta difícil y, a veces incluso imposible, la extracción del filtro, pues sería necesario aplicar una gran fuerza que podría dañar gravemente el vaso.

Otro de los riesgos o complicaciones, también relacionado con los ganchos de sujeción es la posibilidad de penetración a través de la pared venosa, afectando a estructuras adyacentes con repercusión medianamente grave.

Finalmente, resulta imprescindible que un filtro atrape el 100% de los trombos de gran tamaño. Sin embargo, no está claro si es necesario o, incluso deseable, capturar todos los pequeños, ya que se cree que estos últimos no tengan consecuencias clínicamente significativas y su captura pueda conllevar la obstrucción de la VCI [9-11].

Estas complicaciones indican la urgente necesidad de nuevos diseños de filtro que reduzcan los riesgos en los pacientes. Todas las modificaciones sustanciales de modelos ya existentes y sobre todo nuevos dispositivos que disminuyan las complicaciones anteriormente citadas supondrán un avance considerable en la calidad de vida de los pacientes y una disminución del coste del TEP al Sistema Nacional de Salud.

## Anexo B

# Determinación de los parámetros de rotura: ampliación de resultados y errores

En este anexo se exponen los resultados del estudio de la interacción filtro-vaso que, por razones de extensión, no aparecen en el Capítulo 2. Fundamentalmente, se muestra la metodología o estrategia de cálculo así como los inconvenientes que han surgido durante el desarrollo de esta tarea. A pesar de que pueda parecer contradictorio, las simulaciones insatisfactorias y los errores constituyen una importante fuente de información para futuros trabajos y contribuyen al análisis de resultados y a la extracción de conclusiones.

### B.1. Ampliación de los resultados

Los parámetros de rotura para modo I ( $K_{nn}$  y  $\sigma_{m\acute{a}x}$ ) y la energía de fractura ( $G_0$ ) se obtienen a partir de un proyecto anterior en el que se determinaron las propiedades de fractura de la vena cava inferior [18]. Estos valores se mantienen constantes durante todas las simulaciones.

$\delta_0$ (mm)	$\delta_r$ (mm)	$\sigma_{m\acute{a}x}$ (MPa)	$K_{nn}$ ( $\frac{N}{mm^3}$ )	$G_0$ (N/mm)
<b>0.01</b>	0.35	2.2	220	0.385

Tabla B.1. Parámetros de rotura conocidos del contacto cohesivo. Fuente: [18].

Como parámetros a determinar se tienen las pendientes antes de fallo,  $K_{tt}$ ,  $K_{ss}$ , y las tensiones de inicio de daño,  $\tau_{s,m\acute{a}x}$ ,  $\tau_{t,m\acute{a}x}$ , en caso de que la rotura se produzca en las direcciones de cizalladura. En un primer análisis, se fijó la pendiente antes de fallo en las tres direcciones ( $K_{nn}$ ,  $K_{tt}$ ,  $K_{ss}$ ) igual a  $220 \frac{N}{mm^3}$  y se realizaron sucesivas simulaciones con valores decrecientes de las tensiones tangenciales críticas hasta obtener aquellas que satisfacen las condiciones del ensayo experimental (Figura B.1).

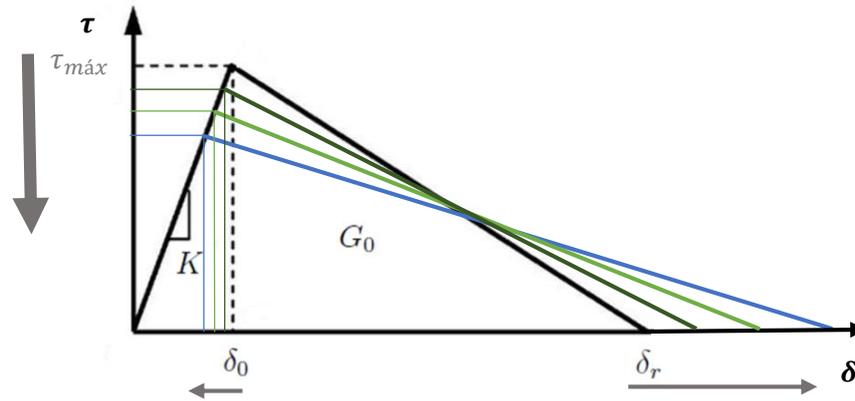


Figura B.1. Esquema de la metodología de cálculo empleada.

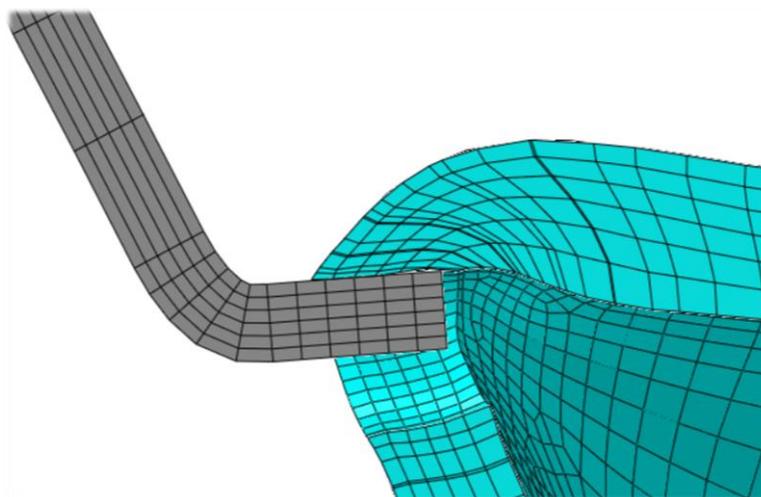
La Tabla B.2 recoge las combinaciones de parámetros empleados en este primer análisis. Se analizó un rango de 2.2 a 0.1 MPa, pues las tensiones tangenciales que se originan en el contacto son generalmente bajas y, **dado que la parte superior del contacto sólo puede romper por modo II de fractura, es necesario disminuir  $\tau_{s,máx}$  y  $\tau_{t,máx}$  para que el daño se inicie en esa zona.** Sin embargo, si se disminuye el criterio de inicio de daño en exceso, puede ocurrir que el modelo no converja o, por otro lado, se dificulte la extracción al aumentar  $\delta_r$ .

Simulación	$\tau_{ss,máx} = \tau_{tt,máx}$ (MPa)	$K_{tt} = K_{ss} \left( \frac{N}{mm^3} \right)$	$\delta_0$ (mm)	$\delta_r$ (mm)
1	2.2	220	0.01	0.360
2	2.1	220	0.0095	0.376
3	2	220	0.0091	0.394
4	1.9	220	0.0086	0.414
5	1.8	220	0.0082	0.436
6	1.7	220	0.0077	0.461
7	1.6	220	0.0073	0.489
8	1.5	220	0.0068	0.520
9	1.4	220	0.0064	0.556
10	1.3	220	0.0059	0.598
11	1.2	220	0.0055	0.647
12	1.1	220	0.005	0.705
13	1	220	0.0045	0.775
14	0.9	220	0.0041	0.860
15	0.8	220	0.0036	0.966
16	0.7	220	0.0032	1.103
17	0.6	220	0.0027	1.286
18	0.5	220	0.0023	1.542
19	0.4	220	0.0018	1.927
20	0.3	220	0.0014	2.568
21	0.2	220	0.0009	3.851
22	0.1	220	0.0005	7.7

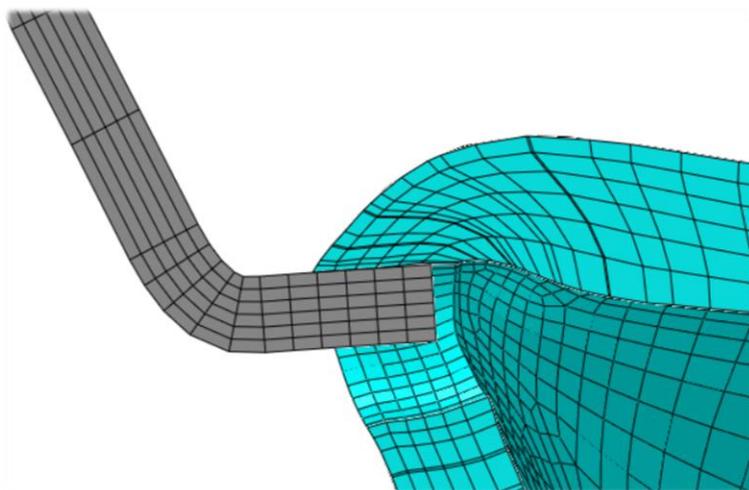
 Tabla B.2. Combinación de parámetros empleados en el primer análisis ( $K_{tt} = K_{ss} = 220 \frac{N}{mm^3}$ ).

Se observó que ninguna de las combinaciones logra reproducir de forma óptima el ensayo experimental, que consiste en la extracción del filtro para una fuerza de 5.38 N. Los resultados que se aproximaron a los experimentales pero no son los óptimos aparecen en azul en la Tabla B.2. En el resto de simulaciones, o bien no se inicia el daño en la parte superior del contacto o el modelo no converge.

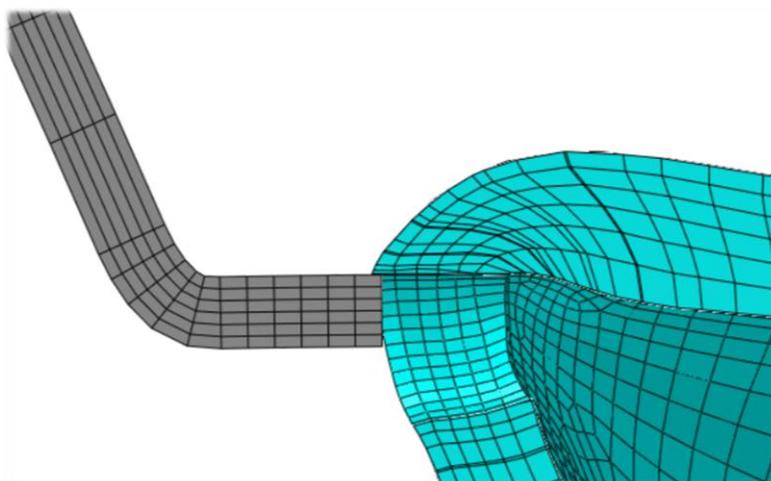
A pesar de que la simulación 18 parece satisfactoria (ver Figura B.2), la separación necesaria para se produzca la rotura del contacto indica que todavía no ha tenido lugar la extracción completa del filtro ( $\delta_r = 1.542 \text{ mm}$ ), ya que el espesor de la vena cava es de 1 mm. Por tanto, queda claro que **resulta clave encontrar un equilibrio entre facilitar el inicio del daño y acelerar la propagación del mismo.**



(a)



(b)



(c)

Figura B.2. Detalles de la configuración deformada de las simulaciones 10 (a), 15 (b) y 18 (c).

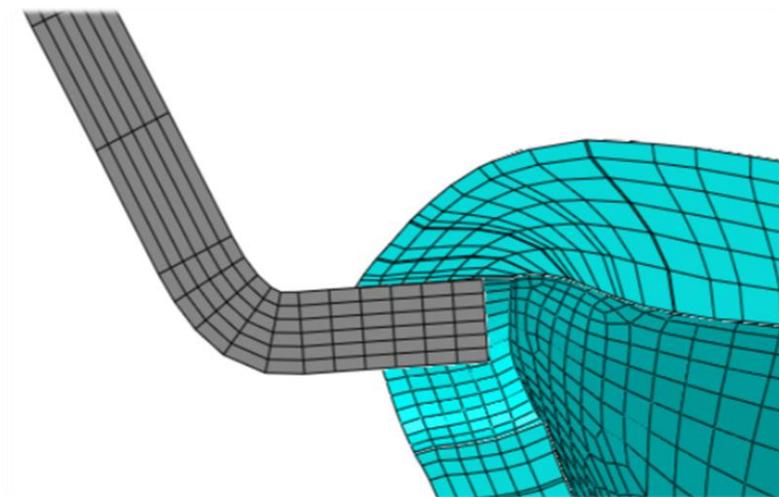
A continuación, se propuso un valor superior de la pendiente antes de fallo en las direcciones de cizalladura ( $K_{tt}, K_{ss}$ ) de  $700 \frac{N}{mm^3}$  y se realizaron sucesivas pruebas con valores decrecientes de las tensiones tangenciales de inicio de daño, de nuevo con un rango de tensiones de 2.2 a 0.1 MPa.

<b>Simulación</b>	$\tau_{ss,m\acute{a}x} = \tau_{tt,m\acute{a}x}$ (MPa)	$K_{tt} = K_{ss}$ ( $\frac{N}{mm^3}$ )	$\delta_0$ (mm)	$\delta_r$ (mm)
23	2.2	700	0.00314	0.353
24	2.1	700	0.003	0.370
25	2	700	0.00286	0.388
26	1.9	700	0.00271	0.408
27	1.8	700	0.00257	0.430
28	1.7	700	0.00243	0.455
29	1.6	700	0.00229	0.484
30	1.5	700	0.00214	0.515
31	1.4	700	0.002	0.552
32	1.3	700	0.00186	0.594
33	1.2	700	0.00171	0.643
34	1.1	700	0.00157	0.702
35	1	700	0.00143	0.771
36	0.9	700	0.00129	0.857
37	0.8	700	0.00114	0.954
38	0.7	700	0.001	1.101
39	0.6	700	0.00086	1.284
40	0.5	700	0.00071	1.541
41	0.4	700	0.00057	1.926
42	0.3	700	0.00043	2.567
43	0.2	700	0.00029	3.850
44	0.1	700	0.00014	7.7

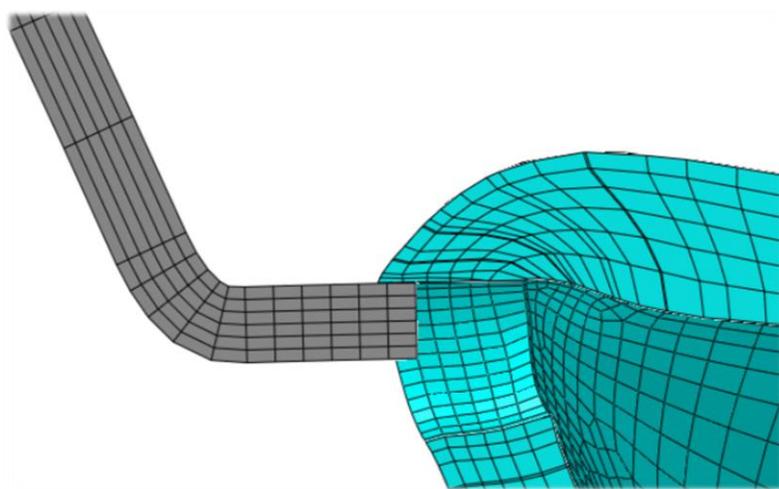
Tabla B.3. Combinación de parámetros ensayados en el segundo análisis ( $K_{tt} = K_{ss} = 700 \frac{N}{mm^3}$ ).

La combinación de parámetros que reproduce el ensayo experimental de extracción aparece en verde en la Tabla B.3. Los resultados que se aproximaron a los experimentales pero no provocan la extracción del filtro para una fuerza de 5.38 N aparecen en azul en la Tabla B.3. En el resto de simulaciones no se produce el inicio del daño en la parte superior del contacto o el modelo no converge.

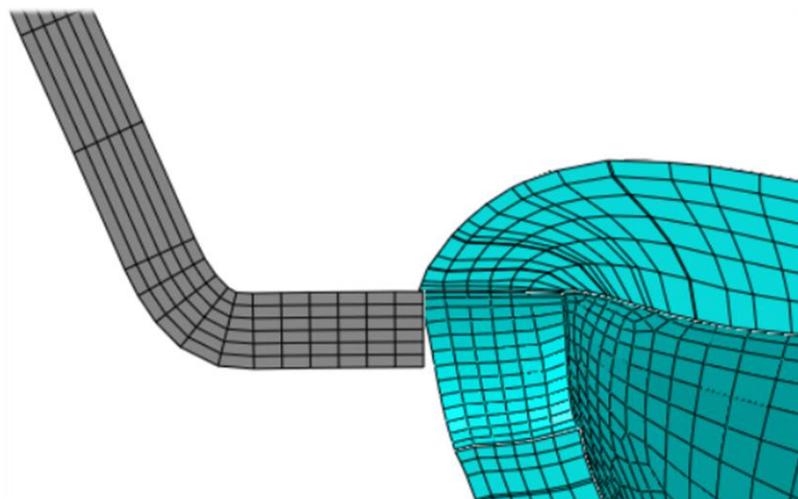
Si se comparan los resultados con los del primer análisis, se observa que las tensiones tangenciales de inicio de daño que consiguen reproducir el experimento son superiores en este caso (0.8 frente a 0.5 MPa). Esto se debe a que, para un mismo rango de tensiones tangenciales máximas considerado, una pendiente de inicio de daño mayor facilita el comienzo de la degradación, lo cual se ha visto que resulta clave para que tenga lugar la extracción. De nuevo, si disminuimos demasiado el criterio de inicio de daño, puede ocurrir que el modelo no converja o se dificulte la extracción al aumentar  $\delta_r$ .



(a)



(b)



(c)

Figura B.3. Detalles de la configuración deformada de la simulación 34 (a), 36 (b) y 37 (c).

Por último, se llevó a cabo un tercer análisis para un valor de la pendiente antes de fallo en las direcciones de cizalladura ( $K_{tt}, K_{ss}$ ) de  $55 \frac{N}{mm^3}$ .

<b>Simulación</b>	$\tau_{ss,m\acute{a}x} = \tau_{tt,m\acute{a}x}$ (MPa)	$K_{tt} = K_{ss}$ ( $\frac{N}{mm^3}$ )	$\delta_0$ (mm)	$\delta_r$ (mm)
45	2.2	55	0.04	0.390
46	2.1	55	0.03818	0.405
47	2	55	0.0363	0.421
48	1.9	55	0.03455	0.44
49	1.8	55	0.03273	0.461
50	1.7	55	0.03091	0.484
51	1.6	55	0.02909	0.51
52	1.5	55	0.02727	0.541
53	1.4	55	0.02545	0.575
54	1.3	55	0.02364	0.616
55	1.2	55	0.02182	0.663
56	1.1	55	0.02	0.72
57	1	55	0.01818	0.788
58	0.9	55	0.01636	0.872
59	0.8	55	0.01455	0.977
60	0.7	55	0.01273	1.113
61	0.6	55	0.01091	1.294
62	0.5	55	0.00909	1.549
63	0.4	55	0.00727	1.932
64	0.3	55	0.00545	2.572
65	0.2	55	0.00364	3.854
66	0.1	55	0.00182	7.702

Tabla B.4. Combinación de parámetros ensayados en el tercer análisis ( $K_{tt} = K_{ss} = 55 \frac{N}{mm^3}$ ).

En este caso, para el rango de tensiones tangenciales máximas considerado, prácticamente no se inicia el daño en la parte superior del contacto (ver Figura B.4). Esto era de esperar, pues los valores de  $\delta_0$  que resultan son altos comparados con los que han hecho que el filtro se extraiga en los dos análisis anteriores. Asimismo, si se realizase una nueva tanda de simulaciones para  $K_{tt}, K_{ss} = 55 \frac{N}{mm^3}$  con un rango de tensiones tangenciales tal que los valores de  $\delta_0$  fuesen del orden descrito, el alto valor de  $\delta_r$  que se obtendría no tendría significado físico ya que el espesor de la vena cava es de 1 mm.

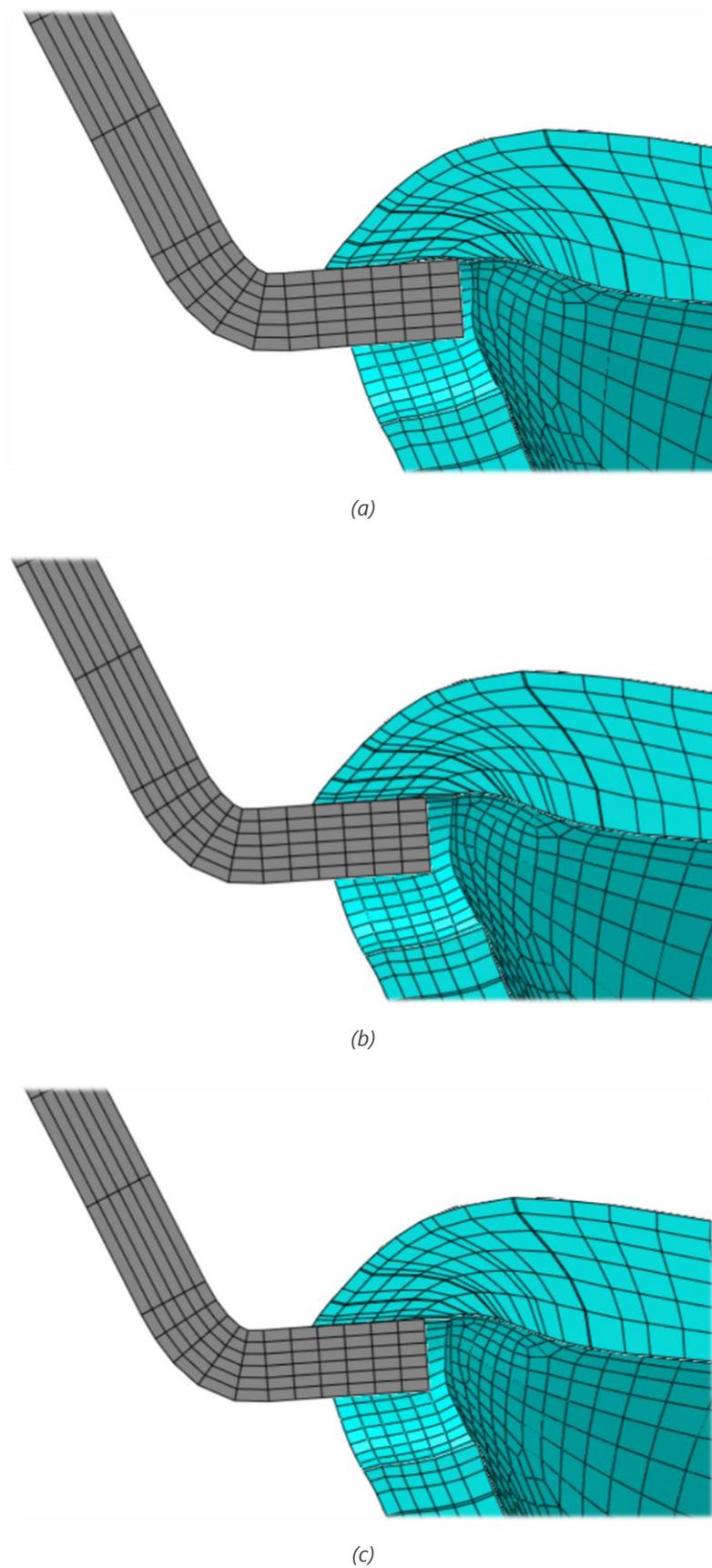


Figura B.4. Detalles de la configuración deformada de la simulación 51 (a), 54 (b) y 59 (c).

## B.2. Simulaciones erróneas

Al comienzo del trabajo se planteó la posibilidad de fijar la tensión de iniciación del daño para los tres modos de fallo igual a 2.2 MPa y realizar sucesivos cálculos variando las pendientes antes de fallo,  $K_{ss}$  y  $K_{tt}$ .

$K_{ss} \left(\frac{N}{mm^3}\right)$	$K_{tt} \left(\frac{N}{mm^3}\right)$	$\sigma_{m\acute{a}x}, \tau_{s,m\acute{a}x}, \tau_{t,m\acute{a}x} \text{ (MPa)}$	$K_{nn} \left(\frac{N}{mm^3}\right)$	$G_0 \text{ (N/mm)}$
55	55	2.2	220	0.385
220	220	2.2	700	0.385
700	700	2.2	700	0.385

Tabla B.5. Parámetros de rotura considerados para tres de las pruebas que resultaron insatisfactorias.

Como ya se ha visto en el apartado *Contacto* del Capítulo 2, la fase de inicio de la degradación del comportamiento cohesivo comienza cuando las tensiones o separaciones de contacto satisfacen un determinado criterio definido por el usuario (Expresión B.1). El modo de fractura dominante en cada punto dependerá de cuál de los tres cocientes alcance antes la unidad.

$$m\acute{a}x \left( \frac{\sigma}{\sigma_{m\acute{a}x}}, \frac{\tau_s}{\tau_{s,m\acute{a}x}}, \frac{\tau_t}{\tau_{t,m\acute{a}x}} \right) = 1 \quad (B.1)$$

Sin embargo, como se aprecia en las Figuras B.5, B.6 y B.7, las tensiones tangenciales del contacto definido entre filtro y vaso no alcanzaban el criterio de inicio de daño fijado,  $\tau_{s,m\acute{a}x}, \tau_{t,m\acute{a}x}=2.2$  MPa. Por tanto, no se originaba la degradación de la parte superior del contacto, que sólo puede tener lugar para modo de fractura II (tensiones tangenciales).

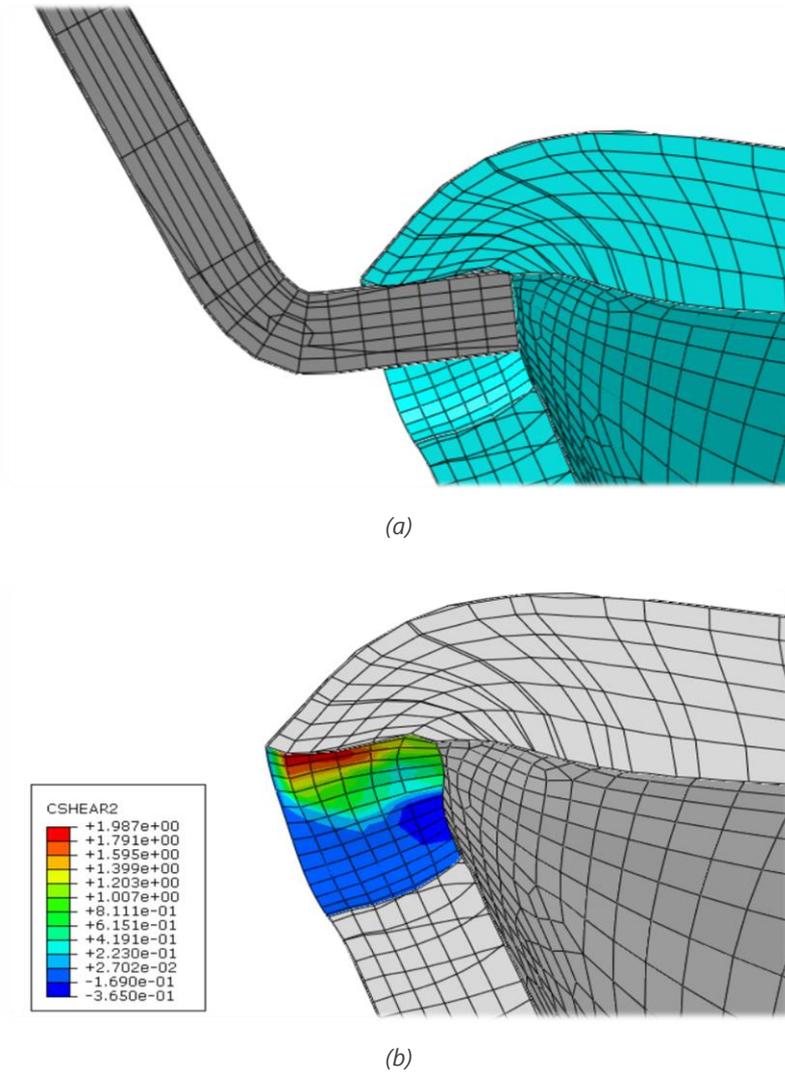
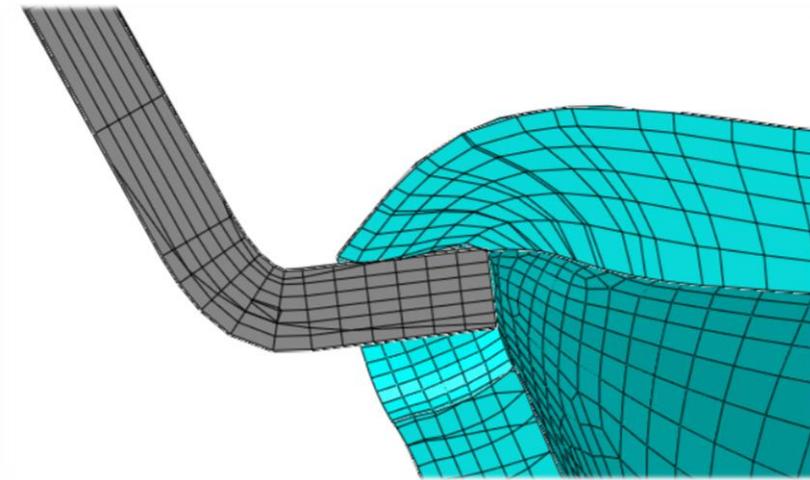
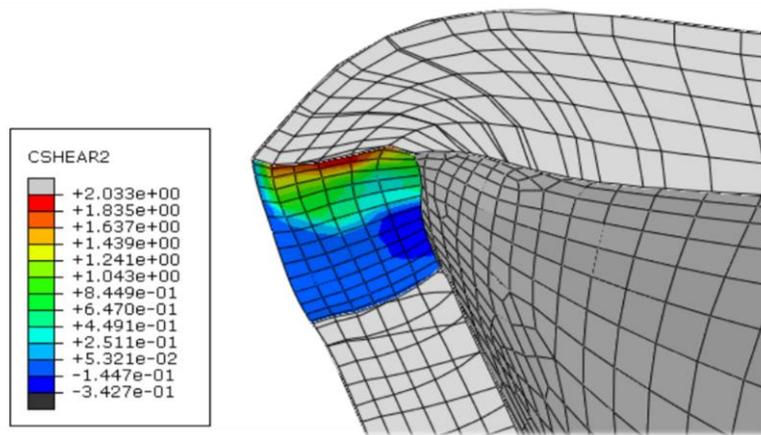


Figura B.5. Detalle de la configuración deformada (a) y mapa de tensiones tangenciales del contacto en dirección 2 (radial) en MPa (b), con  $K_{ss}, K_{tt} = 55 \frac{N}{mm^3}$ .

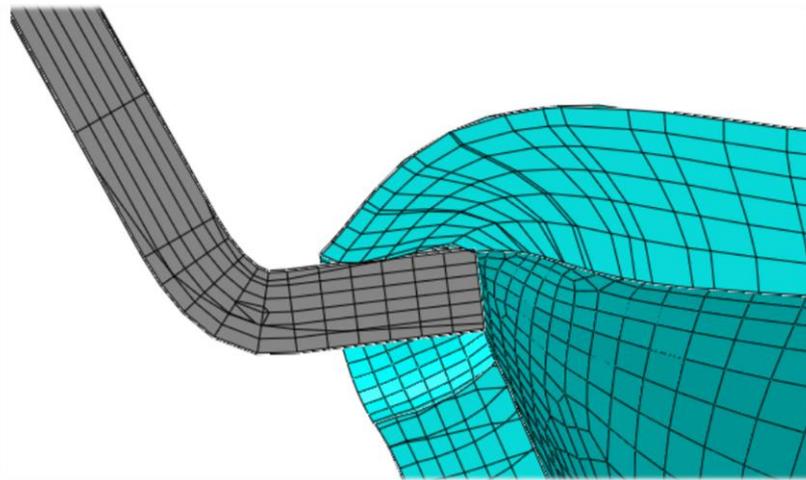


(a)

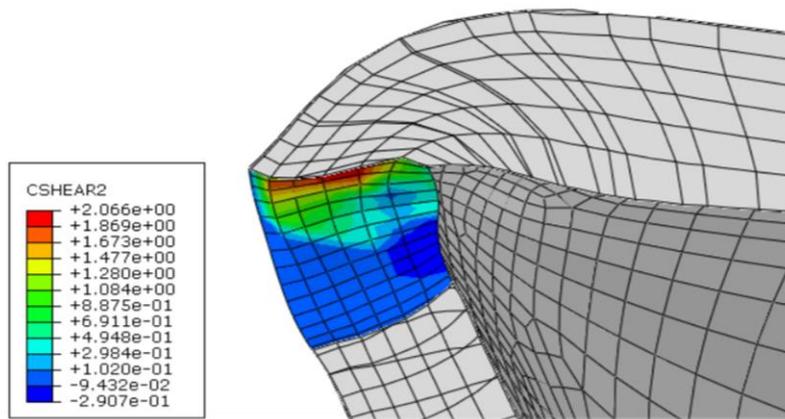


(b)

Figura B.6. Configuración deformada (a) y mapa de tensiones tangenciales del contacto en dirección 2 (radial) en MPa (b), con  $K_{ss}, K_{tt} = 220 \frac{N}{mm^3}$ .



(a)



(b)

Figura B.7. Configuración deformada (a) y mapa de tensiones tangenciales del contacto en dirección 2 (radial) en MPa (b), con  $K_{ss}, K_{tt} = 700 \frac{N}{mm^3}$ .

## Anexo C

# Simulación del proceso de implantación: ampliación de resultados y errores

En este anexo se exponen detalladamente los resultados obtenidos en la simulación del proceso de implantación del filtro que se introdujeron en el Capítulo 3. Además, se presentan los inconvenientes que surgieron durante el desarrollo de esta segunda simulación, relacionados con la definición del contacto.

### C.1. Ampliación de los resultados

Con el fin de verificar la correcta orientación de las fibras del material en el modelo de elementos finitos se comprobó que las tensiones que se originaban en la vena cava al aplicarle una pretensión longitudinal ( $\lambda$ ) de valor 1.97 (paso *Pretensión*) correspondían a las indicadas por la curva uniaxial media de Gasser en dirección longitudinal (ver Figura C.1).

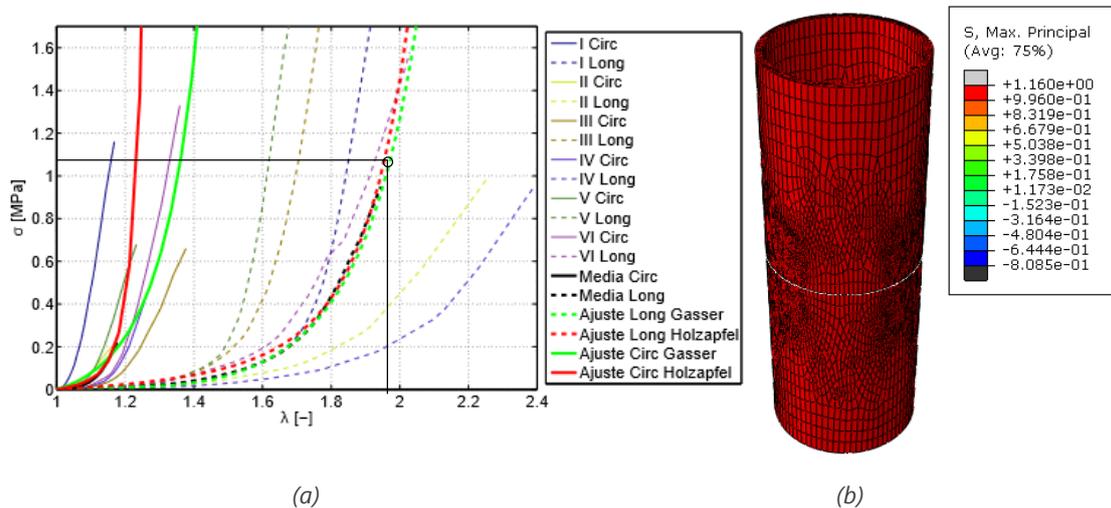


Figura C.1. Curvas uniaxiales en dirección circunferencial y longitudinal de 6 muestras de vena cava y ajuste de las curvas medias (a), mapa de tensiones en MPa de la vena cava tras la Pretensión (b). Fuente [18].

Las Figuras C.2 y C.3 muestran la distribución de tensiones durante los pasos *Presión interna* y *Expansión* para cada uno de los radios de vena cava analizados.

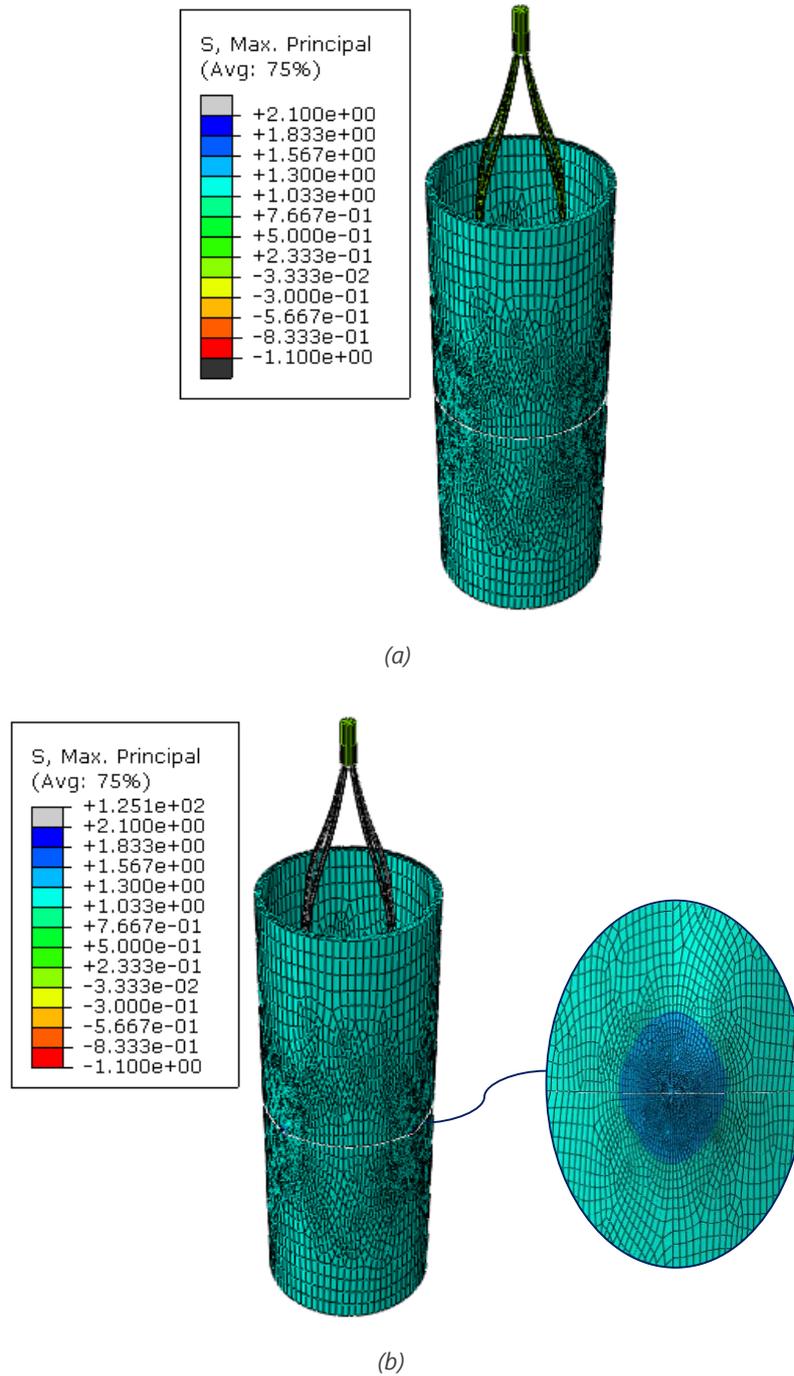


Figura C.2. Mapa de tensiones en MPa durante los pasos *Presión interna* (a) y *Expansión* (b) para un radio de vena cava de 11.34 mm.

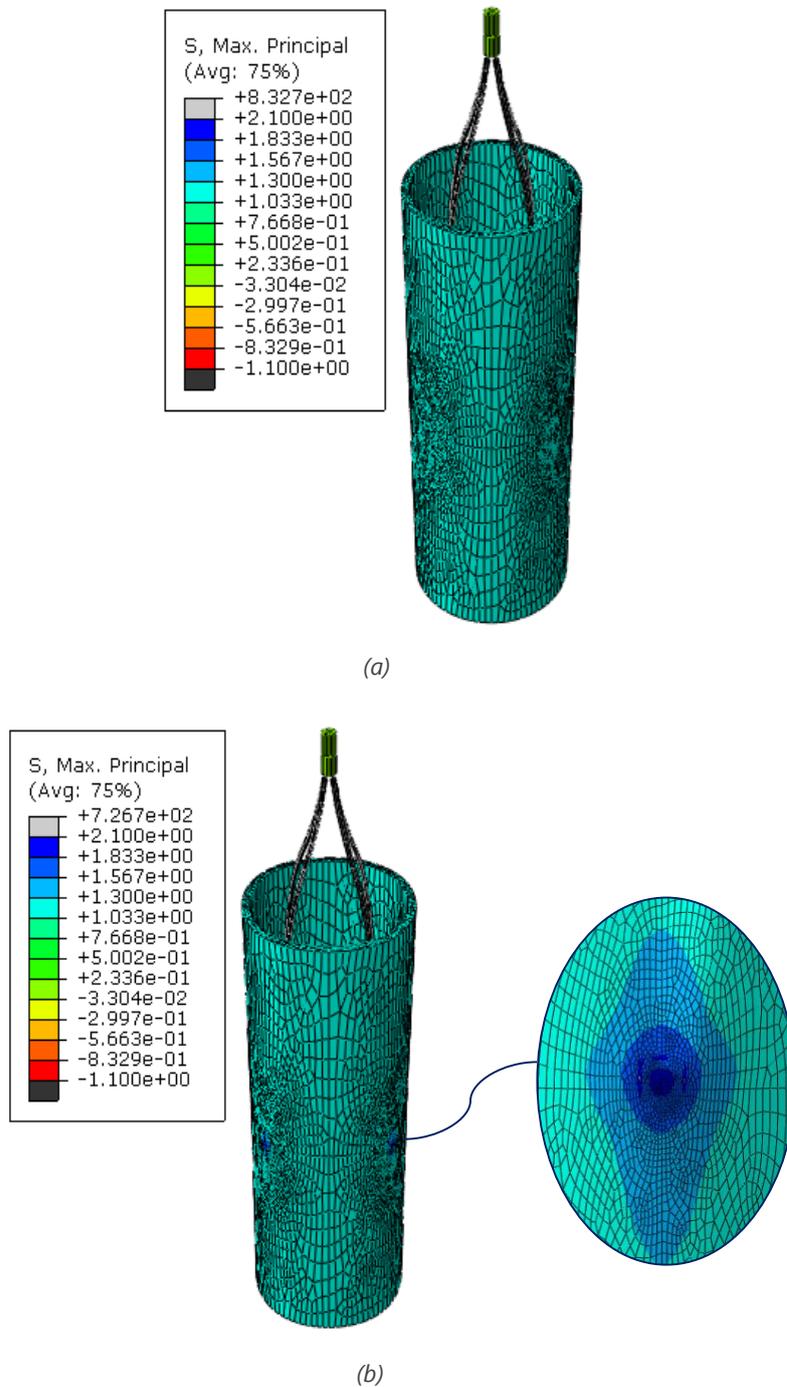
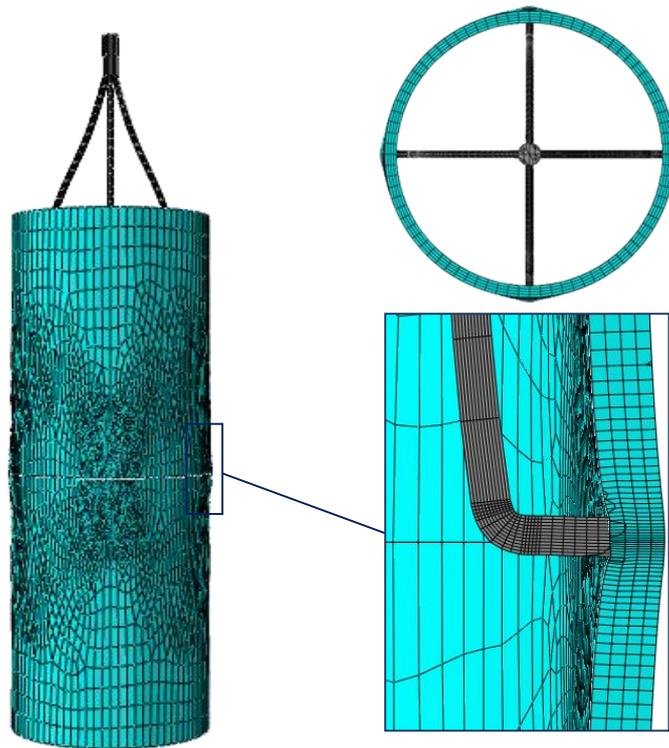
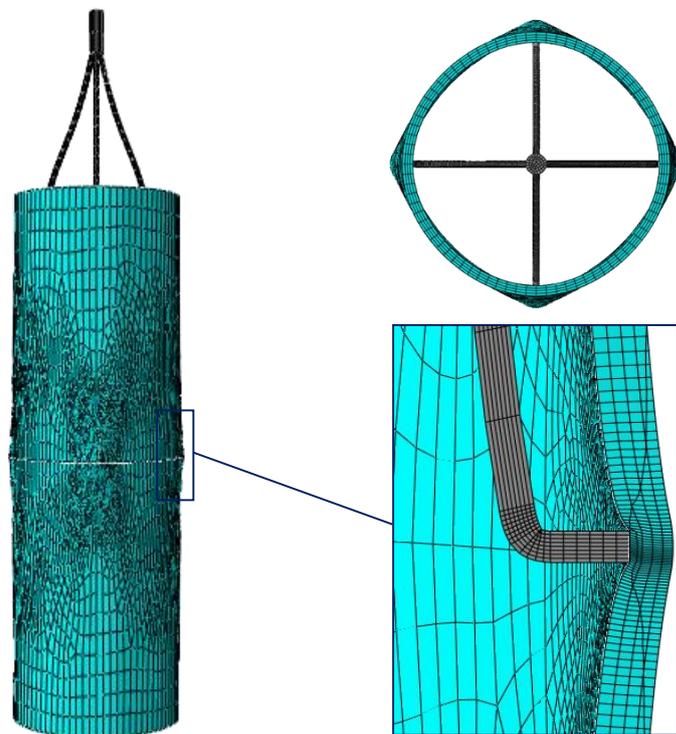


Figura C.3. Mapa de tensiones en MPa durante los pasos Presión interna (a) y Expansión (b) en MPa para un radio de vena cava de 9.14 mm.

Si se comparan las Figuras a y b para cada uno de los radios de vena cava considerados se observa que, tras la implantación del dispositivo, las tensiones varían únicamente en las regiones próximas a la inserción. Esto concuerda con los estudios elaborados por Forsell y Gasser [14] que indican que, en un tejido fibroso, el “daño” se produce de forma localizada. Además, para un radio menor de vena cava las tensiones que se generan son superiores debido a la mayor deformación experimentada por el vaso.



(a)



(b)

Figura C.4. Detalles de la configuración deformada para un radio de vena cava de 11.34 mm (a) y 9.14 mm (b).

Las Figuras C.4.a y C.4.b muestran la configuración deformada para cada uno de los radios de vena cava simulados. Se aprecia cómo al disminuir el radio se produce una mayor deformación en la zona próxima a la inserción de las patas del filtro. Además, como ya se ha comentado, se trata de una deformación localizada.

## C.2. Simulaciones erróneas

Durante el desarrollo de la simulación del proceso de implantación surgieron inconvenientes relacionados con la incorrecta definición del contacto creado entre filtro y vena cava, que se detallan a continuación.

En los primeros análisis se quería lograr que los ganchos de anclaje del dispositivo interactuasen con el vaso sin tener en cuenta la posibilidad de penetración del filtro. Por tanto, se escogió un contacto *Surface-to-Surface* de tipo *Small-Sliding*. Sin embargo, se observó que durante la *Expansión* no se producía contacto alguno entre el extremo del dispositivo y la pared interna del vaso (ver Figura C.5.b). En un principio se creyó que el problema residía en que la malla de la superficie esclava era demasiado gruesa, teniendo presente la importancia de un buen mallado cuando se trabaja con contactos. Sin embargo, el refinamiento de la malla de la superficie esclava (que corresponde a la vena cava) no resuelve el problema.

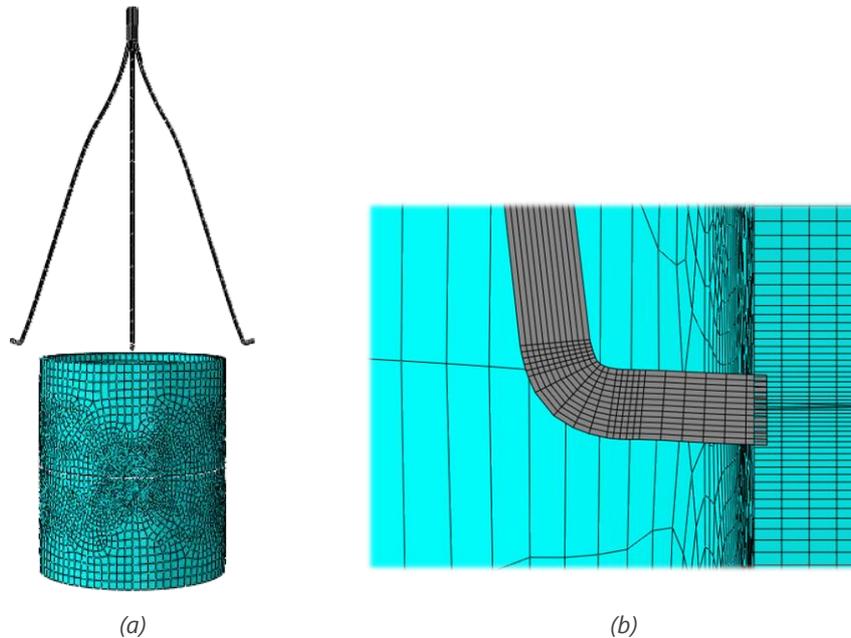


Figura C.5. Detalle del ensamblaje al comienzo del análisis (a) y de la simulación con interacción de tipo *Small Sliding* (b).

Cuando se emplea la formulación *Small Sliding*, la relación entre los nodos esclavos y la superficie maestra se establece al comienzo del análisis; el programa determina qué segmento de la superficie maestra interactuará con cada nodo en la superficie esclava y mantiene estas relaciones durante el resto del análisis [1]. Dado que al comienzo del análisis las superficies no se encontraban en contacto, la interacción no tenía lugar (ver Figura C.5.a).

Se comprobó que mediante el uso de un contacto *Surface-to-Surface* de tipo *Finite Sliding* sí se producía el contacto, ya que este tipo de formulación comprueba constantemente qué parte de la superficie maestra está contactando con cada nodo de la superficie esclava [1].

A continuación, con el fin de estudiar la capacidad de penetración del filtro en la vena cava, se realizó el modelo definitivo que se ha expuesto a lo largo del Capítulo 3 (modelo con dos mitades de vena cava unidas por un contacto cohesivo). En este caso, el contacto entre filtro y vaso se modeló mediante un *Contacto General*, ya que es el más adecuado para formular la interacción del filtro con varias superficies. No obstante, este tipo de contacto sólo se puede definir al comienzo del análisis, por lo que el modelo geométrico de filtro se tuvo que elaborar en su posición comprimida. De lo contrario, el dispositivo contacta con la pared exterior del vaso, dando lugar a resultados erróneos (ver Figura C.6).

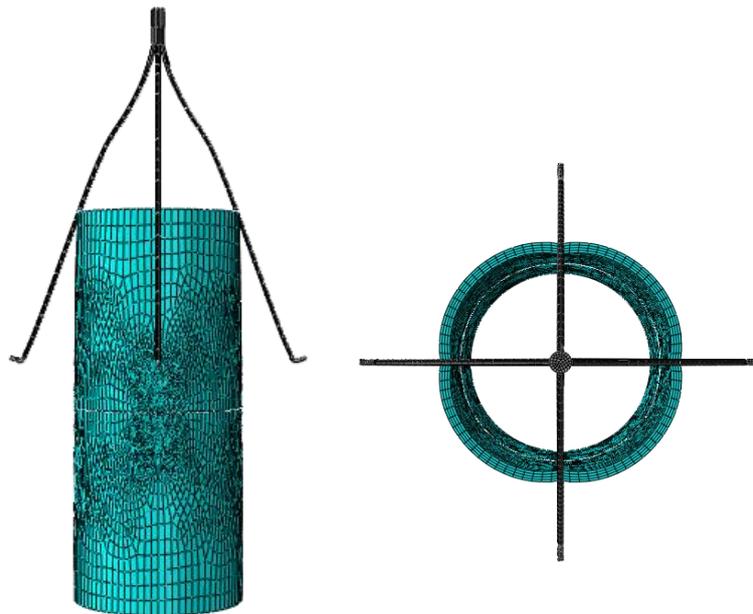


Figura C.6. Detalles de la configuración deformada empleando un *Contacto General* y partiendo del filtro en posición de equilibrio.

# Bibliografía

- [1] Abaqus 6.7 Documentation, "Contact formulation for Abaqus/Standard contact pairs".  
<http://www.egr.msu.edu/software/abaqus/Documentation/docs/v6.7/books/usb/default.htm?startat=pt09ch29s02aus115.html>.
- [2] Bayer Hispania. "La Enfermedad Tromboembólica Venosa.", accessed 01/26, 2015. <http://www.anticoagulacion-oral.es/es/thrombosis-risk/>.
- [3] Guía clínica de la Trombosis Venosa Profunda, accessed 06/27, 2015.  
<http://www.fisterra.com/guias-clinicas/trombosis-venosa-profunda/>.
- [4] The journal of practical medical imaging and management. "Retrievable inferior vena cava filters.", accessed 05/24, 2015.  
<http://www.appliedradiology.com/articles/retrievable-inferior-vena-cava-filters>.
- [5] Alastrué V, Peña E, Martínez M, Doblaré M. Experimental study and constitutive modelling of the passive mechanical properties of the ovine infrarenal vena cava tissue. *J Biomech.* 2008;41(14):3038-45.
- [6] Arabi M, Willatt JM, Shields JJ, Cho KJ, Cwikiel WB. Retrievability of optional inferior vena cava filters with caudal migration and caval penetration: report of three cases. *Journal of Vascular and Interventional Radiology.* 2010;21(6):923-6.
- [7] Callister WD. *Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales.* Reverté; 2002.
- [8] Crochet DP, Brunel P, Trogrlic S, Grossetête R, Auget J, Dary C. Long-term follow-up of Vena Tech-LGM filter: predictors and frequency of caval occlusion. *Journal of vascular and interventional radiology.* 1999;10(2):137-42.
- [9] De Gregorio M, Alfonso E, Fernández J, Ariño I, Medrano J, Villavieja J, et al. Seguimiento clínico y por medios de imagen a largo plazo de los filtros de vena cava inferior. Estudio transversal. *Archivos de Bronconeumología.* 1995;31(4):151-6.

- [10] De Gregorio M, Gimeno M, Tobio R, Lostale F, Mainar A, Beltrán J, et al. Animal experience in the Gunther Tulip retrievable inferior vena cava filter. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2001;24(6):413-7.
- [11] de Gregorio MA, Gamboa P, Gimeno MJ, Madariaga B, Tobío R, Herrera M, et al. The Günther Tulip retrievable filter: prolonged temporary filtration by repositioning within the inferior vena cava. *Journal of vascular and interventional radiology*. 2003;14(10):1259-65.
- [12] de Gregorio MÁ, Laborda A, Higuera MT, Lostale F, Gómez-Arrue J, Serrano C, et al. Removal of retrievable inferior vena cava filters 90 days after implantation in an ovine model: is there a time limit for removal? *Archivos de Bronconeumología ((English Edition))*. 2008;44(11):591-6.
- [13] Ferris EJ, McCowan TC, Carver DK, McFarland DR. Percutaneous inferior vena caval filters: follow-up of seven designs in 320 patients. *Radiology*. 1993 Sep;188(3):851-6.
- [14] Forsell C, Gasser TC. Numerical simulation of the failure of ventricular tissue due to deep penetration: The impact of constitutive properties. *J Biomech*. 2011;44(1):45-51.
- [15] García A. Experimental and numerical framework for modelling vascular diseases and medical devices. PhD thesis. University of Zaragoza, Spain, Division of Structural Mechanics, 2011.
- [16] García A, Lerga S, Peña E, Malve M, Laborda A, De Gregorio M, et al. Evaluation of migration forces of a retrievable filter: Experimental setup and finite element study. *Med Eng Phys*. 2012;34(8):1167-76.
- [17] Gunther R, Neuerburg J. Vena caval filters. 84th Scientific Assembly and Annual Meeting of RSNA. *A Categorical Course in Vascular Imaging*. Dak Brook; ; 1998.
- [18] Hernández Laín QM. Determinación numérico-experimental de las propiedades mecánicas de vena cava mediante el método de los elementos finitos. Trabajo Fin de Grado. Universidad de Zaragoza, Escuela de Ingeniería y Arquitectura, 2014.

- [19] Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of elasticity and the physical science of solids*. 2000;61(1-3):1-48.
- [20] Lerga Martínez S. Simulación numérica del comportamiento de dispositivos intravasculares antitrombos para vena cava. Proyecto Fin de Carrera. Universidad de Zaragoza, Centro Politécnico Superior, 2009.
- [21] Lucea Sanz B. Modelado numérico de un filtro antitrombo. Proyecto Fin de Carrera. Universidad de Zaragoza, Escuela de Ingeniería y Arquitectura, Agosto 2011.
- [22] Millward SF, Oliva VL, Bell SD, Valenti DA, Rasuli P, Asch M, et al. Günther Tulip retrievable vena cava filter: results from the Registry of the Canadian Interventional Radiology Association. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*. 2001;12(9):1053-8.
- [23] Murphy EH, Johnson ED, Arko FR. Evaluation of wall motion and dynamic geometry of the inferior vena cava using intravascular ultrasound: implications for future device design. *Journal of Endovascular Therapy*. 2008;15(3):349-55.
- [24] Murphy EH, Johnson ED, Arko FR. Evaluation of wall motion and dynamic geometry of the inferior vena cava using intravascular ultrasound: implications for future device design. *Journal of Endovascular Therapy*. 2008;15(3):349-55.
- [25] Neuerburg J, Günther RW, Rassmussen E, Vorwerk D, Tonn K, Handt S, et al. New retrievable percutaneous vena cava filter: Experimental in vitro and in vivo evaluation. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 1993;16(4):224-9.
- [26] Petersen S, Peto V, Rayner M, Leal J, Luengo-Fernandez R, Gray A. European cardiovascular disease statistics. Department of Public Health, University of Oxford; 2005.
- [27] Ríos Reina JL, Vargas González CA. Filtros en vena cava inferior. *Acta Médica Grupo Ángeles*. abril-junio 2006;4(2).
- [28] Stein PD, Patel KC, Kalra NK, El Baage TY, Savarapu P, Silbergleit A, et al. Deep venous thrombosis in a general hospital. *Chest Journal*. 2002;122(3):960-2.

[29] Stewart SF, Robinson RA, Nelson RA, Malinauskas RA. Effects of thrombosed vena cava filters on blood flow: flow visualization and numerical modeling. *Ann Biomed Eng.* 2008;36(11):1764-81.

[30] Young T, Tang H, Aukes J, Hughes R. Filtros en la vena cava para la prevención de la embolia pulmonar (Revisión Cochrane traducida). *La Biblioteca Cochrane Plus.* 2008(4).