



TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi doctoral i la seva utilització ha de respectar els drets de la persona autora. Pot ser utilitzada per a consulta o estudi personal, així com en activitats o materials d'investigació i docència en els termes establerts a l'art. 32 del Text Refós de la Llei de Propietat Intel·lectual (RDL 1/1996). Per altres utilitzacions es requereix l'autorització prèvia i expressa de la persona autora. En qualsevol cas, en la utilització dels seus continguts caldrà indicar de forma clara el nom i cognoms de la persona autora i el títol de la tesi doctoral. No s'autoritza la seva reproducció o altres formes d'explotació efectuades amb finalitats de lucre ni la seva comunicació pública des d'un lloc aliè al servei TDX. Tampoc s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant als continguts de la tesi com als seus resums i índexs.

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis doctoral y su utilización debe respetar los derechos de la persona autora. Puede ser utilizada para consulta o estudio personal, así como en actividades o materiales de investigación y docencia en los términos establecidos en el art. 32 del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual (RDL 1/1996). Para otros usos se requiere la autorización previa y expresa de la persona autora. En cualquier caso, en la utilización de sus contenidos se deberá indicar de forma clara el nombre y apellidos de la persona autora y el título de la tesis doctoral. No se autoriza su reproducción u otras formas de explotación efectuadas con fines lucrativos ni su comunicación pública desde un sitio ajeno al servicio TDR. Tampoco se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al contenido de la tesis como a sus resúmenes e índices.

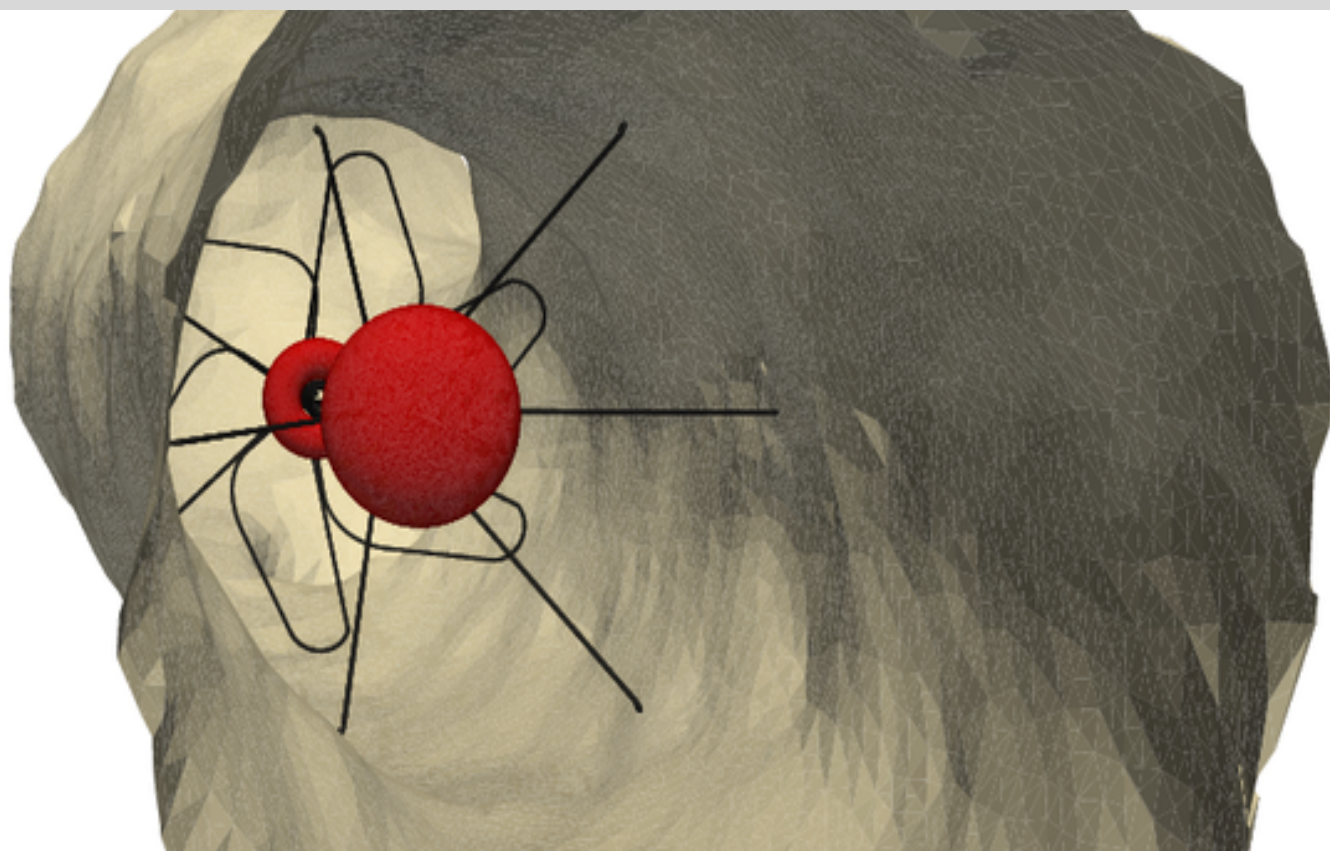
WARNING. Access to the contents of this doctoral thesis and its use must respect the rights of the author. It can be used for reference or private study, as well as research and learning activities or materials in the terms established by the 32nd article of the Spanish Consolidated Copyright Act (RDL 1/1996). Express and previous authorization of the author is required for any other uses. In any case, when using its content, full name of the author and title of the thesis must be clearly indicated. Reproduction or other forms of for profit use or public communication from outside TDX service is not allowed. Presentation of its content in a window or frame external to TDX (framing) is not authorized either. These rights affect both the content of the thesis and its abstracts and indexes.



UNIVERSITAT
ROVIRA I VIRGILI

Trombosi venosa profunda: Estudi dels efectes del caminar i de la implantació de filtres de vena cava amb simulacions biomecàniques

JOSEP M. LÓPEZ BESORA



TESI DOCTORAL
2018

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora

JOSEP M. LÓPEZ BESORA

Trombosi venosa profunda: Estudi dels efectes del caminar i de la implantació de
filtres de vena cava amb simulacions biomecàniques

TESI DOCTORAL

Dirigida pels Drs.
Dolors Puigjaner Riba i Joan Herrero Sabartés

Departament d'Enginyeria Informàtica i Matemàtiques



UNIVERSITAT
ROVIRA i VIRGILI

Tarragona
2018

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora



FEM CONSTAR que aquest treball, titulat “Trombosi venosa profunda: Estudi dels efectes del caminar i de la implantació de filtres de vena cava amb simulacions biomecàniques”, que presenta Josep M. López Besora per a l’obtenció del títol de Doctor, ha estat realitzat sota la nostra direcció al Departament d’Enginyeria Informàtica i Matemàtiques d’aquesta Universitat.

Tarragona, 14 de maig de 2018

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Dolors Puigjaner Riba', written in a cursive style.

Directora de la tesi doctoral
Dra. Dolors Puigjaner Riba

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Joan Herrero Sabartés', written in a cursive style.

Director de la tesi doctoral
Dr. Joan Herrero Sabartés

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora

Agraïments

Com a autor d'aquesta tesi doctoral tinc molt per agrair a un grapat de persones.

En primer lloc als membres de la meva família, esposa Consol i fills Ignasi i Joana, i pares i germanes i família política que m'han ajudat en més aspectes o menys i que sempre han vist amb il·lusió aquest projecte.

I als membres del grup de recerca, i molt especialment als codirectors. Entre tots m'han ajudat decisivament a tirar endavant aquest treball i m'han donat en tot moment l'estímul, el suport i la confiança que l'han fet possible.

Moltíssimes gràcies a tots!

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora

Índex

1	Introducció	1
2	Objectius	5
3	Metodologia	7
3.1	Metodologies generals	7
3.1.1	Obtenció de models corporals per a les simulacions	7
3.1.2	Mecànica de fluids	10
3.2	Metodologies específiques en l'estudi de la vena poplítia.	13
3.3	Metodologies específiques en l'estudi dels filtres de vena cava	19
3.3.1	Models geomètrics	19
3.3.2	Inserció dels filtres	24
3.3.3	Proves de malla	32
3.3.4	Models de trombe	38
3.3.5	Magnituds rellevants a estudiar	48
3.3.6	Model i equacions del fluid	49
4	Resultats	51
4.1	Resultats. Estudi de la vena poplítia.	51
4.1.1	Resultats sobre les geometries deformades de la vena	51
4.1.2	Valors de l'esforç de cisallament (WSS)	53
4.1.3	Influència del model de viscositat	55
4.1.4	Càlculs alternatius amb gradient de pressió constant	56
4.2	Resultats. Estudi dels filtres de vena cava.	58
4.2.1	Esforç de cisallament (WSS) sobre la vena	59
4.2.2	Esforç de cisallament (WSS) sobre els filtres	62
4.2.3	Velocitats del flux sanguini	63
4.2.4	Forces sobre els filtres. Aspectes quantitatius	67

4.2.5	Forces sobre els filtres. Aspectes qualitius i ajustos	70
5	Discussió	73
5.1	Efectes sobre una vena trombòtica del caminar	73
5.2	Efectes hemodinàmics dels filtres de vena cava	74
5.2.1	Efecte de la geometria de la vena sobre el WSS i les forces	76
5.2.2	Càlculs preliminars amb incorporació de models de trombe	77
5.2.3	Relació amb dades clíniques	81
6	Conclusions	83
6.1	Conclusions finals	83
6.2	Treball futur	84
	Bibliografia	87

Capítol 1

Introducció

La trombosi venosa profunda (TVP) és una malaltia produïda per la formació de coàguls de sang, o trombes, adherits a les parets de les venes profundes, principalment de les extremitats inferiors. La presència d'aquests trombes comporta que quedi parcialment obstruïda la circulació sanguínia i pot causar la inflamació dels vasos venosos, o tromboflebitis.

A més del dolor i d'altres símptomes molestos que sovint porta associada la TVP, com ara coïssor i edemes, els pacients s'exposen també al risc de patir un tromboembolisme pulmonar (TEP), un tipus freqüent de complicació causat pel desprendiment d'un trombe (gleva de sang coagulada) de la paret d'una vena profunda, trombe que és arrossegat fins al cor, d'on passa a l'artèria pulmonar i acaba obstaculitzant la circulació en una zona de l'arbre arterial pulmonar. La TVP és una patologia que en molts casos no es diagnostica apropiadament. Segons un estudi dut a terme en sis països europeus, s'estima que per cada 100.000 habitants es produeixen anualment 119 casos de defuncions relacionades amb la TVP, de les quals 9 corresponen a casos diagnosticats prèviament però que no han respost al tractament, 40 corresponen a casos de TEP sobtat (sense diagnòstic previ a la defunció) i els altres 70 corresponen a casos no ben diagnosticats. S'estima també que, per cada 100.000 habitants, es produeixen addicionalment 243 casos d'aquesta patologia sense resultat de mort, en concret 148 casos de TVP i 95 casos de TEP. Aquests casos no fatals de TVP i/o TEP suposen sovint als pacients el patir d'altres complicacions, com són la síndrome post-trombòtica (127 d'aquests 243 casos) i hipertensió pulmonar (1-2 d'aquests casos) [1]. El tractament de la trombosi venosa profunda, i de retruc la prevenció del tromboembolisme pulmonar inclou entre d'altres recomanacions la pràctica d'exercici físic amb moviment de les cames [2, 3], així com la ingestió de medicaments anticoagulants [3].

La pràctica d'exercici físic ajuda al fet bàsic desitjable de fer que la sang circuli més i millor per la zona afectada, la qual cosa ajuda a prevenir la formació de nous coàguls o el creixement dels ja existents així com facilita l'acció de la medicació. També s'observa que l'exercici físic millora la

qualitat de vida dels pacients en alleujar-los els símptomes. Tot i que les guies mèdiques recomanen exercici físic i diversos estudis prospectius avalen la seva prescripció [2], resta desconegut quin és el seu efecte, des del punt de vista purament mecànic, sobre la vena i el trombe. Aquest efecte mecànic podria ser que expliqués la millor circulació sanguínia en el punt afectat i per tant la millora de la condició del pacient.

El tractament més estès per a la TVP i el TEP suposa l'administració de medicaments anticoagulants, destinats a ajudar en la destrucció enzimàtica dels trombes. En alguns pacients aquest tractament és poc operatiu o pot arribar a ser contraindicat quan el pacient pateixi risc d'hemorràgies severes. En aquests casos, o fins i tot com a mesura complementària al tractament amb anticoagulants, es pot procedir a la implantació quirúrgica d'un filtre a la vena cava[4, 5, 6]. Aquests filtres són uns dispositius metàl·lics destinats a ser una barrera física que impedeixi als trombes que puguin circular per la vena cava i arribar als pulmons, retenint-los fins a la seva completa dissolució. Aquest filtres poden ser de tipus permanent o extraïble. Aquests darrers són cada cop més instal·lats, evitant així els riscos de complicacions a llarg termini que poden comportar[7]. El fet de poder ser retirats en el cas que es consideri que el pacient ja no els necessita també ha fet que se n'implantin com a mesura profilàctica, arribant a ser el 50% als darrers anys als Estats Units[4]. Sobre els filtres de vena cava s'han fet estudis de tipus clínic analitzant-ne l'eficàcia i les possibles complicacions associades, estudis que en la majoria de casos tenen un abast limitat quant a nombre de models de filtres tractats, quant a nombre de pacients seguits i quant al temps de seguiment dels pacients. Tanmateix, els estudis semblen suggerir de manera progressivament més concloent que els beneficis de la seva implementació podrien ser més limitats del que s'havia cregut fa uns anys [6, 8, 9], tot i que possiblement serien encara una mesura molt indicada en pacients com els afectats de casos greus de traumatismes, per als quals seria una mesura temporal i que comportaria la retirada del filtre posteriorment[6]. A més d'estudis clínics sobre els resultats de la implantació de filtres de vena cava, també s'han fet d'altres estudis, amb simulacions experimentals o computacionals, dedicats a estudiar diversos aspectes de la seva acció [10, 11]. De totes maneres, queden molts interrogants oberts sobre quins efectes tenen, des d'un punt de vista estrictament mecànic, sobre el flux sanguini i la vena on s'implanten. Aquests efectes podrien explicar alguns dels resultats estadístics recollits en els estudis clínics.

D'ençà la invenció dels ordinadors s'ha anat utilitzant de manera creixent la potència de càlcul que aporten en l'estudi de problemes de caire cada cop més complex, fent ús per això de models cada cop més detallats, els quals aporten conclusions cada cop més precises i fiables. Les prediccions meteorològiques en són un bon exemple, tot i que popularment se'n discuteixi sovint l'encert, però n'hi ha molts d'altres en totes les branques de la ciència i la tecnologia. La medicina i la biologia, i en particular la biomecànica, no en són una excepció. Hom pot estudiar moltes qüestions relatives a la salut o al propi funcionament de l'organisme humà fent ús de models on es recullen les característiques mecàniques dels teixits i els fluids que el conformen.

Qualsevol estudi fet mitjançant models mecànics comporta necessàriament alguna mena de simplificació o focalització en els aspectes més rellevants. En el cas del cos humà, a més de simplificacions quant a aspectes tècnics (homogeneïtat dels materials, etc.), també cal sovint focalitzar en una zona, allà on es vol estudiar el fenomen. El tipus de model mecànic tindrà diferents característiques segons quin sigui l'objecte d'estudi i quines siguin les suposicions fetes. Així el model es pot basar íntegrament en mecànica de fluids, o exclusivament en mecànica de l'estat sòlid, o pot incorporar tant mecànica de sòlids com de fluids, en una interacció fluid-estructura que pot ser unidireccional (fluid sobre estructura o estructura sobre fluid) o bidireccional (el fluid i el sòlid interactuen cadascun sobre l'altre).

En aquesta monografia s'estudien dos problemes relatius a la trombosi venosa profunda fent ús de simulacions per ordinador d'uns models mecànics creats a partir d'imatges reals.

En el primer cas s'estudia de quina manera afecta la realització d'exercici físic amb les cames al cas d'un pacient afectat d'una trombosi en una vena poplítica. Per a dur a terme aquest estudi es fa servir un model geomètric de la zona veïna a la vena afectada per la trombosi. En aquest model hi ha diversos tipus de materials. Hi ha un sòlid actiu (múscul) que interactua sobre altres elements passius sòlids (músculs, ossos, tendons) i interactua també, unidireccionalment, sobre un fluid també passiu (sang). Aquest múscul actiu és el semimembranós, i s'estudia com el moviment de compressió-descompressió del múscul fa variar la disposició dels diferents elements i teixits de la zona que envolta la vena. Els resultats obtinguts diuen com aquest moviment del múscul fa canviar la geometria de la vena, i a partir del coneixement de diverses geometries corresponents a diversos graus de compressió-descompressió es pot estudiar quines diferències es presenten en l'hemodinàmica del flux sanguini que circula per l'interior.

En el segon problema s'ha fet un estudi de diversos filtres de vena cava, i dels diversos efectes hemodinàmics que produeixen, mitjançant unes simulacions per ordinador. Per això s'ha construït un model geomètric realista d'una porció de la vena cava inferior, al voltant de les zones de desembocadura de les dues venes renals. També s'han construït uns models geomètrics de filtres amb dissenys diversos basats en models existents. Finalment s'han combinat la geometria de la vena amb cadascuna de les dels filtres per crear cinc geometries (quatre amb filtre i una sense). Geometries on es resolen diversos problemes de Mecànica de Fluids Computacional que simulen el flux de sang en diverses situacions, donades per diferències en el cabal o en la modelització de la sang com a fluid. Els resultats obtinguts permeten comparar els valors de diferents magnituds hemodinàmiques en presència de cadascun dels filtres.

En tots dos casos, l'estudi s'ha dut a terme modelant la sang de dues maneres diferents atenent a la seva viscositat, una considerant una viscositat un model Newtonià de viscositat constant i l'altra amb un tipus, més complex, de viscositat no Newtoniana[12]. El motiu de fer servir dos models és que no hi ha un model de la sang com a fluid que sigui plenament satisfactori per a totes les circumstàncies.

Això passa perquè la sang conté una significativa presència de corpuscles de diferents propietats en el si d'una base de plasma, i això fa que les seves característiques mecàniques s'apartin en segons quines circumstàncies, i en més o menys mesura, de les pròpies d'un fluid Newtonià com seria l'aigua o la glicerina. Amb l'ús de dos models es disposa de dos jocs de resultats amb els quals poder extreure conclusions.

Els paràmetres més rellevants en els estudis hemodinàmics són el cabal, els perfils de velocitat i les velocitats i esforços de cisallament[13]. Es para especial atenció al càlcul de l'esforç de cisallament (WSS) sobre les interfícies sòlides presents, tant en els seus valors locals com mitjans. Valors baixos de WSS sobre la paret de la vena fan que les zones afectades siguin més proclius a la creació o creixement dels trombes, valors més alts de WSS eviten aquest efecte i augmenten l'eficiència de la medicació que els elimina, però valors massa alts poden generar zones de recirculació amb baixa velocitat del fluid i possible generació de trombes[14, 15]. Hom pot especular sobre si valors alts de WSS podrien facilitar desprendiments dels trombes, amb el consegüent risc de patir TEP. En el cas d'haver-se implantat un filtre de vena cava, és important conèixer també quines forces actuen sobre ell, forces que serien les responsables de diverses complicacions associades als filtres, com ara perforacions de la vena o desprendiments amb migració dels filtres.

Aquesta monografia tracta de l'estudi de dos problemes relacionats amb la trombosi venosa profunda i ho fa fent ús d'uns models computacionals basats en dades reals de pacients reals. Aquest camp, el d'extreure conclusions relatives a la salut a partir de càlculs personalitzats fets a partir de models individualitzats, té unes bones perspectives de ser cada cop més rellevant. Al capdavant, tots i cadascun de nosaltres som éssers amb característiques que ens fan únics, i tant millor serà l'atenció que rebem com més s'adeqüin les accions a les nostres pròpies especificitats.

Capítol 2

Objectius

L'objectiu final i general d'aquest treball és estudiar diversos aspectes relacionats amb la trombosi venosa profunda mitjançant simulacions per ordinador. Més concretament, en aquest treball es tracten dues qüestions relatives a aquesta patologia, i per cadascuna d'elles se'n descriu un model biomecànic que permet plantejar i analitzar els resultats de diverses simulacions, resoltes numèricament, relacionades amb diverses situacions i variants del problema.

En aquest aspecte s'ha plantejat un altre objectiu també de caire genèric com és que els models biomecànics que es fan servir per dur a terme els estudis tinguin el màxim de versemblança i realisme pel que fa a la forma i distribució espacial dels elements corporals, així com en els paràmetres que descriuen mecànicament cadascun d'aquests elements. Es pretén, és clar, que els resultats i les conclusions extretes de les simulacions fetes amb aquest criteri tinguin un màxim de fiabilitat.

Per tal d'aconseguir aquests objectius més generals ha calgut també plantejar-se al seu torn tot un seguit d'objectius més concrets de tipus operatiu a l'hora de construir els models biomecànics, fer-hi les simulacions i extreure'n resultats i conclusions. L'assoliment d'aquests objectius deixa com a resultat un seguit de metodologies desenvolupades les quals serviran per plantejar noves simulacions relatives a la trombosi venosa profunda o per ajudar a estudiar d'altres problemes relacionats amb la biomecànica de l'organisme humà, i al capdavant amb la salut de les persones.

Així doncs, tant en el cas de l'estudi sobre l'efecte del caminar sobre la vena poplítica com en el cas de l'estudi sobre els efectes hemodinàmics de la implantació de filtres de vena cava, ha calgut començar desenvolupant una metodologia que permeti crear models d'una regió de l'organisme humà a partir d'imatges de tomografia computeritzada. Aquesta metodologia inclou el poder identificar i separar els diversos òrgans i tipus de teixits.

A continuació s'ha desenvolupat una metodologia que permet integrar geometries d'una regió corporal i elements externs. Aquesta metodologia comporta parer especial atenció als punts de contacte entre les geometries de la regió corporal i les dels elements aliens, per tal d'evitar interseccions

que impedirien construir posteriorment unes malles tridimensionals correctes.

Seguidament ha calgut desenvolupar un procediment que permeti crear de manera sistemàtica unes malles tridimensionals apropiades en les geometries combinades. Aquestes malles han permès de fer de manera precisa i eficient els càlculs corresponents als models de mecànica de fluids o de sòlids.

En el problema de mecànica de fluids cal definir de manera apropiada les condicions de contorn, sigui suposant un recorregut previ prou llarg del fluid, sigui modelant un flux plenament desenvolupat. En el cas d'una geometria irregular i necessàriament limitada com és un fragment de vena d'un pacient real, cal ser especialment curós en aquest aspecte.

Un cop plantejats i resolts els problemes de mecànica de fluids computacional corresponents, l'objectiu és identificar i quantificar les magnituds rellevants que permeten extreure conclusions del problema estudiat.

Els moviments de contracció/expansió del múscul semimembranós han hagut de ser modelats de manera apropiada. Aquest múscul és el responsable del moviment en la zona baixa de la cuixa quan es camina i les seves variacions geomètriques són les que causen el moviment de la resta de teixits en la zona que envolta la vena poplítia. Es vol poder identificar, per mitjà de la simulació, quins paràmetres geomètrico-mecànics varien de manera més rellevant quan es camina. Cal posar l'èmfasi en els que corresponen a la vena trombòtica (la poplítia) i analitzar els que puguin comportar una variació de l'estat de salut del pacient.

Amb l'objectiu d'estudiar acuradament els efectes de la implantació de diversos filtres de vena cava ha calgut dissenyar un conjunt de simulacions adequades, amb models realistes, i un seguit de metodologies per dur a terme aquestes simulacions i detectar les magnituds rellevants. L'anàlisi d'aquestes magnituds ha de permetre un altre objectiu, com és la comparació dels efectes mecànics que comporten la implantació de quatre filtres de vena cava diferents, així com quins d'aquests efectes poden incidir en les complicacions que segons els estudis clínics van associades a la implementació de filtres de vena cava.

En resum, com a objectiu general, es pretén avaluar a partir de la simulació dels efectes mecànics, quines magnituds calculades poden tenir incidència en una possible millora de la simptomatologia i la condició dels pacients trombòtics.

Capítol 3

Metodologia

En aquest capítol es tractaran les diverses metodologies que s’han desenvolupat en la realització de la recerca present, sigui creant-les, sigui combinant-ne d’existents o sigui adaptant-ne l’ús.

3.1 Metodologies generals

3.1.1 Obtenció de models corporals per a les simulacions

El punt de partida són una col·lecció d’imatges de tomografia computeritzada corresponents a un pacient real; aquesta tecnologia es designa habitualment amb les seves sigles en anglès CT. Les imatges CT, centenars, visualitzen seccions d’una part de l’organisme del pacient fetes respecte de tres famílies de plans ortogonals. Habitualment són fetes a partir de radiografies amb raigs X, i per tant es caracteritzen pel seu escàs contrast, cosa que les fa poc entenedores per a l’ull profà.

A l’obtenció d’un model tridimensional d’un òrgan o d’una part a partir d’una seqüència d’imatges CT se l’anomena segmentació. La segmentació es duu a terme mitjançant un software específic, com per exemple dos de lliure distribució: ITKSnap [16] o 3DSlicer [17]. Un cop carregada una sèrie d’imatges CT en el software, el primer que cal fer és ajustar els paràmetres de contrastos per tal que quedin ben definits els contorns de l’òrgan que es vol modelar. El segon pas és definir un o diversos punts de l’òrgan, la posició en l’espai tridimensional dels quals es fixa fent ús de tres seccions planes ortogonals que es poden desplaçar individualment (veure la Figura 3.1 per un exemple d’un possible punt de partida per segmentar la vena cava inferior).

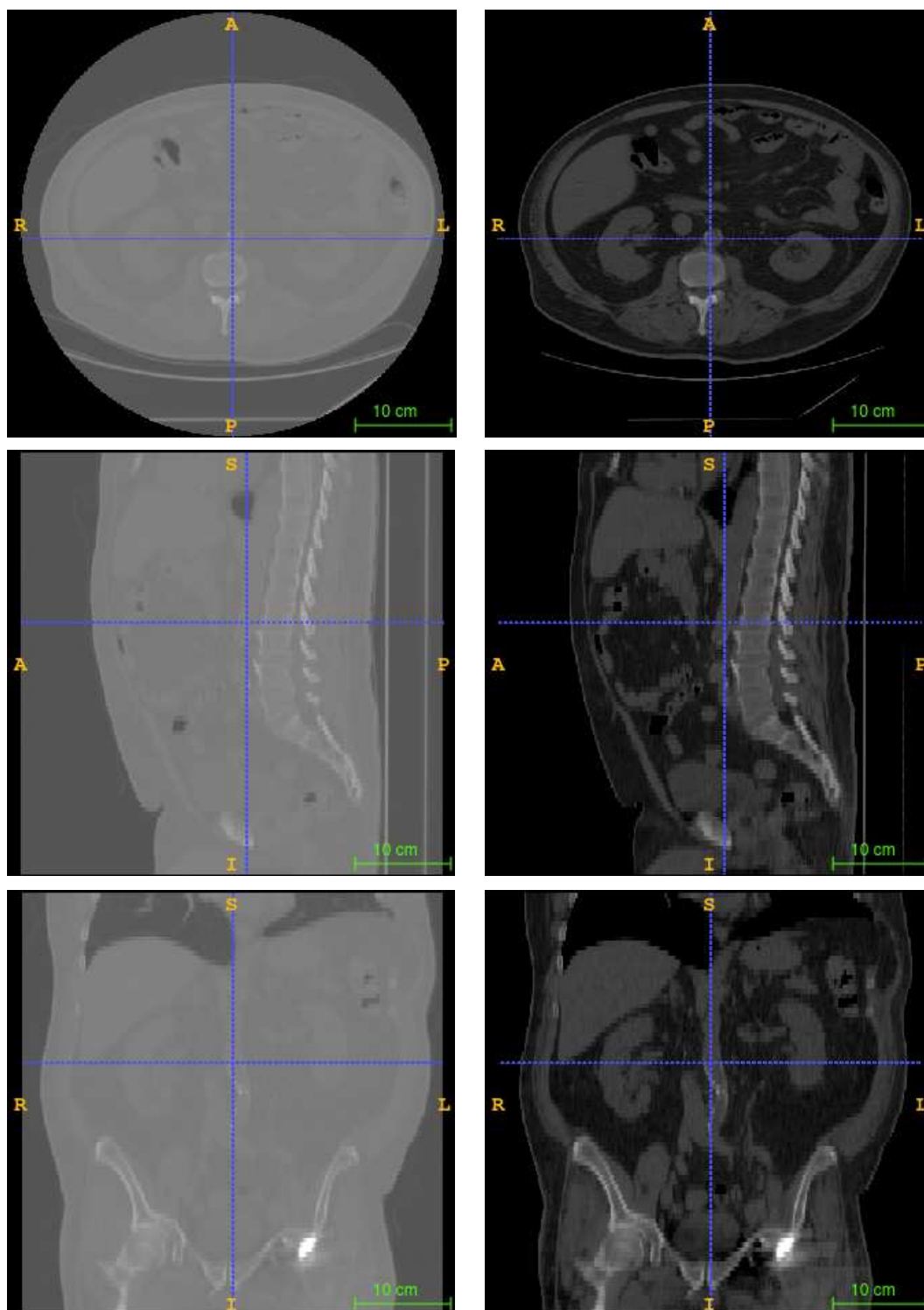


Figura 3.1: Exemple d'imatges CT, sense i amb ajust de contrast. El punt central és situat dins la vena cava inferior.

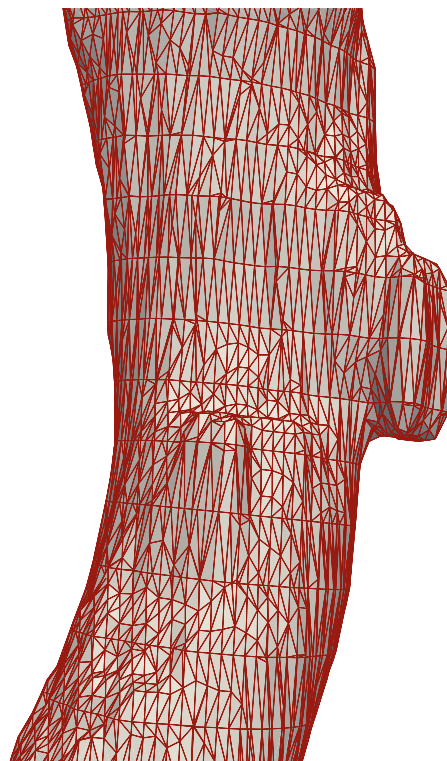


Figura 3.2: Exemple de segmentació d'un fragment de la vena cava. Inclou una petita part del final d'una vena renal.

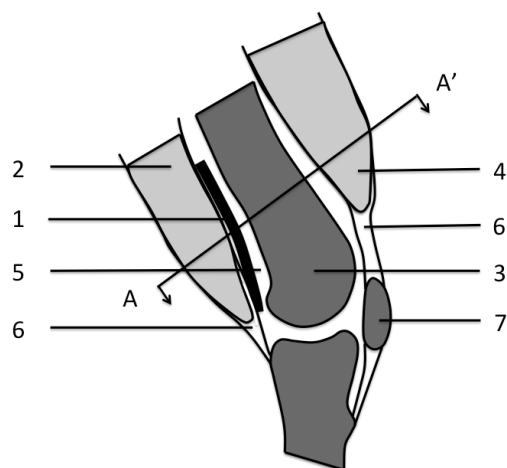


Figura 3.3: Esquema de la regió al voltant del genoll amb els elements rellevants (1) vena poplítica (2) múscul actiu (semimembranós) (3) fèmur (4) múscul passiu (quàdriceps) (5) teixit adipós (6) teixit tendinós (7) ròtula. La línia A–A' denota la secció corresponent a la imatge de la figura 3.4.

A continuació es defineixen uns paràmetres de tolerància sobre el grau de gris que delimiten el volum creat a partir del punt seguint les seccions veïnes. El resultat és una superfície definida per triangles que delimita el volum desitjat (veure Figura 3.2 per un exemple). Per acabar de perfilar aquesta superfície cal fer-ne un post-processat, eliminant-ne parts sobreres i millorant-ne la qualitat dels triangles; això es duu a terme amb altres paquets de software com Salome-Meca [18] o CGAL [19].

En el treball present s'ha fet ús d'aquesta metodologia en dues situacions, en una per modelar una porció de la vena cava inferior, i en l'altra, més complexa, per modelar una porció de cama al voltant de la vena poplítica. En aquest cas ha calgut segmentar diversos òrgans (veure figures 3.3 i 3.4).



Figura 3.4: Imatge de tomografia computeritzada corresponent a una certa secció sobre el genoll. Les etiquetes coincideixen amb les emprades a la figura 3.3, i són: (1) vena poplítica (2) múscul actiu (semimembranós) (3) fèmur (4) múscul passiu (5) teixit adipós.

3.1.2 Mecànica de fluids

En els estudis presentats en aquesta monografia s'hi han dut a terme unes simulacions de mecànica de fluids computacional (habitualment designada per CFD d'acord amb les inicials en anglès "Computational Fluid Dynamics"). En els dos casos es tracta d'estudiar el comportament d'un flux de sang en l'interior d'un segment de vena; en un cas hi ha una secció d'entrada de sang i una de sortida mentre que en l'altre són tres seccions d'entrada i una de sortida.

Les simulacions CFD s'han fet amb el software OpenFOAM [20]. En els casos estudiats, s'ha usat el codi per calcular numèricament les solucions estacionàries de les equacions diferencials de conservació de massa i moment per a un fluid incompressible,

$$\frac{\partial U}{\partial t} + (U \cdot \nabla) U = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \left\{ \nabla \cdot \left[\left(\frac{\mu}{\rho} \right) \nabla \right] \right\} U \quad (3.1)$$

$$\nabla \cdot U = 0 \quad (3.2)$$

on $U = (u_x, u_y, u_z)$ és el vector velocitat, t és el temps, ρ i μ són, respectivament, la densitat i la viscositat, i p és la pressió. Les equacions (3.1) i (3.2) es resolten juntament amb les condicions de contorn habituals de velocitat nul·la en les parets sòlides de la frontera i una condició de frontera convectiva a la secció de sortida de la vena.

A més de prendre valors inicials de la velocitat nuls en el volum, cal descriure també unes condicions inicials en la secció o seccions d'entrada, les quals s'hauran de mantenir en la solució estacionària. Per fixar-les s'ha tingut en compte que, per bé que en els estudis de CFD sovint es pren un perfil de velocitat uniforme, això aquí no ha estat possible atès que, en tots els casos, la zona estudiada és petita en longitud total respecte del diàmetre; en tubs cilíndrics requereix $L/D \geq 50$ quan en els casos estudiats aquí la raó és aproximadament 7, prenent com a valor indicatiu de diàmetre hidràulic mitjà el resultat de multiplicar quatre pel quocient entre el volum total irrigat i la seva superfície lateral. La solució adoptada per altres autors, com Downie et al. [21] en el seu estudi d'una secció de 4 cm d'una vena del panxell de la cama, ha estat allargar el model utilitzat en la part prèvia a l'estudiada. En canvi, en el present estudi s'ha optat per una hipòtesi diferent, com és suposar que en les zones d'entrada el flux s'hi presenta plenament desenvolupat (veure Fortuny et al. [22] per als detalls), i per tant es prenen com a condicions d'entrada distribucions de velocitat i gradients de pressió calculats amb la hipòtesi de flux completament desenvolupat que s'obtenen de resoldre les equacions

$$0 = -\frac{1}{\rho} (\nabla p)_{in} + \left\{ \nabla \cdot \left[\left(\frac{\mu}{\rho} \right) \nabla \right] \right\} U \quad (3.3)$$

$$V = \int_S U \cdot n \, dS \quad (3.4)$$

en les quals V és el valor fixat del cabal i ∇p se suposa amb valor uniforme en tota la regió d'entrada.

Les equacions (3.3) i (3.4) es van resoldre discretitzades per als valors de la component z de velocitat en cadascuna de les geometries obtingudes i usant el valor adient de ∇p en tota la regió d'entrada. En la Figura 3.5 es pot veure un perfil de velocitats d'entrada de la sang, en aquest cas suposant un cabal propi de situació de no exercici.

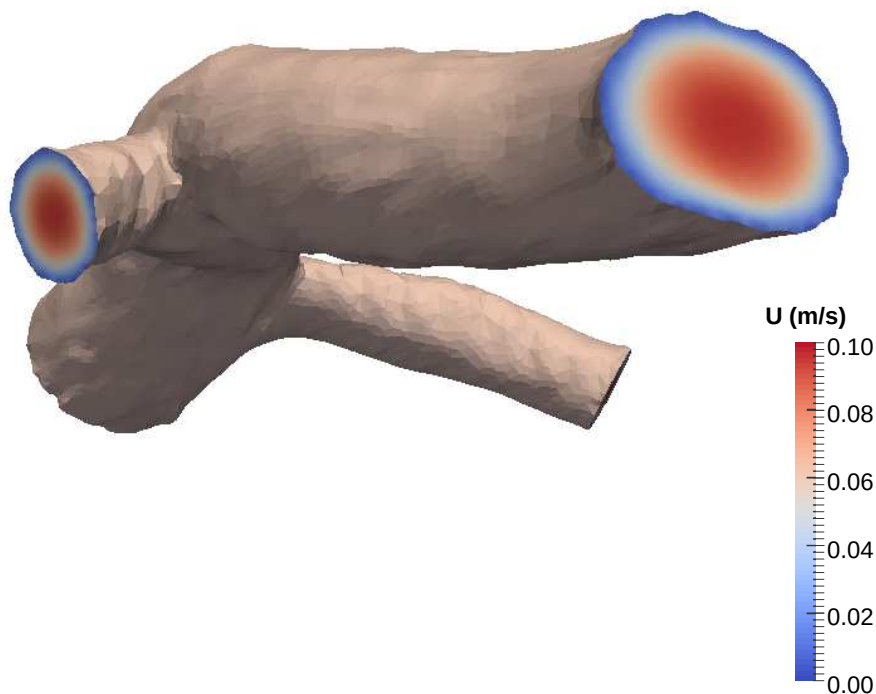


Figura 3.5: Exemple de distribucions de velocitats a les seccions d'entrada de la vena cava i d'una vena renal.

Models reològics

La sang és un fluid complex de modelar degut a les seves característiques de presències variables de compostos en dissolució i corpuscles en suspensió. A efectes d'aquest treball s'ha considerat dos models, que es diferencien pel tipus de model de viscositat. En tots dos models es pren la densitat de la sang com $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$. En el model de fluid Newtonià la viscositat es considera constant i pren un valor de $\mu = \mu_N = 3.45 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$. En el model no Newtonià s'ha usat el model de viscositat de Bird–Carreau [12], en el qual la viscositat segueix l'equació

$$\mu = \mu(\gamma) = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)[1 + (\lambda\gamma)^2]^{(n-1)/2} \quad (3.5)$$

En l'equació 3.5, γ denota l'índex d'esforç (strain rate), i els valors de les constants són $\lambda = 3.313 \text{ s}$, $n = 0.3568$, $\mu_\infty = \mu_N = 3.45 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$ i $\mu_0 = 0.56 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ [22]. El model de viscositat de Bird–Carreau es pot entendre com un refinament del model bàsic Newtonià amb viscositat constant,

millorant-ne les prediccions a canvi de complicar-ne una mica els càlculs. És un fet que la morfologia de la sang fa que la hipòtesi de viscositat Newtoniana constant sigui poc realista en situacions o zones de baixa velocitat, on la viscositat real pot augmentar. Cal notar que la viscositat no Newtoniana $\mu(\gamma)$ pren en tota circumstància valors més grans que la Newtoniana μ_N , i que aquesta diferència creix quan baixa γ (és a dir quan la velocitat és petita) però les dues viscositats són cada cop més properes quan augmenta γ (és a dir, la velocitat), ja que $\mu(\gamma)$ tendeix a μ_N quan γ tendeix a infinit. El fet que en el cas no Newtonià la viscositat tingui valors diversos en les diferents zones, però tots ells més grans que el valor únic Newtonià, fa que el valor mitjà també sigui més gran que en el model Newtonià. Des d'un punt de vista més teòric, es pot analitzar també l'efecte de considerar un o altre model sobre el nombre de Reynolds. El valor el nombre de Reynolds és

$$Re = \frac{\rho \overline{U}_{\perp} d_h}{\overline{\mu}} \quad (3.6)$$

on $\overline{U}_{\perp}$ és la velocitat mitjana de la sang en una pla de secció transversal, d_h és el diàmetre hidràulic (calculat com a $d_h = 4A_{\perp}/P$, sent $A_{\perp}$ i P respectivament l'àrea de la secció de la vena i el seu perímetre) i $\overline{\mu}$ és el valor mitjà de la viscositat en el volum. Resultarà doncs que en tots els casos, i per un mateix valor del cabal, el model Newtonià preveurà un valor més alt del nombre de Reynolds.

3.2 Metodologies específiques en l'estudi de la vena poplítia.

En el problema de l'estudi de l'efecte del caminar sobre la vena poplítia d'un pacient afectat de trombosi en aquesta vena, el que es pretén és calcular com varien els paràmetres principals de la circulació sanguínia pel seu interior com a resultat de les variacions en la forma i disposició dels diferents elements corporals que són presents a la zona del genoll, on es troba la vena poplítia. Amb aquest objectiu ha calgut crear un model de la zona i unes metodologies per obtenir resultats a partir de simulacions fetes amb aquest model.

Com es pot veure en les figures 3.3 i 3.4, la vena poplítia és veïna del múscul semimembranós, el qual és un múscul actiu en el procés de caminar, i la seva contracció i relaxació causen la deformació de tota la regió que l'envolta, incloent-hi la vena poplítia. Al seu torn, la deformació de la vena poplítia farà canviar el flux de sang al seu interior. Així doncs, per tal de simular l'efecte de caminar sobre els paràmetres del flux de sang a l'interior d'una vena poplítia que conté al seu torn un trombe s'han dut a terme uns passos metodològics esquematitzats en la figura 3.6.

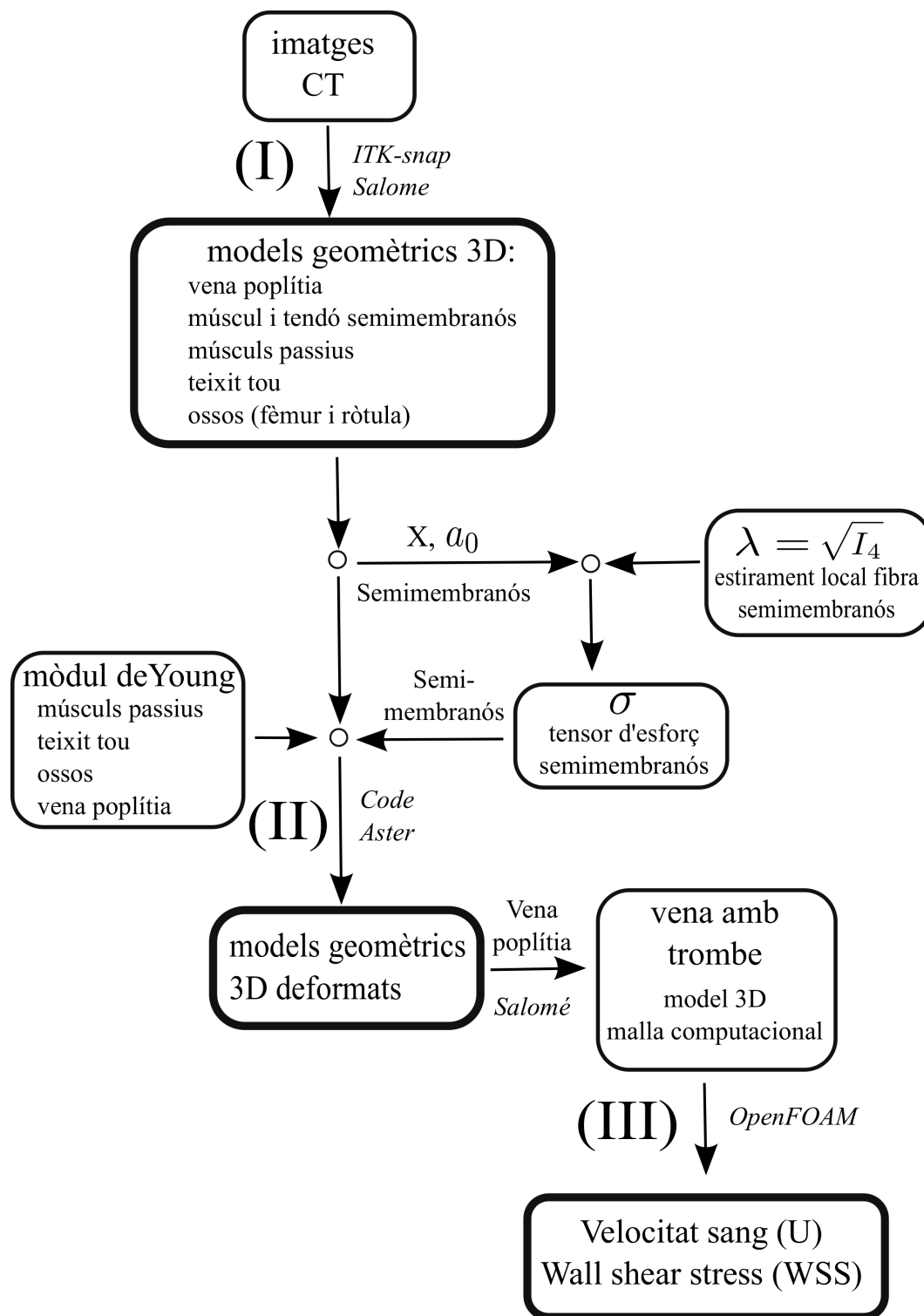


Figura 3.6: Diagrama de flux de la metodologia emprada en l'estudi de la vena poplità. Il·lustra quines dades i paràmetres es prenen com a inicials, quins passos se segueixen i quins models i software s'usen.

La metodologia consta de tres elements, que són una geometria real, un estudi biomecànic dels teixits corporals i un estudi de mecànica de fluids computacional. Els passos principals també són tres:

En el primer pas (marcat com a (I) a la figura 3.6) s'obté el model tridimensional d'una porció de cama aplicant la metodologia descrita a la secció 3.1.1. En concret es construeix un model geomètric tridimensional d'una porció de 10 cm de la cama d'un pacient a partir d'imatges CT. El model final es forma separant el volum original en volums que es caracteritzen de diferent manera segons a quin tipus de teixit pertanyin, respectivament vena, múscul i tendó actius (el semimembranós), os, múscul passiu i teixit tou (bàsicament adipós), veure Figura 3.4.

En el segon pas (marcat com a (II) a la figura 3.6), s'ha calculat la deformació del model geomètric base, sense deformació, com a funció de l'allargament/escurçament del múscul actiu (semimembranós). El model biomecànic suposa considerar el múscul semimembranós com a un material compost reforçat amb fibres, hiperelàstic amb volum constant i amb isotropia transversa [23, 24]. Amb aquestes hipòtesis, el fet que el múscul s'allargui (respectivament s'escurci) en la direcció principal de les seves fibres comportarà que es contragui (respectivament expandeixi) en les direccions del pla isotròpic, l'ortogonal a la direcció principal de les fibres (veure figura 3.4). El nivell d'allargament/escurçament del múscul actiu ve caracteritzat pel valor del paràmetre d'estirament de la fibra, denotat per λ .

En consonància amb amb estudis previs publicats [23, 24, 25], s'ha caracteritzat la deformació del múscul semimembranós per mitjà d'una forma desacoplada de l'energia de deformació en la que se separen additivament les dues respostes del teixit: dilatacional (W_{vol}) i desviatòria (W_{iso}). Tanmateix, a diferència de [24], on es consideren dues funcions independents d'energia de deformació, una per al múscul i una per al tendó, aquí se'n fa servir una de sola, la qual té com a part desviatòria una addició parametritzada de la del múscul (W_{iso}^m) i la del tendó (W_{iso}^t) que s'expressa com

$$\begin{aligned} W(X, C, a_0, \alpha) &= W_{vol}(X) + W_{iso}(X, I_1, I_2, I_4, I_5) = \\ &= W_{vol}(X) + \alpha(X) W_{iso}^m(X, I_1, I_2, I_4, I_5) + (1 - \alpha(X)) W_{iso}^t(X, I_1, I_2, I_4) \end{aligned} \quad (3.7)$$

En l'equació (3.7) X és la posició, C és el tensor d'esforços de deformació de Cauchy-Green per la dreta, a_0 és la direcció local de la fibra en el múscul no deformat i els I_j són els invariants desviatoris de C definits a la Taula 3.1. Cal notar que es considera que el volum del múscul semimembranós es conserva, $W_{vol}(X) = 0$. Els superíndexs m i t corresponen, respectivament, al teixit muscular i tendinós. La funció

$$\alpha(X) = A_1 \exp \left(\frac{A_2}{[d(X)]^2 - 1} \right) \quad (3.8)$$

representada a la Figura 3.7, permet fer servir una única funció per a les parts desviatòries de les energies de deformació del múscul i el tendó, fent una transició gradual entre les zones de fibra

tendinosa i fibra muscular. Els valors A_1 i A_2 són constants (veure Taula 3.2) i $d(X)$ és la distància normalitzada de X al centre de masses del múscul ($d(X) \in [-1, 1]$). En la posició X hi haurà teixit muscular quan $\alpha(X) = 1$, i tendinós quan $\alpha(X) = 0$ (veure [26] per detalls).

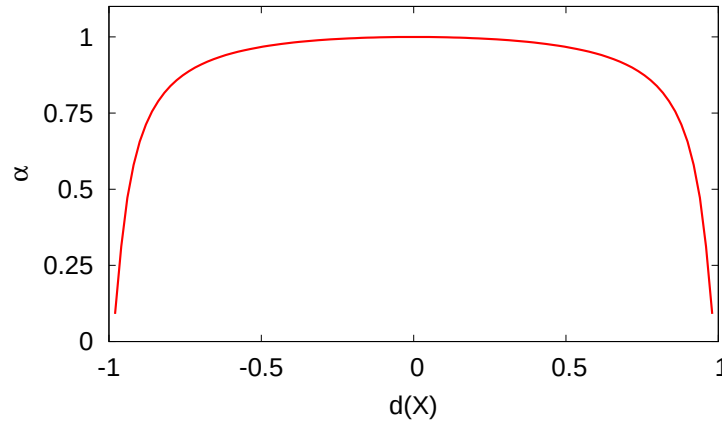


Figura 3.7: Gràfica de la funció de transició tendó-múscul, amb $\alpha(X)$ definida en l'Equació (3.8). Els valors extrems $\alpha = 0$ i $\alpha = 1$ corresponen respectivament a teixit tendinós pur i teixit muscular pur.

Taula 3.1: Definició dels invariants desviatoris per al tensor d'esforços de deformació dret de Cauchy-Green, C .

Invariant	Definició
I_1	trC
I_2	$\frac{1}{2} [(trC)^2 - trC^2]$
I_4	$a_0 C a_0 = \lambda^2$
I_5	$a_0 C^2 a_0$

Amb aquestes definicions i hipòtesis, el tensor d'esforços de Cauchy pren la forma

$$\sigma = pI + 2 \left[\left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) B - \frac{\partial W}{\partial I_2} B^2 + I_4 \frac{\partial W}{\partial I_4} a \otimes a + I_4 \frac{\partial W}{\partial I_5} (a \otimes B \cdot a + a \cdot B \otimes a) \right] \quad (3.9)$$

on a és la direcció local de la fibra, p és la pressió i $B = C^T$ denota el tensor de deformació de Cauchy-Green per l'esquerra [23, 27]. Seguint [23] i [24], les parts desviatòries de l'energia de deformació per al múscul i el tendó vénen donades per

$$W_{iso}^m(X, I_1, I_2, I_4, I_5) = W_1^m(I_4, I_5) + W_2^m(I_1, I_4, I_5) + W_3^m(I_4) \quad (3.10)$$

$$W_{iso}^t(X, I_1, I_2, I_4) = W_1^t(I_1, I_2) + W_2^t(I_4) + W_3^t(I_1, I_2, I_4). \quad (3.11)$$

Taula 3.2: Valors i significat físic (quan n'hi ha) de les constants involucrades en el model descrit per les Equacions (3.7)–(3.17).

Constant	Significat físic	Valor	Referència
G_1	mòdul de rigidesa longitudinal a la fibra	5×10^2 Pa	[24]
G_2	mòdul de rigidesa transversal a la fibra	5×10^2 Pa	
C_3	taxa de desencast de les fibres de col·lagen	2.7×10^6 Pa	
C_4		46.4	
C_5		$5. \times 10^8$ Pa	
C_6	factor d'estirament òptim de la fibra	-5.1×10^8 Pa	
λ_{ofl}		1.4	
λ^*	valors de l'estirament per al qual les fibres de col·lagen s'adrecen	1.03	[23]
C_1		1.385×10^7 Pa	
C_2		0	
A_1		1.105	
A_2		0.1	

Les funcions que intervenen en les equacions 3.10–3.11 són

$$W_1^m = G_1 \left(\frac{I_5}{I_4^2} - 1 \right) \quad (3.12)$$

$$W_2^m = G_2 \left[\cosh^{-1} \left(\frac{I_1 I_4 - I_5}{2\sqrt{I_4}} \right) \right]^2 \quad (3.13)$$

$$W_1^t(I_1, I_2) = \frac{C_1}{2} (I_1 - 3) + \frac{C_2}{2} (I_2 - 3) \quad (3.14)$$

$$W_3^t(I_1, I_2, I_4) = C_3 [\exp(I_4 - 1) - I_4] \quad (3.15)$$

$$\lambda \frac{\partial W_3^m}{\partial \lambda} = \begin{cases} 9(\lambda/\lambda_{ofl} - 0.4)^2 & \lambda \leq 0.6\lambda_{ofl} \\ 1 - 4(1 - \lambda/\lambda_{ofl})^2 & 0.6\lambda_{ofl} \leq \lambda \leq 1.4\lambda_{ofl} \end{cases} \quad (3.16)$$

$$\lambda \frac{\partial W_2'}{\partial \lambda} = \begin{cases} 0 & \lambda < 1 \\ C_3 (\exp(C_4(\lambda - 1)) - 1) & 1 \leq \lambda < \lambda^* \\ C_5 \lambda + C_6 & \lambda \geq \lambda^* \end{cases} \quad (3.17)$$

En les Eqs. (3.12)-(3.17) $\lambda = \sqrt{I_4}$, i G_i , C_i , λ_{ofl} i λ^* són unes constants, els valors i el significat físic de les quals (quan n'hi ha) es troben a la Taula 3.2.

La resta de materials etiquetats a la Figura 3.6, teixit ossi, músculs passius, teixit tou i vena poplítica, es consideren en aquest punt com a sòlids deformables, als quals se'ls suposa una resposta elàstica lineal isotròpica, amb valors per als respectius mòduls de Young de 12 GPa, 3 kPa, 1 kPa i 2 kPa, respectivament [28, 29].

Aquests models de materials per al múscul semimembranós (definit per les Eqs. (3.7)–(3.17)) i per a la resta d'elements de la Figura 3.6, així com la geometria són introduïts en el paquet de resolució d'equacions en elements finits Code_Aster [30]. Aquest programari s'usa per calcular la configuració deformada que resulta per a un valor específic del paràmetre d'estirament de la fibra, λ . Aquest càlcul es duu a terme mitjançant un procés iteratiu per tal de resoldre les equacions que proporcionen la geometria deformada; en cadascun dels passos iteratius es va actualitzant el valor del camp d'esforços σ , d'acord amb l'Eq. (3.9) fent ús de les Eqs. (3.7)–(3.8) i (3.10)–(3.17). La geometria base correspon a $\lambda = 1$, i s'han calculat un total de quinze geometries diferents corresponents a valors de $\lambda \in [0.8, 1.4]$, representatius dels estiraments/arronsaments que es produeixen en caminar.

En el tercer pas, etiquetat III en la Figura 3.6, es creen unes malles tridimensionals més refinades a l'interior de la vena per cadascuna de les geometries deformades, les quals a continuació s'exporten al software específic per Mecànica de Fluids Computacional (CFD) OpenFOAM [20]. Aquestes malles estan basades en la malla usada en un estudi previ en el qual s'estudiaven mitjançant CFD diversos aspectes sobre el flux de sang a través de la vena poplítica per a un pacient que hi tenia un trombe [22]. En aquell estudi, Fortuny et al. van comparar resultats obtinguts amb tres malles diferents, amb un nombre total de tetràedres de 463,812 la petita, 1,102,031 la mitjana i 1,660,386 la més fina, trobant-se que el millor compromís era la malla mitjana, ja que els resultats respecte la petita variaven fins a un 5%, mentre que la discrepància amb la més fina no arribava a l'1%. La versió discretitzada de les equacions (3.1) i (3.2) s'ha resolt doncs trobant-ne numèricament les solucions estacionàries fent ús de malles semblants a la malla mitjana de l'estudi esmentat.

3.3 Metodologies específiques en l'estudi dels filtres de vena cava

En el cas de l'estudi dels efectes de la inserció de filtres de vena cava s'han volgut obtenir els valors de diversos paràmetres hemodinàmics amb els quals descriure quantitativament alguns efectes de la inserció de filtres de vena cava, així com poder comparar els valors obtinguts per cada filtre. Amb aquesta finalitat s'han desenvolupat tot un seguit de metodologies per tal de crear uns models geomètrics adients. Seguidament ha calgut destriar quines magnituds calculades són les rellevants a l'hora d'extreure conclusions. Finalment ha calgut resoldre les equacions de mecànica de fluids que aporten aquests valors d'aquestes magnituds.

3.3.1 Models geomètrics

Paret de la vena

El model geomètric del segment de vena cava inferior es va obtenir a partir d'imatges CT in vivo d'un pacient baró de 65 anys. La longitud del segment en la seva component vertical (z) és 14.1 cm. En el model s'hi inclou una part de la vena des d'abans de la regió renal fins després de la mateixa, així com el fragment final de les dues venes renals, veure Figura 3.8. Segmentant les imatges mitjançant el software 3DSlicer [17] es va obtenir un model final on les àrees de les seccions d'entrada i sortida són, respectivament, $A_{in} = 3.7 \text{ cm}^2$ i $A_{out} = 5.1 \text{ cm}^2$, mentre que l'àrea lateral és $A_{wall} = 125.3 \text{ cm}^2$. La triangulació base de la paret de la vena consta de $n_v = 68,432$ triangles, els quals tenen doncs una àrea mitjana és de 0.18 mm^2 i mesura típica de costat d'1 mm. Aquesta triangulació base seria l'opció triada després de comprovar la seva adequació al problema (veure la secció 3.3.3) i també la que es faria servir, amb uns refinaments locals, per adaptar-la a l'estudi de cada filtre (veure la secció 3.3.3).

Filtres

Per a fer les simulacions es va decidir basar-se en quatre filtres d'entre els disponibles, de característiques diverses. Els models reals triats es poden veure a la Figura 3.9. Les dades concretes utilitzades per crear els models geomètrics provenen en primer lloc de prendre com a referència les imatges obtingudes dels fabricants [31, 32, 33, 34], i en segon lloc d'usar dades de la literatura [6, 35, 10]. Amb això es van crear en primera instància quatre models preliminars amb el software Blender [36]. Les principals característiques dels filtres reals i dels models geomètrics creats es recullen a la Taula 3.3. Imatges dels models ja creats es poden veure a la Figura 3.10.

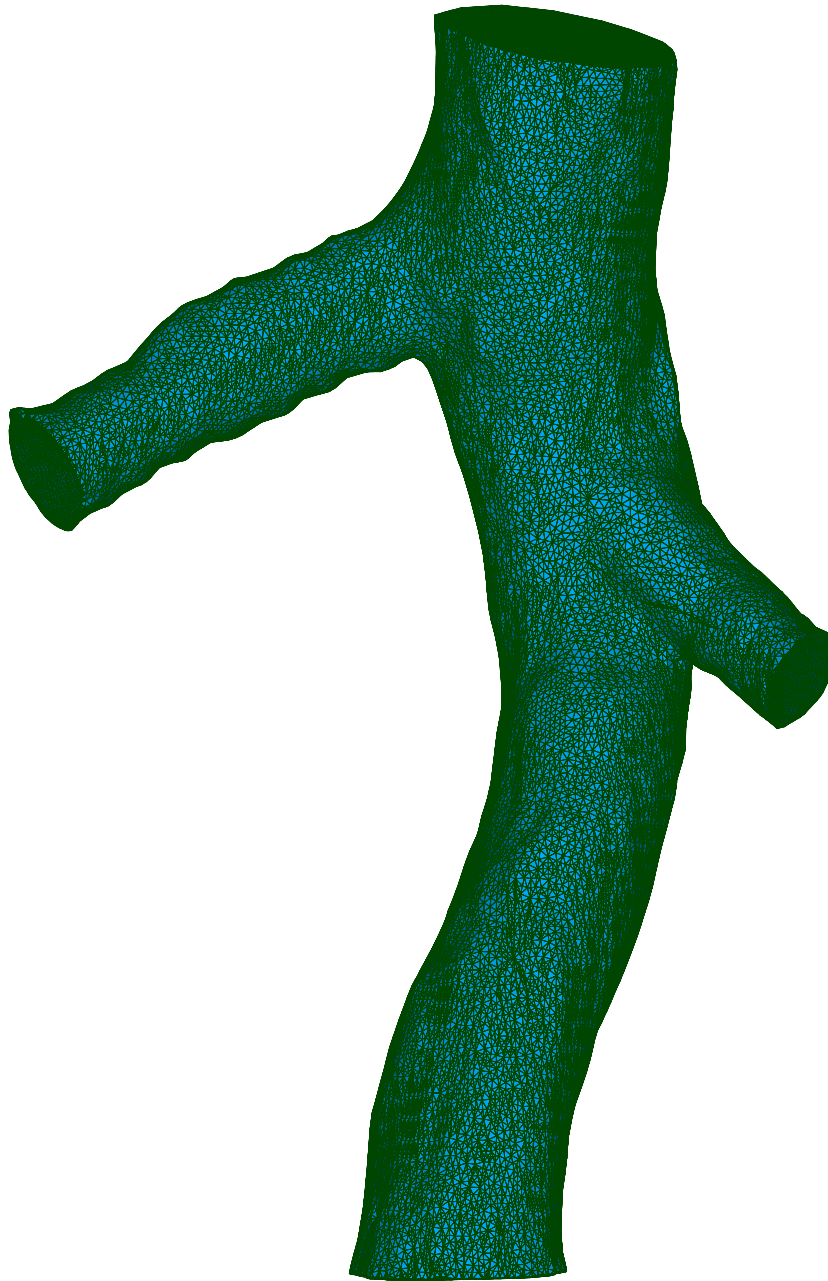


Figura 3.8: Resultat de la segmentació de la vena cava.

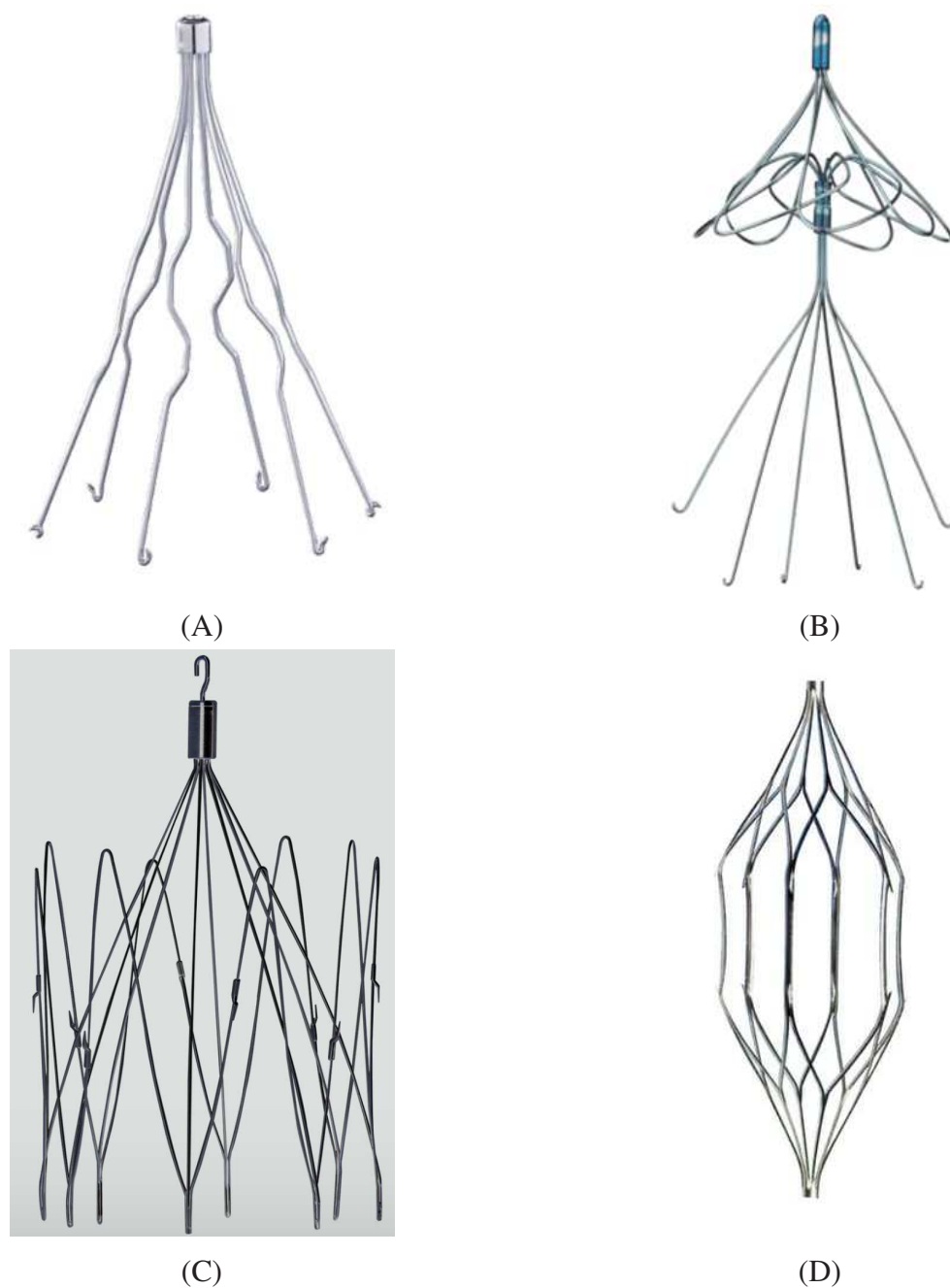


Figura 3.9: Imatges dels filtres comercials a partir dels quals s'han creat els models per a les simulacions. (A) Greenfield™,[31], (B) SIMON NITINOL®,[32], (C) VenaTech® Convertible™,[33], (D) OPTEASE®,[34]. Nota: les imatges no són a la mateixa escala.

	Filtre			
(a)	1	2	3	4
(b)	Greenfield TM ,[31]	SIMON NITINOL [®] ,[32]	VenaTech [®] Convertible TM ,[33]	OPTEASE [®] ,[34]
(c)	Hexagonal	Hexagonal	Octogonal	Hexagonal
(d)	Permanent	Permanent	Convertible	Opcional
(e)	1.028×10^{-4}	1.882×10^{-4}	2.703×10^{-4}	1.965×10^{-4}

Taula 3.3: Característiques principals dels quatre filtres estudiats. (a) Etiqueta per futures referències, (b) Marca comercial en què es basa el model, (c) Simetria del filtre, (d) Tipus de filtre, (e) Àrea total en m². El filtre 3 és catalogat com a convertible per part del fabricant perquè se li pot retirar el petit cilindre superior, desplegar-lo i deixar-lo completament adherit a la paret de la vena com un *stent*. El filtre 4 es designa com a opcional ja que, segons el fabricant, pot ser retirat dins d'un cert termini temporal o pot ser deixat implantat permanentment sense risc addicional per a la salut del pacient. L'àrea de cada model de filtre es va obtenir per integració numèrica.

Tot i que les mesures de les diverses components són les reals, la forma d'aquests models preliminars no correspon a la forma real un cop els filtres són implantats en el pacient, la qual cosa es fa inserint una càpsula que és retirada en la posició correcta, moment en el qual el filtre es desplega fins a quedar subjectat a la paret de la vena. Així doncs, ha calgut modificar en alguns casos els angles d'obertura dels elements desplegable dels models preliminars dels filtres per tal que s'adeqüessin al diàmetre de la vena del model (uns 20 mm), veure el detall d'aquesta metodologia a 3.3.2. Els resultats obtinguts són consistents amb estimacions fetes a partir de radiografies publicades [10, 37, 38, 39, 40].

Per cada model de filtre se'n va fer una triangularització de la superfície amb el software Salome-Meca [18]. Segons la complexitat de la forma del filtre i la seva mida, el nombre de triangles oscil·la entre $n_f = 55,032$ i $130,468$, amb una mesura típica de costat de 0.1 mm i una àrea mitjana propera als 0.002 mm²; és a dir, unes 100 vegades inferior a l'àrea mitjana d'un triangle de la vena. Aquest fet comporta una problemàtica a l'hora de generar una malla tridimensional que s'ha resolt amb un refinament local de la malla de la vena (veure a 3.3.3) i deixant un petit espai entre el filtre i la paret de la vena (veure la secció 3.3.3).

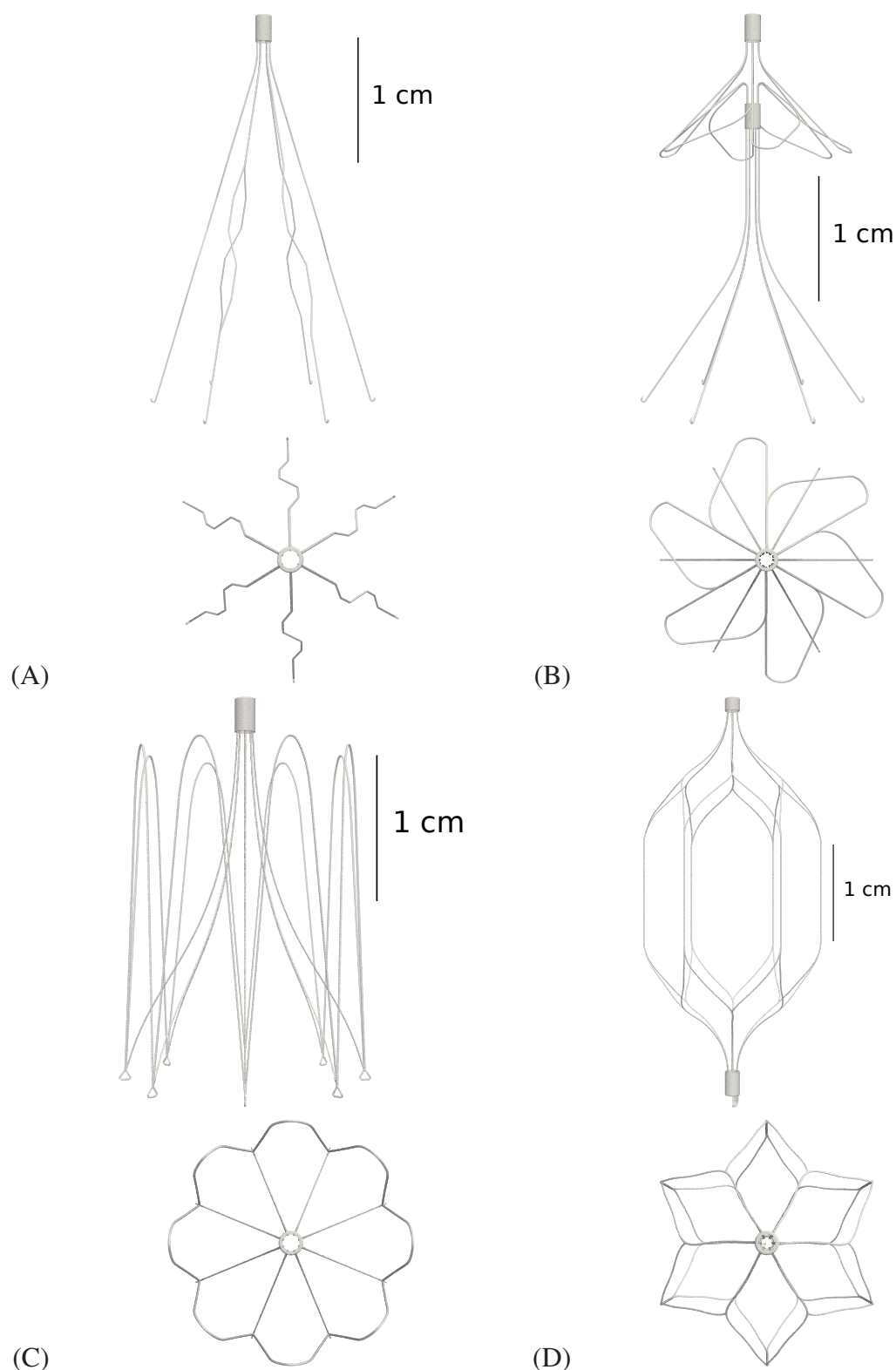


Figura 3.10: Vistes laterals i zenitals dels quatre models de filtre: (A) filtre 1, (B) filtre 2, (C) filtre 3 i (D) filtre 4. Veure la Taula 3.3 per als detalls de les etiquetes "filtre 1" a "filtre 4".

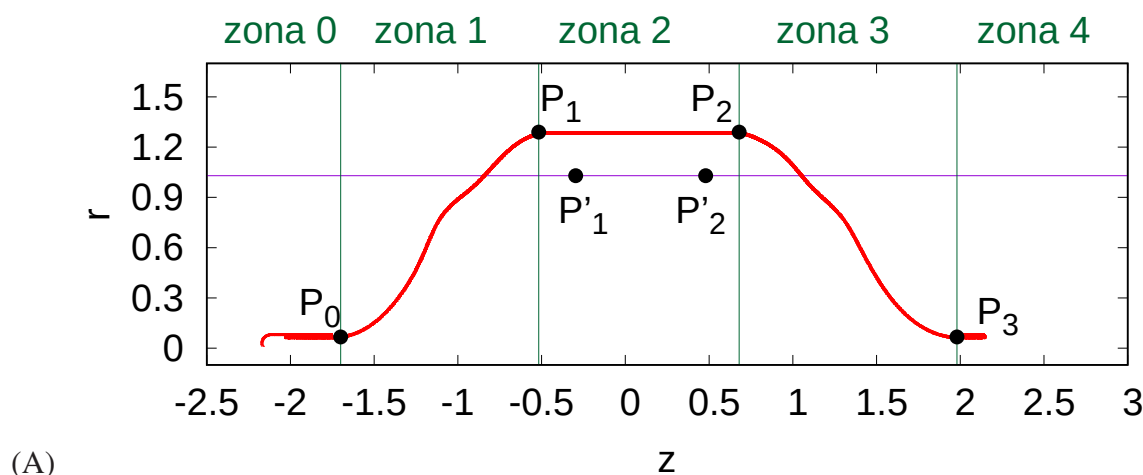
3.3.2 Inserció dels filtres

La col·locació del model del filtre a la vena es va fer sotmetent-lo a una translació i una rotació de manera que el seu extrem superior quedés situat just per sota de la vena renal dreta [41] i el seu eix principal de simetria coincidís amb un eix central mitjà de la vena en la zona. Per tal de no fer innecessàriament complicat el procés de creació de les malles 3D, es va admetre una petita separació entre el model del filtre i el de la vena, la qual, donada la manca de simetria de la vena, oscil·la entre 0.2 i 1.0 mm. Prèviament es va fer un càlcul de prova on el model de filtre penetra efectivament en el de la vena, veure els detalls a 3.3.3.

Passos previs. Deformacions dels models

Per tal d'inserir els models geomètrics dels filtres en el model de la vena cava, ha calgut en alguns casos fer-ne prèviament una deformació. El motiu, en el cas dels filtres 3 i 4, és que el model geomètric s'havia creat en una posició massa expandida, de manera que el seu diàmetre era superior al de la vena. En aquests dos casos s'ha procedit a fer una deformació en la qual es mantenen les distàncies entre els elements del filtre però se'n redueix el diàmetre (com tancar un paraigua, valgui el símil). El motiu de dur a terme una deformació, en el cas del filtre 1, ha estat en una fase de proves de la metodologia; en concret es tracta de variar el grau d'obertura de cadascuna de les potes, i cadascuna amb un valor específic lleugerament diferent del de les altres, per tal que just l'extrem de cada pota s'insereixi dins de la paret de la vena.

En cadascun dels casos anteriors s'ha fet servir una idea bàsica comuna, però amb formulació específica per cada filtre, adaptada a les seves característiques. El cas del filtre 4 és el més complex de tots tres, ja que ha calgut procedir a una deformació en els dos extrems. El detall dels passos del procediment és il·lustrat a les Figures 3.11(A)–(D) i descrit a l'algorisme 3.1.



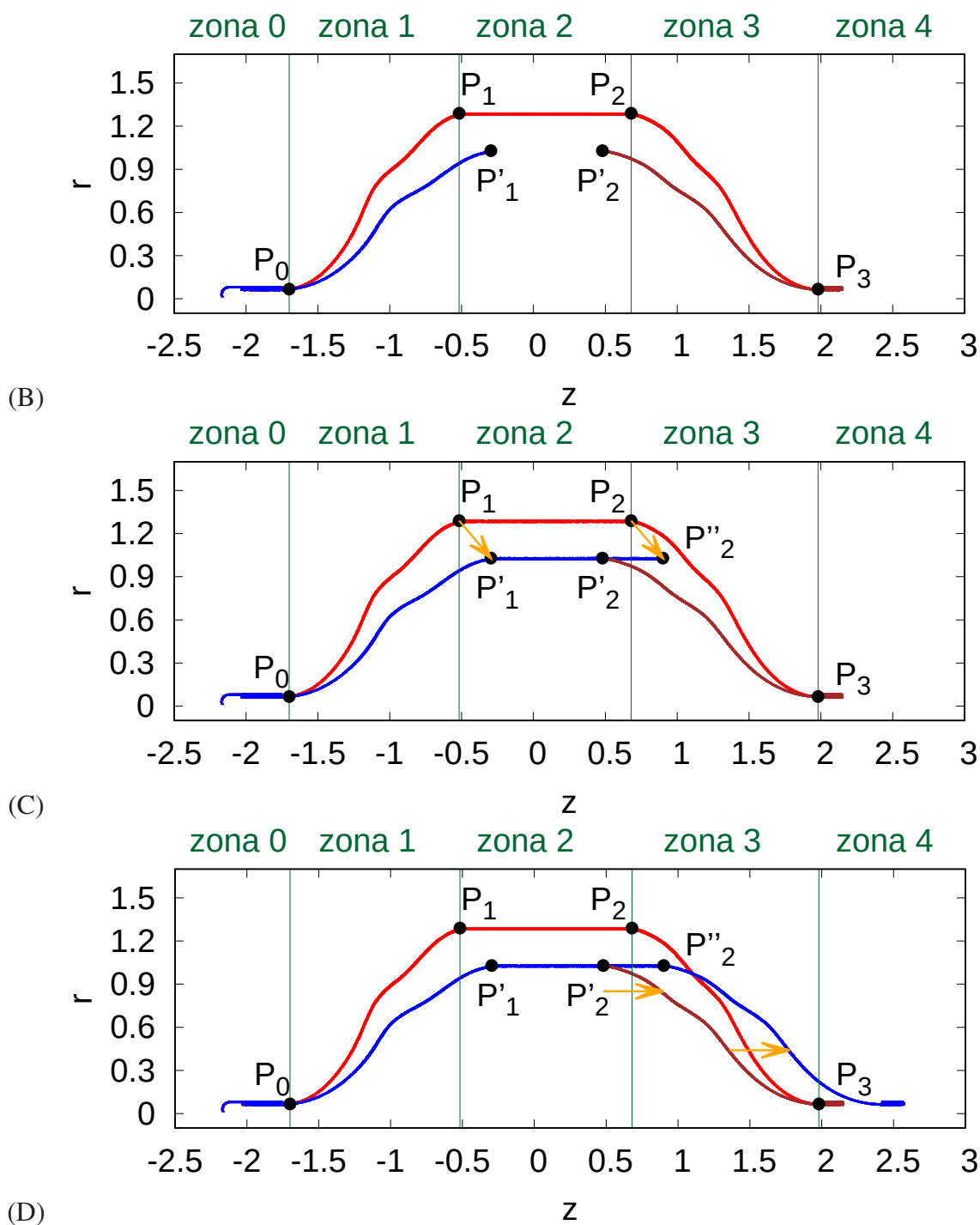


Figura 3.11: Detall de la deformació del filtre 4. Passos 1 a 4. Els punts vermells corresponen a la posició original, els blaus a punts en la seva posició final i els marró a punts deformats en posició encara no final.

Algorisme 3.1. En primer lloc es consideren tots els punts del filtre en coordenades cilíndriques z, r, φ (cal recordar que en el seu disseny, el filtre és en posició vertical). Es fan les modificacions en l'espai $z - r$ i en les figures es representarà la component vertical z en les abscisses i la component radial r en les ordenades.

- *Primer pas.* Veure Figura 3.11(A).

- ◇ Es consideren uns punts de referència $P_0 = (z_0, r_0)$, $P_1 = (z_1, r_1)$, $P_2 = (z_2, r_2)$ i $P_3 = (z_3, r_3)$ (nota: $r_0 = r_3$ i $r_1 = r_2$). Aquests punts serveixen en primer lloc per classificar els punts del filtre en cinc zones, atenent als valors de z (veure les línies verticals de la Figura 3.11(A)).

- ◇ Es defineix quin es vol que sigui el radi, aproximat, del filtre ja deformat, r_f .

- ◇ Es busquen els punts $P'_1 = (z'_1, r'_1)$ i $P'_2 = (z'_2, r'_2)$ que verifiquen

$$\begin{aligned} r'_1 &= r'_2 = r_f \\ d(P_0, P_1) &= d(P_0, P'_1) \quad d(P_3, P_2) = d(P_3, P'_2) \\ z'_1 &> z_1 \quad \quad \quad z'_2 < z_2 \end{aligned}$$

Per tant P'_1 i P'_2 són els transformats de P_1 i P_2 fent dos girs adients (de fet amb angles oposats) amb centres P_0 i P_3 . Dit d'una altra manera, per obtenir P'_1 es talla la circumferència de centre P_0 i radi P_0P_1 amb la recta horitzontal $r = r_f$, i dels dos punts, es pren P'_1 tal que sigui a la dreta de P_1 . De manera semblant s'obté P'_2 , però ara a l'esquerra de P_2 .

- *Segon pas.* Veure Figura 3.11(B).

- ◇ Es mantenen inalterats els punts de la zona 0 ($z < z_0$) i es procedeix a deformat les zones 1 i 3 transformant els punts (z, r) en (z', r') d'acord amb les expressions següents:

En la zona 1 ($z_0 \leq z < z_1$):

$$z' = z_0 + \frac{z'_1 - z_0}{z_1 - z_0}(z - z_0) \quad (3.18)$$

$$r' = r_0 + \frac{r'_1 - r_0}{r_1 - r_0}(r - r_0) \quad (3.19)$$

En la zona 3 ($z_2 \leq z < z_3$):

$$z' = z_3 + \frac{z'_2 - z_3}{z_2 - z_3}(z - z_3) \quad (3.20)$$

$$r' = r_3 + \frac{r'_2 - r_3}{r_2 - r_3}(r - r_3) \quad (3.21)$$

Aquestes transformacions deixen invariants els punts P_0 i P_3 i transformen el punt P_1 en P'_1 i P_2 en P'_2 . Aquestes transformacions, a diferència del que passaria si es fessin rotacions en les zones 1 i 3, alteren poc els angles entre els elements del filtre en els punts implicats (en altres paraules, les barnilles originals i les deformades *surten de* P_0 i P_3 i *arriben a* P_1 i P'_1 i a P_2 i P'_2 gairebé amb el mateix angle).

- *Tercer pas.* Veure Figura 3.11(C).

◇ Als punts de la zona 2 ($z_1 \leq z < z_2$) se'ls fa una translació de vector $\overrightarrow{P_1 P'_1}$. Aquesta translació transforma el punt original P_2 en el punt

$$P''_2 = (z_2 + z'_1 - z_1, r_2 + r'_1 - r_1).$$

- *Quart pas.* Veure Figura 3.11(D).

◇ Als punts ja transformats de la zona 3 i als punts de la zona 4 se'ls fa una translació de vector

$$\overrightarrow{P'_2 P''_2} = (z_2 + z'_1 - z_1 - z'_2, r_2 + r'_1 - r_1 - r'_2).$$

En la Figura 3.12 es pot veure l'abans i el després.

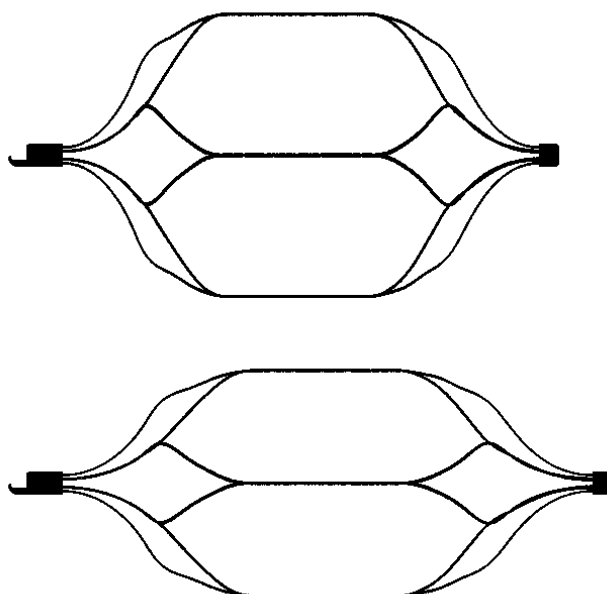


Figura 3.12: Exemple de deformació del filtre 4.

En el cas del filtre 3 ha calgut deformar les barnilles interiors per tal que el diàmetre final del filtre fos consistent amb el de la vena. Per fer-ho, hom ha procedit a fer una variant de l'algorisme 3.1, veure la Figura 3.13 i l'algorisme 3.2

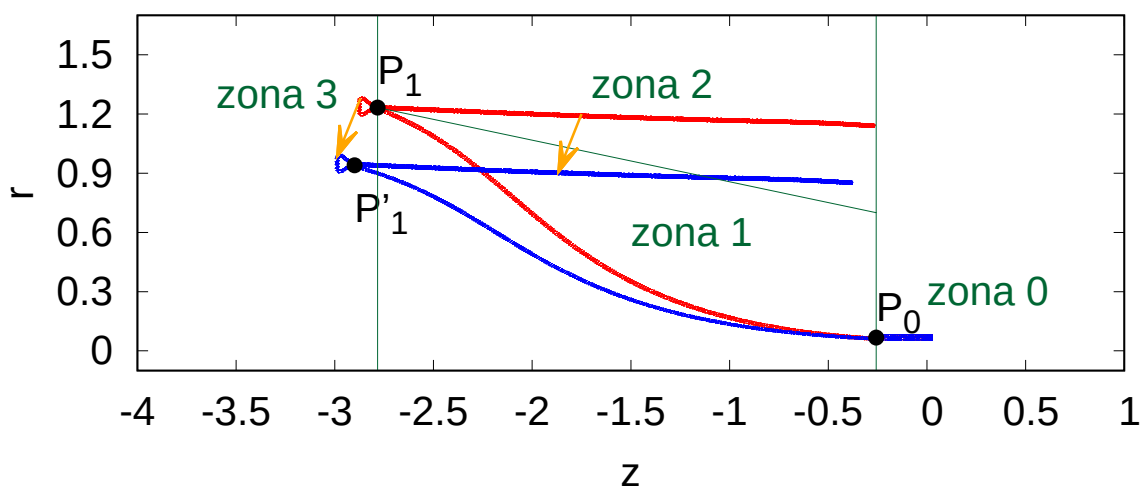


Figura 3.13: Deformació del filtre 3.

Algorisme 3.2. Es defineixen els punts $P_0 = (z_0, r_0)$, $P_1 = (z_1, r_1)$ i les zones 0 a 3 de manera anàloga a l'algorisme 3.1 i es procedeix a fer els següents passos:

- Es busca $P'_1 = (z'_1, r'_1)$ complint $d(P_0, P_1) = d(P_0, P'_1)$ i amb la condició que la component r de P'_1 , sigui la desitjada i prenent $z'_1 < z_1$.
- Es defineix una deformació del mateix tipus que la descrita en el pas 2 de l'algorisme 3.1, per deixar invariant P_0 i transformar P_1 en P'_1 , veure les Equacions 3.18–3.19.
- Un cop definits els punts i la transformació, es deixen invariants els punts de la zona 0 i s'aplica la deformació als punts de la zona 1 (les barnilles que van de P_0 a P_1).
- Finalment, es fa una translació de vector $\overrightarrow{P_1 P'_1}$ als punts de les zones 2 i 3, respectivament la corresponent a les barnilles que han de quedar properes a la paret de la vena la zona triangular dels peus del filtre.

En la Figura 3.14 es pot veure l'abans i el després.

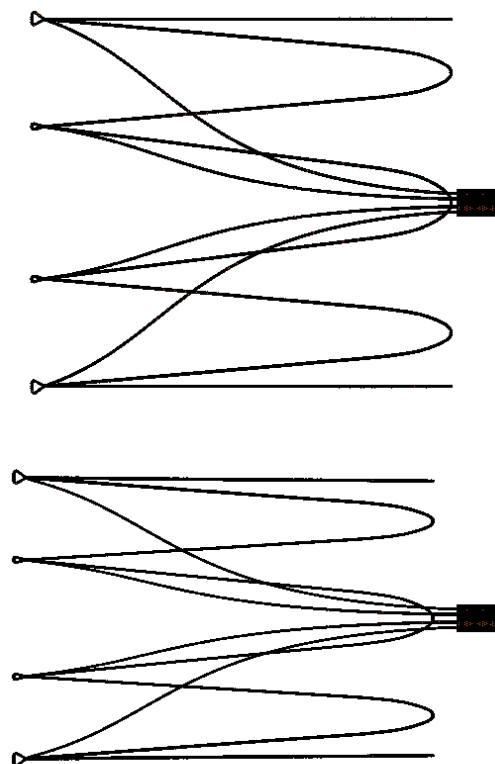


Figura 3.14: Exemple de deformació del filtre 3.

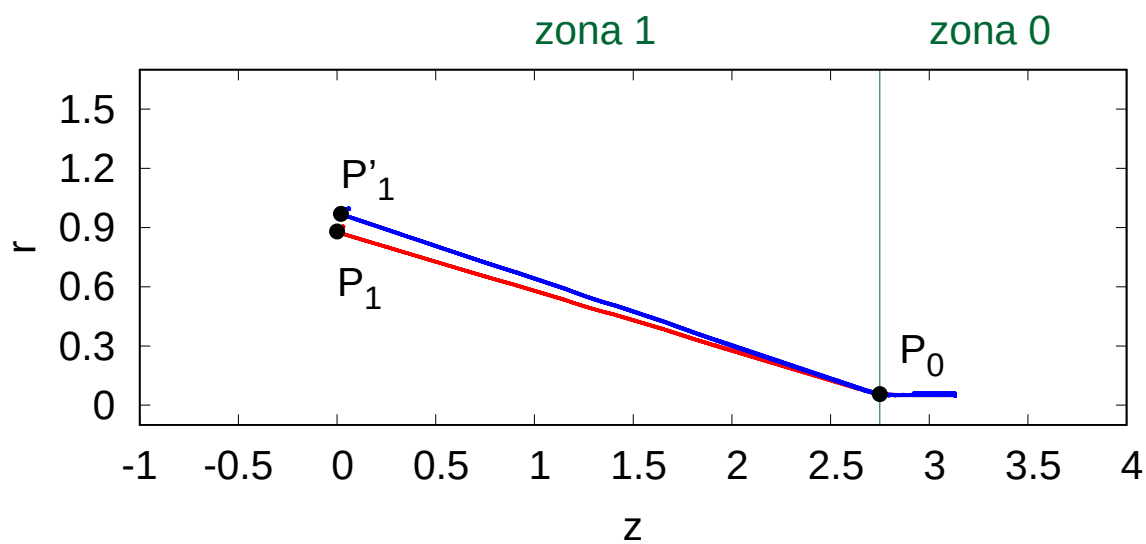


Figura 3.15: Deformació del filtre 1.

En el cas del filtre 1 (veure la Figura 3.15), la variant de la metodologia inclou el fet que el radi deformat no és constant, sinó que se'l fa dependre de l'angle, $r_f(\varphi)$. En altres paraules, es defineixen un punt P_0 i un punt P_1 , a partir dels quals es defineixen les zones 0 i 1. Els punts de la zona 0 quedaran inalterats i als punts de la zona 1 se'ls farà una deformació com la donada per les equacions 3.18–3.19. En aquest cas, però, no es defineix un punt P'_1 únic, sinó que se'n defineix un de diferent per cadascuna de les potes. Com s'ha dit, en el cas d'aquest filtre, la deformació s'ha aplicat en una prova de malla (veure 3.3.3) per la qual tots els P'_1 han estat molt propers a P_1 , és a dir, hi ha molt poca diferència visual entre el model original del filtre i el deformat.

En la Figura 3.16 es pot veure un exemple de l'aplicació de la metodologia de la deformació. Per fer-la més visible, s'ha il·lustrat amb un exemple on alguna de les potes és deformada força més enllà del que s'ha fet servir en l'estudi present.

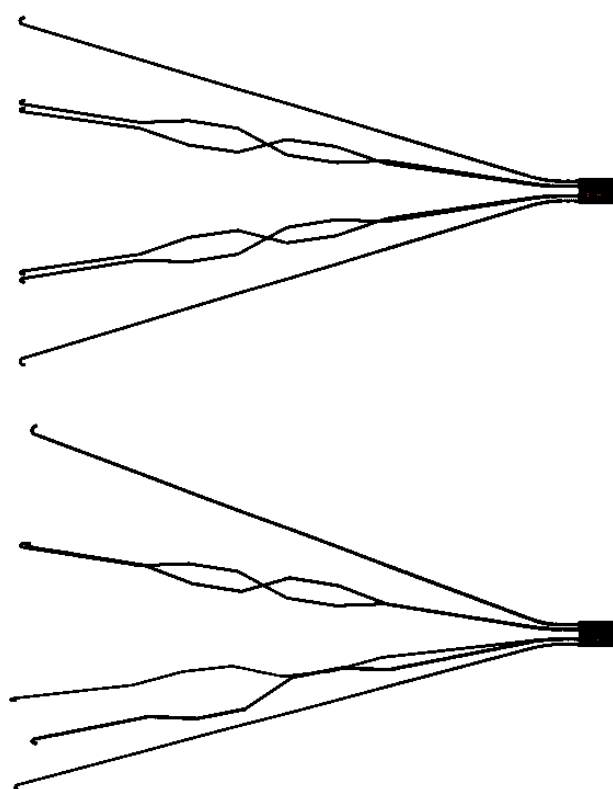


Figura 3.16: Exemple de deformació del filtre 1.

En la Figura 3.17 es pot veure la posició final dels models de filtre, amb les deformacions pertinents quan n'hi ha, a l'interior de la vena cava.

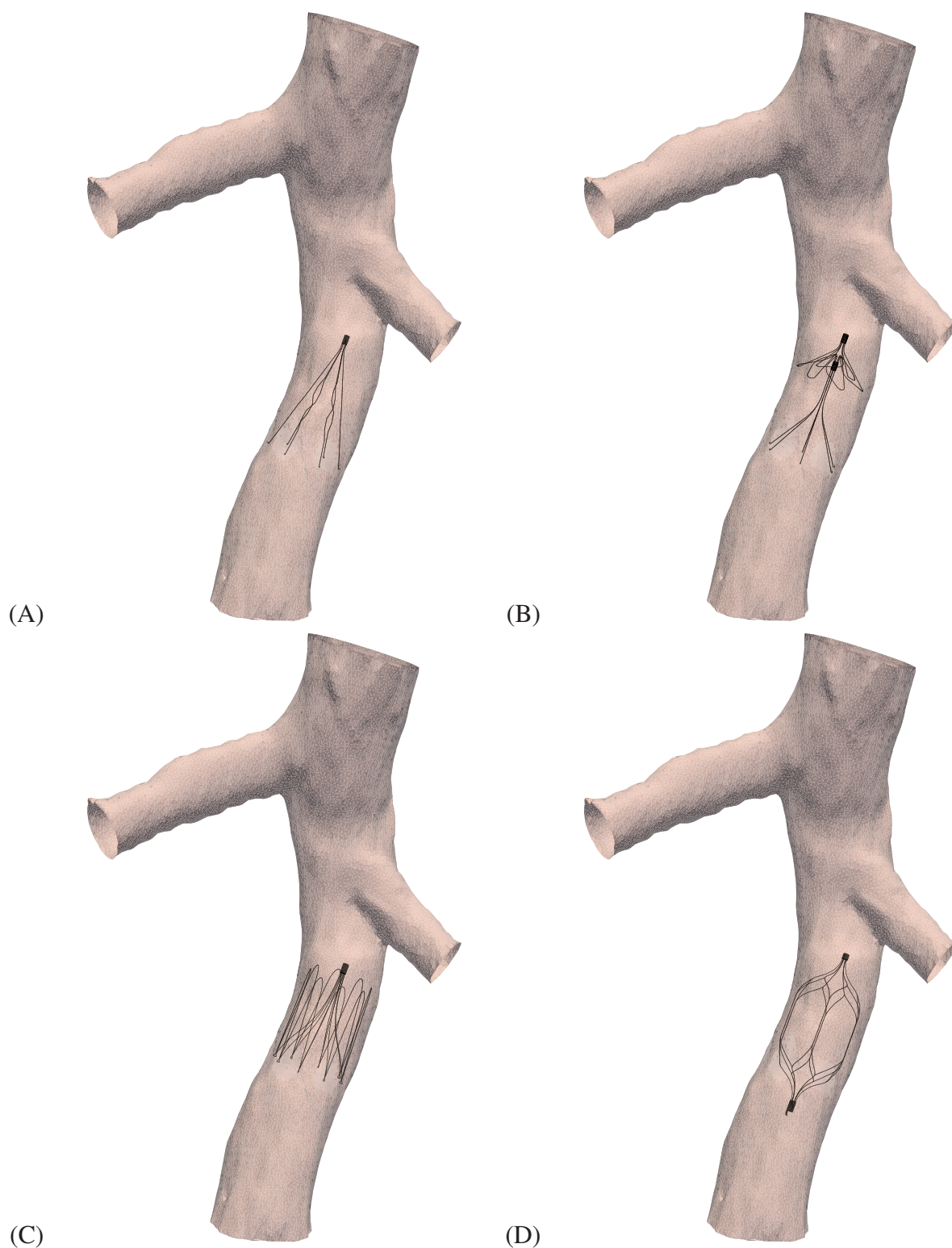


Figura 3.17: Vista posterior dels models de superfície de la vena cava i dels filtres ja col·locats a l'interior. (A) filtre 1, (B) filtre 2, (C) filtre 3 i (D) filtre 4. Veure la Taula 3.3 per als detalls de les etiquetes “filtre 1” a “filtre 4”.

3.3.3 Proves de malla

La forma discretitzada de les equacions (3.1) i (3.2) es resol trobant-ne solucions estacionàries mitjançant l'algorisme SIMPLE [42, 22]. Els volums tridimensionals utilitzats en les simulacions són tetràedres generats amb el software Gmsh [43] a partir de malles triangulars de les superfícies frontera. Tractant-se d'una resolució d'unes equacions discretitzades, és fonamental que les malles tinguin prou qualitat des del punt de vista de ser usades per a càlculs CFD: prou fines per donar resultats fiables, amb prou pocs tetràedres per tal que el temps de còmput sigui raonable i sense tetràedres amb angles entre cares petits. Amb aquest objectiu s'han dut a terme un seguit de proves preliminars i s'han considerat malles amb variants específiques per cada filtre.

		3D Malla			
		Malla A	Malla B	Malla C	Malla D
n_v		68,432	68,432	68,432	109,152
N_t		301,389	396,316	538,731	851,145
$\overline{WSS}_{vein}$ (Pa)	μ_N	1.217	1.230	1.238	1.231
	$\mu(\gamma)$	1.324	1.331	1.336	1.329

Taula 3.4: Resum de càlculs duts a terme amb quatre malles 3D diferents en el cas base (sense filtre) i condicions d'exercici, amb un cabal d'entrada al segment de la vena cava de $V_{in} = 80 \text{ cm}^3/\text{s}$ i $V_{ren} = 10 \text{ cm}^3/\text{s}$ en cadascuna de les renals. Per cada malla n_v és el nombre de triangles de la vena, N_t és el nombre de tetràedres de la malla 3D i $\overline{WSS}_{vein}$ són els valors de WSS mitjans a la paret de la vena considerant un model de viscositat Newtoniana, μ_N , i no-Newtoniana, $\mu(\gamma)$.

Efecte de la triangularització de la vena i refinament local

El primer punt que s'ha comprovat quant a la qualitat de les malles és el possible efecte de prendre una malla més o menys fina a la paret de la vena. A tall de prova, s'han creat diverses malles tridimensionals obtingudes a partir de diverses triangularitzacions de la vena cava i amb paràmetres diversos de mida dels tetràedres. Aquestes malles han servit per calcular un mateix paràmetre (el WSS mitjà a la paret de la vena) en el cas base (sense filtre), en condicions d'exercici i per dos models de viscositat. Els resultats estan recollits a la Taula 3.4. En les malles A, B i C s'ha fet servir la mateixa triangularització base de la paret de la vena amb $n_v = 68,432$ triangles però creant malles tridimensionals amb diferents valors d'un paràmetre que controla la mida màxima dels tetràedres obtinguts. En la malla D s'ha partit d'un refinament de la malla de la paret (amb $n_v = 109,152$ triangles) i amb el mateix valor de control de mida de tetràedres que la malla B. Addicionalment, per

tal de comprovar millor l'efecte del refinament de les malles sobre la precisió en els resultats, s'han calculat també les variacions al llarg de l'eix z dels mitjans circumferencials tant de la caiguda de pressió com del WSS. Aquest resultats estan representats en la Figura 3.18.

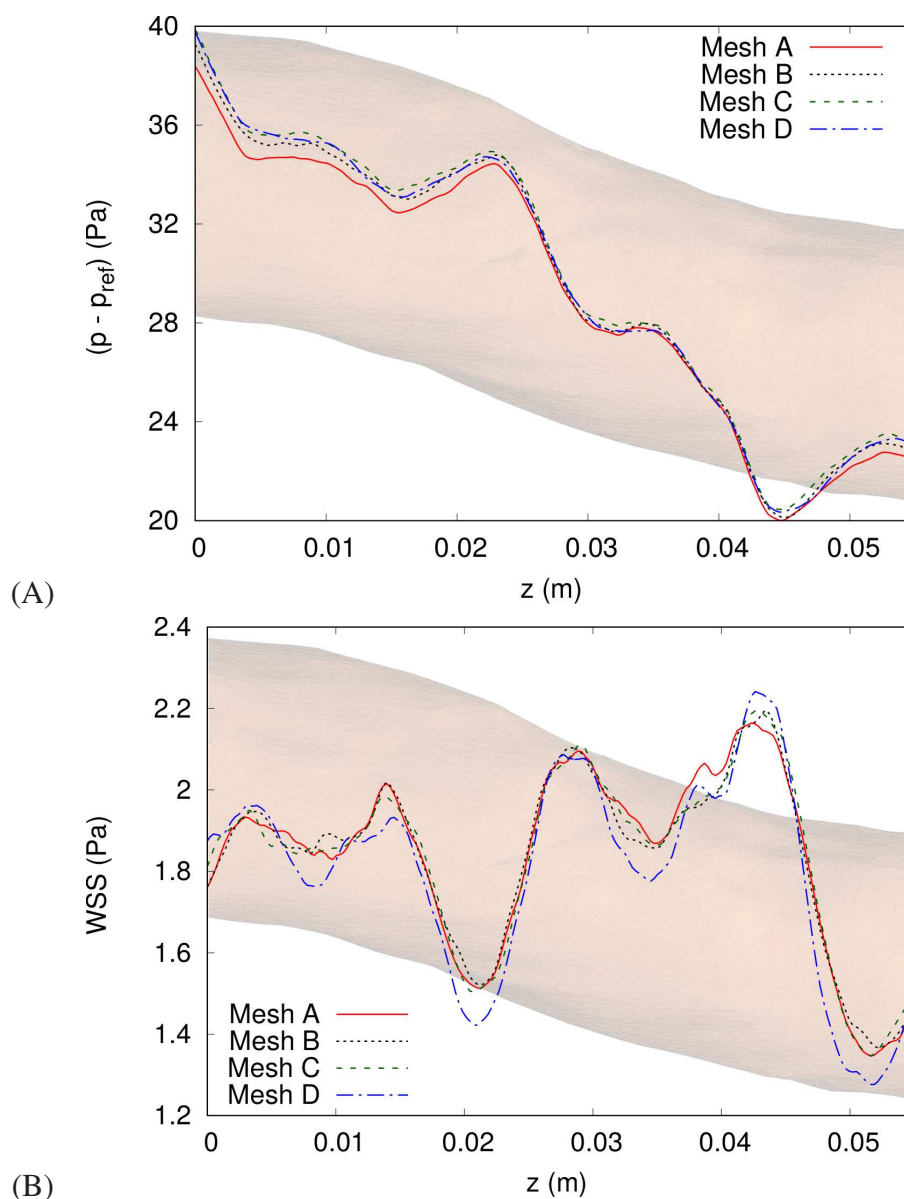


Figura 3.18: Efecte del refinament de la malla sobre les variacions al llarg de l'eix z dels mitjans circumferencials de la caiguda de pressió (A) i del WSS (B) en un segment de la regió infrarenal de la vena cava. Els resultats estan calculats assumint condicions d'exercici i suposant un model no Newtonià de viscositat. La caiguda de pressió es defineix com a $p - p_{ref}$, on p_{ref} és el valor mitjà de la pressió absoluta en la secció de sortida.

En la Figura 3.18A es pot apreciar com els resultats de les dues malles amb nombre de tetràedres més gran, C i D, produeixen perfils molt semblants, mentre que la malla B preveu uns valors de caiguda de pressió lleugerament inferiors. En la Figura 3.18B s'aprecia que els valors mitjans de WSS per la malla D són clarament distingibles dels altres en regions properes a extrems locals, la qual cosa fa creure que els valors previstos de WSS depenen més fortament del refinament de la malla superficial més que no pas de la tridimensional (nombre de tetràedres).

Donat que les discrepàncies entre les quatre malles de prova (A–D) són prou petites quant a les prediccions tant en valors de WSS com de caiguda de pressió, s'ha optat per triar la malla superficial base amb $n_v = 68,432$ triangles, juntament amb el valor del paràmetre de mida dels tetràedres usat en la malla B com a millor compromís entre precisió i cost computacional per posteriorment construir les malles 3D ja amb filtre incorporat, les quals tindran un nombre de tetràedres molt superior.

El software de generació de malles 3D genera tetràedres la mida dels quals es va incrementant en allunyar-se d'una frontera, sigui la paret de la vena o la superfície del filtre. Com que els triangles de les superfícies dels diversos filtres són en tots els casos molt més petits que els de la paret de la vena, el resultat és que apareixen molts tetràedres i molt petits als voltants del filtre. Es pot comprovar aquest efecte a la Figura 3.19, on s'hi representa la projecció de la malla 3D en una certa secció per a càlculs fets posteriorment amb el filtre 2.

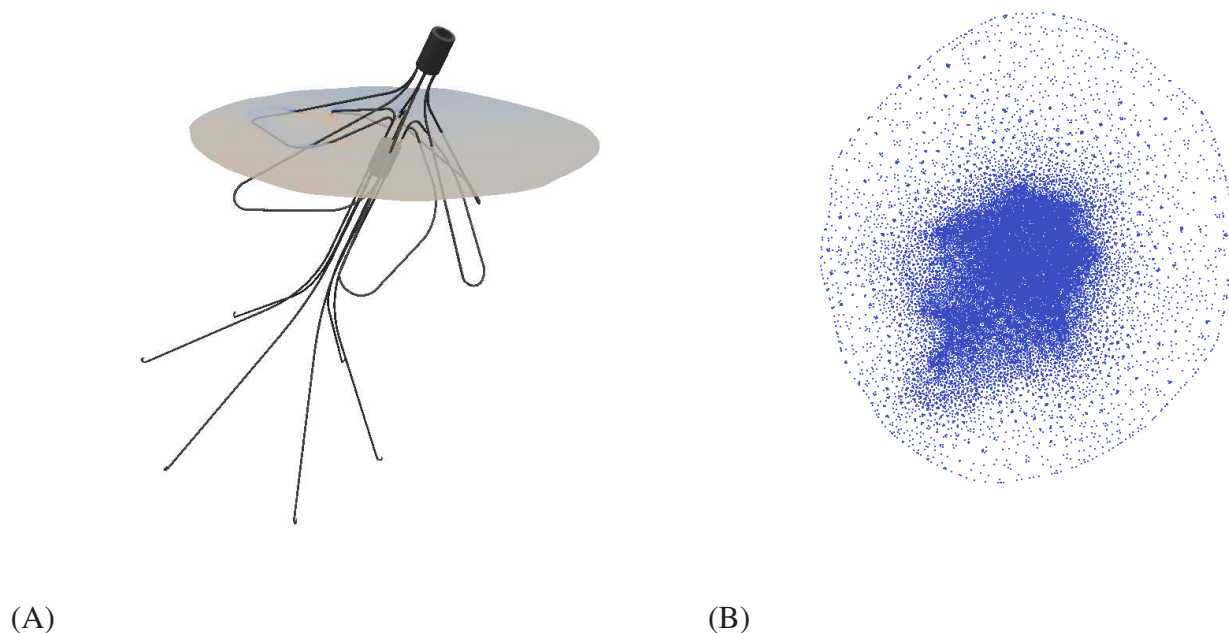


Figura 3.19: Posició d'una secció, normal a l'eix z (A) i posició dels tetràedres en la secció (B).

Refinament selectiu de la paret de la vena

La malla tridimensional de tetràedres que es crea i que té per frontera les respectives malles triangulars de superfícies de vena i filtres per tal d'estudiar-ne el comportament del fluid sanguini cal que tinguin unes propietats que les facin aptes per a un estudi de CFD. En particular cal evitar l'existència de tetràedres amb formes aplanades. Si els triangles de la vena i del filtre són molt diferents en mida, serà inevitable que els tetràedres generats siguin molt plans o allargats quan vena i filtre són a prop. Per evitar aquest fenomen, i alhora mantenir el nombre de triangles de les fronteres en uns valors no excessius, es va procedir a un refinament selectiu de la malla de la vena, veure Figura 3.20. En concret es van seleccionar els triangles de la vena tals que el seu centre és a una distància de 5 mm o menys del filtre (cal recordar que la mesura típica d'un costat d'un triangle és 1 mm per la vena i 0.1 mm per als filtres) i en la zona donada per aquests triangles es va refer la triangularització de tal manera que els nous costats de la nova triangularització fossin tots de mida inferior a un factor donat, amb l'excepció dels costats que siguin frontera. S'entén per costat frontera aquella aresta tal que un dels dos triangles en què és present és dels de la zona refeta i l'altre no; aquests costats cal mantenir-los inalterats per consistència amb la resta de la malla. En una versió preliminar es va considerar la possibilitat de fer dues o tres regions de triangles segons la distància al filtre, per tal de poder fer nivells de refinament més graduals, però donat que les mides dels costats eren les que eren, es va comprovar de manera heurística que n'hi havia prou fent una regió sola i refinant els triangles de manera que l'àrea mitjana fos un factor 3 (en un cas) o 2.5 (els altres tres) de l'original.

Proves amb malles 3D i filtre

Abans de procedir amb l'obtenció de les malles 3D definitives per tal de dur a terme els càlculs amb els diversos filtres, s'han fet tres càlculs de prova amb tres malles 3D generades per al filtre 1. La primera és la que posteriorment s'usa en tots els càlculs del filtre 1, i la que serveix de model de com es generen les respectives per als altres filtres. S'obté prenent la malla base de la paret de vena amb $n_v = 68,432$ triangles, s'insereix el model de filtre sense deformar i permetent una petita separació entre filtre i paret, a continuació es refina la paret en les zones properes i es genera així la malla 3D. En la segona es procedeix de manera semblant, però fent ús en aquest cas de la malla de paret original més fina, amb $n_v = 109,152$ triangles. En aquest cas, el factor de refinament de les zones properes al filtre és menor que en la primera. En la tercera es parteix de la malla de paret de vena de la primera, ja amb els refinaments locals, i s'insereix el filtre fent-li una petita deformació consistent en obrir lleugerament cada pota fins que l'extrem travessi la paret de la vena. Aquest procediment obliga a alterar les malles de paret i filtre, ja que cal *tallar* uns trossets de vena i filtre i cal unir el que queda.

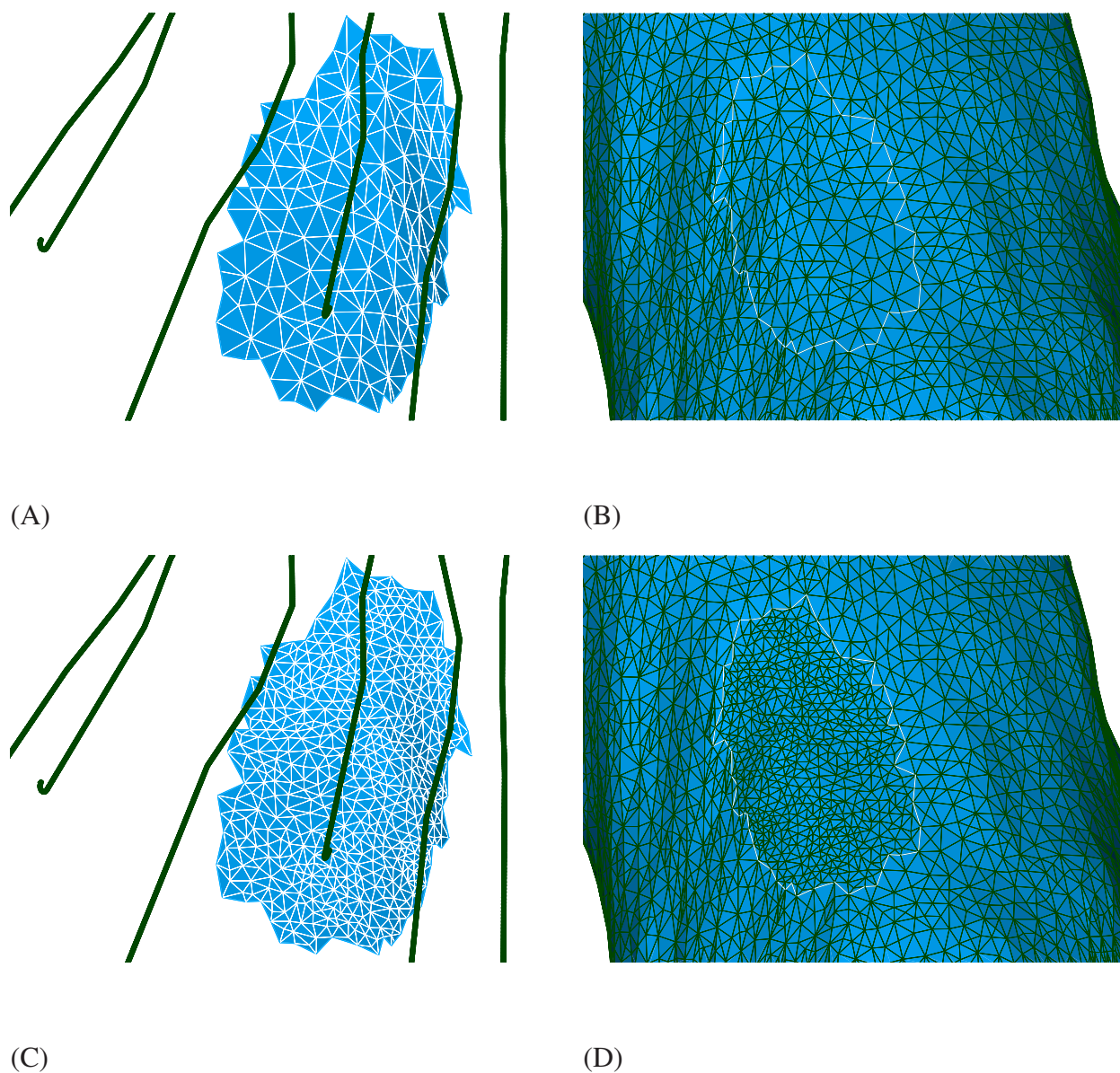


Figura 3.20: Refinament selectiu de la paret de la vena. (A) Vista interior d'un fragment de paret de vena que cal refinar. (B) El mateix fragment, vist des de fora amb la resta de la vena i els costats frontera marcats. (C) Vista interior del fragment un cop refinat. Els costats frontera resten inalterats. (D) Vista exterior amb el fragment refinat substituint l'anterior. No subdividir els costats frontera fa la nova malla consistent.

	Malles 3D amb filtre 1		
	Malla B ₁	Malla D ₁	Malla B ₁ insertat
	8,688,857	12,291,357	9,300,624
N_t			
$\overline{WSS}_{filter}$ (Pa)	10.39	10.35	10.17
F_d (dines)	115.9	115.2	114.9

Taula 3.5: Resum d'uns càlculs de prova duts a terme amb el filtre 1, en condicions d'exercici i model de fluid no Newtonià $\mu(\gamma)$. La malla B₁ és l'obtinguda a partir de la malla de paret de vena base ($n_v = 68,432$) i amb filtre no deformat molt proper a la paret. La malla D₁ es basa en la malla de paret de vena refinada ($n_v = 109,152$) i amb filtre no deformat molt proper a la paret. La tercera malla es basa en la B₁, però en aquest cas s'ha deformat el filtre obrint-ne lleugerament les potes de manera que els extrems s'insereixen en la paret. El nombre de tetràedres és N_t

Amb aquestes malles s'ha procedit a calcular el WSS promitjat sobre el filtre ($\overline{WSS}_{filter}$) així com la força total exercida per la sang sobre el filtre (F_d), en condicions d'exercici i model de viscositat no Newtonià. Els resultats d'aquests càlculs es recullen a la Taula 3.5. Comparant els resultats de la primera i la segona malles, s'hi pot apreciar que tot i l'increment substancial del nombre de tetràedres, de $N_t = 8,668,857$ a $12,291,357$, les diferències en els valors previstos de $\overline{WSS}_{filter}$ i F_d són petites. Pel que fa a la tercera, creada amb l'objectiu d'estimar si pot ser numèricament rellevant el fet d'inserir els filtres permetent que quedin a una petita distància de la paret, les dades i els resultats de la Taula 3.5 permeten treure algunes conclusions. D'entrada s'observa que hi ha un cert increment del nombre de tetràedres respecte el de la malla base, i que els valors de F_d i $\overline{WSS}_{filter}$ són al voltant de l'1% i el 2% menors, respectivament. Certament, en la malla 3D estàndard tot el filtre sencer és envoltat per sang i per tant és esperable que les forces que exerceix la sang estiguin sobreestimades en aquesta situació respecte de la situació en què els extrems de les potes travessen la paret de la vena. De tota manera, els resultats mostren que les diferències són molt petites, cosa que també calia esperar atès que hi ha molt poca variació en la geometria i aquesta variació es produeix essencialment en la zona propera a la paret de la vena, on les velocitats del flux sanguini són gairebé zero. En conseqüència es va decidir que en la resta de filtres no calia dur a terme aquest procés tediós i un punt arbitrari de generar geometries amb els filtres inserits a la paret de la vena, com tampoc no calia fer servir models de vena més refinats.

La conclusió final és doncs: fer servir per tots els casos la malla de paret de vena base, amb refinaments locals a la zona propera al filtre per tal d'evitar tetràedres massa plans que conduirien a problemes numèrics mal condicionats, i col·locar els filtres molt propers a la paret de la vena, però sense contacte.

3.3.4 Models de trombe

En diversos estudis sobre els efectes hemodinàmics que té la implantació de filtres de vena cava inferior també s'hi han inclòs objectes que simulen gleves de sang retingudes en el filtre. En la literatura mèdica s'hi poden trobar algunes referències quant a la forma i mides dels trombes retinguts als filtres. Com és d'esperar, les formes depenen de la forma del filtre. Així quan les barnilles conflueixen cap al centre i segons l'angle amb que ho fan es troben gleves amb formes d'esferes més o menys allargades fins a ser més aviat un con, i quan les barnilles tenen altres disposicions s'hi troben trombes amb formes com anells toroïdals i d'altres més irregulars formades en un lateral, entre el filtre i la paret de la vena [7, 40, 44].

En les simulacions fetes amb dispositius experimentals o per ordinador s'han fet servir esferes, troncs de con (amb generatrius sovint no paral·leles a les barnilles del filtre) completats amb dues semiesferes, tors i també obstacles tipus barrera en mitja vena [10, 45, 46, 47].

Per tal de dur a terme estudis amb simulacions de trombe, dels quals en aquest treball només se'n presenten alguns resultats incomplets, s'ha desenvolupat una metodologia, que permet de crear uns models de coàgul amb formes més diverses i realistes; aquests models consisteixen en superfícies tancades triangularitzades. En concret, amb aquesta metodologia:

- Es creen un models tipus tronc de con adaptats a la geometria real del filtre: les generatrius rectes d'angles no coincidents amb el d'obertura del filtre se substitueixen per línies gairebé tangents a la barnilla del filtre.
- En els models tipus tronc de con, les semiesferes dels dos extrems passen a ser el·lipsoïdes, permetent d'aquesta manera models amb el nivell de protuberància que es vulgui.
- A més dels tors regulars, es creen uns nous tors de revolució a partir d'un cercle deformat, adaptat a la forma del filtre en una part del seu recorregut i amb la forma que es vulgui en la resta.
- Es crea un nou model de coàgul retingut en una zona lateral, entre el filtre i la paret de la vena. En aquest model, les formes poden ocupar una regió qualsevol, i la seva forma es pot fer adaptada a la del filtre.

Triangularització de superfícies definides com a reunió de bandes

En tots els casos la idea ha estat generar una triangularització de la superfície desitjada creant aquesta superfície com la reunió d'una família de bandes, les quals al seu torn venen definides per una família de cicles veïns. Naturalment, quan la superfície és una esfera, cal afegir el tractament dels casquets. El mètode per triangularitzar una banda és el següent (veure Figura 3.21)

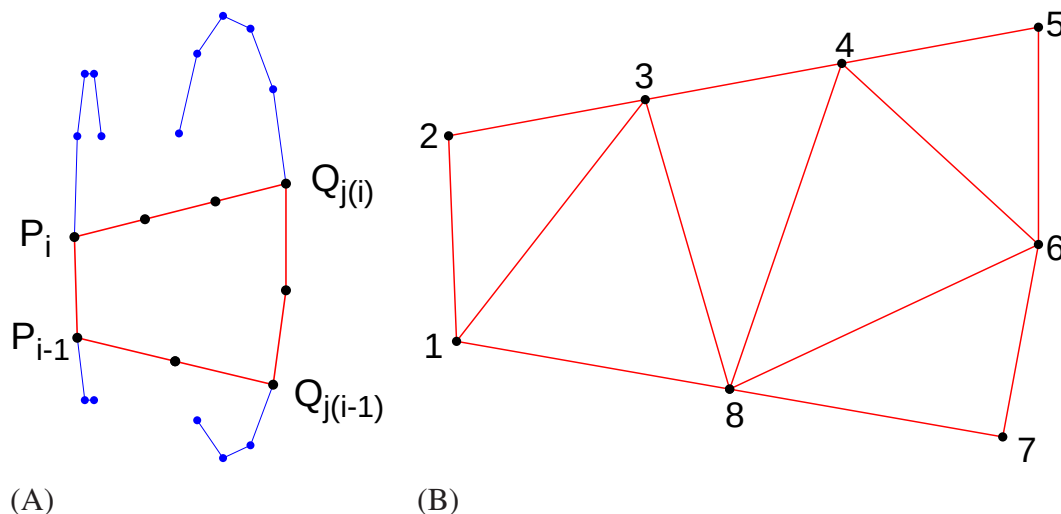


Figura 3.21: Exemple de triangularització d'un fragment de banda

- Siguin $P_0, P_1, \dots, P_r = P_0$ els nodes d'un cicle i $Q_0, Q_1, \dots, Q_s = Q_0$ els de l'altre. Es pot suposar $r \leq s$ i que P_0 i Q_0 són els més propers entre sí; se suposa també que totes les distàncies $d(P_i, P_{i+1})$ i $d(Q_i, Q_{i+1})$ són properes a un mateix valor d_{Tip} .
- Ara a cada node P_i se li busca el node més proper en l'altre cicle. Sigui doncs, per cada i , $j(i)$ tal que $Q_{j(i)}$ sigui el node més proper a P_i (en particular $j(0) = 0$ i $j(r) = s$). En la figura 3.21(A) hi ha un exemple de dos nodes consecutius P_{i-1} i P_i amb els seus corresponents nodes més propers $Q_{j(i-1)}$ i $Q_{j(i)}$, els quals en aquest cas són no consecutius.
- S'intercalen, si cal, punts en el segment $\overline{P_i Q_{j(i)}}$ de manera que els punts estiguin a distàncies aproximadament iguals a d_{Tip} (en l'exemple de la figura 3.21(A) s'han intercalat dos punts en el segment $\overline{P_i Q_{j(i)}}$ i un en el segment $\overline{P_{i-1} Q_{j(i-1)}}$).
- Amb això doncs, per cada $i = 1, \dots, r$ es forma una poligonal tancada de forma vagament rectangular enllaçant els segments o poligonals $P_{i-1} P_i$ amb $P_i \dots Q_{j(i)}$ amb $Q_{j(i)} \dots Q_{j(i-1)}$ i amb $Q_{j(i-1)} \dots P_{i-1}$ (en l'exemple de la Figura 3.21(A) consta dels vuit punts marcats).

- Aquest cicle poligonal tancat es triangularitza amb un algorisme recursiu senzill, vàlid per als casos força regulars per als que s'ha fet servir; consisteix en anar unint en cada pas els dos vèrtexs veïns a aquell que té l'angle més petit. En la Figura 3.21(B) es veu el resultat en aquest exemple. Es parteix de la poligonal formada pels vuit punts i s'observa que l'angle més petit és al vèrtex 5, es crea doncs el triangle 4,5,6, es treu el vèrtex 5 de la poligonal i es recalculen els angles dels vèrtexs 4 i 6. En passos successius es crearan els triangles 6,7,8, després el 4,6,8, el 3,4,8, el 3,8,1 i s'acaba quan només queden ja tres vèrtexs a la poligonal, el triangle 1,2,3 en l'exemple.

Tronc de con amb el·lipsoides. Generació de les bandes.

Les bandes amb les que es fa la triangularització en aquest cas es formen a partir de cercles creats per revolució al voltant de l'eix d'abscisses (z en aquest cas) d'un conjunt de punts adequat (els punts blaus de la Figura 3.22).

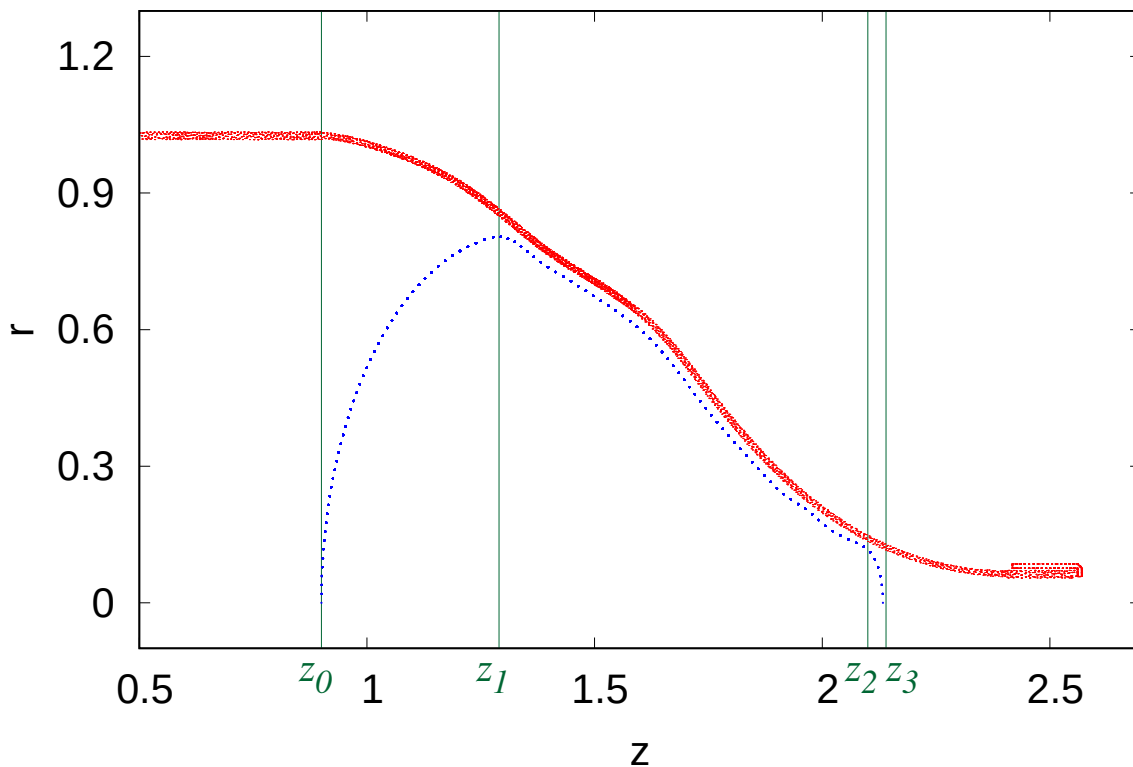


Figura 3.22: Creació d'un model de coàgul amb forma tronc de con i el·lipsoides

En detall:

- Es consideren els punts del filtre (en posició vertical) en coordenades cilíndriques z, r, φ i es fixa un valor d_{Tip} proper al qual es volen els costats dels triangles. En l'espai $z - r$, on z és ara en l'eix d'abscisses (veure Figura 3.22) s'hi consideren quatre valors: z_0, z_1, z_2 i z_3 , de tal manera que en les zones $z \in (z_0, z_1)$ i $z \in (z_2, z_3)$ s'hi faran els semiel·lipsoides de revolució, que completaran la zona central $z \in (z_1, z_2)$ en forma aproximadament de tronc de con.
- Es calcula r_1 de manera que sigui lleugerament inferior als valors de r dels punts del filtre corresponents a z_1 . Ídem r_2 a partir de z_2 .
- Es calculen una col·lecció de N_a abscisses equiespaiades entre z_1 i z_2 on N_a és aproximadament igual a la distància entre (z_1, r_1) i (z_2, r_2) dividida per d_{Tip} . Per cadascuna se li busca el valor de r (lleugerament inferior als valors r del filtre corresponents a l'abscissa en qüestió).
- Es prenen uns punts a distància relativa propera a d_{Tip} sobre el quadrant d'el·lipse entre $(z_0, 0)$ i (z_1, r_1) i uns altres sobre el quadrant d'el·lipse entre (z_2, r_2) i $(z_3, 0)$.
- Prenent com a base cadascun d'aquests punts es generen uns punts sobre cercles amb els mateixos valors de z i r i amb nombre tal que les seves distàncies relatives siguin aproximadament d_{Tip} .

Aquest procediment comporta completar el tronc de con amb dos semiel·lipsoides, la qual cosa vol dir en particular que el perfil no és diferenciable en $z = z_1$ ni en $z = z_2$. Una alternativa més refinada és considerar uns arcs d'el·lipse convenients, en comptes de semiel·lipsoides, de tal manera que el perfil sigui suau en z_1 i z_2 . Sigui P la “protuberància”, positiva quan es faci la part dreta ($z_3 = z_2 + P$) o negativa per l'esquerra ($z_0 = z_1 + P$). Sigui donat també G un valor del pendent amb el qual es vol que comenci l'arc d'el·lipse (pot ser per exemple $G = \frac{z_2 - z_1}{r_2 - r_1}$, ò $G = 0$ si es volen semiel·lipses ò una aproximació al valor local del pendent del perfil del filtre en el punt). En cadascun dels dos punts, z_1 i z_2 , cal fixar els valors de P, G desitjats. Per donar un exemple, si es tracta de l'esquerra (al voltant de (z_1, r_1) i amb $P < 0$), es necessiten a, b, c tals que una el·lipse $E_{a,b,c}$, de semieixos a, b i centre $(c, 0)$, compleixi les tres condicions:

$$\begin{aligned} \left(\frac{z_1 - c}{a}\right)^2 + \left(\frac{r_1}{b}\right)^2 &= 1 \\ \left(\frac{z_1 + P - c}{a}\right)^2 &= 1 \\ \frac{z_1 - c}{a^2} + \frac{r_1}{b^2}G &= 0 \end{aligned}$$

que volen dir, respectivament, $(z_1, r_1) \in E_{a,b,c}$, $(z_0, 0) = (z_1 + P, 0) \in E_{a,b,c}$ i la tangent a $E_{a,b,c}$ en (z_1, r_1) té pendent G . La solució és:

$$\begin{aligned} a &= \left| P \frac{GP + r_1}{2GP + r_1} \right| \\ b &= \sqrt{r_1 \left(r_1 + \frac{G^2 P^2}{2GP + r_1} \right)} \\ c &= z_1 + \frac{GP^2}{2GP + r_1} \end{aligned} \quad (3.22)$$

I anàlogament en el cas de la dreta, posant z_2, r_2 en el lloc de de z_1, r_1 . Val a dir que aquestes fórmules són vàlides només quan $2GP + r_1 > 0$, és a dir, o bé $PG > 0$ o bé $PG < 0$ i $|r_1/P| > |2G|$ i per tant sempre es poden aplicar canviant, si convé, G per un altre valor més petit en mòdul. Sense canviar G , si es té $2GP + r_1 = 0$, en comptes d'una el·lipse es pot fer servir la paràbola en variables z, r d'equació $r_1^2 z + Pr^2 = r_1^2(z_1 + P)$. En el cas $2GP + r_1 < 0$ però $GP + r_1 > 0$, en comptes d'una el·lipse, es pot considerar una hipèrbola en variables z, r d'equació $\left(\frac{z-c}{a}\right)^2 - \left(\frac{r}{b}\right)^2 = 1$, on a, b, c s'obtenen amb les fórmules de les equacions 3.22. No tindrien sentit els casos $GP + r_1 = 0$ (correspondria a un con) ni els casos $GP + r_1 < 0$. A la Figura 3.23 hi ha un exemple completat fent ús d'aquest refinament.

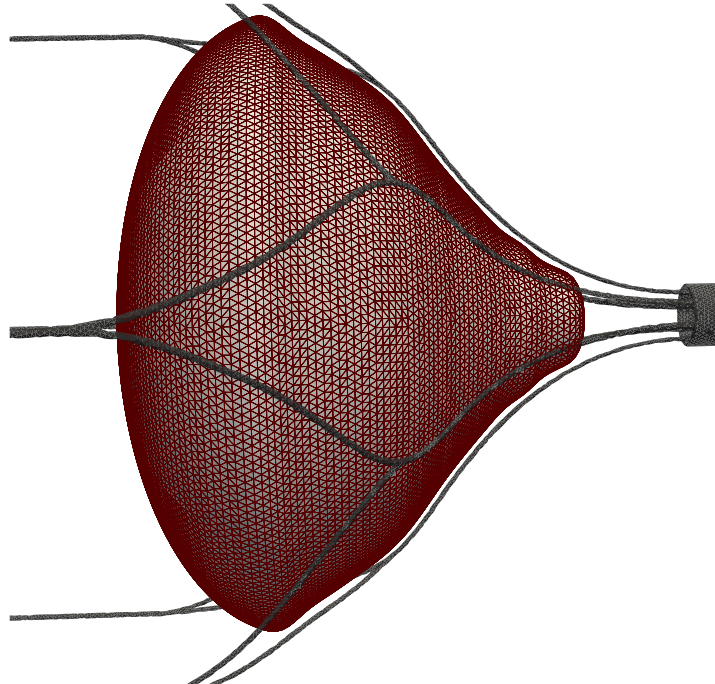


Figura 3.23: Exemple de coàgul amb forma tronc de con i el·lipsoïdes

Tor regular i tor irregular. Generació de les bandes.

Les bandes es formen a partir de cercles creats per revolució al voltant de l'eix d'abscisses (z en aquest cas) d'un conjunt de punts adequat, els punts blaus de les Figures 3.24 (tor regular) i 3.25 (tor irregular). El procediment dissenyat es descriu a l'algorisme 3.3 i el resultat s'il·lustra a la Figura 3.24.

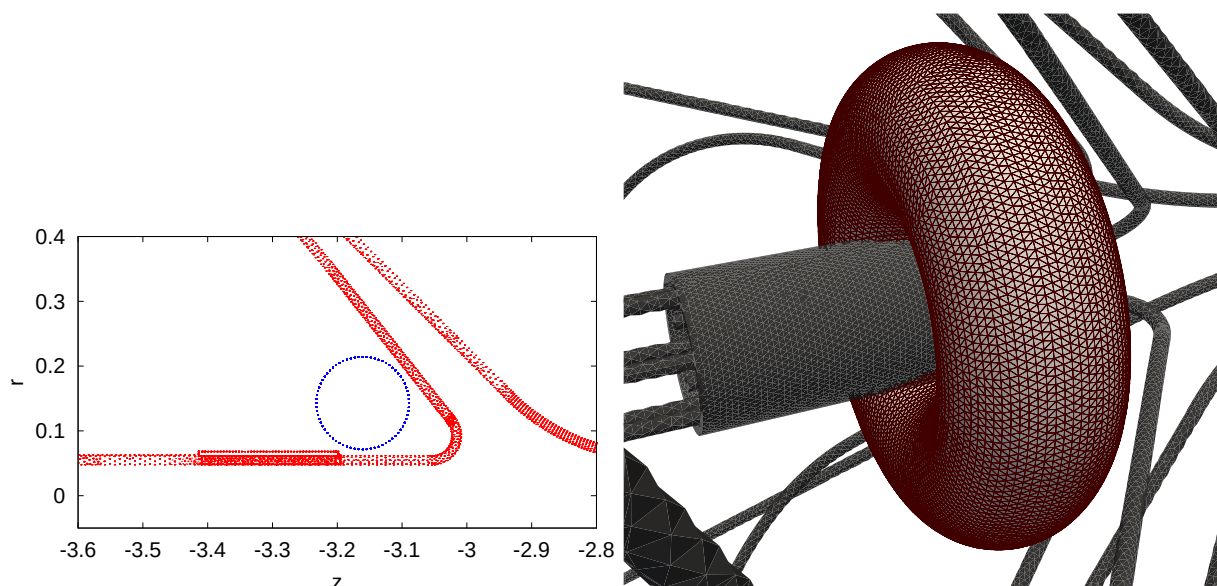


Figura 3.24: Exemple de tor regular. Generació i resultat

Algorisme 3.3. Es consideren els punts del filtre (en posició vertical) en coordenades cilíndriques z, r, φ i es fixa un valor d_{Tip} proper al qual es volen els costats dels triangles. En l'espai $z - r$, on z és en l'eix d'abscisses (veure Figura 3.24) es vol crear un tor regular de radi R i r fent una revolució d'un cercle de radi r el centre del qual és situat a distància R de l'eix z , és a dir, amb una posició (z_0, R) en l'espai $z - r$. Coneguts aquests valors, es procedeix de la forma següent:

- Es generen n_θ punts equiespaiats sobre el cercle, on n_θ és l'enter parell més proper a $2\pi r$ dividit per $\frac{\sqrt{3}}{2}d_{Tip}$; aquests punts tenen coordenades $(z_0 + \sin \theta_i, R + r \cos \theta_i)$ amb $\theta_i = i2\pi/n_\theta$ amb $i = 1, \dots, n_\theta$.
- La revolució de cadascun d'aquests punts al voltant de l'eix z genera un cercle a l'espai, de radi $R + r \cos \theta$, sobre els quals s'hi prenen punts a distància propera a d_{Tip} .
- Aquests cercles defineixen les bandes per fer la triangulació. Per tal de fer una malla més regular, com que n_θ és parell, es prenen els punts dels cercles a partir de $\varphi = 0$ o amb un decalatge, alternativament.

Si es vol un tor no regular, s'utilitza el mateix algorisme 3.3, però en comptes de prendre els n_θ punts sobre un cercle, es generen sobre un cicle tancat (els punts blaus de la Figura 3.25) seguint l'algorisme 3.4. Veure Figura 3.25 per al resultat.

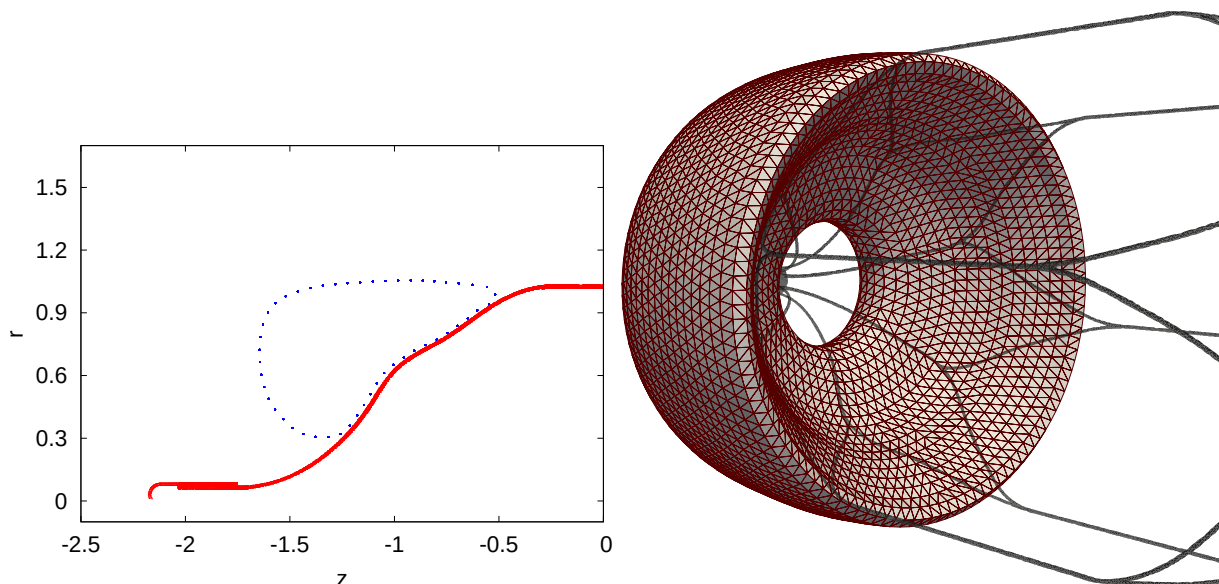


Figura 3.25: Exemple de tor no regular. Generació i resultat

Algorisme 3.4. La metodologia per obtenir els n_θ punts és la següent.

- Es defineixen manualment uns punts $(z_0, r_0), \dots, (z_m, r_m) = (z_0, r_0)$ que formen un cicle poligonal. Aquests punts no representats explícitament a la Figura 3.25 són alguns dels punts blaus d'aquesta figura.
- Definim uns valors $t_0, \dots, t_m$ que corresponen al paràmetre arc sobre el cicle poligonal:

$$t_0 = 0$$

$$\text{per } k \geq 1, \quad t_k = t_{k-1} + \sqrt{(z_k - z_{k-1})^2 + (r_k - r_{k-1})^2}.$$
 Amb això tenim que t_m és la longitud del cicle poligonal.
- Prenem ara n_θ com l'enter parell més proper a t_m/d_{Tip} i considerem uns valors equiespaiats $\tau_0, \dots, \tau_{n_\theta}$ amb $\tau_0 = 0, \tau_{n_\theta} = t_m$.
- Considerem ara dues interpolacions per splines cúbics amb variable independent t , una amb els valors $(t_0, z_0), \dots, (t_m, z_m)$ i l'altra amb els valors $(t_0, r_0), \dots, (t_m, r_m)$.
- Els n_θ punts s'obtenen a partir dels valors interpolats de z, r obtinguts amb abscisses $\tau_0, \dots, \tau_{n_\theta}$.

Coàgul irregular.

En aquest cas es parteix, com en el del tor irregular, d'un cycle inicial tancat format per punts propers al filtre i a la paret de la vena i que es genera usant l'algorisme 3.4. Aquest cycle inicial tancat correspon als punts blaus de la Figura 3.26(A). En aquest cas, però, no es fa una revolució d'aquest cycle al voltant de l'eix z , sinó que la idea és anar generant nous cycles a partir de l'inicial fent petits girs d'eix z acompanyats d'una deformació progressiva. Un exemple d'un cycle deformat, abans de fer-li el gir, seria el format pels punts verds de la Figura 3.26(A). Així doncs, ara es crearà una família de cycles disposats als dos costats del cycle inicial, un per cadascun d'un seguit de valors de la coordenada angular en variables cilíndriques, φ . Aquests cycles seran cada vegada més petits i arribaran fins a una certa distància angular del primer. En coordenades cilíndriques que facin correspondre l'angle $\varphi = 0$ a la posició del cycle central, es vol passar d'aquest cycle central situat en $\varphi = 0$ fins a dos cycles petits situats en $\varphi = \pm\varphi_1$. El nombre de cycles que es creen es decideix en funció de la distància entre els cycles extrems i el paràmetre d_{Tip} , de manera que la distància entre cycle i cycle sigui aproximadament d_{Tip} . Dins de cada cycle s'hi prenen també punts a distàncies relatives properes a d_{Tip} . En els casos anteriors, les bandes eren formades per cercles de revolució veïns; ara en canvi les bandes es formen a partir de cycles veïns.

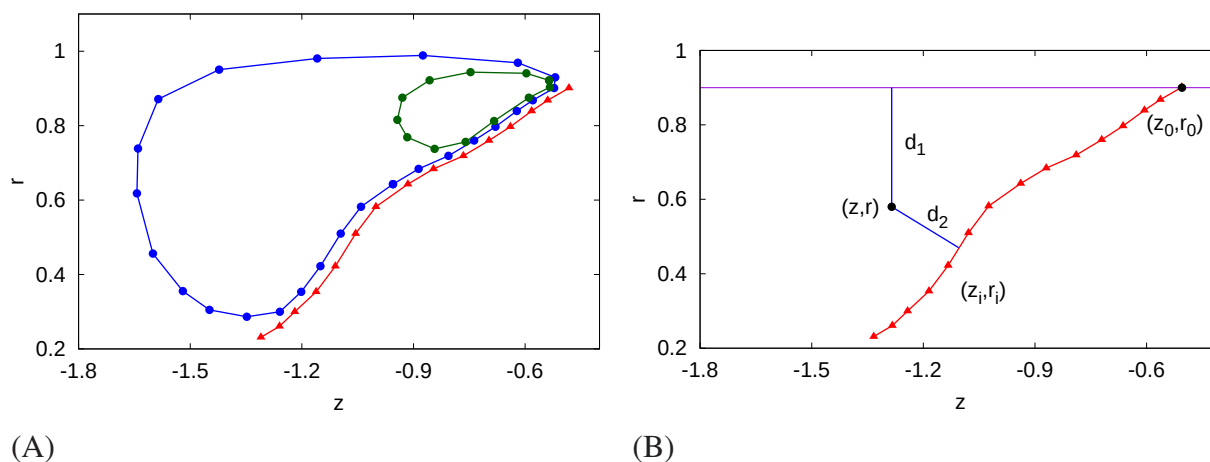


Figura 3.26: (A) Dos exemples de cycles poligonals amb pocs punts, l'inicial, en blau i un altre de deformat, en verd. El cycle deformat encara no ha estat girat, per representar-lo en el pla central $\varphi = 0$. Per millorar-ne la visibilitat els dos cycles han estat lleugerament desplaçats, separant-los del filtre i entre sí. (B) Definició de les distàncies d_1, d_2 .

En la Figura 3.26(B) s'hi mostren les variables (d_1, d_2) , les quals són essencialment les distàncies a la paret de la vena i al filtre, respectivament. Aquestes variables s'usen per generar els cycles intermedis a partir de les deformacions del cycle inicial seguint l'algorisme 3.5.

Algorisme 3.5. Donades les variables (z, r) es procedeix de la següent forma:

- Es defineix un canvi de variables de (z, r) a (d_1, d_2) i viceversa. Considerem una poligonal (z_i, r_i) de referència, que segueix el perfil del filtre i on (z_0, r_0) és l'extrem superior dret i és el punt al qual volem que tendeixin els cicles (veure els punts vermells de la Figura 3.26(B)). Aleshores a un punt de coordenades (z, r) li correspondran les coordenades (d_1, d_2) amb $d_1 = r_0 - r$ i d_2 la distància de (z, r) a la poligonal. Per fer el canvi invers, $r = r_0 - d_1$ i per calcular la z cal considerar els segments a distància d_2 dels originals i els arcs de circumferència de radi d_2 i centre els punts (z_i, r_i) .
- Es defineix un factor de reducció que depèn de l'angle φ , aquest valor val 1 en el cercle central $\varphi = 0$ i zero (o proper a zero) en $\varphi = \pm\varphi_1$. Segons el tipus de deformació que es vulgui es pren que aquest factor variï de forma lineal, quadràtica, etc. respecte de φ . Una definició convenient és $\sqrt{1 - \left(\frac{\varphi}{\varphi_1}\right)^2}$.
- Es crea una nova poligonal en l'espai (z, r) multiplicant les coordenades (d_1, d_2) de l'original pel factor de reducció, i passant els valors obtinguts a l'espai (z, r) . Amb això els nous punts són més a prop de la paret i del filtre (veure els punts verds de la Figura 3.26(A)). A aquesta nova poligonal deformada se li aplica el procediment descrit a l'algorisme 3.4.
- El procediment es pot acabar, per exemple, quan el nombre de punts que corresponen a un cercle sigui prou petit i afegint-hi un petit triangle final de vèrtexs $d_1 = d_{Tip}, d_2 = d_{Tip}, d_1 = 2d_{Tip}, d_2 = d_{Tip}$ i $d_1 = d_{Tip}, d_2 = 2d_{Tip}$.

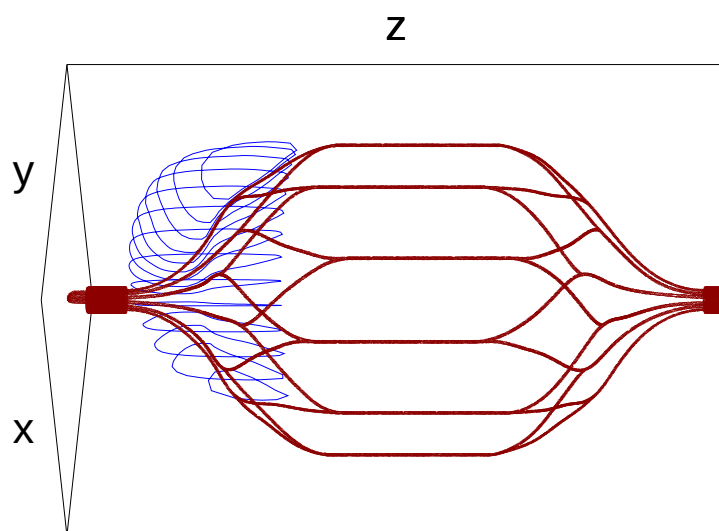


Figura 3.27: Uns quants cicles ja en la seva posició final.

A la Figura 3.27 s'hi representen uns quants dels cicles ja en la seva posició final i en la Figura 3.28 es mostra un exemple de coàgul irregular format.

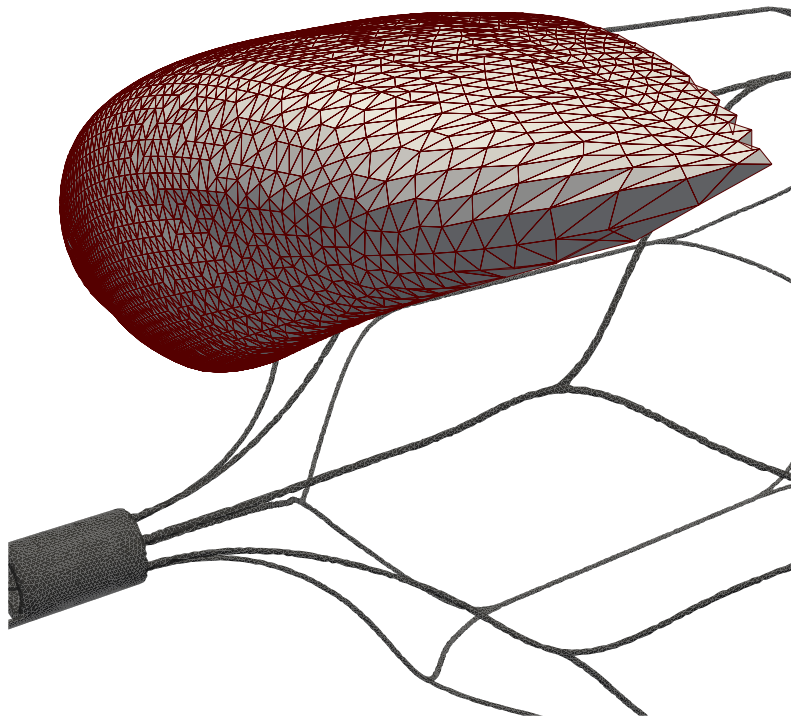


Figura 3.28: Exemple de coàgul irregular.

Volums dels coàguls

En tots els casos, el model de coàgul és una superfície orientable i compacta. El resultat de triangularitzar-la és una família de triangles, definits tots ells amb la mateixa orientació. Per cada triangle $T^{(k)}$ siguin els vèrtexs

$$P_1^{(k)} = (x_1^{(k)}, y_1^{(k)}, z_1^{(k)}), P_2^{(k)} = (x_2^{(k)}, y_2^{(k)}, z_2^{(k)}), P_3^{(k)} = (x_3^{(k)}, y_3^{(k)}, z_3^{(k)}),$$

sigui el vector normal unitari consistent amb l'orientació $(u_x^{(k)}, u_y^{(k)}, u_z^{(k)})$ i sigui el valor de l'àrea $A^{(k)}$. Amb aquests elements es pot obtenir numèricament el volum V_{tot} tancat per la superfície usant el teorema de la divergència:

$$V_{tot} = \int_V dV = \int_V \nabla \cdot (x, 0, 0) dV = \int_{\partial V} (x, 0, 0) \cdot (u_x, u_y, u_z) \cdot dA$$

a partir de la qual es pot obtenir la següent aproximació, que utilitza valors obtinguts en el procés de generar la malla, quan aquesta es descriu mitjançant el format STL[48]:

$$V_{tot} \approx \sum_k \frac{x_1^{(k)} + x_2^{(k)} + x_3^{(k)}}{3} \cdot u_x^{(k)} \cdot A^{(k)}$$

Alternativament, tenint en compte que també

$$1 = \nabla \cdot (x, 0, 0) = \frac{1}{3} \nabla \cdot (x, y, z)$$

s'obté una expressió equivalent que fa ús exclusivament de les coordenades dels punts:

$$V_{tot} = \int_V dV = \frac{1}{3} \int_{\partial V} (x, y, z) \cdot (u_x, u_y, u_z) \cdot dA$$

i per tant, tenint en compte els valors de (u_x, u_y, u_z) i de dA , permet obtenir també:

$$V_{tot} \approx \frac{1}{3} \sum_k \frac{1}{2} \det \left(\frac{P_1^{(k)} + P_2^{(k)} + P_3^{(k)}}{3}, P_2^{(k)} - P_1^{(k)}, P_3^{(k)} - P_1^{(k)} \right)$$

$$V_{tot} \approx \frac{1}{6} \sum_k \det (P_1^{(k)}, P_2^{(k)}, P_3^{(k)})$$

3.3.5 Magnituds rellevants a estudiar

Una quantitat important en estudis hemodinàmics és l'esforç de cisallament exercit sobre la paret (habitualment designat per les seves sigles en anglès WSS, “wall shear stress”), la qual dóna la mesura de les forces tangencials que exerceix el fluid sobre la frontera del recinte per on circula. Per cada simulació del flux s'han calculat els valors mitjans del WSS tant en la paret de la vena ($\overline{WSS}_{vein}$) com en la superfície del filtre ($\overline{WSS}_{filter}$) mitjançant la integració numèrica del mòdul de la força de fregament local per cada cel·la triangular. S'ha parat una atenció especial al càlcul de les forces totals exercides pel flux de sang sobre el filtre. En cada cel·la de la superfície del filtre, la sang hi exerceix dos tipus de forces: una força de fregament viscos, que és tangent a la superfície, i una altra exercida per la pressió, que és normal a la superfície. Els vectors de les forces resultants de fregament viscos ($\vec{F}_f$) i de pressió ($\vec{F}_p$) s'han calculat integrant numèricament sobre tota la superfície les respectives forces locals. És a dir, s'han fet integrals de superfície separades per cada tipus de força i per cadascuna de les seves components x , y i z . La magnitud d'aquestes forces (els mòduls) es denoten respectivament per F_f i F_p . Cal notar que si un filtre té una àrea total A_{filter} , es tindrà $F_f < \overline{WSS}_{filter} A_{filter}$ degut a l'existència d'un cert grau de cancel·lació motivat pel fet que les forces locals de fregament no tenen totes la mateixa direcció.

La força d'arrossegament total, és a dir, la resultant de totes les forces exercides pel flux de sang sobre el filtre, es calcula doncs com $\vec{F}_d = \vec{F}_f + \vec{F}_p$ i el seu mòdul es denota F_d . Per bé que F_d es pot considerar la magnitud més rellevant en termes pràctics, els valors de F_f i F_p també són importants ja que aporten certa informació qualitativa sobre el filtre. En efecte, hom pot esperar que per un valor fixat del flux de sang, la força de fregament serà proporcional a l'àrea del filtre, $F_f \propto A_{filter}$, però el factor de proporcionalitat dependrà de la forma i disposició dels elements del filtre. Igualment, la força total de pressió pot ser un indicador d'un aspecte qualitatiu del disseny de cada filtre, ja que dirà fins a quin punt un determinat filtre és un obstacle per al flux sanguini; s'espera que aquells filtres que tinguin més elements en posicions més transversals a la direcció principal del flux tindran també valors més als de F_p .

Finalment s'han considerat també les direccions dels vectors de forces i el seu alineament entre sí i amb l'eix del filtre. Cal notar que degut a la geometria realista emprada per la vena (veure Figura 3.17 al final de la secció 3.3.2), la distribució del flux de sang al voltant del filtre no és simètrica, així que cal esperar que els vectors $\vec{F}_f$ i $\vec{F}_p$ estiguin lleugerament desalineats, cosa que comporta esperar que $F_d = |\vec{F}_f + \vec{F}_p| < F_f + F_p$. També és esperable que el vector resultant de la força total d'arrossegament $\vec{F}_d$ no estigui alineat amb l'eix de simetria del filtre.

3.3.6 Model i equacions del fluid

De la mateixa manera que en l'estudi de la vena poplítica, en els casos de la vena cava s'han calculat numèricament les solucions estacionàries de les equacions de Navier–Stokes i continuïtat (3.1) i (3.2) fent ús del software OpenFOAM. Igualment s'han generat les condicions d'entrada considerant un flux de fluid plenament desenvolupat, de la manera descrita, però ara en les tres entrades: vena cava inferior i les dues venes renals.

S'ha considerat que les solucions correspondrien a flux en règim laminar. Quedava, en principi, oberta la possibilitat que en alguna de les situacions analitzades pogués produir-s'hi alguna mena de turbulència, motivada per la presència de filtres i potser amb cabals alts. De totes maneres, els valors més alts obtinguts del nombre de Reynolds amb models de viscositat, respectivament, Newtonià i no Newtonià han estat $Re = 1,530$ i 860 a la regió infrarenal. Això corrobora la validesa de cercar solucions suposant que el flux de sang és laminar. Tanmateix és digne de consideració la possibilitat de fluctuacions de la velocitat en l'estela creada pels elements del filtre. Una referència rellevant en aquest aspecte és el treball de Ren et al. [49]. Aquests autors duen a terme un estudi numèric de flux en un model de vena cava cercant solucions amb turbulència. En el cas de vena sense obstacles al flux no van trobar nivells significatius d'energia cinètica turbulenta (TKE) ni tan sols en condicions d'exercici intens ($Re = 1,640$). Sí que van trobar, però, valors alts de TKE quan s'incloïa un obstacle en forma d'esfera de diàmetre $d = 14$ mm i es consideraven valors de $Re = 1,400$ i $1,640$, mentre que

per $Re = 360$ el flux romanía laminar. Per tal de fer estimacions sobre el possible flux turbulent en el cas de la vena cava i els filtres cal analitzar el valor del paràmetre que controla la transició de flux laminar a turbulent en presència de cossos obstacle com esferes i cilindres, el nombre de Reynolds basat en el diàmetre del cos, Re_d . En el present estudi, els diàmetres de les barnilles dels filtres són inferior a $d = 0.18$ mm, cosa que comporta $Re_d \leq 25$, que és un valor inferior en gairebé dos ordres de magnitud al donat per Ren et al. en les seves simulacions en condicions d'exercici intens. Per tant, la suposició de flux en règim laminar en tots els casos sembla plenament justificada.

Capítol 4

Resultats

4.1 Resultats. Estudi de la vena poplítia.

4.1.1 Resultats sobre les geometries deformades de la vena

Com es veia en la secció 3.2, s'ha construït un model biomecànic d'una zona de la cama al voltant de la vena poplítia, model que es deforma a partir de l'estirament/escurçament del múscul actiu en caminar, el semimembranós. S'estudien diversos paràmetres hemodinàmics en l'interior dels diversos models deformats de la vena que apareixen com a conseqüència. En concret es van considerar quinze valors diferents del paràmetre de l'estirament de fibra, λ , entre els rangs $0.8 \leq \lambda \leq 1.4$ [50]. La Figura 4.1 mostra dues vistes axials de les geometries deformades calculades per valors de $\lambda = 0.8$ i 1.4 , corresponent $\lambda = 0.8$ a la posició amb arronsament més gran, $\lambda = 1$ la posició base, no deformada, i $\lambda = 1.4$ l'estirament més gran considerat. Les dues vistes corresponen a la mateixa alçada i cada un dels materials particulars és indicat amb un color diferent. Amb els diferents valors de λ s'observa un lleuger canvi a les àrees i formes dels músculs i de la vena, especialment al múscul actiu l'àrea transversal del qual es fa petita a mesura que l'estirament de la fibra augmenta, i del múscul passiu de baix a l'esquerra a la Figura 4.1. La màxima deformació del segment de la vena poplítia es troba a la secció de sortida on el múscul semimembranós és més a prop de la vena i per tant el teixit tou només pot absorbir una petita part de la deformació que exerceix el múscul. La deformació de l'àrea de la secció de sortida de la vena està il·lustrada a la Figura 4.2 per tres valors de λ , concretament $\lambda = 0.8, 1$ i 1.4 . Cal notar que tant quan el múscul semimembranós s'escurça com quan s'allarga, tot el segment de la vena s'inclina en el pla $x-y$. No és només la forma de la vena la que canvia amb λ sinó que, més important, també ho fa l'àrea de la paret de la vena i l'àrea de la regió de sortida; vegeu els valors calculats d'aquestes quantitats a la Taula 4.1.

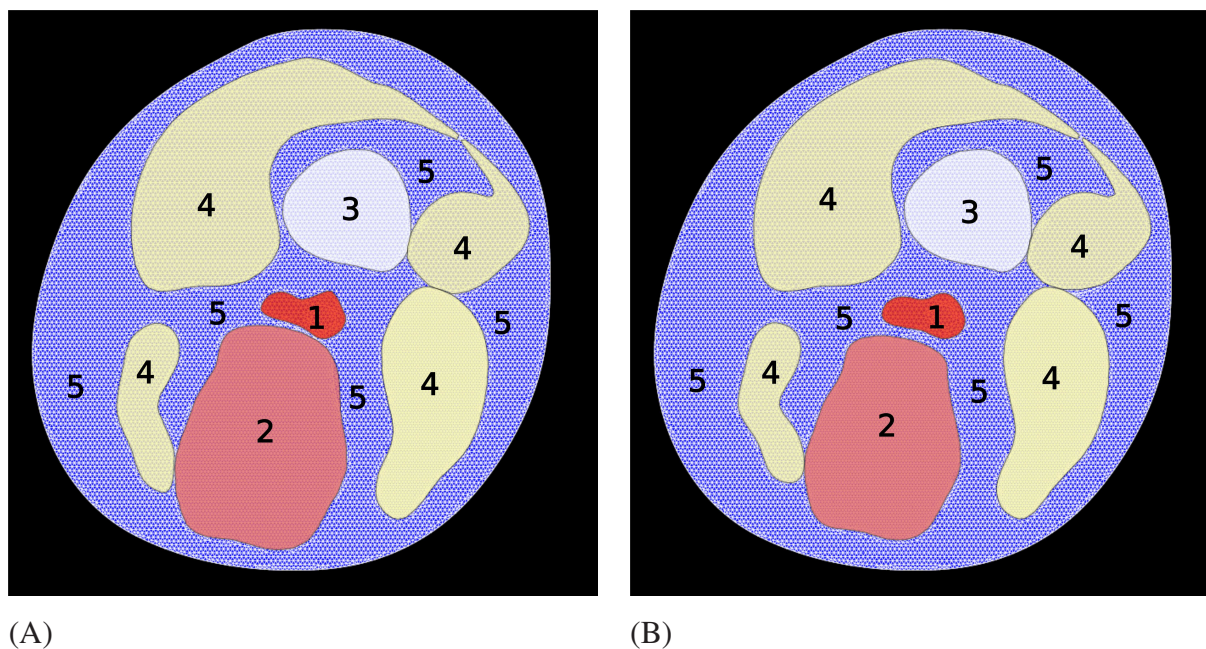


Figura 4.1: Vista axial de les geometries deformades per a dos valors del paràmetre d'estirament, $\lambda = 0.8$ (A) i $\lambda = 1.4$ (B). Veure Figura 3.4 per al significat de les etiquetes 1 a 5.

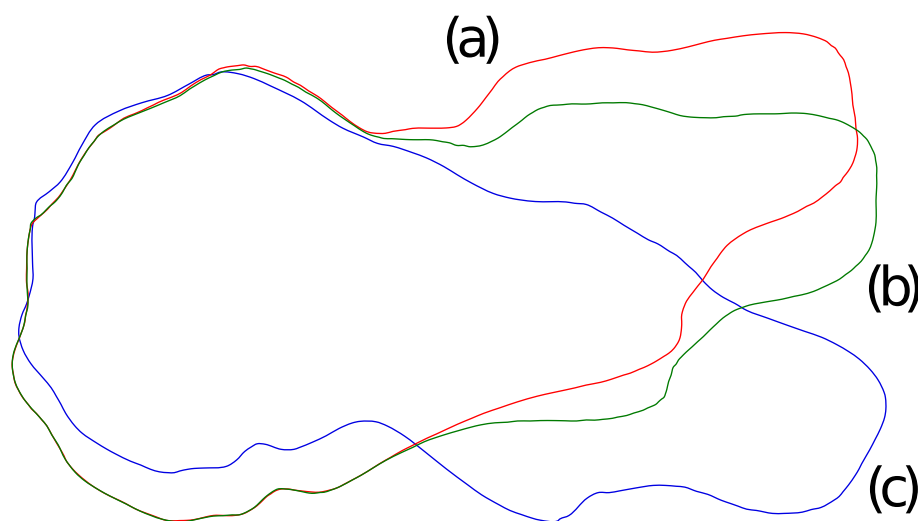


Figura 4.2: Perímetre de la secció de sortida de la vena en tres casos: a) valor mínim d'estirament de la fibra ($\lambda = 0.8$), b) geometria no deformada ($\lambda = 1$), c) valor màxim d'estirament de la fibra ($\lambda = 1.4$).

Taula 4.1: Valors calculats de les àrees de la vena poplítia i de la secció de sortida per a quinze valors del paràmetre d'estirament de la fibra, λ .

λ	Paret de la vena area (cm ²)	Secció de sortida area (cm ²)
0.80	26.23	1.23
0.87	26.21	1.21
0.94	26.20	1.20
1.00	26.19	1.18
1.06	26.30	1.19
1.10	26.32	1.19
1.13	26.40	1.21
1.14	26.43	1.22
1.16	26.47	1.23
1.19	26.52	1.24
1.21	26.59	1.26
1.23	26.65	1.27
1.27	26.72	1.29
1.32	26.81	1.32
1.40	26.93	1.36

En particular es pot veure a la Taula 4.1 que el canvi màxim a la paret de la vena respecte a l'estat bàsic no deformat és del 2.8% per $\lambda = 0.8$, mentre que el canvi a l'àrea de la secció de sortida és considerablement més alt, amb un increment màxim del 14.6% pel nivell d'estirament de fibra més llarg, $\lambda = 1.4$. A Fortuny et al. [22] s'investigava el flux de sang al segment trombòtic de la vena poplítia sense deformar, que correspon a $\lambda = 1$ en l'estudi actual, per diversos cabals en l'interval $3 - 7 \text{ cm}^3/\text{s}$. En el cas present, cal deduir que per a un cabal fixat es reduirà la velocitat mitjana del flux sanguini quan es considerin les geometries deformades, degut al fet que per totes elles es dona un augment de l'àrea de les seccions transversals.

4.1.2 Valors de l'esforç de cisallament (WSS)

En l'estudi present es pren un cabal de $V = 5 \text{ cm}^3/\text{s}$ com un valor característic mitjà. La Figura 4.3(a) mostra els valors mitjans de superfície calculats tant a la vena com a la superfície del trombe per tots els valors de λ considerats. Com era d'esperar, la mitjana dels valors de WSS a la superfície del trombe sempre és més gran que el valor corresponents a la paret de la vena. En tots dos casos, el pic dels valors de WSS s'obté per la geometria sense deformar, $\lambda = 1$, i els valors de WSS disminueixen monòtonament tant si s'incrementa com si es disminueix λ . En el cas del màxim estirament de la fibra, $\lambda = 1.4$, la disminució del WSS arriba al 9.6% a la paret de la vena i al 10.8% a la superfície del trombe.

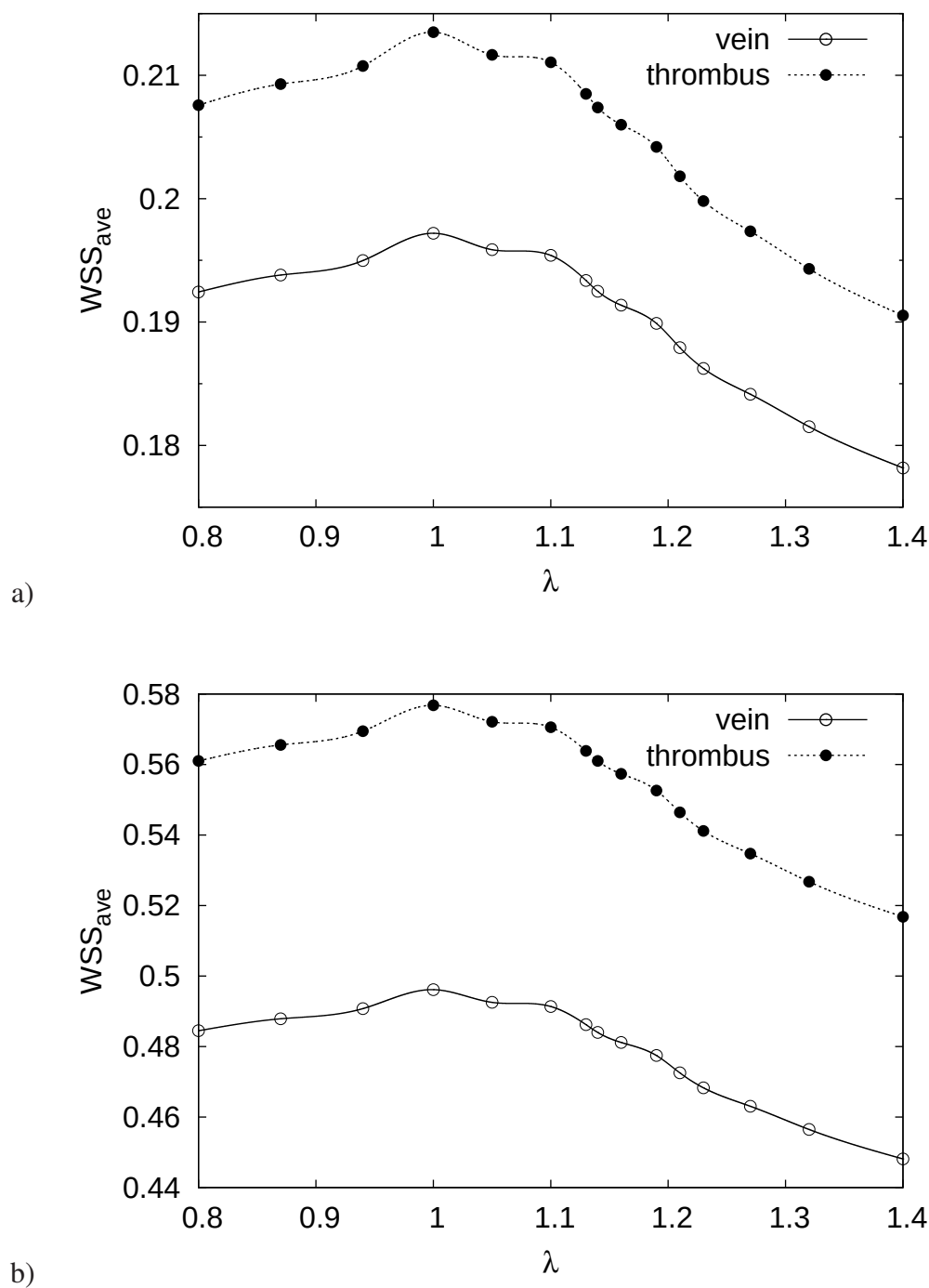


Figura 4.3: Variació amb λ dels valors mitjans de WSS a les parets de la vena i del trombe. Els càlculs s'han fet amb un model de viscositat Newtoniana i uns cabals de (a) $V = 5 \text{ cm}^3/\text{s}$ i (b) $V = 10 \text{ cm}^3/\text{s}$.

Per estimar els possibles efectes d'un exercici físic més intens, es van realitzar càlculs CFD per un cabal de $V = 10 \text{ cm}^3/\text{s}$. La Figura 4.3(b) mostra les variacions corresponents dels nivells WSS com una funció de λ . Aquest valor del cabal V és el doble del considerat anteriorment, i s'observa que comporta un increment del WSS en un factor més gran de dos, en acord qualitatiu amb els resultats de [22]. Una comparació de la Figura 4.3(a) i la Figura 4.3(b) mostra que tot i la desigualtat dels nivells de WSS, la forma del perfil WSS- λ és quasi idèntica per ambdós valors de cabal.

Una disminució dels valors calculats de WSS s'associa bàsicament a una disminució dels nivells de velocitat màxima que, tal com s'ha discutit prèviament, està relacionada amb un augment de l'àrea de les seccions transverses del segment de la vena, en particular la secció de sortida. Així doncs, és important entendre quins mecanismes porten a la disminució de l'àrea de les seccions transverses, produïda tant per un increment com per una disminució de λ (veure Taula 4.1). D'acord amb els càlculs realitzats es troba que la pressió intramuscular arriba a valors per damunt de 200 kPa, un valor que sobrepassa al de la pressió intravenosa a la vena poplítia [51]. D'aquesta manera, a mesura que el múscul s'allarga, la seva secció transversal disminueix i la vena poplítia s'expandeix. Per contra, a mesura que el múscul s'escurça, la seva secció transversal s'incrementa i el teixit tou és pressionat contra la vena poplítia, la qual al seu torn es desplaça cap el fèmur (vegeu Figures 4.1 i 4.2). Tot i això, la vena poplítia també s'expandeix en aquesta situació com a conseqüència del valor inferior del mòdul de Young pel teixit tou present a l'àrea, que permet a la vena pressionada expandir-se a costa seva.

4.1.3 Influència del model de viscositat

A Fortuny et al. [22] també s'hi constata que els efectes de la viscositat no Newtoniana de la sang eren especialment rellevants per als valors calculats del cabal més baix. D'aquesta manera, també es van realitzar el conjunt complet de càlculs CFD per al valor més baix de cabal, $V = 5 \text{ cm}^3/\text{s}$, utilitzant el mateix model de viscositat no Newtoniana que a [22]. Les corresponents variacions dels nivells de WSS amb λ es mostren a la Figura 4.4. En aquesta figura s'aprecia que la diferència relativa en els valors de WSS a la vena i la superfície del trombe és més petita que la apareix en els càlculs fets amb model de fluid Newtonià mostrats a la Figura 4.3(a). Pel que fa a les magnituds dels valors de WSS assolits segons de quin model de fluid es tracti, comparant les figures 4.4 i 4.3(a) s'observa que els del model no Newtonià són entre un 30% i un 50% superiors als del model Newtonià. Els nivells de WSS a la Figura 4.4 també es veu que disminueixen, respecte del cas sense deformar, $\lambda = 1$, tant si λ augmenta com si disminueix. En el cas de màxim estirament de la fibra, $\lambda = 1.4$, la disminució de WSS arriba al 8.1% a la paret de la vena i al 9.8% a la superfície del trombe. També es mostra a la Figura 4.4 que la disminució de WSS en incrementar λ és més acusada a la superfície del trombe que no pas a la paret de la vena, fins al punt que per $\lambda \geq 1.27$ la primera de les dues corbes WSS és

inferior a la segona. Un fenomen com aquest, que no es va poder observar en els càlculs dels models de fluids Newtonians a les Figures 4.3(a), (b), és probablement atribuïble a la millor habilitat del model no Newtonià per caracteritzar la curvatura de les línies de flux que apareixen com a resultat de l'increment de la curvatura de la geometria.

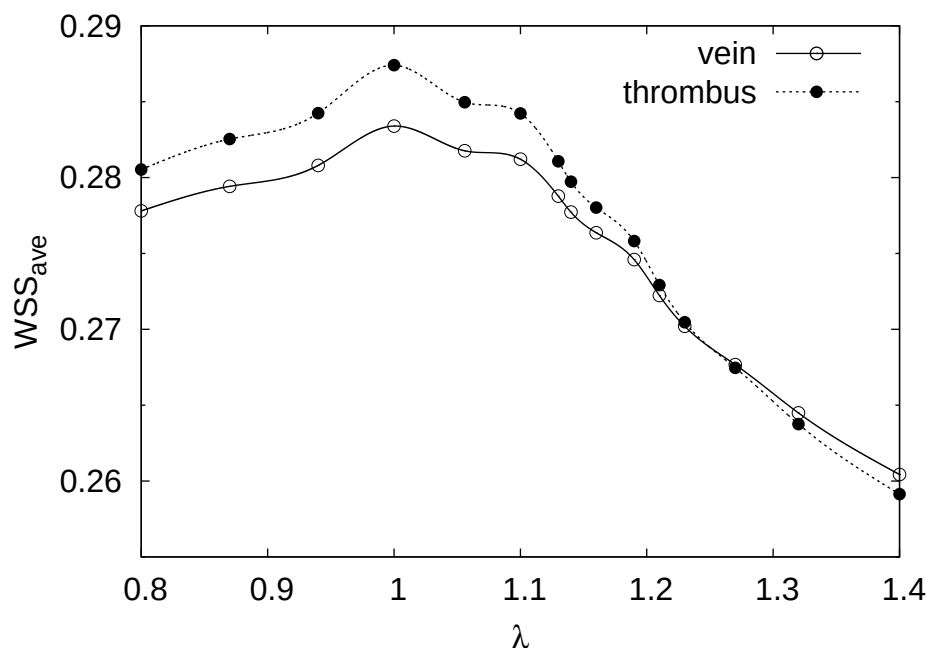


Figura 4.4: Variació amb λ dels valors mitjans de WSS a les parets de la vena i del trombe. Els càlculs s'han fet amb un model de viscositat no Newtoniana i un cabal de $V = 5 \text{ cm}^3/\text{s}$.

4.1.4 Càlculs alternatius amb gradient de pressió constant

En el càlculs CFD realitzats es va trobar que la caiguda dels nivells de WSS observats a les Figures 4.3 i 4.4 són aproximadament proporcionals a la disminució del gradient de pressió calculat, ∇p . Es pot pensar doncs que si en comptes d'un cabal constant V se suposés constant la caiguda de pressió ∇p , això probablement implicaria un increment del cabal sanguini a les geometries de la vena deformada. Per tal de comprovar efectivament si en prendre constant ∇p es produiria un increment de V , es va realitzar un conjunt addicional de càlculs CFD en els quals es va imposar, per cadascuna de les geometries deformades de la Taula 4.1, un valor constant del gradient de pressió ∇p . En particular, es va establir tant a les seccions d'entrada i sortida de la vena la mateixa distribució de la pressió que prèviament havia sigut calculada per la geometria bàsica sense deformar, $\lambda = 1$, i un cabal de $V = 5 \text{ cm}^3/\text{s}$. El software CFD va produir llavors, per cada geometria particular, els camps de velocitat i pressió juntament amb el nivell de cabal adequat per tal que se satisfacin les equacions

(3.1) i (3.2). Val a dir que la suposició d'una ∇p constant al llarg del cicle de caminar sembla certament raonable pel rang de valors considerats del paràmetre de l'estirament de fibra, que no estan allunyats de $\lambda = 1$, i cabals al voltant de $V = 5 \text{ cm}^3/\text{s}$, és a dir, condicions que són característiques d'una situació d'exercici suau.

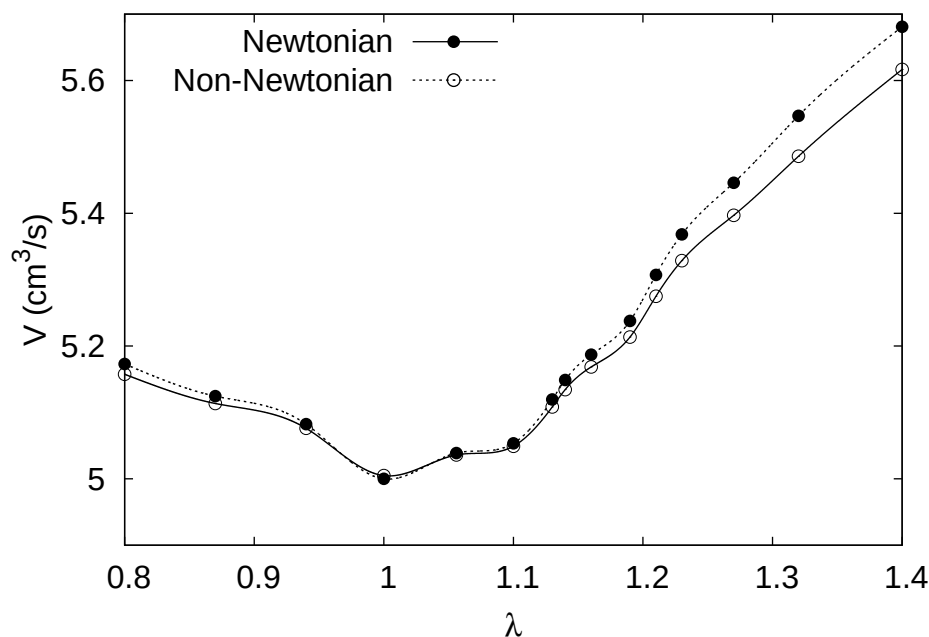


Figura 4.5: Valors calculats del cabal, V , com a funció del paràmetre d'estirament del múscul actiu, λ , per a dos conjunts de càlculs, amb models de viscositat Newtoniana i no Newtoniana. En tots els càlculs s'ha pres una mateixa distribució de pressió en les seccions d'entrada i de sortida, l'obtinguda en el cas de referència $V = 5 \text{ cm}^3/\text{s}$ amb la geometria base, $\lambda = 1$.

La Figura 4.5 mostra els cabals V calculats en funció del paràmetre de l'estirament del múscul actiu, λ , tant per al model Newtonià de viscositat com per al no Newtonià. En aquest gràfic s'hi aprecia que quan el múscul actiu s'escurça ($\lambda < 1$) només hi ha un breu increment en V mentre que quan el múscul s'estira ($\lambda > 1$) el cabal incrementa més significativament, fins a un màxim d'un 15% per $\lambda = 1.4$. S'observa també que hi ha poca dependència del model de viscositat sobre els valors de V previstos ja que el nivell del cabal és bàsicament determinat pels canvis en la geometria de la vena. La Figura 4.6 mostra que els valors de V previstos encaixen bé amb una dependència lineal de l'àrea de la secció de sortida de la vena, és a dir, els valors llistats a la Taula 4.1. Dit altrament, quan per un nivell fix de ∇p l'acció del múscul comporta un increment de l'àrea de les seccions transversals, el cabal incrementa conseqüentment. També val la pena remarcar que en aquests càlculs addicionals, la dependència dels valors de WSS mitjans (no mostrats aquí) respecte de λ era més aviat la contrària

del que s'observava a les Figures 4.3 i 4.4 ja que els nivells de WSS augmentaven/disminuïen quan el cabal V augmentava/disminuïa; tanmateix, les variacions de WSS observades amb λ eren modestes, d'un 5% com a molt.

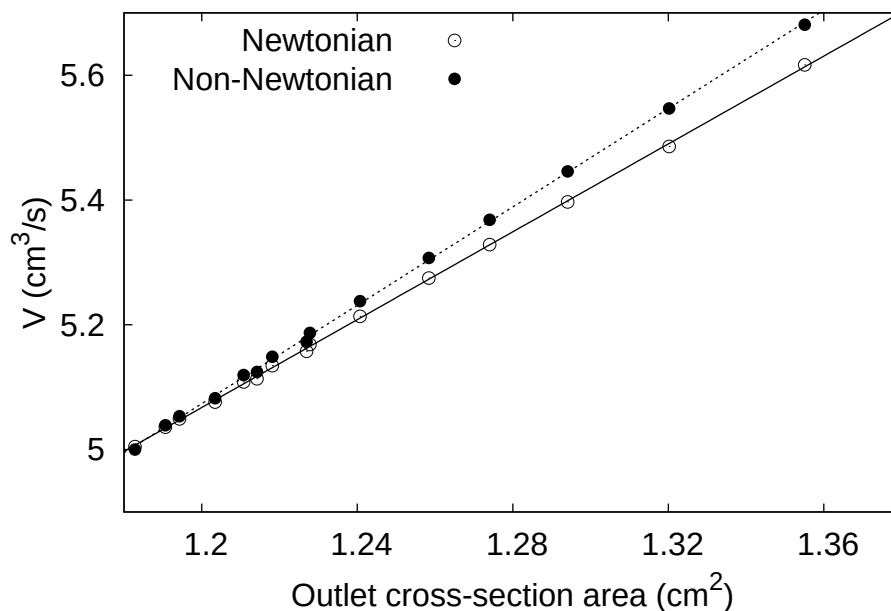


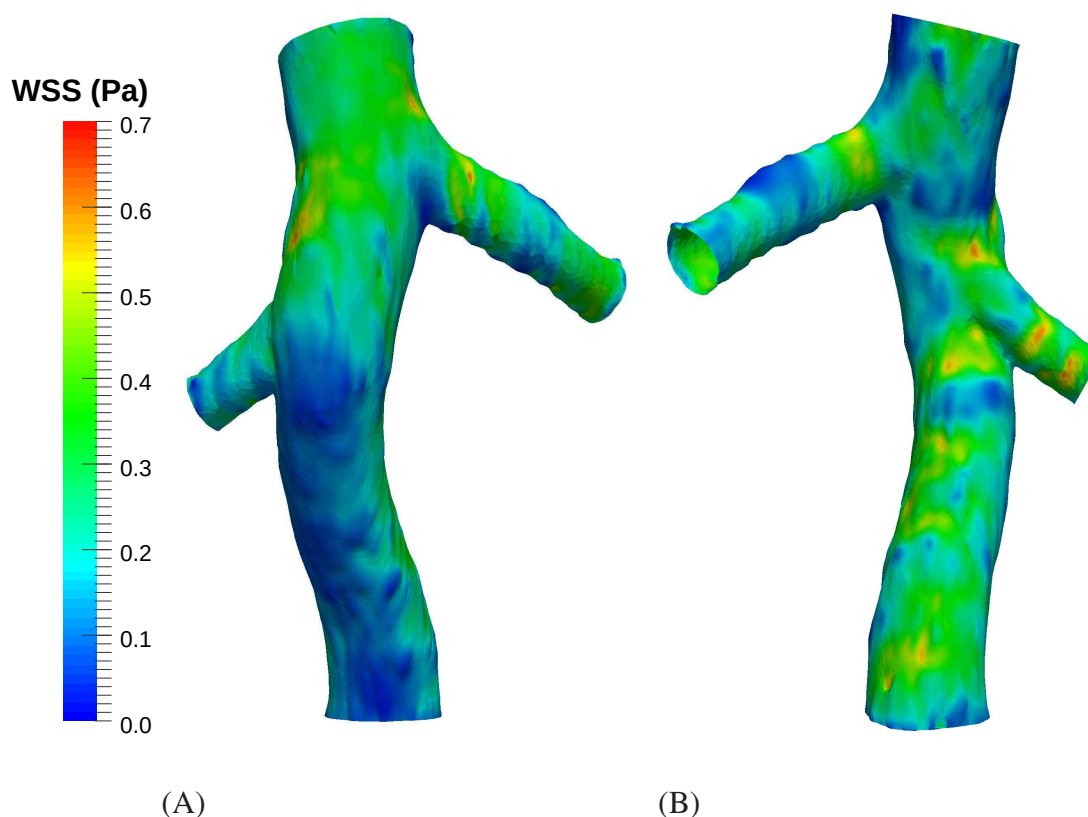
Figura 4.6: Ajust lineal dels valors de V de la Figura 4.5 com a funció de l'àrea de la regió de sortida de la vena, A , (veure els valors de A a la Taula 4.1). Les equacions d'ajust són, respectivament, $V = 3.52A + 0.84$ i $V = 3.94A + 0.34$ per als càlculs amb viscositat Newtoniana i no Newtoniana.

4.2 Resultats. Estudi dels filtres de vena cava.

Com es descrivia en la secció 3.3, la comparativa entre els diversos filtres es fa analitzant els resultats obtinguts un cop resoltos numèricament diversos casos de les equacions de mecànica de fluids associats a la situació sense filtre i amb cadascun del filtres. En concret, es van obtenir solucions estacionàries de les Equacions (3.1) i (3.2) per al cas base, de vena cava inferior (IVC) sense filtre i també per als casos definits incloent-hi un model de cadascun de quatre filtres diferents. En cada cas s'hi van considerar quatre valors diferents de cabal sanguini d'entrada a la secció infrarenal de la IVC, V_{in} i a les dues renals, V_{ren} . La majoria dels resultats aquí presentats corresponen a condicions de repòs, definides per $V_{in} = 20 \text{ cm}^3/\text{s}$ i $V_{ren} = 7 \text{ cm}^3/\text{s}$ i a condicions d'exercici, definides per $V_{in} = 80 \text{ cm}^3/\text{s}$ i $V_{ren} = 10 \text{ cm}^3/\text{s}$ [52]. A més s'hi van considerar dos casos intermitjos, amb velocitats del flux sanguini d'entrada de $V_{in} = 40 \text{ cm}^3/\text{s}$ i $V_{ren} = 8 \text{ cm}^3/\text{s}$ i $V_{in} = 60 \text{ cm}^3/\text{s}$ i $V_{ren} = 9 \text{ cm}^3/\text{s}$, respectivament.

4.2.1 Esforç de cisallament (WSS) sobre la vena

La Figura 3.18B mostra els valors computats de la mitjana circumferencial del WSS en la zona infrarenal de la vena en el cas base (sense filtre) amb el model de viscositat no Newtonià. Els perfils de WSS en aquestes figures presenten grans pics i valls que són conseqüència de la curvatura (concavitat o convexitat) de la paret de la IVC. Els efectes de la curvatura de la paret de la IVC també són visibles en les distribucions locals del WSS en la paret de la vena, com les mostrades a la figura 4.7 per al cas base sota condicions de repòs. Cal notar que els nivells de WSS en la visió posterior en la Figura 4.7B,D son considerablement més elevats que en la part anterior de la paret, mostrada a la Figura 4.7A,C. A la Figura s'hi aprecien punts concrets amb valors de WSS especialment alts o baixos, que estan fortament relacionats amb les irregularitats presents a la geometria de la vena, en concordança amb resultats previs obtinguts per Aycock et al[47]. No es mostren aquí les corresponents distribucions locals de WSS per altres valors de cabal sanguini, tant amb presència com en absència d'un filtre, perquè totes elles tenen un aspecte similar en el sentit que coincideixen la localització i la forma dels punts amb WSS alt/baix.



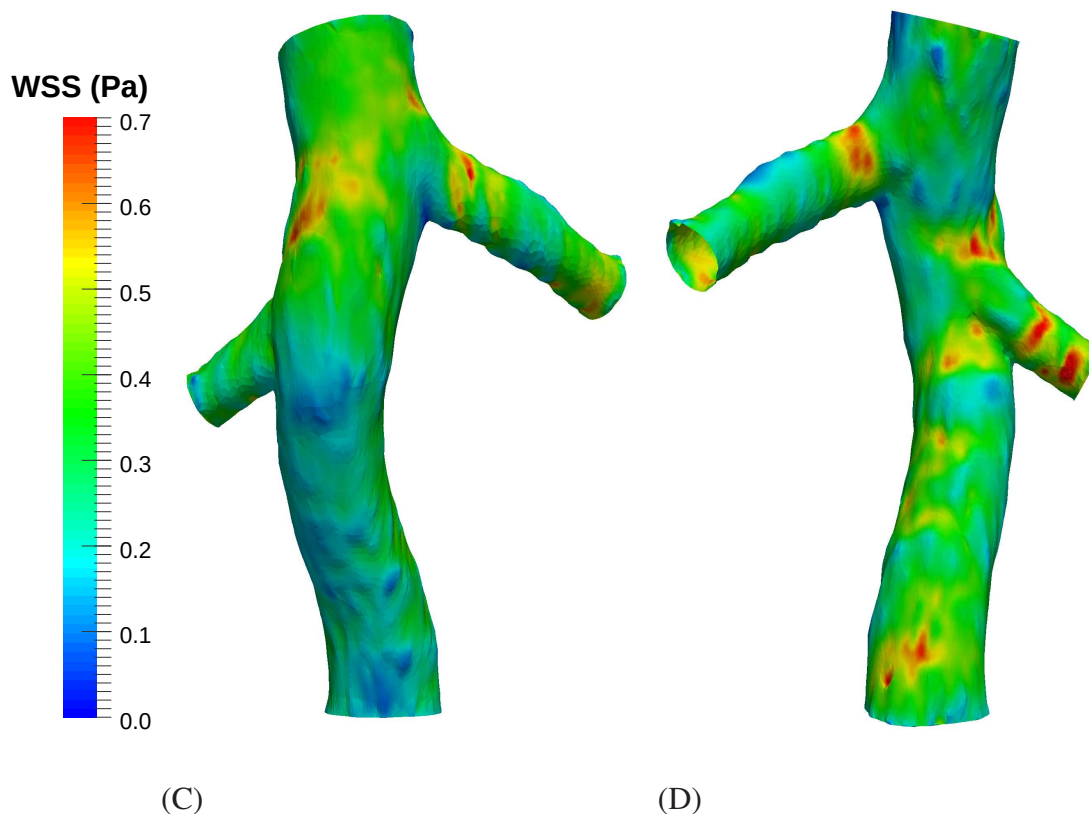


Figura 4.7: Vistes anterior (A,C) i posterior (B,D) de les distribucions locals de WSS a la superfície de la vena pel cas base (vena sense filtre) en condicions de repòs per a models de viscositat del fluid Newtonià (A,B) i no Newtonià (C,D).

La idea que la presència d'un filtre no altera significativament els nivells de WSS a la paret de la vena cava és confirmada pels valors mitjans de superfície, $\overline{WSS}_{vein}$, representats a la Figura 4.8A,B (veure també Taula 4.2 i Taula 4.3). Els valors de $\overline{WSS}_{vein}$ per condicions d'exercici (Taula 4.3) són entre 4 i 5 vegades més grans que els valors corresponents en condicions de repòs (Taula 4.2). Una inspecció a les Taules 4.2 i 4.3 i la Figura 4.8A,B revela que el model de viscositat té un efecte considerable en els valors predits de $\overline{WSS}_{vein}$, especialment en condicions de repòs. Es constata també que com més alt és el cabal, menys diferència hi ha entre els dos models de viscositat. Això es dona perquè l'índex d'esforç, γ , és aproximadament proporcional a V_{in} i com més gran γ és a l'Equació (3.5), més propera és la viscositat no Newtoniana, $\mu(\gamma)$, a la viscositat Newtoniana, μ_N .

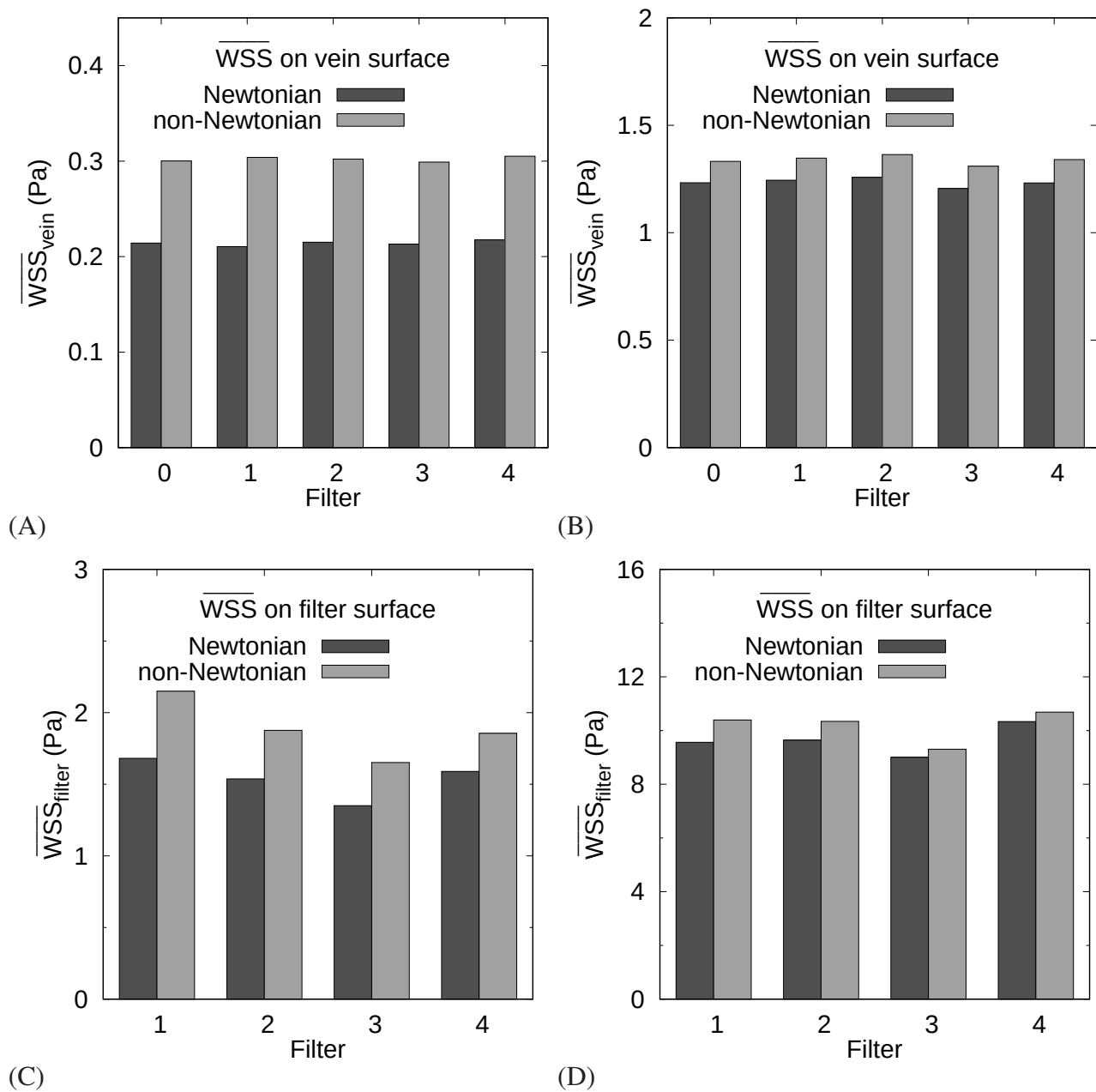


Figura 4.8: Valors mitjans de WSS pels cinc casos investigats: El cas base sense filtre (etiqueta 0) i els models de filtre (etiquetes 1 fins a 4). Els valors de $\overline{WSS}$ es representen en condicions de repòs (A,C) i condicions d'exercici (B,D).

		Filtre			
		1	2	3	4
$\overline{WSS}_{vein}$ (Pa)	μ_N	0.2105	0.2150	0.2131	0.2176
	$\mu(\gamma)$	0.3039	0.3022	0.2990	0.3051
$\overline{WSS}_{filter}$ (Pa)	μ_N	1.681	1.538	1.350	1.589
	$\mu(\gamma)$	2.149	1.876	1.651	1.856

Taula 4.2: Resum dels resultats obtinguts sota condicions de repòs, un cabal de $V_{in} = 20 \text{ cm}^3/\text{s}$ dins del segment de IVC i $V_{ren} = 7 \text{ cm}^3/\text{s}$ dins dels segments renals esquerre i dret. $\overline{WSS}_{vein}$ i $\overline{WSS}_{filter}$ es refereixen als valors mitjans de WSS a la paret de la vena i a la superfície del filtre, respectivament. S'han llistat totes les quantitats per ambdós models, el Newtonià, μ_N , i el no Newtonià, $\mu(\gamma)$. Veure la llegenda de la taula 3.3 pel significat de les etiquetes dels filtres 1 a 4.

		Filtre			
		1	2	3	4
$\overline{WSS}_{vein}$ (Pa)	μ_N	1.245	1.258	1.206	1.232
	$\mu(\gamma)$	1.347	1.364	1.310	1.341
$\overline{WSS}_{filter}$ (Pa)	μ_N	9.563	9.642	9.003	10.33
	$\mu(\gamma)$	10.39	10.34	9.305	10.69

Taula 4.3: Resum dels resultats obtinguts sota condicions d'exercici, un cabal de $V_{in} = 80 \text{ cm}^3/\text{s}$ en el segment de IVC i $V_{ren} = 10 \text{ cm}^3/\text{s}$ dins dels segments de venes renals, tant l'esquerre com el dret. Veure llegenda de la taula 4.2 pel significat del símbols.

4.2.2 Esforç de cisallament (WSS) sobre els filtres

Els valors mitjans de WSS en la superfície del filtre, $\overline{WSS}_{filter}$, estan representats a la Figura 4.8C,D per cadascun dels models de filtre. Comparant la Figura 4.8A amb la Figura 4.8C i la Figura 4.8B amb la Figura 4.8D s'observa que els valors $\overline{WSS}_{filter}$ són aproximadament un ordre de magnitud superior que els valors corresponents $\overline{WSS}_{vein}$. A més a més, hi ha diferències significatives en els valors $\overline{WSS}_{filter}$ entre els quatre filtres, sent el filtre 3 el que presenta valors més baixos. És destacable observar que un augment de V_{in} en un factor de quatre (o, equivalentment, canviant de condicions de repòs a condicions d'exercici) causa que els valors $\overline{WSS}_{filter}$ augmentin en un factor al voltant de sis.

4.2.3 Velocitats del flux sanguini

Els alts valors de $\overline{WSS}_{filter}$ a la Figura 4.8C,D suggereixen que la presència d'un filtre podria alterar fortament el flux sanguini. Tal possibilitat és explorada a la Figura 4.9, on es mostra la magnitud de la velocitat en tres plans de secció transversal per les quatre geometries investigades. En el cas base (A,B), es veu que la curvatura de la paret de la vena (veure Figura 4.7) és la causa de l'augment considerable en els valors de velocitat que s'observen a la meitat esquerra de les seccions, especialment en condicions d'exercici (B). És a dir, l'augment del cabal comporta un augment de la asimetria dels perfils de velocitat. Val a dir que en els plans de secció transversal de la Figura 4.9 no són pas negligibles les components de la velocitat normals a la direcció principal del flux (no mostrades aquí), una altra observació consistent amb els resultats prèviament obtinguts per Aycock et al[47].

Una inspecció visual de les distribucions de velocitats a la Figura 4.9 B–F, corresponents a condicions d'exercici, mostra que la presència dels elements del filtre provoca una notòria alteració del flux. Aquesta alteració és més marcada en aquelles zones on els elements del filtre són més transversals al flux, per exemple ho és poc marcada en la secció central de la Figura 4.9(C) i ho és molt més en la secció inferior de la Figura 4.9 (F). Tanmateix, les seccions superiors de la Figura 4.9(C)–(F) ja mostren una semblança amb la corresponent del cas base, la Figura 4.9(B), cosa que suggereix que els valors de velocitat es recuperen poc després de l'obstacle.

Per quantificar la recuperació de la caiguda de velocitat en cabal sanguini després del filtre s'han calculat els perfils verticals de velocitat en una secció transversal situada lleugerament per sota de la vena renal dreta, il·lustrada a la Figura 4.10. Aquests perfils es mostren a la Figura 4.11 i Figura 4.12 en condicions de repòs i exercici, respectivament. És destacable l'existència d'una asimetria en tots els perfils de velocitat verticals, inclòs el cas base. Aquesta asimetria, causada per la curvatura de la paret de la vena, es fa més marcada amb l'augment del cabal sanguini (veure també Figura 4.9A,B). En tots els casos amb un filtre inserit els perfils de velocitats calculats mostren un doble pic que denota una reducció de la velocitat de la sang en l'estela posterior a la punta del filtre, de forma cilíndrica. Tot i que la secció transversal per als perfils de velocitat s'ha pres prop de la punta del filtre, és evident en tots els casos que la velocitat és més propera a la que es produïa en aquesta posició per al cas base sense filtre que no pas al valor zero. En efecte, comparant els casos amb filtre amb el cas base, els valors de les velocitats en els casos amb filtre són el 50% o més dels valors en el cas sense filtre, sent sempre el filtre 3 el que presenta valors més semblants als del cas sense filtre. Tanmateix, gràfics addicionals no inclosos aquí mostren que aquesta estructura de doble pic encara és present en perfils de velocitat fets en seccions més allunyades.

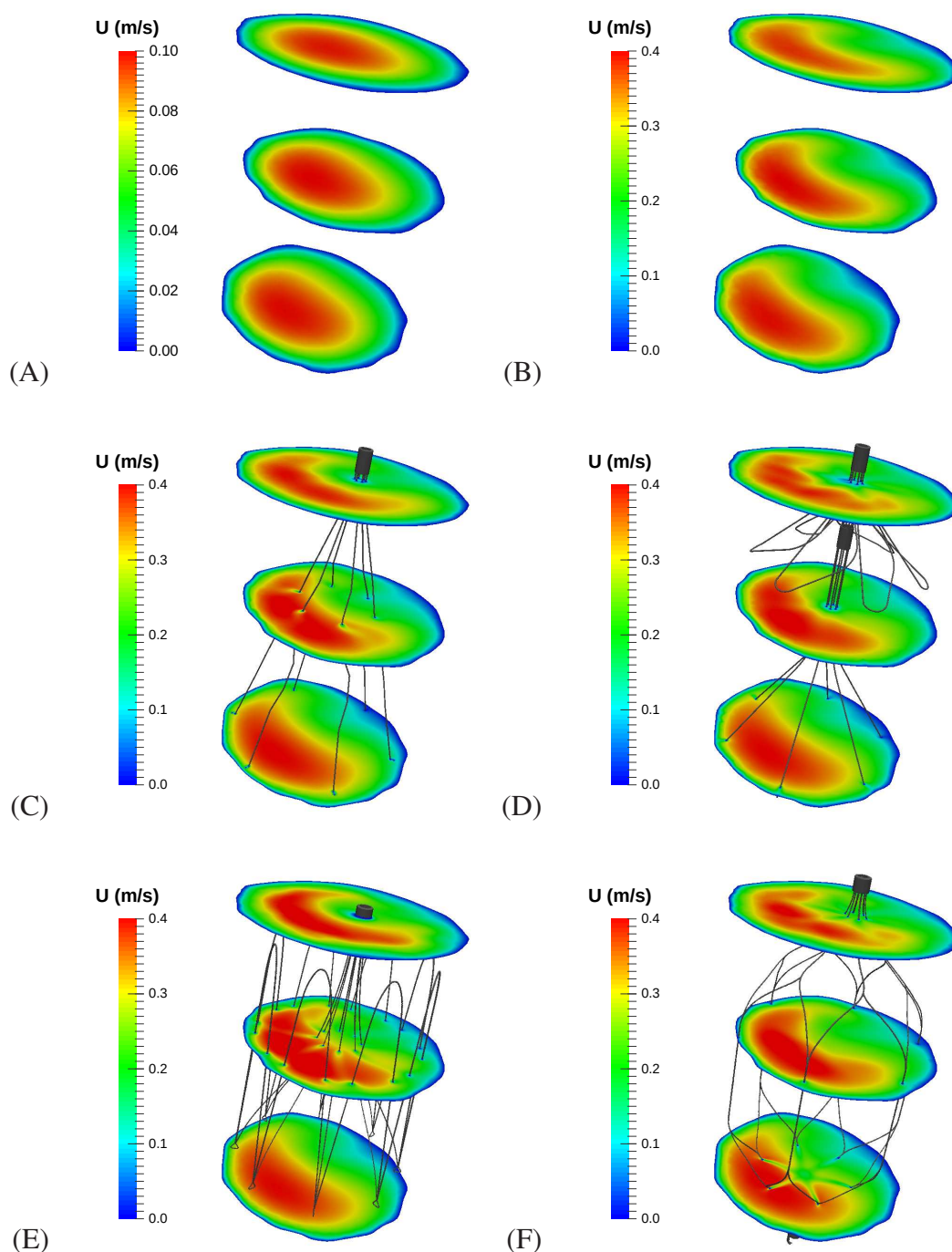


Figura 4.9: Vista posterior de la distribució de magnituds de la velocitat a tres plans transversals. (A,B) casos base, (C) filtre 1, (D) filtre 2, (E) filtre 3 i (F) filtre 4. Els càlculs es van fer en condicions de repòs en el cas (A) i sota condicions d'exercici en els casos (B) a (F). Tots aquest càlculs corresponen al model de viscositat no-Newtonià.

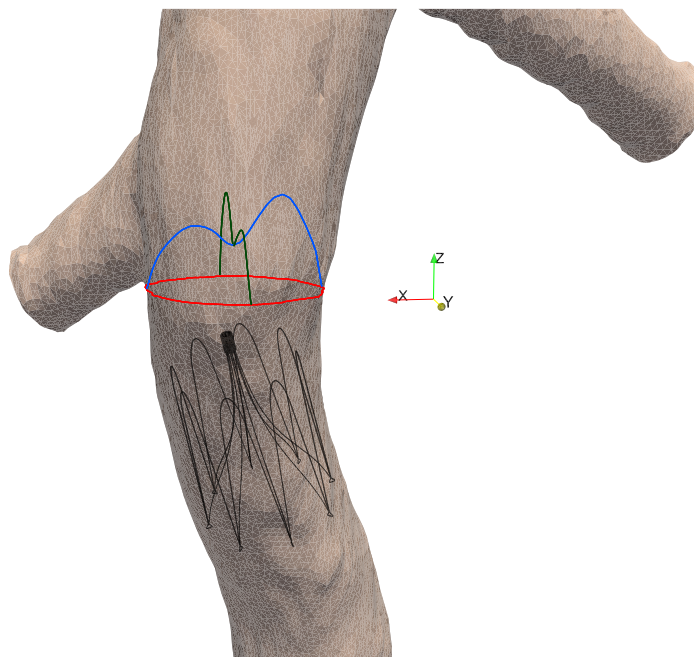
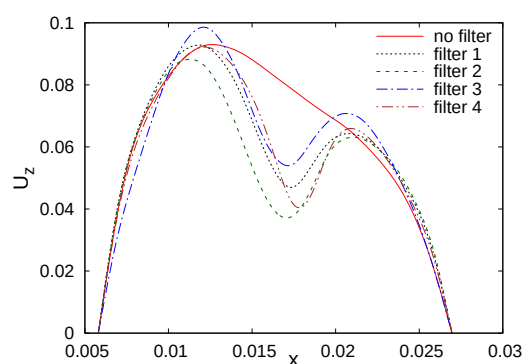
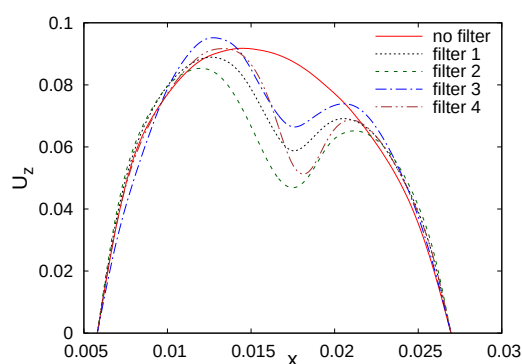


Figura 4.10: Posició del pla de secció transversal utilitzat per calcular els perfils de velocitat vertical x i y representats a les Figures 4.11 i 4.12. Com a complement clarificador, en la Figura s'hi ha inclòs el filtre 3 juntament amb el seu perfil de velocitats per al model de viscositats no Newtoniana i condicions d'exercici.



(A)



(B)

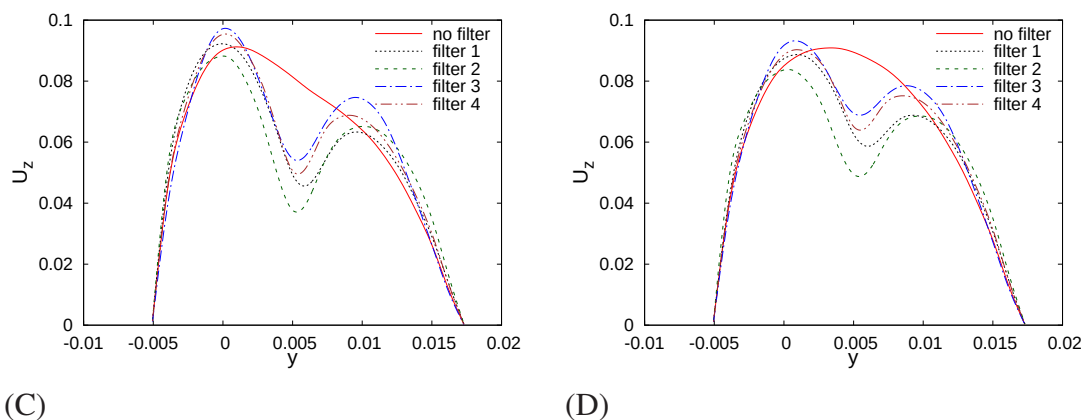


Figura 4.11: Perfils de velocitat vertical en condicions de repòs: (A,B) perfils x ; (C,D) perfils y ; (A,C) model de viscositat Newtoniana; (B,D) model de viscositat no Newtoniana.

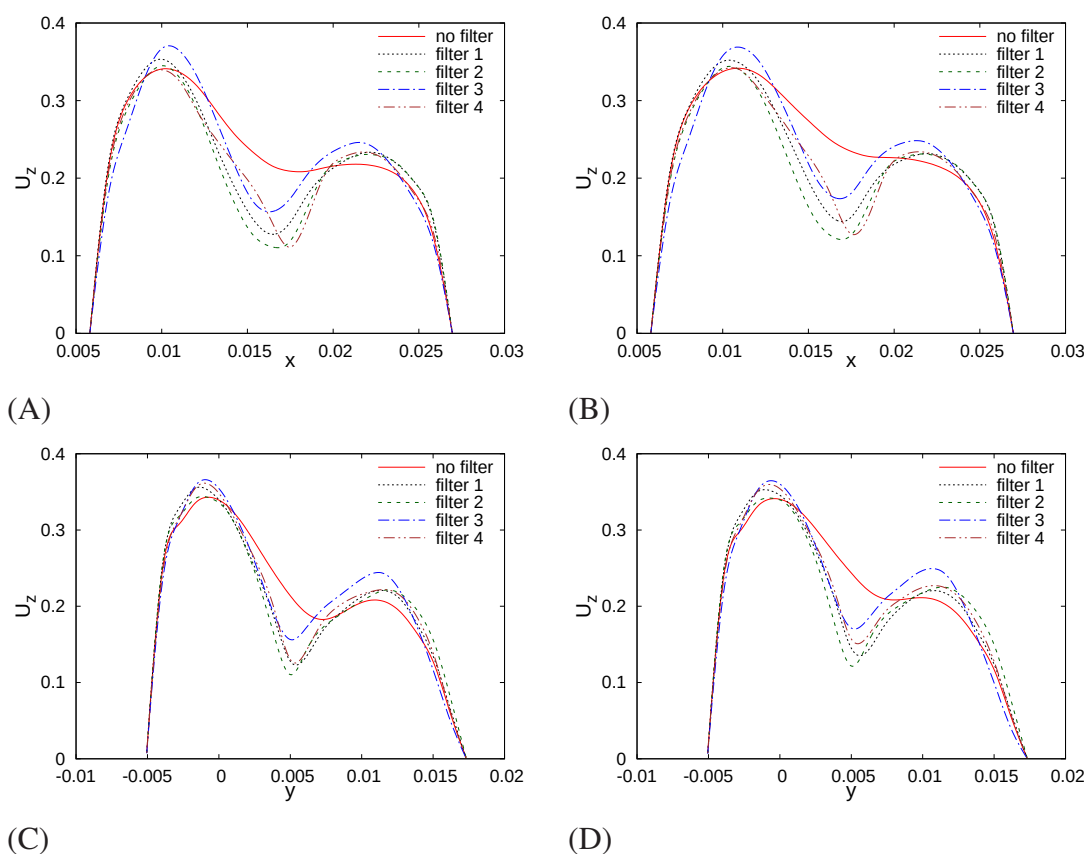


Figura 4.12: Perfils verticals de velocitat en condicions d'exercici: (A,B) x -perfils; (C,D) y -perfils; (A,C) model de viscositat Newtoniana; (B,D) model de viscositat no Newtoniana.

4.2.4 Forces sobre els filtres. Aspectes quantitativs

Es pot esperar que les alteracions en el flux sanguini causades per la presència de filtres, com s'observa a la Figura 4.9, Figura 4.11 i Figura 4.12, resultaran en forces elevades exercides pel flux sanguini en la superfície del filtre. Aquestes forces són de dos tipus: forces de fricció viscosa superficial, les quals són aproximadament tangencials localment a cada element de superfície, i forces de pressió, les quals són normals a cada element de la superfície. La força de fricció superficial resultant, $\vec{F}_f$, i la força de pressió resultant, $\vec{F}_p$ són calculades com la integral de superfície de les forces locals corresponents exercides sobre els elements de superfície del filtre. Les magnituds de les forces resultants de cada tipus, així com les magnituds de la força total d'arrossegament, $\vec{F}_d = \vec{F}_f + \vec{F}_p$ estan enumerades a la Taula 4.4 (condicions de repòs) i Taula 4.5 (condicions d'exercici). Es compleix que la magnitud de la força de fricció superficial resultant, F_f , és sempre més petita que el producte de $\overline{WSS}_{filter}$ per l'àrea de la superfície del filtre degut a l'efecte cancel·lació.

		Filtre			
		1	2	3	4
F_f (dines)	μ_N	16.58	27.48	35.39	29.85
	$\mu(\gamma)$	21.23	33.67	43.44	35.05
F_p (dines)	μ_N	1.939	10.15	3.354	11.66
	$\mu(\gamma)$	2.255	12.35	4.288	14.17
F_d (dines)	μ_N	18.16	37.50	38.62	41.50
	$\mu(\gamma)$	23.32	45.95	47.57	49.20
Angle entre $\vec{F}_f$ i $\vec{F}_p$ (graus)	μ_N	39.9	14.2	17.0	5.8
	$\mu(\gamma)$	25.1	10.3	17.7	5.3
Angle entre $\vec{F}_d$ i l'eix de filtre (graus)	μ_N	6.1	6.5	2.3	3.3
	$\mu(\gamma)$	3.8	5.1	2.9	3.1

Taula 4.4: Resum dels resultats obtinguts sota condicions de repòs, un cabal de $V_{in} = 20 \text{ cm}^3/\text{s}$ dins del segment de IVC i $V_{ren} = 7 \text{ cm}^3/\text{s}$ dins dels segments renals esquerre i dret. F_f , F_p i F_d denoten les magnituds de les forces resultants exercides sobre el filtre, respectivament la força de fricció superficial, la de pressió i la d'arrossegament total. S'inclouen també els angles entre la força de fricció superficial i la força de pressió i els angles entre la força total d'arrossegament i l'eix del filtre. S'han llistat totes les quantitats per ambdós models, el Newtonià, μ_N , i el no Newtonià, $\mu(\gamma)$. Veure la llegenda de la taula 3.3 pel significat de les etiquetes dels filtres 1 a 4.

		Filtre			
		1	2	3	4
F_f (dines)	μ_N	93.54	170.0	235.4	191.6
	$\mu(\gamma)$	102.2	183.2	243.9	198.8
F_p (dines)	μ_N	17.42	87.60	32.11	104.6
	$\mu(\gamma)$	18.47	91.62	33.36	109.1
F_d (dines)	μ_N	106.2	255.7	266.7	296.0
	$\mu(\gamma)$	115.9	272.9	276.0	307.6
Angle entre $\vec{F}_f$ i $\vec{F}_p$ (graus)	μ_N	50.4	19.7	14.3	7.1
	$\mu(\gamma)$	49.1	18.8	17.1	7.6
Angle entre $\vec{F}_d$ i l'eix del filtre (graus)	μ_N	10.5	9.8	2.0	4.1
	$\mu(\gamma)$	10.0	9.4	2.6	4.3

Taula 4.5: Resum dels resultats obtinguts sota condicions d'exercici, un cabal de $V_{in} = 80 \text{ cm}^3/\text{s}$ en el segment de IVC i $V_{ren} = 10 \text{ cm}^3/\text{s}$ dins dels segments de venes renals, tant l'esquerre com el dret. Veure llegenda de la taula 4.4 pel significat del símbols.

En la Figura 4.13A,B es comparen els valors calculats de F_f i F_p (la magnitud de $\vec{F}_p$) en cadascuna de les superfícies del filtre en condicions de repòs i d'exercici, respectivament. Els valors de F_f per cada model de filtre son aproximadament proporcionals a les respectives àrees (veure Taula 4.4 i Taula 4.5 juntament amb la Taula 3.3). Els elements geomètrics del filtre no estan sempre orientats tangencialment al flux sanguini. En altres paraules, depenent de la seva forma en particular un filtre pot actuar, des d'un punt de vista mecanicista, com un obstacle al flux de sang i així pot produir comparativament valors alts de F_p . En aquest sentit, el filtre 3, el que té una superfície més gran, produeix valors de F_p entre 2.5 i 3.5 vegades més petits que els valors obtinguts pels filtres 2 i 4. No és sorprenent que el disseny simple del filtre 1, que consisteix en una forma cònica amb sis potes emergint d'un sol cap cilíndric (veure Figura 3.17), produeixi els valors de F_p més petits. Quan se sumen les forces de fricció superficial i de pressió, obtenint la força total d'arrossegament $\vec{F}_d$, el filtre 4 és el que genera uns valors de la seva magnitud (F_d) més elevats (49.2 i 307.6 dines en condicions de repòs i d'exercici, respectivament, en càlculs amb el model no Newtonià). El filtre 3, tot i la seva superfície considerablement més gran, genera valors F_d només una mica més alts que els del filtre 2. El filtre 1 és el filtre que produeix valors F_d bastant més petits que la resta dels filtres, especialment sota condicions d'exercici.

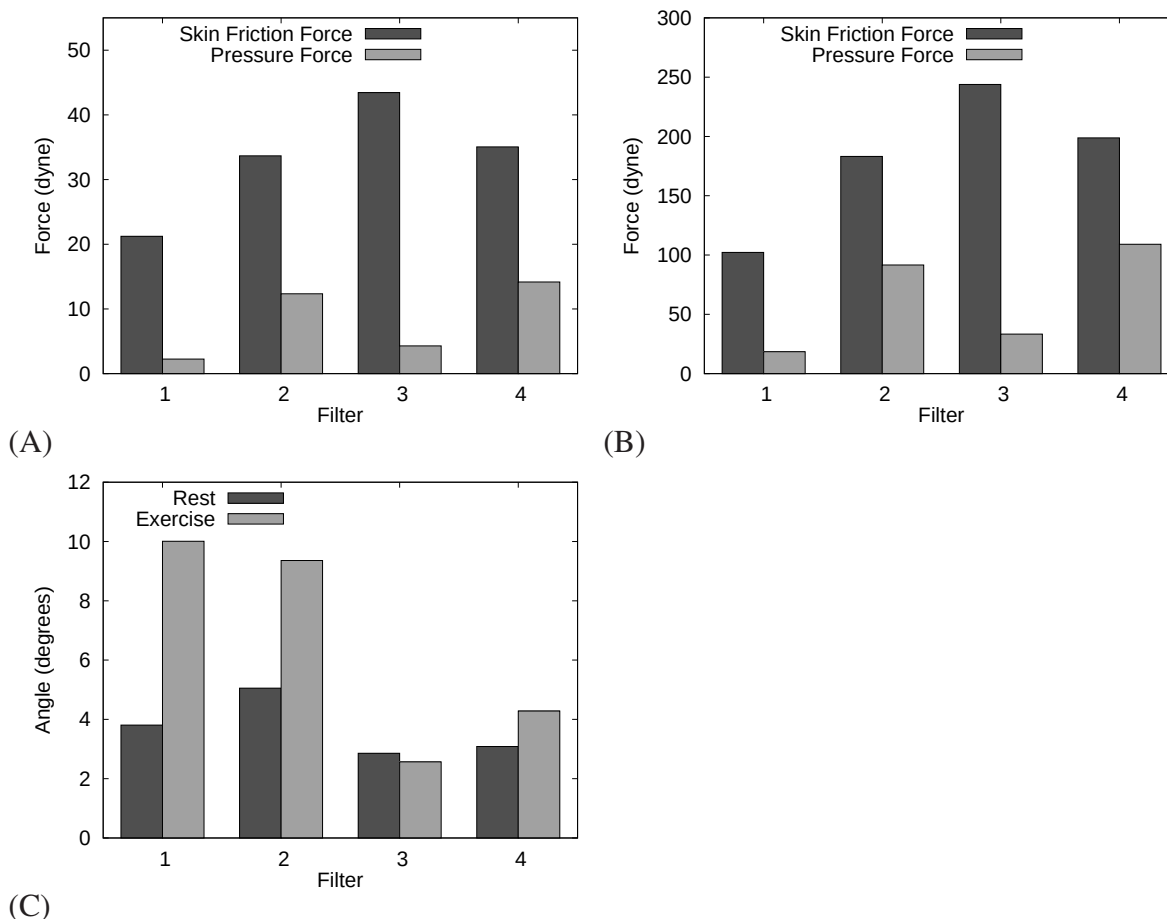


Figura 4.13: (A,B) Magnituds de les resultants de la força de fricció superficial (F_f) i força de pressió (F_p) exercides al filtre pels quatre filtres investigats calculades en: (A) condicions de repòs i (B) condicions d'exercici. (C) Angle entre la força d'arrossegament total ($\vec{F}_d$) exercida sobre el filtre i l'eix del filtre. Tots aquests càlculs van ser duts a terme utilitzant el model de viscositats no Newtonià.

Els vectors de les resultants de les forces de fricció superficial i de pressió es troben ben alineats en la majoria dels casos, excepte pels càlculs amb el filtre 1 on s'assoleixen valors de fins a 50 graus (veure Taula 4.4 i Taula 4.5). Una importància diferent té l'angle entre la força d'arrossegament total i la direcció de l'eix del filtre, ja que un alineament pobre de la força d'arrossegament total amb l'eix del filtre pot resultar en una tendència del filtre a inclinar-se. La Figura 4.13C mostra els valors d'aquest angle per a tots els càlculs duts a terme amb el model de viscositat no Newtonià.

4.2.5 Forces sobre els filtres. Aspectes qualitatius i ajustos

Els valors de la força d'arrossegament, F_d , són bastant rellevants ja que són la força total exercida pel flux sanguini sobre el filtre, i han de ser contrarestats pels valors d'una força exercida pels ganxos i barnilles del filtre sobre la paret de la vena. Tanmateix, F_d és una quantitat extensiva, és a dir, depèn fortament dels valors dimensionals particulars dels paràmetres del problema tals com l'àrea de la superfície del filtre o el cabal sanguini. En estudis de fluxos al voltant de cossos, les quantitats adimensionals conegudes com a coeficients de fricció (C_f) i arrossegament (C_d) són usades freqüentment. En el context d'aquest treball, aquests coeficients es defineixen com,

$$C_f = \frac{2F_f}{A\rho\bar{U}_\perp^2} \quad (4.1)$$

$$C_d = \frac{2F_d}{A\rho\bar{U}_\perp^2} \quad (4.2)$$

on A és l'àrea superficial del filtre i $\bar{U}_\perp$ és la velocitat mitjana de la sang en una pla de secció transversal, el qual és escollit normal a l'eix del filtre i en una posició lleugerament anterior en el sentit del flux sanguini a la posició on comença el filtre (d'aquesta manera el flux de sang en aquesta secció encara no està pertorbat per la presència del filtre). Els coeficients de fricció i arrossegament són valuosos perquè permeten una comparació qualitativa sobre l'efecte de la presència d'un cos en el flux que l'envolta. Això és, en termes de C_f i C_d és la forma de l'objecte allò que marca la diferència, i no pas la seva mida.

A més, donat un objecte d'una forma particular, sovint es dona que els coeficients C_f i C_d només depenen d'una velocitat característica adimensional del flux, expressada en termes del nombre de Reynolds. La Figura 4.14 mostra la dependència respecte del nombre de Reynolds dels valors calculats C_f i C_d pels quatre models de filtre en models de viscositat tant Newtonians com no Newtonians. Els valors del nombre de Reynolds han estat calculats segons l'expressió 3.6 aquí repetida,

$$Re = \frac{\rho\bar{U}_\perp d_h}{\bar{\mu}} \quad (4.3)$$

on d_h és el diàmetre hidràulic de la secció transversal de la vena, la mateixa secció transversal usada per a calcular $\bar{U}_\perp$, $\bar{\mu}$ denota la viscositat volumètrica mitjana. Val a dir que en la Figura 4.14B,D el rang del nombre de Reynolds està desplaçat a l'esquerra respecte de la Figura 4.14A,C perquè en tots els càlculs amb el model no Newtonià es té $\bar{\mu} > \mu_N$. En els gràfics del coeficient de fricció (Figura 4.14A,B) el filtre 1 produeix el C_f més alt per al cabal sanguini més baix i el filtre 3 és el que ofereix el C_f més baix a qualsevol valor de V_{in} . La tendència general quan V_{in} augmenta és que la diferència entre els valors predits C_f entre els filtres 1, 2 i 4 és petita.

La Figura 4.14C,D mostra diferències importants entre els valors predits del coeficient d'arrossegament, C_d , pels diferents models de filtre, sent el filtre 3 el que ofereix els valors més baixos de C_d a qualsevol cabal sanguini. En particular, en el cabal de sang més baix de $V_{in} = 20\text{cm}^3/\text{s}$, corresponent a condicions de repòs, els valors predits C_d pel filtre 4 en la Figura 4.14C,D són almenys un 40% més alts del que ho són pel filtre 3.

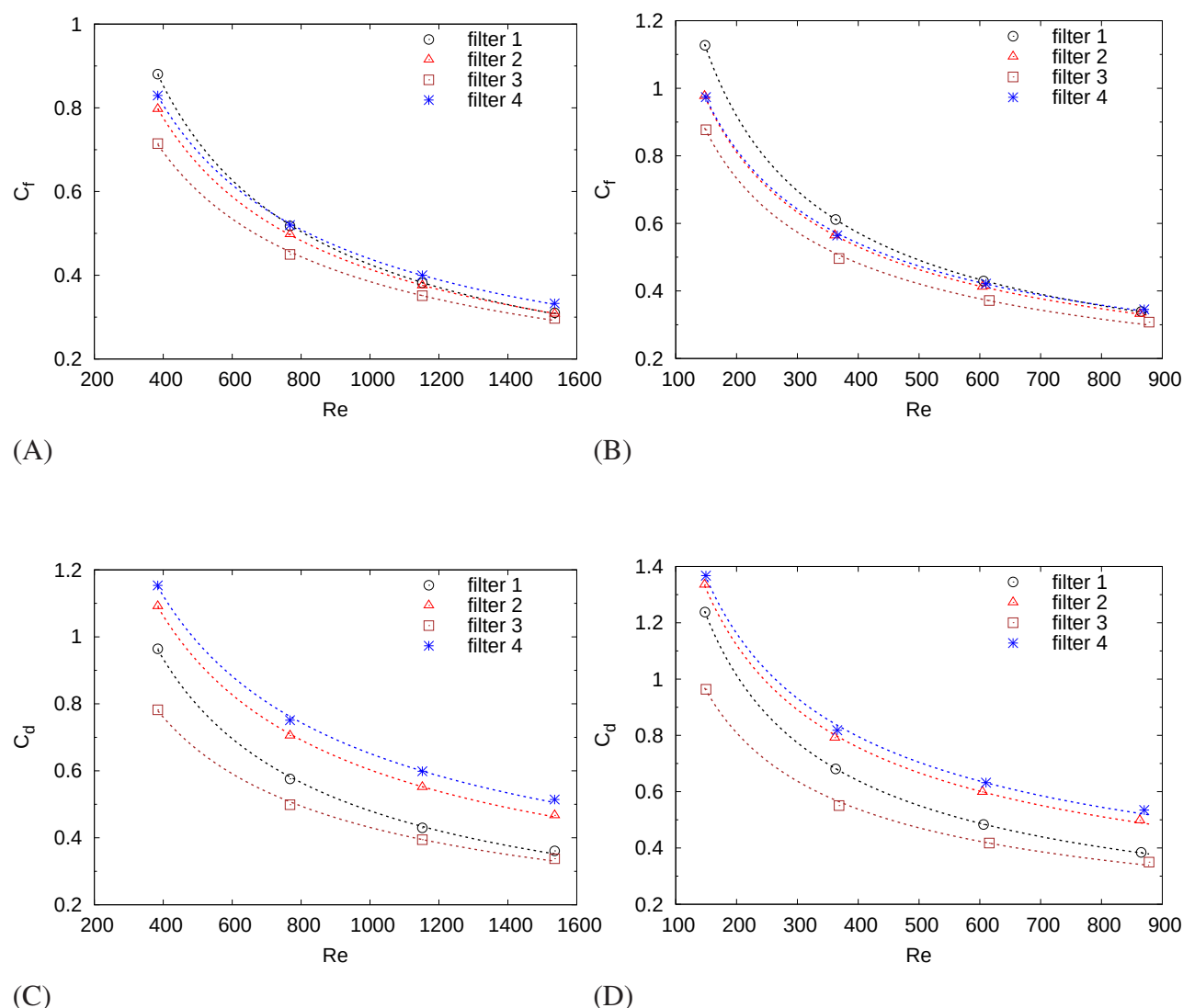


Figura 4.14: (A,B) coeficients de fricció (C_f) i (C,D) coeficients d'arrossegament (C_d) en funció del nombre de Reynolds del flux sanguini per als quatre filtres investigats per als models de viscositat Newtoniana (A,C) i no Newtoniana (B,D). Els punts corresponen als càlculs amb cadascun dels quatre fluxos sanguinis investigats mentre que les línies representen les corbes de la forma $C_f = a_f Re^{b_f}$ i $C_d = a_d Re^{b_d}$ que millor ajusten, veure Taula 4.6 per els valors dels paràmetres d'aquestes corbes.

		Filtre			
		1	2	3	4
a_f	μ_N	80.0 ± 2.4	46.7 ± 0.7	32.8 ± 2.5	42.9 ± 1.4
	$\mu(\gamma)$	34.2 ± 0.3	20.7 ± 0.1	18.2 ± 1.4	19.2 ± 0.8
b_f	μ_N	-0.758 ± 0.005	-0.684 ± 0.002	-0.644 ± 0.012	-0.663 ± 0.005
	$\mu(\gamma)$	-0.683 ± 0.001	-0.611 ± 0.001	-0.606 ± 0.014	-0.596 ± 0.008
a_d	μ_N	71.9 ± 6.1	43.2 ± 1.8	31.0 ± 3.0	39.2 ± 3.2
	$\mu(\gamma)$	34.4 ± 0.4	22.5 ± 1.1	18.4 ± 1.7	21.0 ± 1.7
b_d	μ_N	-0.725 ± 0.013	-0.618 ± 0.007	-0.619 ± 0.015	-0.593 ± 0.013
	$\mu(\gamma)$	-0.665 ± 0.002	-0.566 ± 0.009	-0.589 ± 0.017	-0.547 ± 0.014

Taula 4.6: Paràmetres de les corbes de millor ajust en funció del nombre de Reynolds pel coeficient de fricció superficial $C_f = a_f Re^{b_f}$ i el coeficient d'arrossegament total $C_d = a_d Re^{b_d}$ per a cadascun dels quatre filtres en ambdós models de viscositat del fluid, Newtonià, μ_N , i no Newtonià, $\mu(\gamma)$.

En tots els casos investigats els valors calculats C_f i C_d s'ajustaven molt bé a corbes de la forma $C_f = a_f Re^{b_f}$ i $C_d = a_d Re^{b_d}$, respectivament. Els valors dels paràmetres dels ajustos, a_f , b_f , a_d i b_d , estan inclosos a la Taula 4.6. És remarcable que a qualsevol valor donar de cabal sanguini el model de viscositat no Newtonià prediu valors de C_f (Figura 4.14B) i C_d (Figura 4.14D) al voltant d'un 20% més alts del que ho fa el model Newtonià (Figura 4.14A,C). No obstant això, des d'un punt de vista més teòric hom podria pensar en termes del nombre de Reynolds, i llavors es produeix l'efecte contrari. Així doncs, per a un valor fixat de Re , és el model de viscositat Newtonià el que presenta valors C_f i C_d més alts. S'observa que tots els exponents b_f i b_d de la Taula 4.6 són negatius però clarament superiors a -1 . Les Equacions (4.2) i (3.6) poden ser combinades amb l'ajust de C_d ($C_d = a_d Re^{b_d}$) per obtenir

$$F_d = \left(\frac{1}{2} a_d A d_h^{b_d} \rho^{b_d+1} \right) \overline{U}_\perp^{2+b_d} \mu^{-b_d} = K \overline{U}_\perp^{2+b_d} \mu^{-b_d} \quad (4.4)$$

Així doncs, si per un filtre donat la força total d'arrossegament fos proporcional al cabal sanguini, $F_d \propto V_{in}$, llavors per l'Equació (4.4) es tindria $b_d \approx -1$ (una igualtat exacta només pot ser quan $\mu = \mu_N$, és a dir, quan se suposa el model de viscositat Newtonià). Aquest valor $b_d > -1$ significa que la dependència predita de F_d en V_{in} és superlinear. Aquesta dependència superlinear de F_d en V_{in} es posa de manifest també comparant els valors de F_d en les Taules 4.4 ($V_{in} = 20 \text{cm}^3/\text{s}$) i 4.5 ($V_{in} = 80 \text{cm}^3/\text{s}$) on s'observa que multiplicar per quatre el cabal sanguini comporta un augment d'almenys sis vegades de la força d'arrossegament total exercida sobre el filtre, per a tots els filtres.

Capítol 5

Discussió

5.1 Efectes sobre una vena trombòtica del caminar

S'ha desenvolupat una metodologia per tal d'analitzar l'efecte que causa el caminar sobre la forma de la vena poplítica trombòtica, i a partir d'aquest canvi com s'altera el flux sanguini de l'interior, en particular com queden afectats els valors de WSS, tant sobre la paret de la vena (on si són massa baixos poden afavorir el creixement de trombes) com sobre el propi trombe (on si són massa grans poden afavorir el seu despreniment). En la metodologia, es comença amb un conjunt d'imatges CT d'un segment de la vena poplítica amb trombe d'un pacient específic, amb les quals es passa a construir un model geomètric base que engloba tant la vena com els altres elements dels seu voltant: músculs, tendons, ossos i teixit adipós. Seguidament, es va utilitzar un model mecànic computacional per determinar la deformació del model geomètric bàsic com una funció de l'escurçament/allargament del múscul semi-membranós. Aquest model computacional va donar lloc a quinze geometries deformades les quals van ser utilitzades a les simulacions del CFD corresponents per calcular el flux sanguini a l'àrea trombòtica.

Cal esmentar que en la metodologia utilitzada es produeix una interacció sòlid fluid només en un sentit. En efecte, no es considera que les variacions en el flux del fluid, obtingudes en les simulacions CFD, afectin a la part sòlida, i per tant no afecten a les geometries ja deformades, tal i com es pot veure a la Figura 3.6. Aquesta suposició ve avalada pel fet que els valors calculats de la baixada de pressió al flux sanguini al llarg de tot el segment de la vena són uns dos ordres de magnitud més petits que els valors (absoluts) de l'esforç, $|\sigma| \approx 2 \times 10^5$ Pa, trobats a la regió al voltant de la paret de la vena (i de fet aquesta caiguda de pressió correspon majoritàriament a la contribució de la força de gravetat). Així, la suposició que els càlculs del sòlid són independents de l'estat particular del flux sanguini dins la vena sembla que està ben fonamentada.

Els càlculs van mostrar que per un valor donat del cabal sanguini els nivells de WSS tant al

trombe com a les parets de la vena es reduïen en tots els casos investigats com a resultat de la deformació de la vena (veure Figures 4.3 i 4.4). És a dir, tant l'estirament com la contracció del múscul semimembranós resultaria en una reducció de les forces d'arrossegament al trombe. No obstant, és important remarcar que la quantitat de reducció dels nivells de WSS calculats és més petita que la que va resultar de la reducció a la viscositat de la sang associada a l'administració de fàrmacs [22]. A més, el WSS és conegut per incrementar-se ràpidament amb l'augment del cabal sanguini (comparant la Figura 4.3(a) amb la Figura 4.3(b) s'observa el canvi en els nivells de WSS obtinguts a l'estudi present). En aquest sentit, el caminar, que és una activitat beneficiosa per la salut del pacient en general, podria produir tant un increment com un descens en els nivells de WSS a la vena trombòtica, depenent de quin increment del cabal sanguini es produís amb un ritme cardíac més elevat. En particular, els resultats del pacient actual obtinguts per Fortuny et al. [22] suggerien un increment dels nivells de WSS a la superfície del trombe segons la llei $WSS \propto V^{1.39}$. D'aquesta manera, la reducció del 10.8% a la Figura 4.3(a) seria contrarestada per un increment en el cabal sanguini de només un 5.5%. Certament, sembla que els efectes de caminar en el flux sanguini serien una qüestió molt específica de cada pacient. La metodologia descrita en aquest treball aporta un marc per al desenvolupament d'un procés automatitzat que ajudaria als metges a confeccionar recomanacions mèdiques i tractaments adaptats a cada pacient específic.

Addicionalment, també es van portar a terme un conjunt de càlculs CFD en els quals la caiguda de pressió entre l'entrada i sortida de les seccions de la vena estava fixada, de tal manera que en aquestes simulacions s'obtenia un valor diferent del cabal sanguini per cada model geomètric deformat en particular. Es va observar en aquests càlculs que l'increment del volum de la vena induït per l'acció del múscul resultava en un lleuger increment (del 15% com a molt) del cabal sanguini. Aquest resultat suggereix una futura línia d'investigació per als efectes de l'aplicació de dispositius de compressió en venes trombòtiques. Igual com un escurçament- allargament del múscul canvia la geometria tant de l'àrea al voltant de la vena com la vena mateixa, i aquest canvi resulta en una modificació significativa dels nivells de WSS i V , el fet d'aplicar una compressió periòdica o permanent a través de dispositius pneumàtics externs podria produir un efecte semblant. En aquest cas caldria obtenir els canvis en el model geomètric, i les variacions resultants del flux que se'n deriven, a partir d'una distribució donada de la pressió exterior exercida sobre la cama.

5.2 Efectes hemodinàmics dels filtres de vena cava

S'han fet servir simulacions CFD per a investigar els efectes hemodinàmics de quatre models diferents de filtres de vena cava. Donada una morfologia realista de la vena cava inferior, construïda a partir d'imatges CT d'un pacient, els quatre models de filtre van ser inserits en el flux sanguini (veure

Figura 3.17). El filtre 1 té la forma cònica més clàssica i simple; el filtre 2 i el 3 poden ser vistos com a modificacions del filtre 1 amb una estructura en forma de cistella imposada a sobre (filtre 2) o bé al voltant (filtre 3) de la base en forma cònica; el filtre 4, en canvi, presenta una estructura diferent amb doble cistell. Aquestes modificacions són ideades per tal de millorar la capacitat del filtre de capturar petits coàguls de sang i per millorar la subjecció a la paret venosa, amb l'ús de barnilles que complementen l'acció dels ganxos. Però tal millora té un preu en termes de l'augment de superfície del filtre (veure Taula 3.3). Així, la Taula 4.4 mostra com la força total d'arrossegament, F_d , exercida pel flux de sang sobre el filtre és, per a condicions de no exercici, 2.0, 2.0 i 2.1 vegades més alt pels filtres 2, 3 i 4, respectivament, que per al filtre 1. Per condicions d'exercici (Taula 4.5) les proporcions corresponents a F_d són 2.4, 2.4 i 2.7. Es palesa, doncs, que aquestes proporcions entre els valors de F_d dels filtres depenen no només de l'àrea de les respectives superfícies sinó també del valor concret del cabal sanguini, V_{in} . La magnitud F_d és bastant rellevant ja que la condició d'equilibri mecànic requereix que la força d'arrossegament total exercida sobre la superfície del filtre sigui contrarestada per la força total exercida pels ganxos i barnilles del filtre en la paret IVC. A més, la forma del filtre, independentment de la seva mida, és també un factor rellevant en la determinació total de la força d'arrossegament F_d , com es mostra en les representacions dels valors de coeficients d'arrossegament C_d de la Figura 4.14C,D. El coeficient d'arrossegament és una quantitat intensiva, és a dir, és proporcional a la força d'arrossegament total per unitat de superfície (veure Equació 4.2). Malgrat que els filtres 2 i 3 mostren valors similars de la quantitat extensiva F_d , la superfície del filtre 2 és al voltant d'un 30% més petita. Per tant, els valors C_d a la Figura 4.14C,D són considerablement més petits per al filtre 3 del que ho són per al filtre 2.

També és remarcable que per una combinació de model de filtre i cabal sanguini donada, el model sanguini amb viscositat no Newtoniana proporciona sempre valors F_d i C_d més alts del que ho fa el model Newtonià (veure els valors F_d anotats a les Taules 4.4 i 4.5 i comparar la Figura 4.14C amb la Figura 4.14D). Tot i que el model Newtonià proporciona resultats qualitativament bons en tots els casos investigats, és raonable concloure, d'acord amb Aycock et al[47], que un model de viscositat no Newtonià és preferible perquè les previsions quantitatives que s'obtenen són més acurades per a tots els valors de cabal.

Els pacients amb filtres de vena cava implantats sovint reben també tractament amb fàrmacs anticoagulants. Des d'un punt de vista hemodinàmic, se sap que la presència d'anticoagulants pot reduir la viscositat de la sang fins a un 40%. Al seu torn, un descens de la viscositat de la sang implica un augment en el nombre de Reynolds (veure l'Equació 3.6). Com pot ser inferit de la Figura 4.14C,D, per un cabal de sang donat el valor del coeficient d'arrossegament C_d es reduirà a mesura que ens movem a la dreta en l'eix de les abscisses. Així doncs, l'administració de fàrmacs anticoagulants resultaria en un descens de la força total d'arrossegament exercida pel flux sanguini en el filtre (veure Equació 4.4). A tall d'exemple, assumint un valor fixat de cabal sanguini i suposant

que la viscositat de la sang s'hagi reduït un 20% per l'acció dels fàrmacs, llavors l'Equació 4.4 dóna un descens en el valor de F_d en el rang 12–15%, dependent del model de filtre en particular (veure Taula 4.6). Aquí es presenta doncs un mètode pioner per a estimar la reducció en la força exercida pel filtre de vena cava sobre la paret venosa quan el pacient segueix un tractament anticoagulant.

5.2.1 Efecte de la geometria de la vena sobre el WSS i les forces

Les forces d'arrossegament, el coeficient d'arrossegament i els seus paràmetres d'ajust es van calcular en un cas addicional amb una geometria simplificada; en concret, es va col·locar el filtre 2 dins d'un tub recte circular amb un diàmetre de 20mm. Com es pot veure a la Figura 5.1, els coeficients d'arrossegament predits amb la geometria de tub simplificada i els obtinguts amb el model de vena realista (ja mostrats a la Figura 4.14) són semblants. Es conclou que les diferències en els valors de les forces d'arrossegament i els seus coeficients d'ajust són molt més dependents de la forma i l'àrea de la superfície del filtre que no pas de la geometria de la vena.

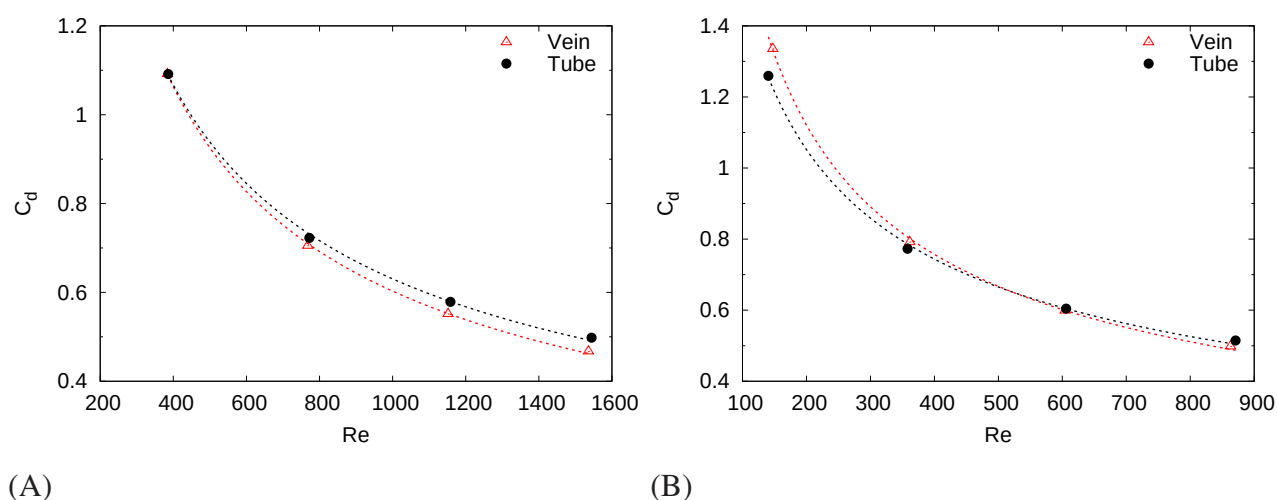


Figura 5.1: Coeficients d'arrossegament en funció del nombre de Reynolds per als càlculs amb el model de filtre 2 col·locat en un tub recte de 20 cm amb diàmetre intern de 20mm. Els resultats obtinguts amb els models de viscositat Newtonià i no Newtonià es mostren a les parts A i B respectivament. Els resultats corresponents C_d obtinguts amb el filtre 2 en la geometria de vena cava realista, ja representats a la Figura 4.14, es mostren també aquí com a referència. Les línies discontinúes denoten el millor ajust en la forma $C_d = a_d Re^{b_d}$. Els valors dels paràmetres d'ajust per al tub rodó són: $a_d = 33.250 \pm 2.179$, $b_d = -0.57406 \pm 0.01019$ (model de viscositat Newtonià) i $a_d = 14.892 \pm 0.899$, $b_d = -0.50017 \pm 0.01089$ (model de viscositat no Newtonià).

5.2.2 Càlculs preliminars amb incorporació de models de trombe

Alguns estudis previs [45, 11, 47] van investigar els efectes sobre el flux de sang d'una oclusió parcial de la vena cava inferior causada per un coàgul de sang atrapat pel filtre. Les mides d'aquests coàguls en aquests estudis es trobaven típicament en el rang 250–2000 mm³. Per la mida de coàgul més petita investigada (250 mm³) Singer et al[45] van concloure que la presència del coàgul feia augmentar els valors pic de WSS en la IVC al voltant del 40%. Aycock et al[47] va trobar que per un coàgul més gran, de 1060 mm³, el WSS mitjà a la paret IVC augmentava des de 2.22 Pa fins a 2.53 Pa. Així doncs, sembla que coàguls més petits de 250 mm³ no alterarien significativament el flux sanguini i produirien només un modest augment en els nivells de WSS en la paret venosa. En aquest context, seria pertinent preguntar-se quin seria l'efecte de coàguls de sang en la força d'arrossegament total, F_d , exercida sobre el filtre. Aquest és un dels objectius a estudiar en propers treballs. De moment s'han dut a terme càlculs addicionals amb els models de filtre 1 i 2. En el primer s'hi ha incorporat un coàgul amb forma de tronc de con de 1455 mm³, mentre que el cas del segon s'hi han incorporat dos coàguls petits, un d'inferior de forma cònica de 114.6 mm³ i un de superior de forma toroidal de 14.9 mm³ (veure la Figura 5.2. Tal i com es deia en la secció 3.3.4, la mida i la forma dels models de coàgul estan basats en estudis que inclouen dades de mida i morfologia de coàguls de pacients reals [40, 7] i models de coàguls fets de silicona [46, 10].

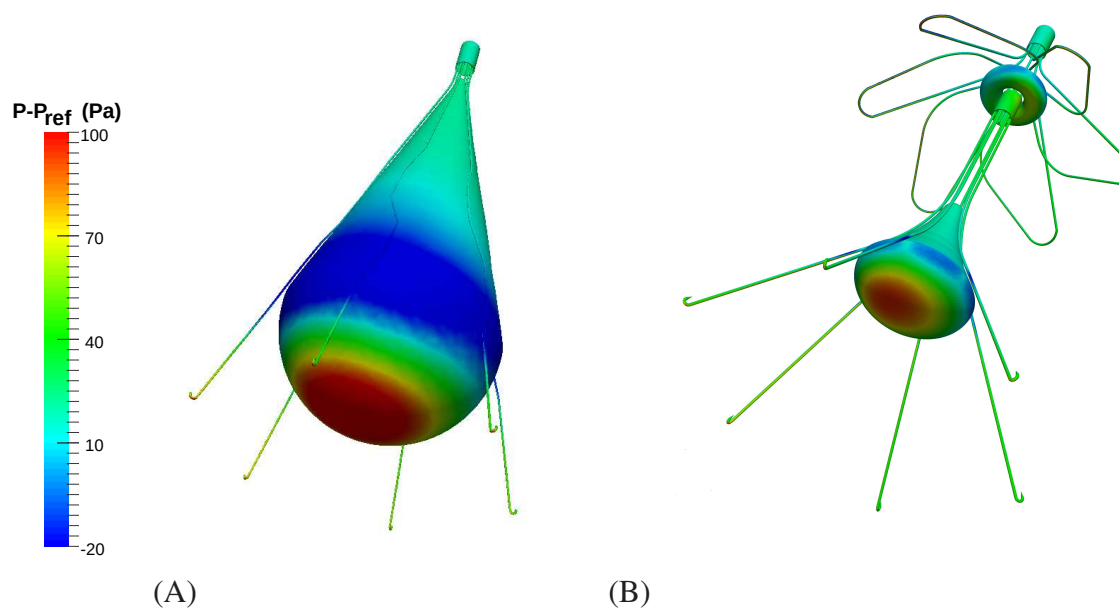
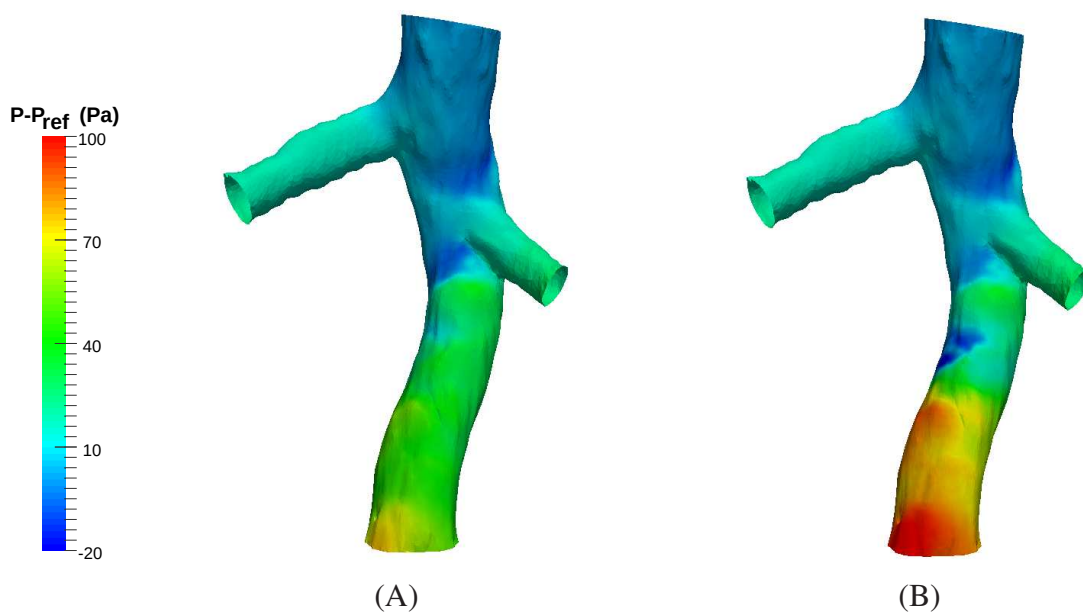


Figura 5.2: Vista de la distribució de les pressions relatives a filtre i models de coàguls per a càlculs amb el filtre 1 (A) i amb el filtre 2 (B), en condicions d'exercici i el model de viscositat no Newtoniana.

Efectes sobre trombe, filtre i paret de la vena

Com es mostra a la Figura 5.2, els càlculs sota condicions d'exercici revelen variacions de la pressió relativa en la superfície del coàgul amb valors que van des de valors inferiors a -20 Pa fins a valors superiors a 100 Pa; i que són més extrems amb el coàgul gran. Aquestes caigudes de pressió fan que al seu torn augmentin les magnituds de les forces que actuen sobre el combinat trombe-filtre. A tall d'exemple val a dir que en el cas del filtre 1 en condicions d'exercici, sense trombe hi ha una força total d'arrossegament de $F_d = 115.9$ dines (veure Taula 4.5), mentre que amb el trombe de la Figura 5.2 passa a valer $F_d = 921.2$ dines, gairebé 8 vegades més gran. Per al filtre 2 sol aquesta magnitud era de $F_d = 45.95$ dines en el cas de no exercici i $F_d = 272.90$ dines en el cas d'exercici (veure Taules 4.4 i 4.5); els valors corresponents quan ambdós coàguls estan inclosos són $F_d = 63.70$ i $F_d = 439.07$ dines respectivament; així, la força total d'arrossegament augmenta en un 39% i un 61% en el cas de no exercici i en el cas d'exercici, respectivament. Per tant, s'observa que coàguls petits com els considerats aquí pel cas del filtre 2 ja produeixen augments de més del 50% en la F_d , mentre que en el cas de coàguls grans com el del filtre 1, l'augment de F_d és de gairebé el 700%. Per tant es pot inferir que coàguls grans podrien potencialment produir efectes més dramàtics, com podrien ser que el filtre es deprengui o que la paret venosa es malmeti.

Aquest augment de la pressió del flux també té repercussió sobre la pressió a la paret de la vena. Per als mateixos dos casos esmentats, la distribució dels valors de pressió relativa es mostren a la Figura 5.3.



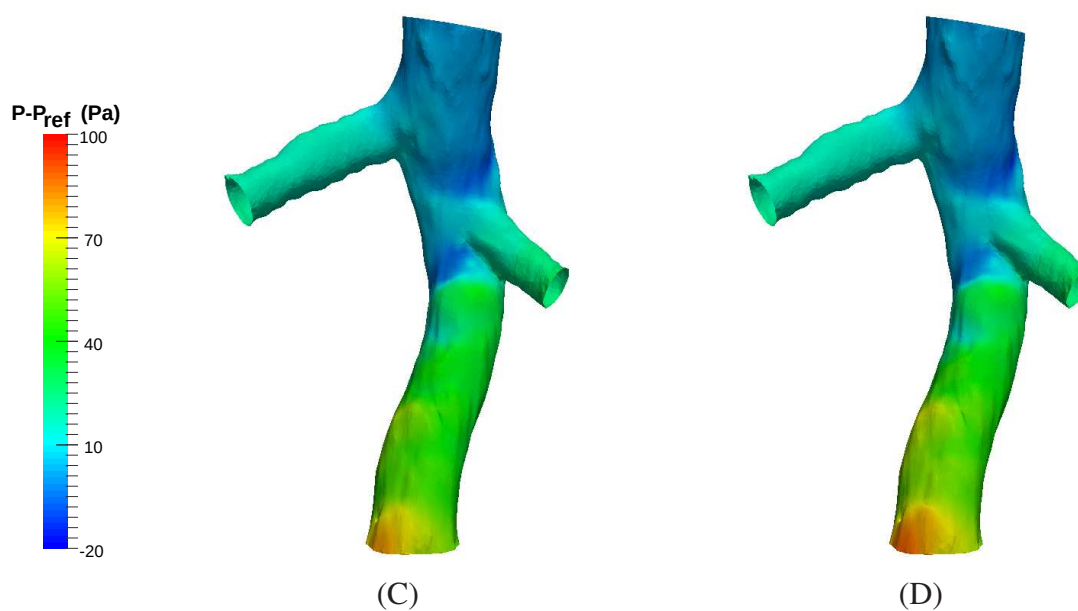


Figura 5.3: Valors locals de la pressió sobre la paret de la vena en els casos: (A) Filtre 1, (B) Filtre 1 amb coàgul gran, (C) Filtre 2, (D) Filtre 2 amb coàguls petits. Tots els càlculs corresponen a condicions d'exercici i s'han fet amb un model de viscositat no Newtonià.

Pel que fa a valors mitjans, a la Figura 5.4A,B s'hi mostren respectivament la caiguda de pressió circumferencial mitjana i els perfils de WSS a la paret venosa en el cas base sense filtre i tres casos amb el filtre 2. L'augment de la caiguda de pressió respecte del cas base sense filtre és del voltant del 20% quan només s'inclou el filtre, passa al voltant del 32% quan s'afegeix només el coàgul inferior i arriba al voltant del 34% quan hi ha tots dos coàguls inclosos. S'observen nivells similars d'augment pels valors de pic en els perfils de WSS de la Figura 5.4B. A més, la presència dels dos coàguls de sang produeix un petit descens en el WSS mitjà en tota la superfície de la vena, des de 1.364 Pa (veure Taula4.3) fins a 1.414 Pa. Tot i que s'ha trobat, en concordança amb estudis previs [45, 47], que la presència de petits coàguls indueix només a un petit augment en els nivells de WSS, una qüestió diferent és com queda afectada la força total d'arrossegament exercida pel flux de sang, la qual s'ha vist que canvia significativament amb la presència de coàguls.

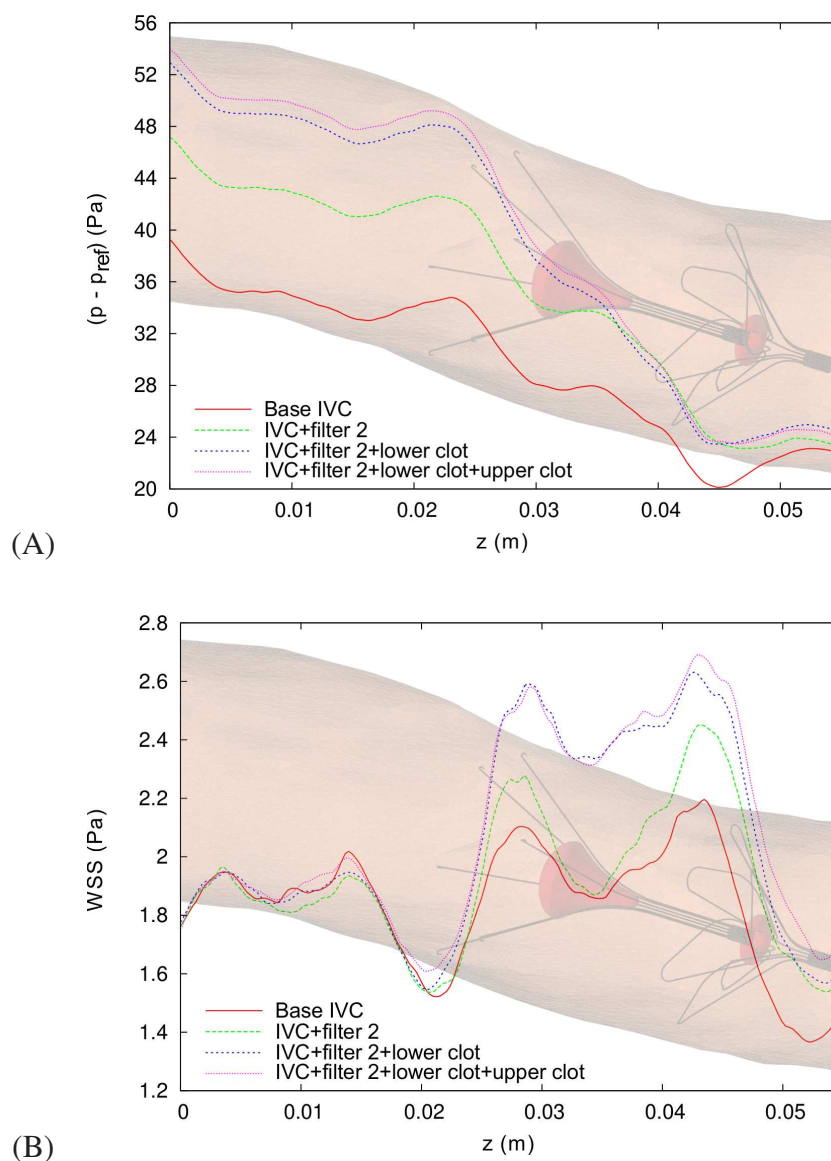


Figura 5.4: Perfils mitjans circumferencials a la superfície de la paret venosa, de caiguda de pressió (A) i WSS (B) en els casos de filtre 2 sense coàgul, filtre 2 amb un coàgul inferior (forma cònica) i filtre 2 amb coàguls tant superior com inferior (forma toroïdal) Tots aquests càlculs van ser duts a terme en condicions d'exercici i usant el model de viscositat no Newtonià. S'inclou el cas base sense filtre per motius de comparació.

5.2.3 Relació amb dades clíniques

A nivell qualitatiu, l'observació de forces d'arrossegament grans sembla ser consistent amb l'existència relativament freqüent de casos de fractures en les barnilles per als filtres 2 i 4 [39, 53] i amb l'índex (92%) molt alt de casos de perforació IVC (sense seqüeles clíniques) documentades pel filtre 2 real[39]. En resum, tot i que els filtres de vena cava són prescrits comunament quan un tractament anticoagulant és contraindicat, la seva seguretat i efectivitat estan encara en dubte. Les raons d'aquesta tal incertesa es troben en la gran varietat de models de filtre disponibles al mercat, en la diversa casuística dels pacients a qui se'ls insereixen filtres i en el baix percentatge de pacients pels quals es disposa de dades resultat de fer-los un seguiment mèdic a llarg termini. Llevat d'algunes notables excepcions (per exemple l'estudi PREPIC [8]), hi ha una escassetat d'estudis clínics prospectius a gran escala, cosa que limita la comprensió de possibles complicacions associades a l'ús de filtres de vena cava. En aquest sentit, val la pena esmentar els estudis PREPIC2 [9] i PRESERVE [54], els qual s'han endegat recentment per adreçar aquest problema. El resultats presents suggereixen que les simulacions CFD podrien ser una eina valuosa per complementar estudis clínics. En aquesta línia, en aquest treball s'ha investigat com quatre dissenys de filtres de vena cava diferents poden afectar diferentment el mateix pacient, i fins a quin a quin punt el disseny d'un filtre pot afectar al valor de les forces que proven d'arrossegar el filtre a través del corrent sanguini; aquests objectius evidentment no podrien ser assolits per mitjà d'experiments in vivo en humans.

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora

Capítol 6

Conclusions

6.1 Conclusions finals

Cada cop està adquirint més rellevància la qüestió dels models creats a partir de dades reals d'una persona concreta. Actualment el procés de recollida i informatització de les dades sobre la disposició i mesures dels òrgans d'un pacient comporta encara una certa component de feina manual a l'hora de fer alguns ajustos; així és com s'ha fet en aquest treball. De totes maneres, les metodologies d'estudi desenvolupades per aquest cas podran ser aplicades de forma protocol·lària quan la construcció individualitzada de models geomètrics dels òrgans interns d'un pacient estigui més automatitzada com a resultat de millores en les tècniques d'obtenció d'imatges mèdiques i com pel perfeccionament dels algorismes que les tracten.

Els resultats que s'han obtingut en el present treball tindrien per la persona concreta una fiabilitat màxima, però el motiu d'optar per aquest tipus de dades és que el fet de partir de models basats en dades realistes permeten obtenir resultats més acurats, i per tant extreure conclusions més fiables, que no són pas les extreures a partir de resultats obtinguts amb models fets amb geometries simples o aproximades. De fet, s'ha pogut constatar un grau important de variabilitat en les distribucions locals per totes les magnituds obtingudes com a resultat de les simulacions fetes en aquest treball; sense cap dubte aquest fet és el resultat de l'existència d'una complexitat local en les geometries dels models utilitzats, i només així es poden detectar l'existència de fenòmens com ara zones de la paret venosa amb valors d'esforç de cisallament baix o fluxos secundaris. Aquesta variabilitat minva quan es consideren magnituds més generals com ara les obtingudes a partir de mitjanes de secció o globals, per les quals sí que serien vàlids models geomètrics més simples. Els resultats obtinguts, fins i tot els de tipus més local, són certament molt més extrapolables a casos semblants en d'altres pacients, en els quals hom pensa que si bé variaran evidentment les distribucions locals de cada magnitud, no ho faran les característiques d'aquestes distribucions; per posar un exemple, si

fent servir un model detallat de geometria de vena es constata per un pacient l'existència de zones amb uns nivells de velocitat de flux sanguini baixos (més baixos que no els previstos pels models geomètrics simplificats), hom pot pensar que un altre pacient també tindrà zones així.

Una altra qüestió en la que s'aconsegueixen resultats de més qualitat fent servir un un model més acurat, per bé que més complex, és en la descripció de la sang com a fluid. En aquest sentit hi ha dues alternatives quant a la viscositat que són el model Newtonià de viscositat constant i algun altre de no Newtonià en el qual la viscositat passa a ser una altra variable. En el model Newtonià s'assigna a la viscositat un valor constant igual al límit quan el flux creix indefinidament, mentre que en el model no Newtonià utilitzat, els valors de viscositat variables són sempre inferiors al Newtonià; això provoca que les simulacions fetes amb model no Newtonià de viscositat tendeixen a predir valors d'esforç de cisallament sobre la paret (concepte habitualment designat amb les seves sigles en anglès, WSS, per "wall shear stress") significativament superiors als dels models Newtonians, especialment a cabals baixos. Aquest aspecte s'ha fet palès en el treball present, i es ratifica doncs que les prediccions presumiblement més acurades obtingudes fent servir el model no Newtonià de viscositat són significativament diferents (sobre tot a cabals baixos) de les obtingudes amb el model Newtonià; uns resultats coincidents amb recents estudis [47], on es conclou que el model no Newtonià és preferible entenent que amb un increment marginal de l'esforç de càlcul s'obtenen resultats més acurats en qüestions com el WSS i els fluxos secundaris, en les quals també hi intervé de forma rellevant, com ja s'ha apuntat, la morfologia de la vena.

6.2 Treball futur

Les metodologies presentades aquí tenen un extens camp d'aplicació en estudis sobre tota mena de qüestions modelables com a problemes biomecànics.

La primera qüestió i més immediata, de la que ja es disposa de resultats preliminars parcialment recollits aquí, és completar l'estudi sobre els efectes de la implantació de filtres de vena cava afegint-hi els trombes. Després que en els estudis més recents s'hagi optat per fer ús de geometries reals, després que el treball presentat aquí sigui la comparativa més completa i amb un nombre de tipologies de filtre més àmplia, havent desenvolupat la metodologia exposada aquí per crear per primera vegada models de trombe de formes diverses i amb un nivell de realisme inèdit, el pas següent és estudiar els efectes hemodinàmics de diversos tipus de trombe de mides també diverses, posant un èmfasi particular en dues qüestions, poc o gens abordades en la literatura, com són les forces d'arrossegament del combinat filtre-trombe i l'augment dels valors de pressió sobre la paret de la vena, els quals podrien ser responsables d'un fenomen observat en pacients amb trombes retinguts a filtres: la hiperplàsia de la vena cava.

Altres qüestions tenen a veure amb les distribucions de forces i deformacions de models combinats de sòlids diversos, en la línia de les metodologies utilitzades per estudiar l'entorn de la vena poplítica. En aquest sentit hi ha prevista la participació en estudis, actualment en fase preliminar dins del grup de recerca, relacionats amb: la modelització de diverses maneres de dur a terme reanimacions cardíaques, les deformacions de la pròstata i la identificació de punts on és més possible que s'hi produeixin hèrnies.

Més potència de càlcul, millora de les metodologies i algorismes, millors descripcions mecàniques dels elements que conformen un organisme humà; tot ajuda a poder abordar qüestions cada cop més diverses sobre la màquina que és el cos humà fent ús de simulacions cada cop més completes i fiables i qui sap si en un futur no gaire llunyà més i més adaptades a l'individu concret que necessita respostes sobre la seva salut.

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora

Bibliografia

- [1] A. T. Cohen, G. Agnelli, F. A. Anderson, J. I. Arcelus, D. Bergqvist, J. G. Brecht, I. A. Greer, J. A. Heit, J. L. Hutchinson, A. K. Kakkar, D. Mottier, E. Oger, M.-M. Samama, M. Spannagl, for the VTE Impact Assessment Group in Europe (VITAE), Vte impact assessment group in europe (vitae). venous thromboembolism (vte) in europe: the number of vte events and associated morbidity and mortality, *Thromb Haemost* 98 (2007) 756–764. doi:10.1160/TH07-03-0212.
- [2] S. R. Kahn, I. Shrier, C. Kearon, Physical activity in patients with deep venous thrombosis: A systematic review, *Thrombosis Research* 122 (6) (2008) 763 – 773. doi:10.1016/j.thromres.2007.10.011.
- [3] C. Kearon, E. A. Akl, A. J. Comerota, P. Prandoni, H. Bounameaux, S. Z. Goldhaber, M. E. Nelson, P. S. Wells, M. K. Gould, F. Dentali, M. Crowther, S. R. Kahn, Antithrombotic therapy for VTE disease: Antithrombotic therapy and prevention of thrombosis, 9th ed: American college of chest physicians evidence-based clinical practice guidelines, *CHEST* 141 (2) (2012) e419S–e494S. doi:10.1378/chest.11-2301.
- [4] E. DeYoung, J. Minocha, Inferior vena cava filters: Guidelines, best practice, and expanding indications, *Semin Intervent Radiol* 33 (2016) 65–70. doi:10.1055/s-0036-1581088.
- [5] T. P. Baglin, J. Brush, M. Streiff, Guidelines on use of vena cava filters, *British Journal of Haematology* 134 (2006) 590–595. doi:10.1111/j.1365-2141.2006.06226.x.
- [6] A. Rajasekhar, M. B. Streiff, Vena cava filters for management of venous thromboembolism: A clinical review, *Blood Reviews* 7 (2013) 225–241. doi:10.1016/j.blre.2013.07.001.
- [7] T. K. B. Teo, J. F. Angle, J. I. Shipp, M. K. Bluett, C. A. Gilliland, U. C. Turba, A. H. Matsumoto, Incidence and management of inferior vena cava filter thrombus detected at time of filter retrieval, *J Vasc Interv Radiol* 22 (2011) 1514–1520. doi:10.1016/j.jvir.2011.08.006.
- [8] The PREPIC Study Group, Eight-year follow-up of patients with permanent vena cava filters in the prevention of pulmonary embolism. the PREPIC (prévention du risque d'embo-

- lie pulmonaire par interruption cave) randomized study, *Circulation* 112 (2005) 416–422. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.104.512834.
- [9] P. Mismetti, S. Laporte, O. Pellerin, P.-V. Ennezat, F. Couturaud, A. Elias, N. Falvo, N. Meneveau, I. Quere, P.-M. Roy, O. Sanchez, J. Schmidt, C. Seinturier, M.-A. Sevestre, J.-P. Beregi, B. Tardy, P. Lacroix, E. Presles, A. Leizorovicz, H. Decousus, F.-G. Barral, G. Meyer, for the PREPIC2 Study Group, Effect of a Retrieable Inferior Vena Cava Filter Plus Anticoagulation vs Anticoagulation Alone on Risk of Recurrent Pulmonary Embolism. A Randomized Clinical Trial, *JAMA* 313 (16) (2015) 1627–1635. doi:10.1001/jama.2015.3780.
- [10] S. F. C. Stewart, R. A. Robinson, R. A. Nelson, R. A. Malinauskas, Effects of thrombosed vena cava filters on blood flow: Flow visualization and numerical modeling, *Ann Biomed Eng* 36 (11) (2008) 1764–1781. doi:10.1007/s10439-008-9560-6.
- [11] K. I. Aycock, R. L. Campbell, K. B. Manning, S. P. Sastry, S. M. Shontz, F. C. Lynch, B. A. Craven, A computational method for predicting inferior vena cava filter performance on a patient-specific basis, *J Biomech Eng-T ASME* 136 (8). doi:10.1115/1.4027612.
- [12] R. B. Bird, R. C. Armstrong, O. Hassager, *Dynamics of Polimeric Liquids*, 2nd Edition, John Wiley & Sons, New York, 1987.
- [13] L. F. Brass, S. L. Diamond, Transport physics and biorheology in the setting of hemostasis and thrombosis, *J Thromb Haemost* 14 (2016) 906–917.
- [14] M. H. Kroll, J. D. Hellums, L. V. McIntire, A. I. Schafer, J. L. Moake, Platelets and shear stress, *Blood* 88 (5) (1996) 1525–1541.
- [15] M. S. Goel, S. L. Diamond, Adhesion of normal erythrocytes at depressed venous shear rates to activated neutrophils, activated platelets, and fibrin polymerized from plasma, *Blood* 100 (10) (2002) 3797–3803. doi:10.1182/blood-2002-03-0712.
- [16] P. Yushkevich, G. Gerig, itk-SNAP, <http://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php>, <http://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php>. Accessed 20-Dec-2016 (2016).
- [17] 3DSlicer, A multi-platform, free and open source software package for visualization and medical image computing, <https://www.slicer.org/>. Accessed 10-Nov-2017 (2017).
- [18] code aster, Salome–Meca. code aster. Structures and Thermomechanics Analysis for Studies and Research, <http://www.code-aster.org/spip.php?article303>. Accessed 10-Nov-2017 (2017).

-
- [19] CGAL, The Computational Geometry Algorithms Library, <http://www.cgal.org>. Accessed 07-May-2018 (2017).
 - [20] The OpenFOAM Foundation, OpenFOAM, <http://openfoam.org/>. Accessed 10-Nov-2017 (2017).
 - [21] S. P. Downie, S. M. Raynor, D. N. Firmin, N. B. Wood, S. A. Thom, A. D. Hughes, K. H. Parker, J. H. N. Wolfe, X. Y. Xu, Effects of elastic compression stockings on wall shear stress in deep and superficial veins of the calf, *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 294 (2008) H2112–H2120. doi:10.1152/ajpheart.01302.2007.
 - [22] G. Fortuny, J. Herrero, D. Puigjaner, C. Olivé, F. Marimon, J. Garcia-Bennet, D. Rodríguez, Effect of anticoagulant treatment in deep vein thrombosis: a patient-specific computational fluid dynamics study, *J Biomech* 48 (2015) 2047–2053. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.03.026.
 - [23] J. A. Weiss, B. N. Maker, S. Govindjee, Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity, *Computer Methods in Applied Mechanics Engineering* 135 (1996) 107–128.
 - [24] S. S. Blemker, P. M. Pinsky, S. L. Delp, A 3d model of muscle reveals the causes of nonuniform strains in the biceps brachii, *J Biomech* 38 (2005) 657–665.
 - [25] J. C. Simo, R. L. Taylor, Quasi-incompressible finite elasticity in principal stretches: continuum basis and numerical examples, *Computer Methods in Applied Mechanics Engineering* 51 (1991) 273–310.
 - [26] T. Toumanidou, J. Noailly, D. Puigjaner, G. Fortuny, A continuum model for the whole muscle, *J Biomech* 45 (S1) (2012) S484, 18th Congress of the European Society of Biomechanics. Topic 34. Muscle biomechanics.
 - [27] G. A. Holzapfel, *Nonlinear Solid Mechanics. A Continuum Approach for Engineering*, John Wiley & Sons, Chichester, 2000.
 - [28] K. Comley, N. A. Fleck, A micromechanical model for the Young's modulus of adipose tissue, *Int J Solids Struct* 47 (2010) 2982–2990.
 - [29] E. Chen, J. Novakofski, W. Jenkins, J. O'Brien, W.D., Young's modulus measurements of soft tissues with application to elasticity imaging, *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, IEEE Transactions on 43 (1) (1996) 191–194. doi:10.1109/58.484478.

- [30] code aster, code aster. Structures and Thermomechanics Analysis for Studies and Research, <http://www.code-aster.org/spip.php?article272>. Accessed 20-Dec-2016 (2017).
- [31] Boston Scientific, GreenfieldTM vena cava filters, <http://www.bostonscientific.com/en-US/products/embolic-protection/greenfield-vena-cava-filter.html>. Accessed 10-Nov-2017 (2017).
- [32] Bard PV, SIMON NITINOL[®] Vena Cava Filter, <http://www.bardpv.com/portfolio/simonnitrol/>. Accessed 10-Nov-2017 (2017).
- [33] B. Braun Interventional Systems, VenaTech[®] Convertible TM Vena Cava Filter System, <http://www.bisusa.org/products/vena-cava-filters/venatech-convertible-vena-cava-filter-system>. Accessed 10-Nov-2017 (2017).
- [34] Cordis, OPTEASE[®] Retrieable Vena Cava Filter, https://www.cordis.com/en_us/endovascular/intervene/vena-cava-filters/optease-retrievable-vena-cava-filter.html. Accessed 10-Nov-2017 (2017).
- [35] M. C. Proctor, K. J. Cho, L. J. Greenfield, In vivo evaluation of vena caval filters: Can function be linked to design characteristics?, *Cardiovasc Intervent Radiol* 23 (2000) 460–465. doi:10.1007/s002700010105.
- [36] Blender Foundation, Blender. Open Source 3D creation, <https://www.blender.org/>. Accessed 10-Nov-2017 (2017).
- [37] M. M. Kiguchi, E. D. Dillavou, Inferior vena cava filters, in: V. Gahtan, M. J. Costanza (Eds.), *Essentials of Vascular Surgery for the General Surgeon*, Springer-Verlag, New York, 2015, Ch. 10, pp. 183–198. doi:10.1007/978-1-4939-1326-8_13.
- [38] M. Alkhouli, M. Morad, C. R. Narins, F. Raza, R. Bashir, Inferior vena cava thrombosis, *JACC: Cardiovascular Interventions* 9 (7) (2016) 630–643. doi:10.1016/j.jcin.2015.12.268.
- [39] P. A. Poletti, C. D. Becker, L. Prina, P. Ruijs, H. Bounameaux, D. Didier, P. A. Schneider, F. Terrier, Long-term results of the Simon nitinol inferior vena cava filter, *Eur. Radiol.* 8 (1998) 289–294.
- [40] C. Nutting, D. Coldwell, Use of a TrapEase device as a temporary caval filter, *J Vasc Interv Radiol* 12 (2001) 991–993.
- [41] T. G. Van Ha, Complications of inferior vena caval filters, *Semin Intervent Radiol* 23 (2006) 150–155. doi:10.1055/s-2006-941445.

- [42] J. H. Ferziger, M. Perić, Computational Methods for Fluid Dynamics, 3rd Edition, Springer–Verlag, Berlin, 2002.
- [43] C. Geuzaine, J.-F. Remacle, Gmsh. A three–dimensional finite element mesh generator with built–in pre– and post–processing facilities, <http://gmsh.info/>. Accessed 10-Nov-2017 (2017).
- [44] T. C. McCowan, E. J. Ferris, D. K. Carver, Inferior vena caval filter thrombi: Evaluation with intravascular US, *Radiology* 177 (1990) 783–788.
- [45] M. A. Singer, W. D. Henshaw, S. L. Wang, Computational modeling of blood flow in the TrapEase inferior vena cava filter, *J. Vasc. Interv. Radiol.* 20 (6) (2009) 799–805.
- [46] S. L. Wang, H. A. Timmermans, J. A. Kaufman, Estimation of trapped thrombus volumes in retrievable inferior vena cava filters: A visual scale, *J Vasc Interv Radiol* 18 (2007) 273–276. doi:10.1016/j.jvir.2006.12.732.
- [47] K. I. Aycock, R. L. Campbell, F. C. Lynch, K. B. Manning, B. A. Craven, The importance of hemorheology and patient anatomy on the hemodynamics in the inferior vena cava, *Ann Biomed Eng* 44 (12) (2016) 3568–3582. doi:10.1007/s10439-016-1663-x.
- [48] M. Burns, Automated fabrication: improving productivity in manufacturing, PTR Prentice–Hall, Inc., Upper Saddle River, NJ, USA, 1993.
- [49] Z. Ren, S. L. Wang, M. A. Singer, Modeling hemodynamics in an unoccluded and partially occluded inferior vena cava under rest and exercise conditions, *Med. Biol. Eng. Comput.* 50 (2012) 277–287. doi:10.1007/s11517-012-0867-y.
- [50] A. F. Huxley, Muscular contraction, *J Physiol-London* 243 (1) (1974) 1–43.
- [51] P. Neglén, S. Raju, Differences in pressures of the popliteal, long saphenous, and dorsal foot veins, *J Vasc Surg* 32 (5) (2000) 894–901. doi:10.1067/mva.2000.110351.
- [52] C. P. Cheng, R. J. Herfkens, C. A. Taylor, Inferior vena caval hemodynamics quantified in vivo at rest and during cycling exercise using magnetic resonance imaging, *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 284 (2003) H1161–H1167. doi:10.1152/ajpheart.00641.2002.
- [53] S. L. Wang, A. Siddiqui, E. Rosenthal, Long–term complications of inferior vena cava filters, *J Vasc Surg–Venous L* 5 (1) (2017) 33–41. doi:10.1016/j.jvsv.2016.07.002.

- [54] The IVC Filter Study Group Foundation, Predicting the Safety and Effectiveness of Inferior Vena Cava Filters (PRESERVE), <http://www.preservetrial.com>. Accessed 10-Nov-2017 (2017).

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

TROMBOSI VENOSA PROFUNDA: ESTUDI DELS EFECTES DEL CAMINAR I DE LA IMPLANTACIÓ DE FILTRES DE VENA CAVA
AMB SIMULACIONS BIOMECÀNIQUES

Josep Maria López Besora



UNIVERSITAT
ROVIRA I VIRGILI