

CURGEREA ÎN TUBURI ELICOIDALE. APLICAȚII MEDICALE ÎN INTERVENȚIILE CHIRURGICALE DE TIP BYPASS CORONARIAN

Teză destinată obținerii
titlului științific de doctor inginer
la
Universitatea Politehnica Timișoara
în domeniul INGINERIE MECANICĂ
de către

ing. Alin-Florin Totorean

Conducător științific:	prof.univ.dr.ing. Romeo Susan-Resiga
Referenți științifici:	prof.univ.dr.med. Dragoș Vinereanu C.S. I dr.ing. Șandor Bernad prof.univ.dr.ing. Erwin Lovasz

Ziua susținerii tezei: 18.04.2016

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|---|--|
| 1. Automatică | 9. Inginerie Mecanică |
| 2. Chimie | 10. Știința Calculatoarelor |
| 3. Energetică | 11. Știința și Ingineria Materialelor |
| 4. Ingineria Chimică | 12. Ingineria sistemelor |
| 5. Inginerie Civilă | 13. Inginerie energetică |
| 6. Inginerie Electrică | 14. Calculatoare și tehnologia informației |
| 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații | 15. Ingineria materialelor |
| 8. Inginerie Industrială | 16. Inginerie și Management |

Universitatea Politehnica Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul Școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2016

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității Politehnica Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,
Tel./fax 0256 403823
e-mail: editura@edipol.upt.ro

Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Departamentului de Mașini Mecanice, Utilaje și Transporturi al Universității Politehnica Timișoara.

Doresc să adresez sincere mulțumiri și recunoștință profundă conducătorului de doctorat, Domnului prof.dr.ing. Romeo SUSAN-RESIGA pentru încrederea și sprijinul continuu acordat pe întreaga durată a stagiului doctoral, și nu numai. Mulțumesc pentru șansa de a putea fi integrat pe perioada studiilor doctorale în cadrul unui colectiv de performanță, multidisciplinar, în cadrul Centrului de Cercetare pentru Ingineria Sistemelor cu Fluide Complexe (CCISFC). Țin să transmit sincere mulțumiri și recunoștință Domnului C.S. I dr.ing. Șandor BERNAD pentru încrederea pe care a avut-o în mine, călăuzindu-mi cu răbdare și generozitate pașii în domeniul cercetării în hemodinamică încă din anul III al ciclului de licență.

Adresez mulțumiri comisiei de îndrumare formată din prof.dr.ing. Liviu Eugen ANTON, prof.dr.ing. Dorin LELEA și C.S. I dr.ing. Sebastian MUNTEAN, ale căror sprijin și observații au fost foarte utile pentru finalizarea cu succes a stagiului și prezentei teze de doctorat.

Mulțumesc colectivului Laboratorului de Lichide Magnetice condus de Domnul C.S. I dr.fiz. Ladislau VEKAS, membru corespondent al Academiei Române, pentru sprijinul acordat în analizele experimentale. Adresez mulțumiri și Domnului tehn. George GIULA pentru întreg sprijinul oferit la realizarea standului experimental și în logistica laboratorului.

Teza de doctorat a fost realizată cu sprijin parțial din grantul strategic POSDRU/159/1.5/S/137070 (2014) al Ministerului Educației Naționale, România, cofinanțat din Fondul Social European "Investește în oameni" în cadrul Programului Operațional Sectorial Dezvoltarea Resurselor Umane 2007-2013. Țin să amintesc și sprijinul oferit de Universitatea Politehnica Timișoara, care, prin intermediul granturilor suport acordate doctoranzilor, mi-a oferit șansa să particip la manifestări științifice internaționale de specialitate de prestigiu.

Mulțumesc colegilor și prietenilor din cadrul CCISFC și în special as.dr.ing. Alin BOSIOC, C.S. III dr.ing. Constantin TANASE și dr.ing. Tiberiu CIOCAN pentru sfaturile prețioase și sprijinul acordat pe întreaga durată a stagiului doctoral.

Nu în ultimul rând, gândurile mele se îndreaptă către familie, care mi-a fost alături tot timpul, m-a înțeles, m-a sprijinit și mi-a dat sfaturile atât de necesare pentru a putea ajunge cu succes la nivelul profesional actual, ocazie cu care doresc să transmit profunde recunoștințe și sincere mulțumiri părinților mei.

Timișoara, Aprilie 2016

Alin-Florin TOTOREAN

Familiei mele.

Teza de doctorat a fost realizată cu sprijin parțial din grantul strategic POSDRU/159/1.5/S/137070 (2014) al Ministerului Educației Naționale, România, cofinanțat din Fondul Social European "Investește în oameni" în cadrul Programului Operațional Sectorial Dezvoltarea Resurselor Umane 2007-2013.

Totorean, Alin-Florin

Curgerea în tuburi elicoidale. Aplicații medicale în intervențiile chirurgicale de tip bypass coronarian

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 171, Editura Politehnica, 2016, 164 pagini, 91 figuri, 8 tabele.

Cuvinte cheie:

hemodinamică, ateroscleroză, bypass drept, bypass elicoidal, hiperplazie intimală, restenoză, tensiune de frecare la perete, cădere de presiune.

Rezumat,

Teza de doctorat prezintă analiza unei soluții ingineresti la problema complicațiilor intervențiilor chirurgicale de tip bypass coronarian. În prima parte este analizată curgerea prin diferite configurații de bypass drept. Parametrii hemodinamici considerați sunt tensiunea de frecare la perete și căderea de presiune. Literatura de specialitate a arătat că în zonele cu valori ale tensiunii de frecare la perete mai mici de 0,4 Pa este favorizată dezvoltarea aterosclerozei. Cea mai nefavorabilă configurație de bypass drept analizată din punct de vedere a tensiunii de frecare la perete s-a dovedit a fi cea cu unghi de 60° .

S-a dorit îmbunătățirea acestui parametru prin utilizarea unei grefe cu structură elicoidală. Prin analiza numerică a configurației cu cea mai nefavorabilă valoare a unghiului de anastomoză de 60° și cu cel mai eficient tub elicoidal din punct de vedere al helicitații, s-a observat îmbunătățirea parametrului hemodinamic tensiune de frecare la perete. Căderea de presiune a crescut comparativ cu varianta de grefă dreaptă, însă această cădere de presiune este semnificativ mai redusă decât în cazul unei stenoze severe inițiale. Eficiența bypass-urilor elicoidale a fost analizată și din punct de vedere al capacității de spălare induse de condițiile hidrodinamice create de elicoidă. În acest scop s-au utilizat particule feromagnetice și un magnet permanent. S-a observat că în cazul bypass-ului drept s-au acumulat mai multe particule decât în cazul celui elicoidal.

Rezultatele obținute susțin ideea că utilizarea unei grefe elicoidale îmbunătățește câmpul hemodinamic asociat zonei de anastomoză.

CUPRINS

Prefață.....	8
Nomenclator.....	11
Capitolul 1 Introducere.....	18
1.1. Noțiuni de anatomie și fiziologie cardiovasculară coronariană.....	20
1.1.1. Noțiuni de anatomie cardiovasculară coronariană.....	20
1.1.2. Noțiuni de fiziologie cardiovasculară coronariană.....	22
1.2. Noțiuni de patologie cardiovasculară coronariană.....	24
1.2.1. Inițierea și dezvoltarea aterosclerozei.....	25
1.2.2. Corelații în dezvoltarea plăcii aterosclerotice.....	27
1.3. Metode de investigație hemodinamică a sistemului cardiovascular.....	28
1.4. Tratamentul stenozelor vasculare.....	30
1.4.1. Tipuri de tratamente ale stenozelor vasculare.....	30
1.4.2. Intervenția chirurgicală de tip bypass.....	30
1.5. Complicații postoperatorii.....	32
1.6. Tipuri de grefe pentru bypass. Istorie și caracteristici.....	34
1.7. Tendințe actuale în terapia chirurgicală cardiovasculară de tip bypass.....	36
1.8. Scopul și obiectivele tezei.....	38
1.9. Structura tezei.....	38
1.10. Concluzii.....	39
Capitolul 2 Hemodinamica vaselor de sânge stenozate.....	41
2.1. Proprietăți fizice ale sângelui.....	41
2.1.1. Elemente de hematologie.....	41
2.1.2. Vâscozitatea.....	42
2.1.3. Densitatea.....	43
2.2. Hemodinamică teoretică. Ecuații care guvernează curgerea.....	44
2.3. Hemodinamica vaselor de sânge stenozate.....	48
2.3.1. Severitatea stenozelor.....	49
2.3.2. Geometria vaselor stenozate.....	50
2.3.3. Condiții la limită.....	51
2.3.4. Câmpul de viteză.....	52
2.3.5. Tensiunea de frecare la perete.....	53
2.3.6. Căderea de presiune.....	55
2.4. Concluzii.....	56
Capitolul 3 Hemodinamica bypass-ului drept.....	58
3.1. Analiza bypass-ului drept.....	58
3.1.1. Descrierea bypass-urilor drepte.....	58
3.1.2. Studiul bypass-urilor drepte cu unghi de anastomoză de 45°	59
3.1.2.1. Analiza numerică a curgerii prin bypass drept de 45° la $Re=85$	59
3.1.2.2. Analiza experimentală a curgerii prin bypass drept	

de 45° la Re=85.....	64
3.1.2.2.1. Descrierea standului experimental.....	64
3.1.2.2.2. Analiza experimentală	66
3.1.3. Analiza curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° și 60° la Re=298.....	67
3.1.3.1. Analiza numerică a curgerii asociată valorii Re=298.....	67
3.1.3.2. Analiza experimentală a curgerii asociată valorii Re=298.....	70
3.2. Influența unghiului de anastomoză și a poziției de sutură asupra câmpului hemodinamic.....	72
3.2.1. Descrierea geometriei.....	73
3.2.2. Condiții la limită.....	74
3.2.3. Tensiunea de frecare la perete.....	74
3.2.4. Căderea de presiune.....	78
3.3. Influența gradului de stenozare asupra câmpului hemodinamic. 3.3.1. Descrierea geometriei.....	79
3.3.2. Condiții la limită.....	80
3.3.3. Tensiunea de frecare la perete.....	80
3.3.4. Căderea de presiune.....	82
3.4. Concluzii.....	83
Capitolul 4. Hidrodinamica tuburilor elicoidale.....	85
A. Modelarea matematică și computațională a unui tub elicoidal.....	85
4.1. Modelul matematic al curbelor de tip elicoidal în \mathbf{R}^3	85
4.1.1. Generalități privind curbele în \mathbf{R}^3	85
4.1.2. Invarianti euclideni locali. Triedrul lui Frenet.....	87
4.1.3. Modelul matematic al unei curbe de tip elicoidal în spațiul \mathbf{R}^3	90
4.1.4. Calculul curburii și torsiunii.....	94
4.2. Aplicația software HeliX de generare a elicoidei.....	95
B. Curgerea în tuburi elicoidale.....	100
4.3. Domeniul de curgere – condiții inițiale.....	100
4.3.1. Generarea geometriei.....	100
4.3.2. Condiții pe frontieră.....	102
4.3.3. Soluționare numerică. Ecuații care guvernează curgerea... diferite.....	103
4.4. Analiza numerică a curgerii prin tuburi elicoidale de configurații diferite.....	104
4.4.1. Influența excentricității asupra câmpului hidrodinamic asociat curgerii prin tuburi elicoidale.....	104
4.4.2. Influența numărului de spire și a vitezei de intrare asupra câmpului hidrodinamic asociat curgerii prin tuburi elicoidale.	108
4.5. Concluzii.....	110
Capitolul 5. Hemodinamica bypass-ului elicoidal.....	112
5.1. Analiza numerică a bypass-ului elicoidal.....	113
5.1.1. Geometria bypass-ului elicoidal.....	113
5.1.2. Condiții la limită.....	114
5.1.3. Câmpul hemodinamic.....	114
5.1.4. Tensiunea de frecare la perete.....	117
5.1.5. Presiunea.....	119
5.2. Vizualizarea curgerii prin bypass elicoidal.....	120
5.2.1. Descrierea modelelor geometrice.....	120

5.2.2. Condiții experimentale.....	122
5.2.3. Vizualizarea curgerii.....	122
5.2.4. Căderea de presiune.....	125
5.3. Eficiența bypass-ului elicoidal.....	125
5.3.1. Condiții experimentale.....	126
5.3.2. Analiza preliminară a capacității de spălare induse de modelul elicoidal.....	128
5.3.3. Acumularea de particule în bypass drept.....	129
5.3.4. Acumularea de particule în bypass elicoidal.....	131
5.4. Concluzii.....	134
Capitolul 6. Concluzii și contribuții personale.....	135
6.1. Contribuții personale.....	137
6.2. Perspective de cercetare pe termen scurt și mediu.....	138
Bibliografie.....	139
Anexa.....	146
Lista de lucrări publicate.....	153
Curriculum vitae.....	155

PREFAȚĂ

Problematica ce stă la baza prezentei teze de doctorat își are originea în științele medicale, mai precis în patologiile cardiovasculare. Statistic, aceste afecțiuni au o incidență semnificativ mai mare decât alte boli precum traumatismele, problemele de natură toxicologică, cancerul sau bolile respiratorii. Teza se focalizează pe probleme asociate aterosclerozei, care conduce la obturarea vaselor sanguine cu consecințe severe asupra organelor a căror irigare devine deficitară. În cazul stenozelor cu grad ridicat de obturare intervenția chirurgicală de bypass este practic singura opțiune viabilă, înlocuindu-se porțiunea de vas de sânge stenozată cu un segment (natural sau artificial) care restaurează fluxul sanguin original. Deși problema acută este inițial soluționată, intervențiile de bypass sunt afectate de complicații post-operatorii, majoritatea având cauze hemodinamice. Astfel, prin apariția unor zone de stagnare/recirculare în aval de joncțiunea grefei cu artera gazdă se favorizează re-stenozarea și prin urmare practic o treime din pacienții tratați cu bypass necesită o nouă intervenție chirurgicală de revascularizare.

Teza își propune să elucideze aspectele hemodinamice ale bypass-ului coronarian, în special cauzele hidrodinamice ale restenozării, dar și să investigheze metode inovative de atenuare sau diminuare a riscului recidivei stenozelor. Prin rezultatele originale prezentate în teză, doctorandul oferă informații valoroase chirurgilor cardiovasculari pentru proiectarea și realizarea semnificativ îmbunătățită a intervențiilor de bypass, crescând semnificativ calitatea vieții pacienților care suferă asemenea intervenții cardiovasculare. Soluția identificată și investigată de doctorand corespunde utilizării unor bypass-uri elicoidale, la care mișcarea secundară de rotație suprapusă peste curgerea debitantă asigură o îndepărtare continuă și eficientă a depunerilor pe pereții vaselor de sânge, evitând apariția și dezvoltarea restenozării.

Subiectul tezei, precum și rezultatele originale obținute, sunt extrem de actuale și utile pentru chirurgia cardio-vasculară și au un clar potențial de a conduce la dezvoltarea de noi dispozitive medicale performante. Abordarea inginerescă, riguroasă și pragmatică, a unei probleme medicale demonstrează fără echivoc faptul că științele ingineresti pot genera soluții valide pentru probleme provenind din zona științelor medicale.

Capitolul 1 prezintă o introducere în problematica medicală din care derivă subiectul tezei. Doctorandul dovedește o bună cunoaștere a noțiunilor de anatomie și fiziologie cardiovasculară coronariană, precum și a principalelor aspecte de patologie. În particular, este prezentată inițierea și dezvoltarea aterosclerozei, cu trecerea în revistă a principalilor factori ce favorizează dezvoltarea plăcii aterosclerotice. O atenție specială este acordată metodelor de tratare a stenozelor vasculare, în particular intervenția chirurgicală de tip bypass care rămâne singura alternativă pentru restaurarea circulației sanguine normale în cazul stenozelor severe. Sunt trecute în revistă principalele complicații post-operatorii, dar și tehnicile chirurgicale de sutură cu tendințele actuale de perfecționare a lor. Doctorandul identifică o alternativă modernă pentru operațiile de bypass, corespunzătoare utilizării bypass-ului de tip elicoidal pentru reducerea sau eliminarea recidivelor intervențiilor chirurgicale de tip bypass coronarian. De aici

derivă scopul și obiectivele tezei, urmând ca metodele de investigare și analiza rezultatelor obținute să fie detaliate în următoarele capitole ale tezei.

Capitolul 2 tratează hemodinamica vaselor de sânge stenozate, pornind de la descrierea proprietăților fizice ale sângelui și a ecuațiilor aplicabile problemelor de hemodinamică. Analizând diverse grade de stenozare, cu descrierea cantitativă a severității stenozelor, doctorandul construiește geometrii simplificate dar relevante pentru vasele stenozate. Utilizând simulări numerice cu programul expert FLUENT, doctorandul examinează câmpul de viteză și presiune în vecinătatea stenozei, precum și evoluția tensiunii de frecare la perete. Un element important îl reprezintă analiza valorilor extreme ale tensiunii de frecare la perete, în raport cu pragul inferior corespunzător apariției aterosclerozei, respectiv a celui superior care favorizează dezvoltarea trombozei. Acesta este un aspect important, particularizând analiza hidrodinamică pentru probleme de hemodinamică.

Capitolul 3 este dedicat hidrodinamicii bypass-ului drept, utilizând atât experimente fizice cât și numerice. Sunt considerate diferite configurații pentru diverse unghiuri de anastomoză. Analiza numerică evidențiază zonele de recirculare din vecinătatea anastomozei, unde valorile reduse ale tensiunii de frecare la perete favorizează restenozarea după intervenția chirurgicală de bypass. Vizualizările experimentale confirmă rezultatele numerice. Se remarcă laboriosul studiu parametric pentru diferite configurații relevante practicii chirurgicale, inclusiv combinația de bypass funcționând cu vas parțial stenozat. Este utilă din punct de vedere practic și analiza influenței unghiului de anastomoză asupra pierderii locale de presiune. În finalul capitolului sunt prezentate principalele concluzii din perspectiva chirurgului cardiovascular, ceea ce evidențiază grija doctorandului pentru relevanța și utilitatea investigațiilor de tip ingineresc.

Capitolul 4 conține principalele elemente de noutate și originalitate ale tezei, prin abordarea hemodinamicii bypass-urilor elicoidale. Pentru început, doctorandul detaliază elementele de geometrie diferențială ale curbilor elicoidale, pentru ca apoi să construiască tubul elicoidal de secțiune circulară. Algoritmii numerici sunt transpuși într-un program original de calcul, prezentat în anexă, care permite construirea automată a geometriei pentru programul de preprocesare GAMBIT. Această aplicație permite construirea diverselor geometrii pentru studii parametriche, modificând secțiunea tubului, respectiv pasul și excentricitatea elicei. În continuare sunt prezentate etapele investigației numerice bazate pe simularea curgerii tridimensionale în tubul elicoidal. Este evidențiată clar dezvoltarea mișcării secundare de rotație suprapusă peste curgerea debitantă, respectiv este corelată intensitatea mișcării secundare cu principalii parametri geometrici, inclusiv numărul de spire. Rezultatele sunt foarte importante prin prisma asistării intervențiilor chirurgicale cu tehnicile moderne de simulare numerică în vederea alegerii configurațiilor optime și personalizate funcție de specificul și severitatea afecțiunilor fiecărui pacient.

Capitolul 5 examinează utilizarea tubului elicoidal pentru realizarea bypass-ului coronarian, în vederea determinării beneficiilor unei asemenea soluții. Pentru început, este analizată zona de anastomoză a unui bypass elicoidal cu vasul de sânge inițial, evidențiindu-se avantajele acestei soluții inovative în raport cu bypass-ul clasic drept. Analiza tensiunii de frecare la perete, ca element esențial pentru hemodinamică, evidențiază faptul că bypass-ul elicoidal diminuează semnificativ atât riscul de ateroscleroză (restenozare) cât și pe cel de tromboză.

Pentru investigații experimentale doctorandul utilizează o foarte ingenioasă tehnică de modelare și vizualizare a depunerii de plachete de colesterol, utilizând analogia cu depunerea de particule magnetice în câmp magnetic. Vizualizările astfel

realizate sunt extrem de sugestive și intuitive, punând clar în evidență beneficiile mișcării secundare de rotație asupra reducerii sau eliminării depunerilor în raport cu configurația de referință a bypass-ului drept. Apreciem că aceste contribuții, reprezintă un element absolut de noutate și originalitate pe plan mondial, fiind foarte accesibil și specialiștilor din domeniul chirurgiei cardiovasculare pentru a înțelege calitativ și cantitativ beneficiile bypass-ului elicoidal.

Concluziile tezei sunt sumarizate în Capitolul 6, împreună cu principalele contribuții personale ale doctorandului. Calitatea și originalitatea acestor contribuții este confirmată și de publicarea lor în prestigioase reviste de specialitate.

Rezultatele originale și valoroase ale doctorandului, obținute pe parcursul programului de cercetare doctorală finalizat cu elaborarea prezentei teze de doctorat, sunt incluse într-o serie de articole științifice publicate în reviste de specialitate sau comunicate la conferințe internaționale, indexate Web of Science. Astfel, se remarcă în primul rând cele cinci articole publicate în Journal of Magnetism and Magnetic Materials, Applied Mathematics and Computation, International Journal of Design & Nature Ecodynamics, și Proceedings of the Romanian Academy (2 articole), la trei dintre acestea doctorandul fiind prim autor. Deasemenea, remarcăm cele 10 articole prezentate la conferințe internaționale ale căror volume sunt indexate Web of Science. La acestea se mai adaugă alte 4 prezentări la diverse manifestări științifice internaționale.

Doctorandul ing. Alin-Florin Totorean a avut o constantă preocupare pentru diseminarea rezultatelor sale științifice, cu rezultate remarcabile. Colaborarea sa cu cercetători seniori, precum C.S. I Dr.ing. Șandor Bernad, și integrarea într-un colectiv multidisciplinar de cercetare, s-a dovedit extrem de benefică din punct de vedere științific, atât calitativ cât și cantitativ.

Prof.dr.ing. Romeo SUSAN-RESIGA

Universitatea Politehnica Timișoara

Nomenclator

Notații și abrevieri

HI	Hiperplazie Intimală
TFP	Tensiunea de Frecare la Perete
OMS	Organizația Mondială a Sănătății
CFD	Computational Fluid Dynamics
CABG	Coronary Artery Bypass Graft Surgery
IVUS	Intravascular Ultrasound
CT	Computer Tomograf
RMN	Rezonanță Magnetică Nucleară
RCA	Right Coronary Artery – Artera Coronară Dreaptă

Mărimi dimensionale

p	[Pa]	Presiunea
\vec{f}	[m/s ²]	Accelerația forțelor masice
η	[Pa·s]	Vâscozitatea dinamică a fluidului
ν	[mm ² /s]	Vâscozitatea cinematică a fluidului
ρ	[kg/m ³]	Densitatea fluidului
\vec{r}	[m]	Vectorul de poziție al unui punct de pe o curbă, în raport cu centrul sistemului de coordonate
\vec{v}	[m/s]	Viteza
v_x, v_y, v_z	[m/s]	Componentele vitezei în raport cu axele sistemului de coordonate
V	[m ³]	Volumul
m	[kg]	Masa
\vec{g}	[m/s ²]	Accelerația gravitațională
t	[s]	Timpul
\vec{F}_m	[N]	Forțe masice
\vec{F}_s	[N]	Forțe superficiale
st_D	[%]	Gradul de severitate al stenozelor calculat în raport cu diametrul vasului
st_A	[%]	Gradul de severitate al stenozelor calculat în raport cu aria secțiunii transversale
$A_{neocluzat}$	[m ²]	Aria secțiunii transversale neocluzate din cadrul stenozei
A_{normal}	[m ²]	Aria secțiunii transversale a vasului nestenozat
L_1	[m]	Lungimea zonei în aval de stenoză

12 Nomenclator

u	[rad]	Parametru unghiular
$\vec{r}(u)$	[m]	Vectorul de poziție al unui punct de pe o curbă, parametrizat în raport cu unghiul u
s	[m]	Lungimea unui arc de cerc
$\vec{r}(s)$	[m]	Vectorul de poziție al unui punct de pe o curbă, parametrizat în raport cu lungimea arcului de cerc s
$\vec{r}_{M_c}(s)$	[m]	Vectorul de poziție al unui punct de pe tubul elicoidal, în raport cu centrul axelor de coordonate
$\vec{r}_{M_c \text{ tub}}(s)$	[m]	Vectorul de poziție al unui punct de pe tubul elicoidal în raport cu centrul secțiunii transversale
$\vec{r}_{M_{axă}}(s)$	[m]	Vectorul de poziție al unui punct de pe axa tubului în raport cu centrul sistemului de coordonate
R	[m]	Raza elicoidei
D	[m]	Diametrul arterei gazdă, respectiv al tubului elicoidal
a	[m]	Excentricitatea tubului elicoidal
$2\pi b$	[m]	Pasul elicoidei
H	[m ² /s ²]	Helicitatea
$\vec{\omega}$	[1/s]	Vorticitatea
Q	[m ³ /s]	Debitul

Mărimi adimensionale

Re	Numărul Reynolds
$H_{i, \text{normalizat}}$	Helicitatea normalizată
n	Numărul de spire
$k(s)$	Curbură elicoidei
$\tau(s)$	Torsiunea elicoidei

Listă de figuri

Capitolul 1

- Figura 1.1. Distribuția principalelor cauze de deces la nivel european, raportată pentru persoanele de sex masculin (A) și feminin (B)
- Figura 1.2. Morfologia arterelor
- Figura 1.3. Reprezentarea sistemului arterial coronar
- Figura 1.4. Vedere generală a dominanței coronare
- Figura 1.5. Artera normală
- Figura 1.6. Disfuncția endotelială
- Figura 1.7. Inițierea plăcii de aterom
- Figura 1.8. Dezvoltarea plăcii aterosclerotice
- Figura 1.9. Instabilitatea plăcii aterosclerotice
- Figura 1.10. Ruptura plăcii aterosclerotice
- Figura 1.11. Configurații geometrice plăci de aterom: concentrică (dreapta) și excentrică (stânga)
- Figura 1.12. Bypass coronarian

- Figura 1.13. Vederea generală a hiperplaziei intimale
Figura 1.14. Tehnici chirurgicale de sutură în intervențiile chirurgicale de bypass aorto-coronarian
Figura 1.15. Variante de anastomoză cu unghiuri diferite: a) 60° , b) 45° și c) 30°
Figura 1.16. Grefă elicoidală utilizată în bypass artero-venos

Capitolul 2

- Figura 2.1. Vedere generală a geometriei cu grad de stenozare în raport cu diametrul de 50%
Figura 2.2. Modele geometrice de stenoze cu grade variabile de severitate
Figura 2.3. Câmpul de viteză în secțiune longitudinală asociat curgerii prin geometrii stenozate cu grade de severitate cuprins între 0% și 70%, și debit specific segmentul vascular coronar, de 200 ml/min
Figura 2.4. Corelarea variației tensiunii de frecare la perete și prezența zonelor de recirculare, asociate curgerii prin geometria cu gradul de severitate de 50%
Figura 2.5. Variația tensiunii de frecare la perete asociate curgerii prin domeniile stenozate investigate
Figura 2.6. Variația căderii de presiune în funcție de gradul de stenozare

Capitolul 3

- Figura 3.1. Modelul geometric utilizat în analiza computațională a curgerii prin by-pass drept cu unghi de anastomoză de 45°
Figura 3.2 Modelul fizic al by-pass-ului drept utilizat în analiza experimentală, cu unghi de anastomoză de 45° (sus), respectiv 60° (jos)
Figura 3.3. Traiectoria particulelor la curgerea prin by-pass drept cu unghi de anastomoză de 45° . Evidențierea zonei de recirculare
Figura 3.4. Reprezentarea curgerilor secundare în secțiunile transversale S1 și S2. Evoluția helicității și a vârtejurilor Dean în secțiunile S1 și S2 (A, C, E), respectiv evoluția vitezei axiale în secțiuni transversale (B, D și F) și secțiune longitudinală (G)
Figura 3.5. Variația tensiunii de frecare la perete (Wall Shear Stress – WSS) de-a lungul segmentelor predefinite pe peretele superior (top) și inferior (bottom)
Figura 3.6. Variația tensiunii de frecare la perete, asociată bypass-ului drept cu unghi de anastomoză de 45°
Figura 3.7. Configurația standului experimental
Figura 3.8. Dependența debit-tensiune de alimentare pentru pompa centrifugală utilizată în analizele experimentale
Figura 3.9. Aspectul câmpului hidrodinamic asociat curgerii în regim staționar, pentru $Re=85$, by-pass cu unghi de 45° în: (a) analiză numerică, (b) investigare experimentală
Figura 3.10. Traiectoria particulelor la curgerea prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° (dreapta), respectiv 60° (stânga)
Figura 3.11. Reprezentarea vectorială a câmpului de viteză și distribuția helicității în secțiunile transversale S1 și S2

14 Nomenclator

- Figura 3.12. Aspectul comparativ al curgerii prin bypass drept cu unghi de 45° (A), respectiv 60° (B)
- Figura 3.13. Aspectul comparativ al curgerii în bypass drept cu unghi de anastomoză de 60°, în analiza experimentală (sus), respectiv numerică (jos)
- Figura 3.14. Configurații de bypass cu unghi de anastomoză diferit, utilizate în analiza numerică
- Figura 3.15. Variația tensiunii de frecare la perete, măsurată de-a lungul liniei L1 definită la nivelul peretelui inferior, pentru valori diferite ale poziției de sutură a grefei, respectiv ale unghiului de anastomoză
- Figura 3.16. Corelarea valorilor scăzute ale tensiunii de frecare la perete cu prezența zonelor de recirculare
- Figura 3.17. Variația tensiunii de frecare la perete în funcție de unghiul și poziția suturii grefei, asociate diferitelor unghiuri de anastomoză
- Figura 3.18. Căderea de presiune asociată curgerii prin configurații de bypass cu diferite unghiuri de anastomoză și diferite poziții ale suturii grefei
- Figura 3.19. Descrierea generală a bypass-ului cu unghi de anastomoză de 45°, poziția suturii grefei L=1D și grad de severitate a stenozei de 90%
- Figura 3.20. Variația tensiunii de frecare la perete de-a lungul liniei L1, asociate curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45°, poziția suturii L=1D și diferite grade de severitate a stenozei de 80%, 90% și 100%
- Figura 3.21. Variația tensiunii de frecare la perete de-a lungul liniei L1, asociată curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45°, diferite poziții ale suturii și grad de severitate al stenozei de (a) 80%, respectiv (b) 100%
- Figura 3.22. Căderea de presiune asociată curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45°, grade de severitate ale stenozei de 80%, 90% și 100%, respectiv diferite poziții ale suturii grefei

Capitolul 4

- Figura 4.1. Reprezentarea vectorului de poziție al unui punct M asociat unei curbe Γ
- Figura 4.2. Reprezentarea geometrică a unei curbe cu ajutorul ipotezei liniei poligonale
- Figura 4.3. Reprezentarea triedrului lui Frenet asociat unui punct M de pe curba Γ
- Figura 4.4. Reprezentarea geometrică a elicei, ca fiind curba a cărei imagine este situată pe un cilindru circular drept, de rază a
- Figura 4.5. Reprezentarea geometrică a unui tub elicoidal de secțiune circulară constantă și rază R
- Figura 4.6. Schema logică de generare a geometriei și discretizării tubului elicoidal
- Figura 4.7. Generarea punctelor asociate suprafeței laterale a tubului elicoidal (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu)
- Figura 4.8. Generarea arcurilor de cerc asociate secțiunilor transversale ale tubului elicoidal (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu)
- Figura 4.9. Generarea segmentelor care unesc două secțiuni transversale consecutive (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu)

- Figura 4.10. Definirea suprafețelor laterale și transversale ale tubului elicoidal (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu)
- Figura 4.11. Definirea volumelor tubului elicoidal (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu)
- Figura 4.12. Generarea discretizării tubului elicoidal (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu)
- Figura 4.13. Definirea automată a condițiilor la limită, impuse domeniului investigate, necesare pentru analiza numerică
- Figura 4.14. Tubul elicoidal generat cu diametrul $D=4\text{mm}$, excentricitatea $0.5D$, 4 spire și lungime totală de 120mm (stânga – vedere generală, dreapta – vedere din lateral)
- Figura 4.15. Tuburi elicoidale cu diametrul $D=4\text{mm}$, lungimea totală $L=120\text{mm}$, excentricitatea $0.5D$ și număr diferit de spire: (a) 1, (b) 2, (c) 4, (d) 6, (e) 8
- Figura 4.16. Caracteristici generale ale tubului elicoidal, unde a reprezintă excentricitatea tubului, l_p pasul, respectiv L lungimea totală
- Figura 4.17. Variante geometrice de tuburi elicoidale, cu secțiune circulară constantă, 4 spire și valori diferite ale excentricității: (a) $0,1D$; (b) $0,2D$; (c) $0,3D$ și (d) $0,5D$
- Figura 4.18. Curbele reprezentând axele principale ale tuburilor elicoidale investigate (axa tubului este curba desfășurată pe suprafața laterală a unui cilindru de rază a)
- Figura 4.19. Rețeaua de discretizare utilizată pentru variantele geometrice cu excentricitatea de (a) $0,1D$, respectiv (b) $0,5D$
- Figura 4.20. Ciclul cardiac asociat arterei coronare drepte, măsurat intravascular cu ajutorul unui echipament Doppler
- Figura 4.21. Harta de distribuție a helicității, corespunzătoare analizei numerice a curgerii prin tuburi elicoidale cu 4 spire, corespunzătoare valorii Reynolds $Re=377$, și valori ale excentricității de (A) $0,1D$; respectiv (B) $0,2D$
- Figura 4.22. Harta de distribuție a helicității, corespunzătoare analizei numerice a curgerii prin tuburi elicoidale cu 4 spire, corespunzătoare valorii Reynolds $Re=377$, și valori ale excentricității de (A) $0,3D$; respectiv (B) $0,5D$
- Figura 4.23. Iso-suprafețe de helicitate corespunzătoare numărului Reynolds $Re=377$, și valori diferite ale excentricității: (A) $0.1D$, (B) $0.2D$, (C) $0.3D$, respectiv (D) $0.5D$
- Figura 4.24. Helicitatea normalizată, asociată secțiunii de ieșire a tuburilor elicoidale, la analiza numerică corespunzătoare pentru valori (a) $Re=151$, respectiv (b) $Re=377$
- Figura 4.25. Căderea de presiune măsurată în unități Pa asociată curgerii prin tuburi elicoidale cu număr diferit de spire, și valori diferite ale excentricității
- Figura 4.26. Distribuția de presiune în secțiunea transversală S_1
- Figura 4.27. Aspectul câmpului de viteză asociat secțiunii de ieșire a tubului elicoidal, la analiza numerică corespunzătoare valorilor $Re=151$, $Re=377$, respectiv $Re=500$
- Figura 4.28. Variația helicității în secțiunea de ieșire a tuburilor elicoidale cu diferite configurații, asociată analizei numerice corespunzătoare valorilor $Re=151$, $Re=377$, respectiv $Re=500$
- Figura 4.29. Căderea de presiune asociată curgerii prin tuburi elicoidale cu

excentricitatea de 0.5D, cu număr de spire variabil și valori ale numărului Reynolds $Re=151$, $Re=377$, respectiv $Re=500$

Capitolul 5

- Figura 5.1. Caracteristici geometrice ale bypass-ului elicoidal
- Figura 5.2. Distribuția de viteză în secțiuni transversale din zona de anastomoză și distal de aceasta, asociate curgerii prin bypass elicoidal cu unghi de anastomoză de 60°
- Figura 5.3. Distribuția de viteză axială (a), respectiv distribuția helicității și a vârtejurilor contrarotative (b) în secțiunile transversale S1-S4
- Figura 5.4. Distribuția helicității în secțiuni transversale situate distal de anastomoză
- Figura 5.5. Distribuția tensiunii de frecare la perete pe domeniul de curgere asociat bypass-ului elicoidal cu unghi de anastomoză de 60°
- Figura 5.6. Variația tensiunii de frecare la perete, de-a lungul liniei L1, asociată peretelui inferior, al bypass-ului elicoidal cu 4 spire și excentricitate $A=0.5D$, respectiv bypass drept, cu unghi de anastomoză de 60°
- Figura 5.7. Distribuția de presiune în secțiunile transversale S1 și S2
- Figura 5.8. Modelele fizice de bypass elicoidal cu 4 spire, 2 spire, respectiv drept
- Figura 5.9. Caracteristici geometrice ale modelului experimental de bypass elicoidal cu 2 spire, respectiv bypass drept cu unghi de anastomoză de 60°
- Figura 5.10. Aspectul comparativ al curgerii în bypass drept și elicoidal cu 2 spire, cu unghi de anastomoză de 60° , în analiza experimentală asociată valorii $Re=298$
- Figura 5.11. Aspectul câmpului hidrodinamic la curgerea prin bypass elicoidal cu 2 spire (jos), respectiv bypass drept (sus), cu unghi de 60°
- Figura 5.12. Aspectul câmpului hidrodinamic la curgerea prin bypass elicoidal cu 4 spire (jos), respectiv bypass drept (sus), cu unghi de 60°
- Figura 5.13. Căderea de presiune asociată curgerii prin bypass-uri drepte și elicoidale, analizate experimental
- Figura 5.14. Caracteristicile magnetului permanent utilizat în experiment: (a) caracteristici geometrice ($L \times W \times h = 116 \text{ mm} \times 56 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$); (b) curba de variație a inducției, reprezentată pe înălțime, în centrul magnetului
- Figura 5.15. Reprezentarea schematică a forțelor care acționează asupra particulelor feromagnetice, pentru cazul bypass-ului drept cu unghi de anastomoză de 60°
- Figura 5.16. Simularea fenomenului de inițiere (a) și dezvoltare a hiperplaziei intinale (b)-(c), în situația bypass-ului drept (sus) și elicoidal cu 4 spire (jos), cu unghi de 60° , cu ajutorul particulelor magnetice, în câmp magnetic permanent
- Figura 5.17. Vizualizarea experimentală a acumulării de particule în cazul bypass-urilor drepte, cu unghi de 45° (stânga), respectiv 60° (dreapta)
- Figura 5.18. Vizualizarea acumulării de particule pentru diferite poziții ale magnetului, în cazul bypass-ului drept (stânga), respectiv elicoidal cu 2 spire (dreapta), și unghi de 60°

Listă de tabele

- Tabelul 1.1. Caracteristicile geometrice ale vaselor de sânge
- Tabelul 1.2. Valori normale ale diametrelor arterelor coronare
- Tabelul 2.1. Grade de stenozare pentru o arteră cu diametrul nativ $D=4\text{mm}$
- Tabelul 3.1. Lungimea zonelor de recirculare măsurate în analiza experimentală a curgerii asociate valorii $Re=298$, pentru configurații de bypass drept cu 45° și 60°
- Tabelul 5.1. Valori comparative ale căderii de presiune în stenoze de 50%, bypass drept cu unghi de anastomoză de 60° și bypass elicoidal cu unghi de sutură de 60°
- Tabelul 5.2. Caracteristicile geometrice asociate modelelor experimentale de bypass drept și elicoidal
- Tabelul 5.3. Cantitatea de particule acumulate în diferite configurații de bypass drept
- Tabelul 5.4. Cantitatea de particule feromagnetice acumulate în bypass drept și elicoidal cu 2 spire, pentru configurații cu unghi de anastomoză de 60°

1. INTRODUCERE

Substanțele necesare activității celulare sunt transportate la nivelul organismului uman de către sânge prin intermediul sistemului circulator. Modificările care apar la nivelul acestuia conduc la disfuncții la nivel local sau sistemic, cu efecte semnificative pe termen scurt, mediu sau lung, în funcție de patologie și de severitate.

Organizația Mondială a Sănătății (OMS) susține că incidența bolilor cardiovasculare se află într-o continuă creștere la nivel global. Netratate, bolile cardiovasculare prezintă un risc crescut de mortalitate. Printre bolile față de care este acordată o atenție deosebită se află ateroscleroza, considerată a fi una din cauzele principale de deces. Definită ca afecțiune a arterelor medii și mari, ateroscleroza are ca efect modificarea elasticității acestora, conducând, în funcție de localizare și evoluție în timp, la obturarea sau dilatarea acestora.

Aceeași tendință este susținută și de analizele statistice recente realizate la nivel European, care, arată faptul că principala cauză de deces, atât pentru persoanele de sex masculin, cât și feminin, este reprezentată de bolile cardiovasculare, dintre care cea mai importantă, patologia arterelor coronare. Mortalitatea din cauze cardiovasculare, în rândul persoanelor de sex masculin este de 42%, respectiv în rândul persoanelor de sex feminin de 51%. Aproximativ 20% din numărul total al deceselor la nivel European, în anul 2014, reprezentând 1,8 milioane de persoane, au fost datorate bolii coronariene, respectiv 10%-15% accidentelor vasculare cerebrale ischemice, ambele patologii fiind manifestări obstructive ale aterosclerozei. Alte patologii cardiovasculare, printre care anevrismele, au constituit un procent cuprins între 12% și 16% din numărul total al deceselor. Figura 1.1 prezintă distribuția principalelor cauze de deces la nivel European. Se observă că patologiile cardiovasculare ocupă un procent semnificativ, în comparație cu alte boli precum traumatismele, problemele de natură toxicologică, cancerul sau boli respiratorii. [72]

Efectul ocluziv parțial sau total, pe care ateroscleroza îl are asupra vaselor, conduce la ischemie, manifestată prin perfuzie deficitară a țesuturilor situate aval de stenoză. Patologia de natură ischemică a arterelor coronare constituie la nivel mondial, atât pentru persoanele de sex feminin, cât și masculin, principala cauză de scădere a speranței de viață, conform OMS. [106]

De-a lungul timpului au fost elaborate o serie de teorii referitoare la patogeneza aterosclerozei, o importanță crescută fiind acordată factorilor biomecanici. Din punct de vedere hemodinamic, inițierea și dezvoltarea aterosclerozei este asociată zonelor cu valori reduse ale parametrului tensiune de frecare la perete, sub pragul critic de 0,4 Pa. [62]

În funcție de severitatea stenozelor, metodele de tratament pot fi minim invazive, precum angioplastia cu balon, angioplastia cu plasare de stent, respectiv invazive, prin revascularizare chirurgicală de tip bypass. Complicațiile care pot apare în urma intervențiilor de tip angioplastie simplă sau cu stentare sunt de tromboză, restenoză, respectiv în urma intervențiilor chirurgicale de tip bypass pot să apară hiperplazia intimală, restenoza sau tromboza, ceea ce conduc la disfuncția grefei.

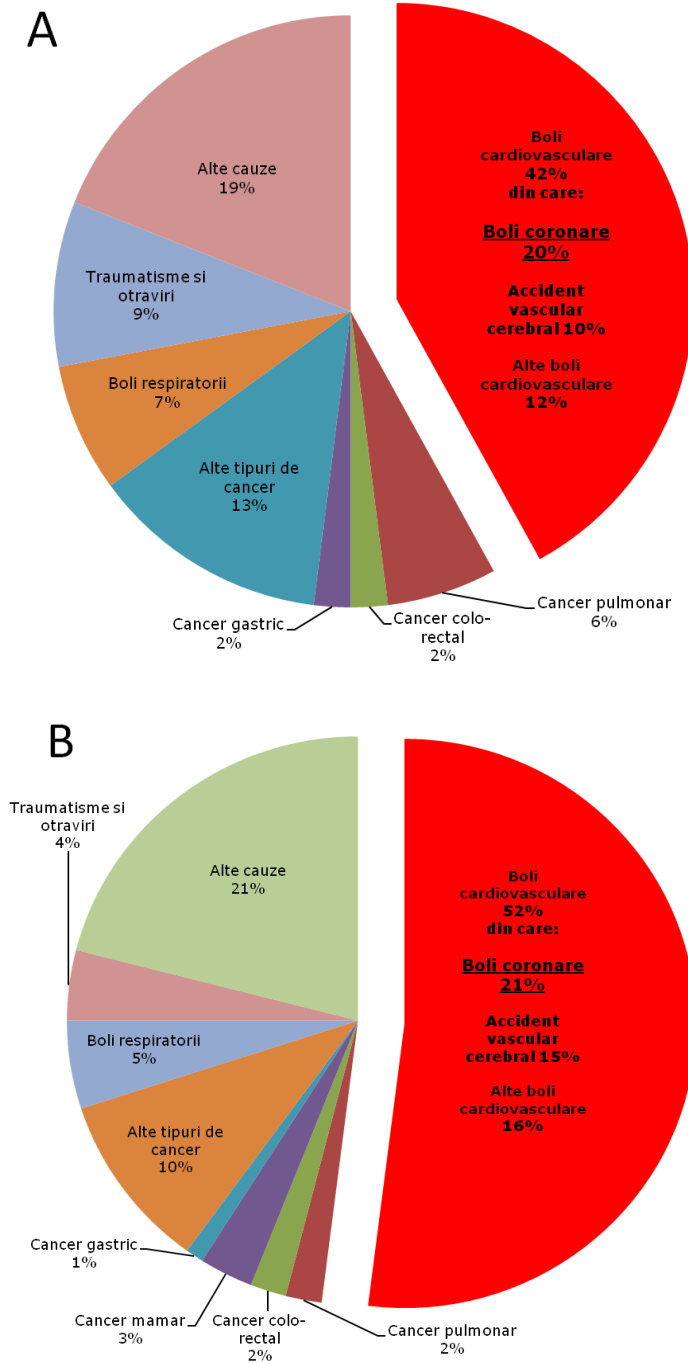


Figura 1.1. Distribuția principalelor cauze de deces la nivel european, raportată pentru persoanele de sex masculin (A) și feminin (B). [72]

1.1. Noțiuni de anatomie și fiziologie cardiovasculară coronariană

1.1.1. Noțiuni de anatomie cardiovasculară coronariană

Inima este un organ musculo-cavitar, situat în toracele organismului uman, posterior sternului și a cartilajelor costale și superior diafragmului [58]. Fiind formată din patru compartimente (două atrii și două ventricule), inima îndeplinește dublă funcție: de a colecta sângele încărcat cu dioxid de carbon de la țesuturi și de a îl trimite spre plămâni, unde, la nivelul alveolelor pulmonare, sângele este îmbogățit cu oxigen, respectiv de a colecta sângele încărcat cu oxigen de la plămâni, și de a-l pompa spre țesuturi, pentru a le iriga și oxigena. [45] Transportul sângelui la nivelul organismului uman este realizat cu ajutorul sistemului vascular.

Componentele sistemului vascular, reprezentate de vasele de sânge, pot fi de natură arterială (transportă sângele de la inimă la țesuturi) sau venoasă (transportă sângele de la țesuturi la inimă). Din punct de vedere structural, vasele de sânge au la exterior peretele vascular care mărginește zona efectivă de curgere a sângelui. Sub raport morfologic, peretele vascular este compus din 3 straturi: tunica internă (*intima*), tunica medie (*media*) și tunica externă (*adventicea*) (Figura 1.2) [66]. Tabelul 1.1 prezintă comparativ dimensiunile peretelui vascular și diametrul diferitelor categorii de vase [63].

Parametru	Aorta	Arteră	Arteriolă	Capilar	Venulă	Venă	Venă cavă
Diametru	25 mm	4 mm	30 μm	7 μm	20 μm	5 mm	30 mm
Grosime perete	2 mm	1 mm	20 μm	1 μm	2 μm	0,5 mm	1,5 mm

Intima este stratul intern al peretelui, este unicelular, format din celule endoteliale scuamoase sau pavimentoase. Stratul subendotelial este format din țesut conjunctiv lax, iar în cazul arterelor și arteriolelor, din țesut elastic fenestrat. Fenestrațiile au rolul funcțional de a asigura difuziunea substanțelor până la nivelul componentelor celulare ale celorlalte tunici.

Media este stratul intermediar alcătuit din celule musculare netede dispuse într-un număr variabil de straturi concentrice.

Adventicea este stratul extern, de grosime variabilă, în funcție de tipul și localizarea vasului. Este formată din fibre de colagen longitudinale și un număr redus de fibre elastice. La nivelul tunicii externe, arterele și venele mari prezintă vasa vasorum (un sistem vascular care asigură nutriția propriu-zisă a pereților vasculari) și o rețea de fibre nervoase mielinice și amielinice (cu rol în modificările de tonus și calibru vascular).

Vascularizarea miocardului, este asigurată de sistemul coronarian, ale cărui artere pornesc din zona inițială a aortei ascendente (bulbul aortic), având un traiect sinuos ce le permite destinderea în dinamica inimii. Arterele coronare sunt: artera coronară stângă și artera coronară dreaptă (Figura 1.3) [79].

Artera coronară stângă pornește din bulbul aortic, printr-un orificiu situat deasupra valvei semilunare stângi, cu o direcție oblică în jos și spre stânga, bifurcându-se la șanțul coronar în: artera interventriculară anterioară și artera circumflexă. Artera interventriculară are direcție spre apex, prin șanțul

interventricular anterior, și mai poartă denumirea de "artera morții subite", fiind frecvent afectată în infarctul mioardic. Artera circumflexă (atrioventriculară) parcurge partea stângă a șanțului coronar și înconjoară marginea stângă a inimii. [79]

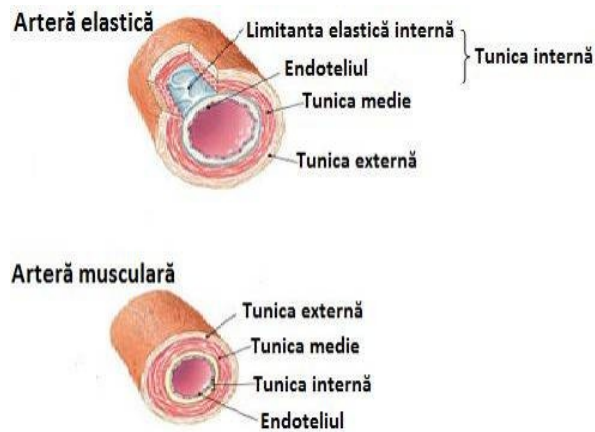


Figura 1.2. Morfologia arterelor [111].

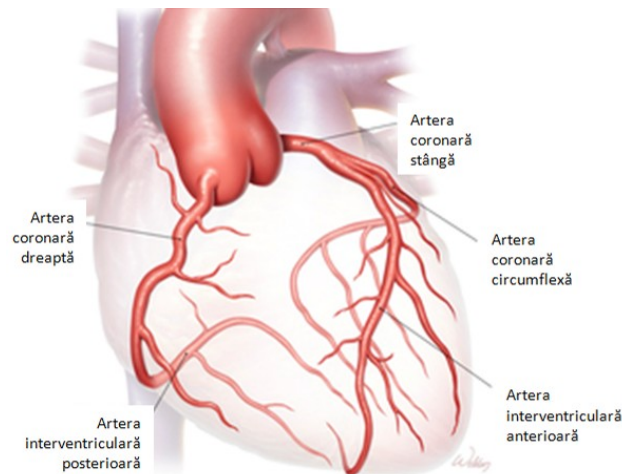


Figura 1.3. Reprezentarea sistemului arterial coronarian [112].

Artera coronară dreaptă ia naștere din bulbul aortic printr-un orificiu situat deasupra valvei semilunare drepte, "descinde între trunchiul arterei pulmonare și auriculul drept, ajunge la șanțul atrioventricular anterior unde se inflectează spre dreapta, străbate porțiunea dreaptă a șanțului coronar anterior, înconjoară marginea dreaptă a inimii, trece în șanțul coronar posterior, și, la locul unde acesta întâlnește șanțul interventricular posterior, se inflectează din nou pentru a descinde

spre vârful inimii prin șanțul interventricular posterior sub numele de arteră interventriculară posterioară” [79].

Studiul efectuat de Dodge și alții [29] prezintă valori normale ale diametrului arterei coronare stângi de $4,5 \pm 0,5$ mm, pentru artera coronară dreaptă dimensiuni cuprinse între $3,9 \pm 0,6$ mm și $2,8 \pm 0,5$ mm, respectiv pentru artera stângă circumflexă dimensiuni cuprinse între $3,4 \pm 0,5$ mm și $4,2 \pm 0,6$ mm, conform Tabelului 1.2. Modificări ale valorilor normale au loc în funcție de vârstă și condițiile patologice.

Artera	Valoarea minimă a diametrului [mm]	Valoarea maximă a diametrului [mm]
Artera coronară stângă	4	5
Artera coronară dreaptă	$2,8 \pm 0,5$	$3,9 \pm 0,6$
Artera stângă circumflexă	$3,4 \pm 0,5$	$4,2 \pm 0,6$

Disfuncțiile care apar la nivelul arterelor coronare pot conduce la blocarea curgerii prin segmentul vascular, cu efect ischemic cardiac, și, în funcție de severitate, cu apariția infarctului miocardic. Patologia cea mai frecvent asociată arterelor coronare este ateroscleroza coronariană, având ca rezultat apariția stenozelor coronare singulare sau multiple, cu efecte ocluzive. [3][65][94]

1.1.2. Noțiuni de fiziologie cardiovasculară coronariană

Transportul sângelui la nivelul întregului organism este realizat cu ajutorul sistemului vascular. Din punct de vedere funcțional, sistemul vascular prezintă patru componente: circulația arterială, circulația venoasă, microcirculația și circulația limfatică. [113]

Circulația arterială asigură transportul sângelui de la inimă spre capilare prin artere de tip musculo-elastic și intervine în distribuția sângelui prin artere de tip muscular și arteriolele precapilare. Proprietățile predominante care caracterizează acest tip de circulație sunt elasticitatea și contractilitatea. Conform ciclului cardiac, presiunea arterială are două componente: sistolică și diastolică. Presiunea sistolică reprezintă presiunea cu care sângele este pompat în sistemul vascular arterial, respectiv presiunea diastolică reprezintă presiunea cu care sângele se deplasează în arborele vascular arterial, în timpul diastolei ventriculare. Presiunea arterială scade progresiv o dată cu diminuarea lumenului vascular. La nivelul aortei, valoarea maximă este de 120-130 mmHg, iar cea minimă de 70-85 mmHg. În artera pulmonară, presiunea arterială are valoarea maximă de 12-25 mmHg, iar cea minimă de 7-12 mmHg. Viteza de curgere a sângelui este proporțională cu lumenul arterial, la nivelul aortei fiind de 0,2-0,4 m/s iar la nivelul capilarelor de 0,5 mm/s. Pulașiile sistolo-diastolice apar la nivelul arterelor și arteriolelor, lipsind la nivelul capilarelor. Curgerea sângelui în sistemul arterial este determinată de diferența de presiune dintre ventriculul stâng și capilarele sanguine, precum și de factorul vascular (elasticitatea, motricitatea vaselor) care formează rezistența periferică. Presiunea este dependentă de factorul cardiac (debitul cardiac) și de factorul sanguin (vâscozitatea și volumul de sânge circulant). [43]

În cadrul circulației arteriale, o atenție deosebită este acordată circulației coronariene. Sistemul arterial coronarian are rolul de a transporta sângele îmbogățit cu oxigen, de la aortă la miocard. Artera coronară stângă irigă atriul și ventriculul

stâng, două treimi anterioare ale septului interventricular și nodul sinoatrial. Ocluzia totală a ramurilor trunchiului coronar stâng conduce la ischemie majoră, și infarct. Artera coronară dreaptă irigă atrial și ventriculul drept, peretele inferior și posterior al ventriculului stâng, partea posterioară a septului interventricular, nodul sinoatrial și atrioventricular. Artera coronară dreapta are perfuzie și în timpul sistolei, comparativ cu artera coronară stângă, care, datorită compresiei sistolice, este irigată doar în diastolă. În funcție de artera care se bifurcă pentru a conduce la ramura descendentă posterioară, există 3 tipuri de dominanțe: dominanță dreapta (cu originea în artera coronară dreaptă și debit coronar la 50% dintre subiecți), dominanță stânga (cu origine în artera circumflexă, și debit prezent la 20% dintre subiecți) și codominanță (cu origine atât în artera coronară dreaptă, cât și stângă, și debit prezent la 30% dintre subiecți) (Figura 1.4). Vasele coronare sunt considerate de tip terminal, cu apariția circulației colaterale în zona endocardică. Sunt vase de conductanță, cu distribuție către suprafața epicardică, și opun o rezistență scăzută fluxului sanguin coronarian. Perfuzia cordului are loc predominant în diastolă, datorită activității contractile ritmice a miocardului, care conduce la compresia vaselor [66].

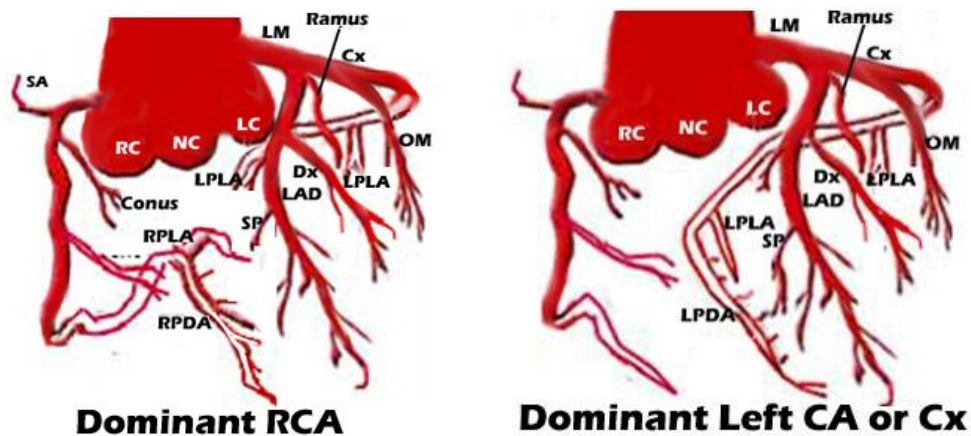


Figura 1.4. Vedere generală a dominanței coronariene [114].

Proprietățile fiziologiei vasculare

Proprietățile fiziologice ale vaselor de sânge sunt influențate de structura vaselor și de comportarea endoteliului vascular. Celulele endoteliale înregistrează modificările mecanice, chimice și umorale care apar la nivelul segmentului vascular, sintetizând și eliberând diverse substanțe ca răspuns la modificările la care sunt supuse. Astfel, celulele endoteliale pot asigura vasoconstricția și vasodilatația vaselor de sânge. [15]

În funcție de solicitările mecanice care apar la nivelul arterei, proprietățile fizice ale acesteia diferă. În cazul arterei coronare, grosimea poate fi mai mare pe un anumit segment anatomic, ca răspuns adaptiv la curgerea sangvină turbulentă din interiorul arterei, prin proliferarea celulelor musculare, însă modificarea grosimii poate fi și o manifestare a dezvoltării plăcii arterosclerotice.[40]

Principalele proprietăți fiziologice ale sistemului vascular sunt: elasticitatea, distensibilitatea, complianța și contractilitatea vasculară. [115]

Elasticitatea vasculară este definită ca o capacitate a vaselor de sânge de a se destinde și reveni la forma inițială, în funcție de variațiile de volum și presiune ale coloanei de sânge. Vasele care prezintă elasticitate maximă sunt aorta și arterele mari.

Distensibilitatea vasculară este exprimată prin fracția de creștere în volum a vasului de sânge pentru fiecare mmHg presiune intravasculară adițională. Diferența structurală artere-vene determină o distensibilitate a venelor de 8 ori mai mare decât cea a arterelor, la nivelul circulației sistemice.

Complianța vasculară reprezintă cantitatea de sânge care poate fi stocată într-un anumit segment al circulației pentru fiecare mmHg creștere de presiune. Este definită ca produsul între distensibilitate și volum. Complianța are valori maxime la nivelul venelor, aproximativ de 24 de ori mai mare decât la nivelul arterelor. Această valoare este datorată faptului că venele sunt de 8 ori mai distensibile decât arterele și conțin un volum sanguin de 3 ori mai mare.

Contractilitatea vasculară, denumită vasomotricitate, constă în vasoconstricția și vasodilatația unui segment vascular. Contractilitatea apare ca rezultat al prezenței fibrelor musculare netede în structura pereților vasculari.

În caracterizarea fiziologiei vasculare sunt analizați următorii parametri hemodinamici principali: presiunea sanguină, debitul sanguin, viteza de curgere a sângelui și rezistența la curgere a peretelui vascular.

1.2. Noțiuni de patologie cardiovasculară coronariană

Patologia arterială care reprezintă o cauză principală de deces la nivel mondial, este ateroscleroza. Considerată a fi răspuns inflamator fibro-proliferativ, la afectarea celulelor endoteliale ale peretelui arterial, ateroscleroza este o afecțiune a vaselor medii și mari. Printre factorii de risc cardiovascular care favorizează inițierea acestei patologii se numără: hipertensiunea arterială, hiperlipidemii, hipercolesterolemie, fumatul, diabetul, stresul și altele. [31][40][61][62][68][71][80][102]

În vederea analizei prezenței și a stării patologiilor arterelor, în special a stenozelor coronariene, este important să se evalueze funcția endotelială [42]. În funcție de localizare, printre efectele pe care afecțiunile cardiovasculare le pot produce se află ischemii, embolii, infarct sau insuficiență venoasă.

Starea vaselor sangvine evoluează odată cu vârsta pacienților. Înaintarea în vârstă determină regresia vasculară, manifestată prin ocluzie luminală, retracția vasului și apoptoza celulară endotelială, în absența curgerii sangvine [55]. Studiile au arătat că proprietățile vâscoelastice ale pereților vasculari se alterează odată cu vârsta. Din punct de vedere morfopatologic, efectele îmbătrânirii sunt cel mai pronunțate la nivelul *intimei* și a *mediei* [105].

Dezvoltarea bolilor cardiovasculare este influențată și de factorii geo-socio-economici. Singh și alții [89] prezintă un studiu realizat în 83 de țări, legat de evoluția stărilor metabolice. Rezultatele arată faptul că nivelul colesterolului total crește odată cu vârsta, în special în țările cu venituri ridicate ale locuitorilor, conducând astfel la creșterea riscului de dezvoltare a patologiei cardiovasculare.

1.2.1. Inițierea și dezvoltarea aterosclerozei

Etapele formării plăcii aterosclerotice cuprind:

- lezarea endoteliului arterial (disfuncția endotelială);
- formarea striatiunilor lipidice (agregate de celule spumoase și limfocite, prezente încă din prima decadă de viață) care pot rămâne statice sau chiar regresa;
- formarea plăcilor ateromatoase/fibro-ateromatoase, care constituie leziunea majoră în ateroscleroză, conținând un nucleu central (centru necrotic) bogat în lipide și un înveliș extern fibros (capsulă fibroasă);
- apariția leziunilor complicate ce constă în eroziunea/fisurarea/ruptura plăcilor fibroase numite „vulnerabile” cu tromboză pe placa de aterom și riscul ocluziei vasculare complete.

Figura 1.5 prezintă forma simplificată a unei artere neafectate de ateroscleroză, în secțiune transversală, conform [40].

Mecanismul de inițiere și dezvoltare a plăcii aterosclerotice este conform celui prezentat de George [40].

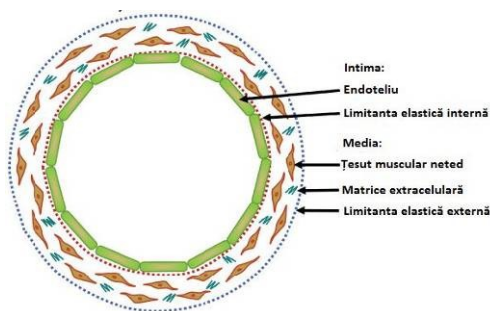


Figura 1.5. Artera normală [40].

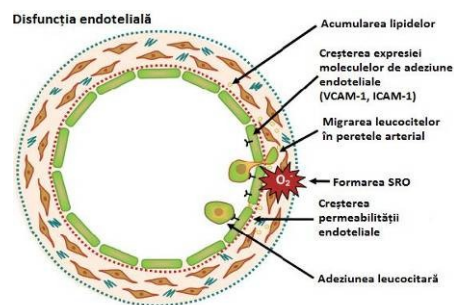


Figura 1.6. Disfuncția endotelială [40].

Apariția unei disfuncții endoteliale duce la declanșarea unui răspuns fiziologic manifestat prin apariția speciilor de oxigen reactiv (SRO), creșterea permeabilității peretelui și inițierea adeziunii celulare. În interiorul peretelui arterial pătrund leucocite și lipoproteine de joasă densitate (LDL – low-density lipoprotein) [40] (Figura 1.6).

În urma pătrunderii în interiorul peretelui celular, monocitele se diferențiază în celule macrofage, cu scopul neutralizării lipidelor, plachetele sangvine aderând la stratul endotelial lezat. Secreția de chemokine și de factori de creștere conduce la aderarea celulelor inflamatorii, activarea celulelor imunitare T, migrarea și proliferarea celulelor musculare, cu scopul întăririi peretelui arterial lărgit [40] (Figura 1.7).

Urmează dezvoltarea plăcii aterosclerotice, prin creșterea celulelor macrofage, aderența plachetelor sangvine, a celulelor T, proliferarea celulelor musculare pentru întărirea peretelui arterial. Ca urmare a acțiunii celulelor macrofage, apar formațiuni de grăsime, care pot regresa sau deveni precursori ale dezvoltării plăcii aterosclerotice [40] (Figura 1.8).

Prin aderența componentelor moleculare, placa aterosclerotică se dezvoltă, determinând scăderea rezistenței stratului fibros format de celulele musculare, și apariția hemoragiei intraaterosclerotice. Acești factori duc la crearea unei instabilități a plăcii, cu apariția predispoziției ruperii plăcii [40] (Figura 1.9).

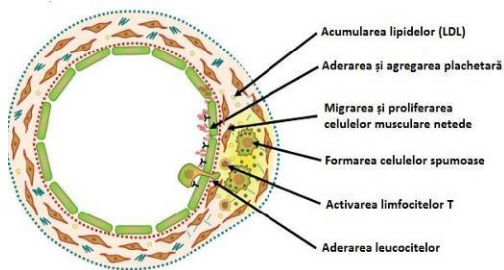


Figura 1.7. Inițierea plăcii de aterom [40].

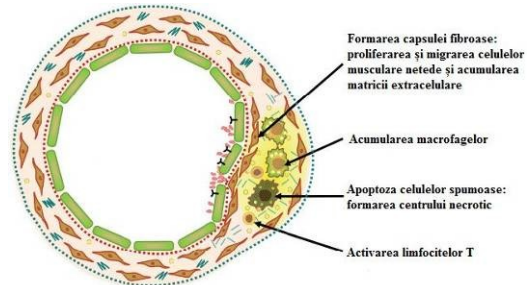


Figura 1.8. Dezvoltarea plăcii aterosclerotice [40].

Tensiunile care apar la nivelul plăcii datorită dezvoltării acesteia, și a factorilor fiziologici, duc la ruperea plăcii. Prin ruperea stratului muscular format sau a suprafeței lumenului arterial, se favorizează formarea trombilor. Acest lucru duce la complicații vasculare grave, prin caracterul ocluziv pe care îl au trombii astfel formați [40] (Figura 1.10).

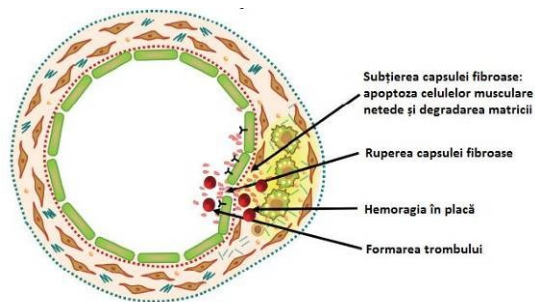


Figura 1.9. Instabilitatea plăcii aterosclerotice [40].

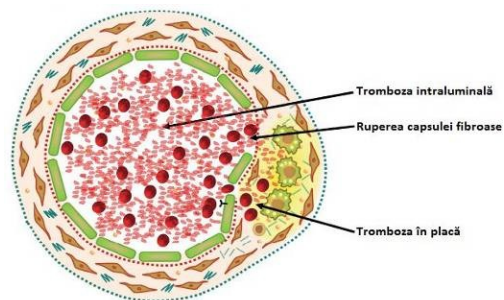


Figura 1.10. Ruptura plăcii aterosclerotice [40].

Din punct de vedere al dezvoltării, plăcile aterosclerotice pot evolua în timp, sub formă geometrică simetrică, concentrică, sau asimetrică, excentrică (Figura 1.11). Stenozele de tip excentric sunt mai frecvente, într-un procent de peste 55% din cazuri, prezentând o evoluție mai rapidă și agresivă, comparativ cu cele concentrice, care au o incidență sub 45%. Această evoluție agresivă a stenozelor excentrice este datorată particularităților geometrice care influențează câmpul de curgere în zona afectată și implică degradarea factorilor hemodinamici. Protocoalele medicale utilizate de-a lungul timpului, descriu o rată de succes mai ridicată, de peste 85% în cazul terapiilor minim invazive aplicate stenozelor concentrice (angioplastia cu plasare de stent), comparativ cu o rată de succes mai redusă, cuprinsă între 60% și 85% în cazul stenozelor excentrice. [67][81][103] [109]

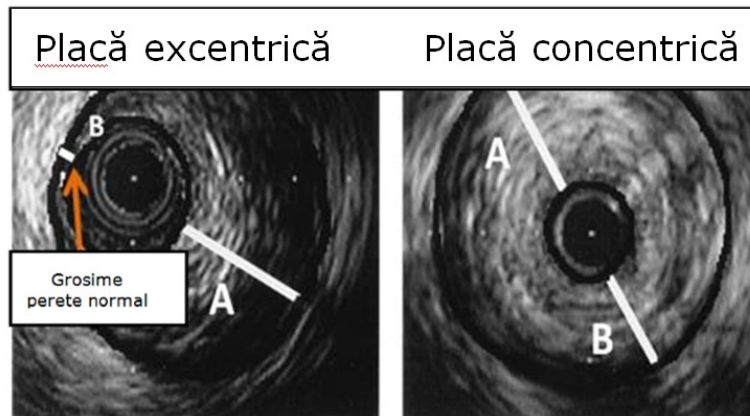


Figura 1.11. Configurații geometrice plăci de aterom: concentrică (dreapta) și excentrică (stânga) [109]

1.2.2. Corelații în dezvoltarea plăcii aterosclerotice

Inițierea și dezvoltarea plăcii aterosclerotice este strâns legată de hemodinamica curgerii sangvine și de mecanismele biologice și biochimice care apar în vasul afectat. De-a lungul timpului au fost emise mai multe teorii legate de inițierea și dezvoltarea aterosclerozei, în funcție de parametrii hemodinamici, biochimici, genetici.

Un parametru hemodinamic important în patologia aterosclerotică este tensiunea de frecare la peretele arterial (TFP - WSS – wall shear stress).

Caro [20] consideră că zonele unde tensiunea de frecare la perete este redusă, sunt zone favorabile dezvoltării aterosclerozei. Malek și alții [62] prezintă valoarea de 0.4 Pa ca fiind pragul critic de inițiere și dezvoltare a plăcii aterosclerotice.

Napoli și alții [71] prezintă noi factori care sunt determinanți în apariția și dezvoltarea plăcii aterosclerotice. Sunt luați în considerare: apoptoza celulară, stresul oxidativ și factorii genetici.

Mackey și alții [60] descrie corelația dintre colesterol HDL, LDL, concentrarea de HDL-particule și apariția aterosclerozei carotidiene și a bolilor coronariene. Valori ridicate ale HDL se corelează cu risc scăzut de boli cardiovasculare.

Cecelja și alții [21] prezintă un studiu legat de corelarea parametrilor: grosimea arterială, densitatea osoasă și calcifierea arterială, în cazul femeilor. Rezultatele arată faptul că grosimea arterială și calcifierea se corelează cu factorii genetici, și sunt independenți de densitatea osoasă.

Hussein și alții [51] prezintă un studiu legat de corelarea existenței patologiilor arteriale periferice și evoluția aterosclerozei coronariene. Rezultatele arată faptul că pacienții cu afecțiuni arteriale periferice prezintă plăci aterosclerotice coronare mai extinse și mai pronunțate.

Suprafața intimală a arterelor prezintă o rugozitate, variabilă în funcție de starea patologică a vasului. În cazul aterosclerozei, rugozitatea intimală favorizează dezvoltarea plăcii de aterom, influențând astfel câmpul hemodinamic asociat curgerii prin segmentul respectiv [59].

Prezența stenozei conduce la alterarea câmpului hemodinamic asociat zonei obturate și în vecinătatea acesteia, respectiv modificarea regimului de curgere, cu

tranziție de la caracterul laminar la cel turbulent. Curgerea nestaționară specifică ciclului cardiac de-a lungul segmentului stenozat induce cădere de presiune semnificativă, respectiv valori ridicate ale tensiunii de frecare la perete. Existența stenozei are ca efecte creșterea vitezei curgerii sângelui prin stenoză, respectiv creșterea tensiunii de frecare la perete. Valorile ridicate ale TFP conduc la alterarea endoteliului vascular, favorizând progresul patologic. Apariția pierderii hidraulice, conduce la creșterea tensiunii arteriale a organismului uman, inima compensând astfel pierderea de presiune indusă de stenoză, fiind un efect hemodinamic important manifestat la nivel sistemic general. [8]

Existența stenozei pe vasele coronare, determină reducerea debitului vehiculat prin segmentul respectiv, și, implicit, reducerea perfuziei țesuturilor situate aval de ocluzie. În situația unei stenoze severe, respectiv a unei ocluzii totale, țesuturile situate aval sunt private de sânge, și se necrozează. În cazul arterelor coronare, apariția necrozării este asociată cu instalarea infarctului miocardic.

Efectele hemodinamice induse de stenoză reprezintă punctul de plecare al tratamentelor și tehnicilor aplicate terapeutic. Scopul principal al tuturor metodelor de tratament este de a restabili debitul sangvin la valori fiziologice, în strânsă corelație cu inducerea unei căderi de presiune situate în limite fiziologice. Astfel, se evită căderile de presiune semnificativ mai mari decât cele existente în cadrul situației stenozei, în urma restaurării terapeutice a debitului fiziologic.

1.3. Metode de investigație hemodinamică a sistemului cardiovascular

Utilizarea unor metode de investigare precise permit stabilirea corectă a unui diagnostic, în sfera cardiovasculară în special. În prezent, metodele și tehnicile utilizate pentru explorarea organismului uman oferă acele informații medicului curant, care pot asigura riscuri cât mai reduse pentru pacient. Dezvoltarea continuă a acestora conduce implicit la o mai bună cunoaștere și înțelegere a anatomiei și fiziologiei umane, respectiv a patologiilor. [30][32][86]

Metodele de investigare hemodinamică utilizate în prezent pot fi clasificate în următoarele categorii:

- Metode *in vivo* (metodele paraclinice uzuale);
- Metode *in vitro* (utilizarea modelelor și a metodelor de investigare computațională și experimentală).

Metodele *in vivo* cel mai des utilizate în investigația sistemului cardiovascular se bazează pe ultrasunete și unde electromagnetice. [30][32][61]

Din punct de vedere al tipului de undă utilizată în tehnica de investigație, se pot distinge următoarele categorii: [30][32]

- Tehnici bazate pe ultrasunete: Ecografia Doppler, IVUS (Intravascular Ultrasound – tehnică intravasculară cu ultrasunete);
- Tehnici bazate pe unde electromagnetice: angiografia, imagistica prin tomografie computerizată, imagistica prin rezonanță magnetică nucleară, imagistica modernă în medicina nucleară (scintigrafia, PET-CT tomografia cu emisie de pozitroni combinată cu tomografia computerizată).

În funcție de tehnica aleasă, se pot obține detalii anatomice ale cordului și vaselor investigate și/sau măsurători ale parametrilor fiziologici.

Angiografia este o metodă invazivă de investigare a sistemului vascular, realizându-se sub control radiologic oferind imagini detaliate, reale. Procedura specifică pentru analiza sistemului coronarian este coronarografia. Pentru punerea în evidență a segmentelor vasculare se utilizează substanțe de contrast, care permit vizualizarea radiologică a arterelor coronare, a obstrucțiilor, prezența unor forme patologice care modifică diametrul vasului. [53][64]

Comparativ cu angiografia, metoda IVUS permite vizualizarea clară a peretelui vascular interior vascular. Cu ajutorul acestei metode pot fi puse în evidență leziunile endovasculare, calcificările vasculare și afecțiuni endoteliale ale arterelor. Investigarea arterelor coronare este cea mai frecventă aplicație a metodei IVUS, pentru investigarea gradului de stenozare și ischemie a miocardului [52][76][78].

Tehnica tomografiei computerizate (CT) permite obținerea unor imagini digitale cu rezoluții spațiale ridicate și diferențieri clare ale diverselor țesuturi ale structurii investigate [64].

Cu ajutorul tehnicii RMN, pot fi obținute imagini detaliate ale inimii, ale arterelor coronare, respectiv pot fi realizate achiziții ale parametrilor fiziologici asociați curgerii prin segmentele investigate, obținându-se astfel curbe de debit asociate ciclului cardiac specific pacientului.

Metodele *in vitro*, computaționale, utilizate în simularea curgerii sângelui prin artera coronară stenozată, oferă o alternativă numerică noninvazivă a analizei hemodinamice a pacientului investigat [48][57][77][94].

Tehnicile CFD (Computational Fluid Dynamics) permit investigarea numerică a diferitelor tipuri de segmente vasculare, de complexitate variabilă. Printre segmentele frecvent investigate se numără: sistemul coronarian, artera carotidă, arterele cerebrale și artera aortă (toracică, abdominală) [101].

Categorii de probleme investigate numeric în domeniul cardiovascular

Cu ajutorul tehnicilor Computational Fluid Dynamics (CFD) pot fi investigate numeric, neinvaziv diferite segmente vasculare, în stare normală sau patologică. Printre segmentele cel mai frecvent investigate se numără arterele coronare, artera carotidă, arterele cerebrale și aorta.

Tehnicile CFD permit obținerea unor rezultate numerice utile în stabilirea tipului de terapie aplicată pacientului. Prin aceste tehnici pot fi investigați parametrii hemodinamici asociați curgerii sau interacțiunii fluid-structură, necesari evaluării gradului de severitate a patologiilor cardiovasculare. Tehnicile CFD permit totodată planificarea preoperatorie individualizată pentru fiecare pacient a intervențiilor chirurgicale de tip bypass. Pe lângă această planificare, tehnica CFD aduce în plus față de celelalte tehnici existente, posibilitatea previzionării evoluției postoperatorii. Astfel, poate fi pusă în evidență fiabilitatea unor grefe, tipuri de suturi sau tehnici chirurgicale utilizate.

Utilizarea tehnicilor CFD presupune existența unor investigații anterioare de tip IVUS, CT, RMN sau angiografie, care să furnizeze detaliile anatomice și parametrii fiziologici utilizați pentru reconstrucția geometriilor vaselor și analiza numerică.

Principalele direcții de analiză numerică în domeniul cardiovascular au următoarele obiective:

- Analiza parametrilor hemodinamici asociați curgerii sangvine: în stenoze, anevrisme, by-pass și capilare;

- Analiza interacțiunii fluid-structură în patologiile vasculare (în cazul patologiilor: stenoze, aneurisme; sau în soluții terapeutice: stentare, bypass).

1.4. Tratamentul stenozelor vasculare

1.4.1. Tipuri de tratamente ale stenozelor vasculare

Scopul terapiilor utilizate în cazul stenozelor vasculare este de a asigura revascularizarea țesuturilor situate proximal de stenoză. În funcție de severitatea ocluziei, și, implicit a gradului de stenozare, se disting următoarele tipuri de tratament:

- Angioplastia cu balon (pentru grad de stenozare mai mic de 50%);
- Angioplastia cu plasare de stent (pentru grad de stenozare cuprins între 50% și 70%);
- Intervenția chirurgicală de tip bypass (în cazul stenozelor cu un grad de severitate peste 70%).

Problema care se pune la utilizarea diferitelor tipuri de dispozitive și metode terapeutice este reprezentată de evoluția postintervențională a pacientului. Au fost realizate diferite studii, la interval de la 30 de zile la 5 ani postintervenție [39]. În cazul angioplastiei clasice și a angioplastiei cu plasare de stent apare restenoza, respectiv restenoza în stent, iar în cazul bypass-urilor apare respingerea grefei.

1.4.2. Intervenția chirurgicală de tip bypass

Procedura de bypass reprezintă o intervenție chirurgicală de remodelare vasculară a vasului afectat de ateroscleroză prin intermediul unor grefe biologice (arteriale, venoase) prin autotransplant de la aceeași persoană, sau grefe artificiale. Operația de bypass coronarian (Coronary Artery Bypass Graft Surgery – CABG) se realizează sub anestezie generală, prin deschiderea toracelui, cu inima oprită (și utilizarea unui echipament de circulație extracorporală), sau cu inima bătând, și constă în montarea unei grefe (grefon) între aortă și artera coronară afectată, pentru remodelare vasculară [53] (Figura 1.12).

Eficiența CABG-ului este corelată în mod direct cu fiabilitatea grefei. O greă este considerată fiabilă după intervenția chirurgicală dacă îndeplinește două condiții: prezența fluxului sanguin prin greă și lipsa stenozei semnificative (>70% din diametru) la nivelul acesteia. Deoarece grefele arteriale și venoase au rate diferite de fiabilitate, este necesară stabilirea unei conduite de selecție care să asigure o eficiență crescută pe termen lung.

Din punct de vedere al fiabilității, fiecare tip de greă prezintă următoarele caracteristici conform Ghidului Internațional publicat de Hillis și alții [46] "ACCF/AHA CABG Guideline" în 2011, în jurnalul *Circulation*: [46][53][41]

a) Vena safenă

- cel mai frecvent utilizată în intervențiile de tip CABG;
- fiabilitatea scade o dată cu timpul;
- între 10% și 25% din grefe se obturează în primul an de la intervenție;
- un procent adițional de 1%-2% din grefe se obturează anual în primii 5 ani de la intervenție, respectiv un procent de 4%-5% din grefe se ocluzează anual în perioada de la 6 până la 10 ani de la intervenție;

- la peste 10 ani de la intervenție, între 50% și 60% din grefe sunt fiabile, dintre care doar jumătate nu prezintă angiografic, afecțiuni aterosclerotice;
 - scăderea fiabilității este datorată expunerii grefei, în urma montajului de bypass, la o presiune arterială mult mai mare față de presiunea existentă fiziologic în venă, conducând astfel la deteriorarea endoteliului vascular, hiperplazie intimală, restenoză sau tromboză.
- b) Artera mamară internă
- peste 90% din grefe sunt fiabile în primii 10 ani de la intervenție;
 - sub 4% din grefe dezvoltă ateroscleroză, și doar 1% prezintă stenoze aterosclerotice de importanță hemodinamică;
 - fiabilitatea crescută este datorată structurii interne continue elastice, care inhibă migrația celulelor musculare netede, respectiv secreția prostaciclinoi și oxidului nitric de către endoteliu, cu rol vasodilatator și inhibitor al agregării particulelor;
 - dezavantajul utilizării arterei mamare interne este dat de posibilitatea dezvoltării spasmului și atrofiei.
- c) Artera radială
- este o arteră musculară, susceptibilă la dezvoltarea spasmului și atrofiei în cazul utilizării ca greafă pentru tratamentul stenozelor de severitate moderată;
 - prezintă fiabilitate ridicată atunci când este utilizată ca greafă pentru intervenția asupra arterei coronare stângi cu grad de severitate a stenozei de peste 70%.
- d) Artera gastroepiploică
- este folosită cel mai mult pentru intervențiile asupra arterei coronare drepte;
 - fiabilitatea la 1, 5 și 10 ani de la intervenție este de 91%, 80%, respectiv 62%;
 - în cazul folosirii la tratamentul stenozelor de severitate medie prezintă riscul apariției spasmului și atrofiei.
- e) Artera epigastrică
- datorită lungimii scăzute, este folosită de obicei în suturile de tip "Y" sau "T";
 - poate dezvolta spasm în cazul utilizării la intervențiile asupra stenozelor medii;
 - se recomandă utilizarea doar în cazul stenozelor severe;
 - prezintă o rată a fiabilității de 90% în primul an de la intervenție.
- f) Grefe artificiale
- nu prezintă risc de spasm sau atrofie;
 - prezintă risc de ocluzie;
 - prezintă risc de biocompatibilitate și respingere a grefei;
 - datorită materialului din care sunt confecționate (dacron, politetrafluoretilen PTFE) permit o manevrare mai ușoară și modelare permanentă față de grefele biologice;
 - sunt rar utilizate.

Tendința actuală este de a realiza intervențiile cât mai puțin invazive, cu inima bătând, și mai multe incizii la nivelul coastelor, pentru a evita deschiderea chirurgicală a toracelui. Unghiul sub care are loc anastomoza grefei de by-pass este

foarte important pentru a nu fi induse tensiuni, parametrii hemodinamici nefavorabili, și, implicit, eșecul grefei în condițiile anatomico-fiziologice nou formate.

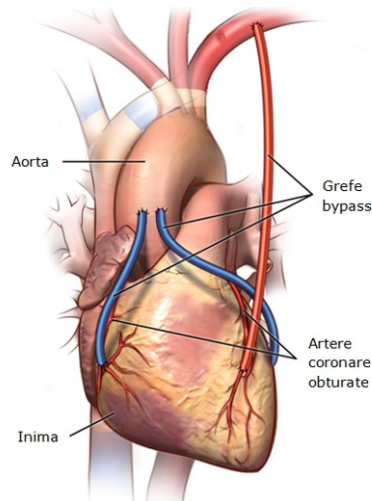


Figura 1.12. Bypass coronarian [110].

Conform ghidurilor și procedurilor chirurgicale internaționale, decizia de intervenție cu bypass, pentru revascularizare chirurgicală este luată de medicul curant, cu următoarele indicații: [41]

1. stenoza semnificativă a trunchiului arterei coronare stângi;
2. stenoze semnificative proximale a trei artere principale coronariene, cu sau fără implicarea porțiunii proximale a arterei descendente anterioare (LAD);
3. stenoze semnificative a două artere coronare principale, incluzând stenoza severă a arterei descendente anterioare, în porțiunea proximală;
4. stenoza semnificativă a unei artere coronare principale, în cazul supraviețuitorilor unui episod de moarte subită cardiacă, urmare a tahicardiei ventriculare indusă de ischemie;
5. stenoza semnificativă coronariană multivasculară sau stenoza semnificativă a LAD, în cazul pacienților cu disfuncție sistolică moderată a ventriculului stâng (fracția de ejeecție între 30% și 50%), cu condiția ca zona de miocard supusă revascularizării să fie viabilă;
6. stenoza semnificativă a LAD cu dovada prezenței ischemiei extinse (se va utiliza pentru revascularizare artera mamară internă stângă);
7. boala coronariană multivasculară și diabetul zaharat, situație în care se preferă CABG, în detrimentul PCI (intervenție coronariană percutană), cu condiția utilizării arterei mamare interne stângi pentru anastomoza cu LAD.

1.5. Complicații postoperatorii

În urma intervențiilor chirurgicale de tip bypass pot apărea complicații care conduc la scăderea fiabilității grefei. În funcție de perioada în care apar, se disting [75]:

- Tromboză (apare la un interval de până la 1 lună);

- Hiperplazia intimală (apare la un interval cuprins între 1 și 12 luni);
- Stenoza și ocluzia, datorată aterosclerozei (apare la peste 12 luni de la intervenție).

Cauzele care conduc la apariția trombozei, conform Parang și alții [75] sunt: alterarea curgerii în zona de anastomoză datorată diferențelor de diametre ale grefei și arterei gazde, ischemia grefei, subțierea stratului endotelial ca urmare a traumei mecanice din timpul intervenției.

Hiperplazia intimală (HI) este definită ca răspuns al celulelor musculare netede la condițiile de curgere nou formate în montajul grefă-arteră gazdă, însoțită de disfuncție endotelială [56]. Studiile arată că în HI aproximativ 20% reprezintă celule musculare netede, care au migrat și au proliferat [56]. Conform Lemson și alții [56] etapele dezvoltării hiperplaziei intinale sunt:

- Proliferarea celulelor vasculare musculare netede în media;
- Migrarea celulelor vasculare musculare netede din media în intimă;
- Expansiunea intimei.

Watase și alții [104] preluat de Lemson și alții [56] prezintă etapele care stau la baza inițierii și dezvoltării hiperplaziei intinale:

- Tromboza prematură;
- Fagocitarea trombilor;
- Apariția și proliferarea fibroblaștilor în pseudointimă;
- Apariția și extensia celulelor endoteliale;
- Apariția celulelor vasculare musculare netede;
- Dezvoltarea hiperplaziei intinale prin proliferarea fibroblaștilor și producerea de fibre de collagen.

Hiperplazia intimală scade fiabilitatea grefei de bypass și este precursorul care conduce la inițierea îngroșării intinale, respectiv restenoza și ocluzia zonei de anastomoză (Figura 1.13). HI apare în vecinătate și inclusiv în zona de anastomoză [56] și apare la bypass-urile realizate atât cu grefe de natură arterială, venoasă, cât și artificială [91]. În cazul grefelor de natură venoasă (vena safenă), disfuncția endotelială a grefei apare ca răspuns al condițiilor de curgere, și implicit acomodarea grefei la presiuni mai ridicate specifice circulației arteriale, comparative cu sistemul venos [56].

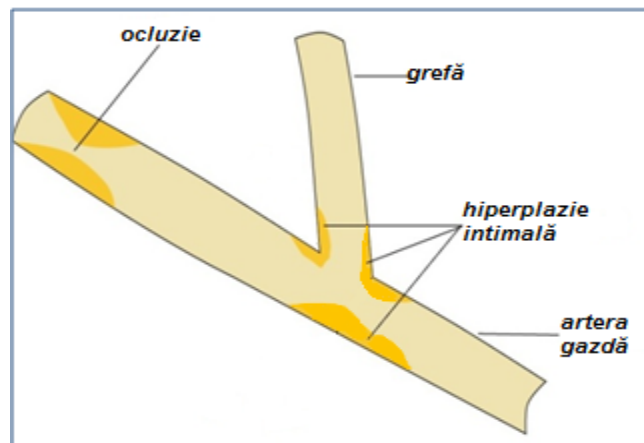


Figura 1.13. Vederea generală a hiperplaziei intinale.

Restenoza este caracterizată morfopatologic, de o asociere între hiperplazia neointimală și remodelarea arterială negativă, cu reducerea consecutivă a lumenului vascular. Această hiperplazie este rezultatul activării celulelor musculare netede din *media* coronarelor cu modificarea fenotipului din contractil în secretor, urmată de proliferarea și migrarea lor și a sintezei și acumulării de constituenți ai matricei extracelulare. Aceste fenomene sunt mediate prin intermediul reacțiilor dintre diverși factori de creștere, citokine, molecule de adeziune specifice inflamatorii, hormoni, factori mecanici, respectiv hemodinamici. [56]

Studiile arată o fiabilitate generală crescută a grefei de 80-90% în primii doi ani de la intervenție, aceasta scăzând anual cu 2-5%. Un procent de până la 30% din totalul pacienților tratați cu bypass necesită o nouă intervenție de revascularizare, datorită dezvoltării semnificative a hiperplaziei intimale. [25]

Choi și alții [22] prezintă o sinteză a ipotezelor dezvoltate de-a lungul timpului cu referire la cauzele inițierii și dezvoltării aterosclerozei: presiunea, valori scăzute ale tensiunii de frecare la perete, valori ridicate ale tensiunii de frecare la perete sau caracterul turbulent al curgerii.

1.6. Tipuri de grefe pentru bypass. Istorie și caracteristici

Conceptul de bypass a apărut încă de la începutul anilor 1900, când, în 1910, Alexis Carrel a descris pentru prima dată bypass-ul coronarian (CABG – coronary artery bypass graft). Intervențiile chirurgicale de bypass coronarian au cunoscut o îmbunătățire majoră prin introducerea echipamentului de circulație extracorporală la sfârșitul anilor 1930, de către dr. John Gibbon, putând fi realizate astfel, atât pe cord bătând, cât mai ales pe cord în repaus. [18][28]

În anul 1952, Demikhov a realizat pentru prima dată o intervenție de bypass cu arteră toracică stângă pe câini. În 1964, Spencer a realizat prima anastomoză utilizând arteră toracică stângă, iar Kolesov a realizat prima intervenție folosind tehnici de sutură. Utilizarea venei safene ca grefă de bypass a fost raportată în 1967 de Favolaro, care a prezentat un studiu realizat pe 180 pacienți. [18][28]

De-a lungul timpului au fost utilizate ca grefe de bypass, în funcție de natura acestora, următoarele tipuri [41]:

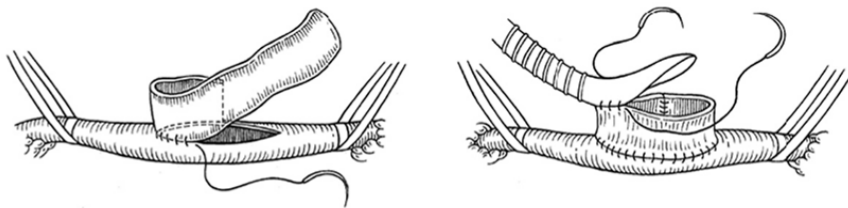
- Grefe venoase: vena safenă;
- Grefe arteriale: artera mamară, artera toracică, artera radială, gastroepiploică și epigastrică inferioară;
- Grefe artificiale din politetrafluoretilena [56].

Recomandările în alegerea grefei vasculare, sunt [41]:

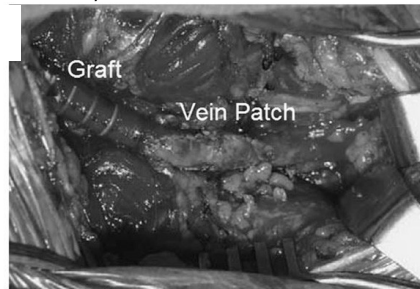
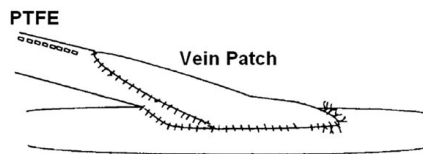
- a) Artera mamară internă stângă (LIMA) - pentru bypass-ul arterei descendente anterioare;
- b) Artera mamară internă dreaptă - pentru bypass-ul arterei descendente anterioare, dacă LIMA nu poate fi folosită;
- c) O a doua arteră mamară internă (BIMA- bilateral internal mammary artery) - pentru bypass-ul arterei circumflexe sau a arterei coronare drepte, fiecare cu stenoze semnificative;
- d) Revascularizația arterială completă - în cazul pacienților sub 60 de ani cu puține comorbidități.

Pentru creșterea fiabilității grefei și evitarea complicațiilor postoperatorii, au fost dezvoltate mai multe tehnici chirurgicale de sutură, printre care [41][56]:

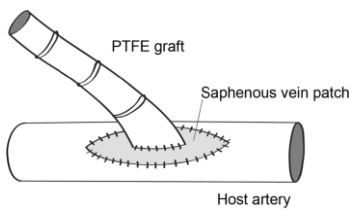
- Miller (Figura 1.14a);
- Taylor (Figura 1.14b);
- Linton (Figura 1.14c);
- Lei (Figura 1.14d);
- Tyrell (Figura 1.14e);
- St. Mary's Boot (Figura 1.14f);
- Karacagil (Figura 1.14g).



a) Tehnica Miller;



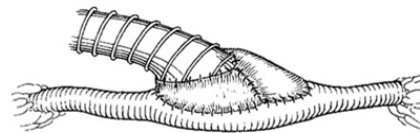
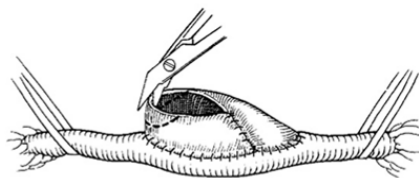
b) Tehnica Taylor;



c) Tehnica Linton;



d) Tehnica Lei;



e) Tehnica Tyrell;



f) Tehnica St. Mary's Boot;

g) Tehnica Karacagil;

Figura 1.14. Tehnici chirurgicale de sutură în intervențiile chirurgicale de bypass aorto-coronarian [41][56].

Toate tipurile de suturi au avut ca punct de plecare condițiile anatomice, respectiv reducerea complicațiilor postoperatorii și creșterea fiabilității grefei. Unele tehnici au fost dezvoltate pentru a putea realiza suturi în care raportul de diametre între grefă și artera gazdă este diferit de 1:1. Prezența manșoanelor (tehnica Miller, Tyrell, St. Mary's Boot) implică creșterea lungimii de sutură, ceea ce conduce la lezarea peretelui vascular, favorizând procesul inflamator postoperator. Din punctul de vedere al dezvoltării hiperplaziei intimale, tehnicile de sutură prezentate nu reduc semnificativ riscul dezvoltării acestei complicații. Astfel, se poate concluziona că alegerea tipului de sutură se face ținând cont de condițiile anatomice specifice pacientului și zonei unde se intervine.

1.7. Tendințe actuale în terapia chirurgicală cardiovasculară de tip bypass

Eficiența intervențiilor chirurgicale de tip bypass este dată de fiabilitatea pe termen scurt, mediu și lung a grefei. De-a lungul timpului au fost elaborate o serie de teorii legate de cauzele care conduc la eșecul grefei, însă aceste nu sunt pe deplin înțelese nici în prezent. Astfel au fost elaborate ipoteze în direcția biologiei celulare, biochimiei, respectiv a hemodinamicii. O preocupare importantă este legată de factorii mecanici hemodinamici asociați curgerii prin montajul grefă-arteră gazdă.

Printre factorii care influențează patența grefei [22][41][54][90], se numără:

- Existența unei curgeri competitive datorată prezenței stenozei cu un grad sub 100%;
- Poziția suturii grefei față de stenoză;
- Unghiul de anastomoză;
- Natura grefei utilizate (arterială, venoasă, artificială);
- Geometria grefei (planară, neplanară);
- Tehnica de sutură utilizată.

Tendința actuală este de a crește patența grefei, prin îmbunătățirea curgerii prin bypass, și, implicit prin optimizarea tipului grefei și a modului în care are loc sutura.

O direcție abordată în optimizarea curgerii în zona de sutură a fost analiza unghiului de anastomoză, responsabil în principal pentru prezența zonelor de recirculare în regiunea de anastomoză. Totodată, unghiul de anastomoză este un

factor important în reducerea fenomenului de hiperplazie intimală. În cazul bypass-urilor drepte, literatura de specialitate prezintă ca variantă optimă, sutura cu un unghi sub 30° (Figura 1.15). În această situație apare un câmp hemodinamic mai uniform comparativ cu celelalte variante [41]. Dezavantajul utilizării unor valori reduse pentru unghiul de sutură o reprezintă creșterea lungimii de sutură, respectiv creșterea zonei în care vasul este lezat chirurgical.

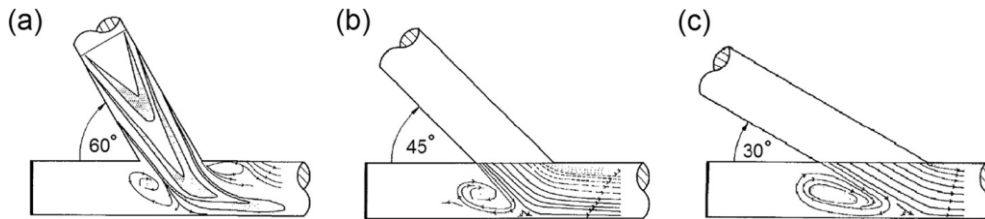


Figura 1.15. Variante de anastomoză cu unghiuri diferite: a) 60° , b) 45° și c) 30° [41].

Pentru obținerea unui amestec omogen în zona de anastomoză, un interes crescut a fost acordat în ultima perioadă bypass-urilor cu structură elicoidală. În cadrul acestor variante constructive, zonele de recirculare în regiunea de anastomoză sunt reduse. Mixing-ul de particule este ridicat, fapt care favorizează reducerea complicațiilor postoperatorii de hiperplazie intimală și restenoză. Această supoziție este susținută și de faptul că în organismul uman există o regiune, la nivelul arcului aortic, unde, în mod natural, este dezvoltată o curgere cu swirl. În această zonă au fost raportate incidențe scăzute de apariție a stenozelor. Această observație a consolidat ideea referitoare la faptul că prezența unei curgeri într-o geometrie elicoidală poate să asigure reducerea complicațiilor postoperatorii. [41][69][50]

Literatura de specialitate prezintă raportări ale utilizării clinice ale grefelor elicoidale, în cazul șunturilor artero-venoase, pentru pacienții cu insuficiență renală, cu rezultate favorabile. Figura 1.16 prezintă o variantă de grefă elicoidală utilizată în intervențiile chirurgicale de bypass artero-venos [41]. Acest lucru susține ideea utilizării acestei variante geometrice și în cazul bypass-urilor de tip aorto-coronarian.

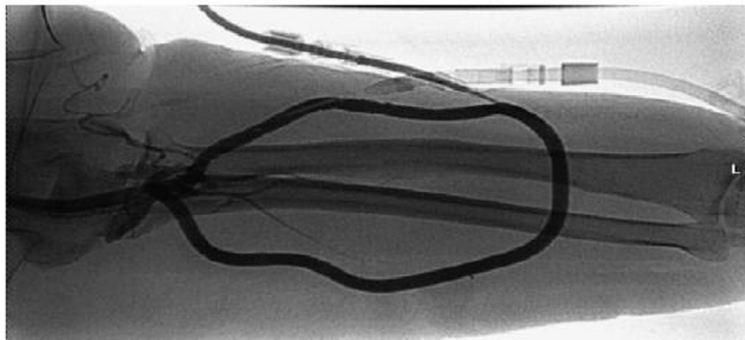


Figura 1.16. Grefă elicoidală utilizată în bypass artero-venos. [41]

1.8. Scopul și obiectivele tezei

Scopul acestei teze de doctorat este de a identifica, analiza și evalua utilizarea bypass-ului de tip elicoidal pentru reducerea sau eliminarea recidivelor intervențiilor chirurgicale de tip bypass aorto-coronarian.

Obiectivele propuse în cadrul acestei teze de doctorat sunt:

- OS1 Analiza numerică a hidrodinamicii bypass-urilor coronariene drepte
- OS2 Studiul experimental al hidrodinamicii bypass-urilor coronariene drepte
- OS3 Corelarea hemodinamicii cu fenomenul de depunere a particulelor solide la peretele vasului
- OS4 Analiza numerică și experimentală a hidrodinamicii bypass-ului elicoidal

Îndeplinirea obiectivelor menționate este realizată prin intermediul următoarelor activități:

- Analiza numerică a curgerii prin vase stenozate cu diferite grade de severitate;
- Analiza numerică și experimentală a curgerii prin diferite configurații de bypass drept, cu unghi de anastomoză de 30° , 45° și 60° ;
- Modelarea matematică a unui tub elicoidal;
- Analiza numerică a curgerii prin tuburi elicoidale cu valori diferite ale excentricității și a numărului de spire;
- Analiza numerică și experimentală a curgerii prin diferite configurații de bypass elicoidal;
- Vizualizarea fenomenului similar inițierii și dezvoltării hiperplaziei intimale, cu ajutorul particulelor magnetice;
- Analiza eficienței bypass-ului elicoidal cu ajutorul particulelor magnetice.

1.9. Structura tezei

Teza este structurată pe 6 capitole.

Primul capitol "Introducere", prezintă noțiuni generale de anatomie, fiziologie și patologie vasculară, metode de tratament actuale, istoria, stadiul actual, descrierea și tendințele în intervențiile chirurgicale de tip bypass.

Capitolul 2 "Hemodinamica vaselor stenozate" prezintă ecuațiile asociate curgerii fluidelor, descrierea stenozelor vasculare și analiza numerică a curgerii prin stenoze cu grade de severitate diferite.

Capitolul 3 "Hemodinamica bypass-ului drept" prezintă analiza numerică și experimentală asociată curgerii prin diferite configurații de bypass drept. Sunt studiate influențele unghiului de anastomoză, a poziției de sutură a grefei și a gradului de stenozare asupra câmpului hemodinamic. Parametrii hemodinamici considerați sunt tensiunea de frecare la perete și căderea de presiune.

Capitolul 4 "Hidrodinamica tuburilor elicoidale" este compus din două părți. Prima parte "Modelul matematic și computațional al unui tub elicoidal" descrie modelul matematic al curbelor elicoidale și al unui tub elicoidal. Este prezentat un algoritm computațional de generare al unui tub elicoidal, de discretizare și impunere a condițiilor la limită în cadrul unei aplicații software proprii dezvoltate, HeliX. A doua parte a capitolului, "Curgerea în tuburi elicoidale", prezintă analiza numerică asociată curgerii prin diferite configurații de tub elicoidal, cu număr de spire și pas diferit. Eficiența acestui tip de tub, cu aplicație ca grefă de bypass, a fost

studiată din punct de vedere a helicității, a căderii de presiune, precum și al aspectului câmpului de viteză în secțiunea de ieșire a tubului.

În cadrul capitolului 5 "Hemodinamica bypass-ului elicoidal" este analizată numeric și experimental curgerea prin diferite configurații de bypass elicoidal. Eficiența acestui tip de bypass este evaluată cu ajutorul tensiunii de frecare la perete, a căderii de presiune și, experimental, cu ajutorul particulelor magnetice.

Capitolul 6 "Concluzii și contribuții personale" prezintă concluziile generale ale prezentei lucrări și perspectivele de continuare a cercetării în domeniul bypass-urilor, elaborate pe baza rezultatelor obținute, precum și contribuțiile personale aduse în această teză de doctorat.

De asemenea lucrarea conține o anexă reprezentând codul sursă al aplicației software HeliX și lucrări științifice reprezentative, elaborate și publicate pe durata programului de pregătire doctorală.

1.10. Concluzii

Investigarea detaliată a sistemului cardiovascular, în special a segmentului vascular coronar, este foarte importantă în stabilirea corectă a diagnosticului și tipului de terapie utilizată. Tehnicile imagistice actuale permit obținerea de informații precise și clare, utile medicului curant. Printre tehnicile moderne frecvent utilizate se numără angiografia, metoda IVUS, tomografia computerizată, imagistica prin rezonanță magnetică nucleară sau alte tehnici de medicină nucleară. Dezvoltarea științei, în special a ingineriei, a condus la tehnici sau metode cât mai puțin invazive pentru pacient. O metodă de analiză hemodinamică *in vitro* este cea numerică, unde, cu ajutorul instrumentelor specifice mecanicii fluidelor au putut fi dezvoltate procedee numerice sau computaționale de investigare a curgerii prin segmentele vasculare de interes. Astfel, cu ajutorul modelelor computaționale pot fi planificate intervenții chirurgicale sau pot fi dezvoltate diferite tehnici sau dispozitive (stenturi, grefe) care să îmbunătățească curgerea în segmentul vascular afectat, respectiv să reducă complicațiile postintervenționale.

Definită ca patologie a vaselor medii și mari, ateroscleroza este una din afecțiunile principalele cauzatoare de deces la nivel mondial. În funcție de severitate, metodele de tratament ale vaselor stenozate afectate de ateroscleroză, sunt: angioplastia cu balon, angioplastia cu plasare de stent și intervențiile chirurgicale de tip bypass. Complicația postintervențională majoră asociată angioplastiei este restenoza, respectiv în cazul bypass-ului, hiperplazia intimală, ce conduce la ocluzia vasului, eșecul grefei ischemie și infarct. Pentru evitarea complicațiilor asociate intervențiilor de bypass coronarian în special, au fost dezvoltate de-a lungul timpului noi tehnici de sutură, fiind analizate totodată și diferite tipuri de grefe.

În funcție de tipul grefei au fost utilizate de-a lungul timpul grefe venoase (vena safenă), arteriale (artera mamară, radială) sau artificiale (din politetrafluoretilen). Utilizarea venei safene ca grefă pentru bypass-urile arterelor coronare, conduce în timp la eșecul acesteia, manifestat prin apariția hiperplaziei intinale, și necesitatea revascularizării chirurgicale pe termen mediu sau lung. Acest fapt se datorează presiunii ridicate la care este supusă grefa venoasă, care este recoltată din sistemul venos, unde presiunile sunt mai scăzute.

Studiile au arătat că factorii hemodinamici asociați curgerii prin montajul grefă-arteră gazdă au un rol important în fiabilitatea grefei pe termen scurt, mediu

și lung. Un accent important a fost pus pe unghiul de anastomoză a bypass-ului, datorită efectelor hemodinamice pe care le induce în zona de anastomoză și în vecinătatea acesteia. În funcție de valoarea unghiului de sutură, pot apărea zone cu valori scăzute ale tensiunii de frecare la perete. Valori scăzute ale acestui parametru sunt asociate prezenței zonelor de recirculare. Existența acestor zone favorizează stagnarea particulelor în acea regiune, dezvoltarea hiperplaziei intimale, a aterosclerozei, restenozei sau formarea trombilor. În ceea ce privește unghiul de anastomoză, recomandarea, din punct de vedere hemodinamic, este, ca sutura grefei să fie realizată sub un unghi cât mai redus, sub 30° , însă acest lucru este uneori imposibil, datorită limitărilor anatomice. În același timp, obținerea unui unghi de anastomoză redus, presupune lezarea unei suprafețe mai extinse atât din grefă, cât și din artera gazdă, iar suprafața de sutură este mai extinsă. Această traumă vasculară, favorizează într-o anumită măsură apariția disfuncției endoteliale, respectiv a hiperplaziei intimale și restenozei. Pentru evitarea acestei situații au fost dezvoltate o serie de tehnici de sutură, respectiv diferite tipuri de bypass.

Tendința actuală este de a îmbunătăți parametrii hemodinamici asociați regiunii de anastomoză, prin utilizarea unor tehnici sau tipuri de grefe care să conducă la creșterea valorii tensiunii de frecare la perete, peste pragul critic de dezvoltare a aterosclerozei.

În ultima perioadă, un accent important a fost acordat geometriei grefei, fiind diferențiate două tipuri de grefe: drepte și elicoidale. În cazul bypass-urilor drepte, fenomenele hemodinamice care apar în vecinătatea și în zona de anastomoză, manifestată prin prezența zonelor de recirculare, conduc la apariția hiperplaziei intimale. O soluție inginerescă de reducere a acestor zone de recirculare, este reprezentată de utilizarea unor grefe elicoidale, care prin dezvoltarea unor curgeri secundare, favorizează mixing-ul de particule și reduc complicațiile postoperatorii.

La nivelul organismului uman, în arcul aortic, s-a observat prezența unei curgeri elicoidale, fiind raportate în literatura de specialitate un număr redus de cazuri care au dezvoltat plăci aterosclerotice în acea regiune. Această observație consolidează ideea utilizării grefelor elicoidale în intervențiile chirurgicale de bypass aorto-coronarian, cu scopul reducerii complicațiilor postoperatorii, respectiv creșterii fiabilității grefei. Această idee este susținută și de rezultatele favorabile obținute în utilizarea clinică a grefelor elicoidale la nivelul șunturilor artero-venoase, în cazul pacienților cu insuficiență renală, care urmează proceduri de dializă, metodă binecunoscută în literatura de specialitate.

2. HEMODINAMICA VASELOR DE SÂNGE STENOZATE

Rolul sistemului vascular este de transport al substanțelor în interiorul organismului uman. Componenta principală a acestui proces de transport este sângele. Intervenind în reglarea temperaturii corporale, hemostaza și funcția imunologică de apărare a organismului uman, sângele este un fluid biologic bifazic, compus dintr-o fază lichidă (plasma) și o fază solidă (elementele figurate). [4][26][31]

Acest capitol prezintă proprietățile fizice asociate sângelui, ecuațiile care guvernează curgerea fluidelor – hemodinamică teoretică, și analiza numerică a curgerii prin vase stenozate cu diferite grade de severitate.

2.1. Proprietăți fizice ale sângelui

Sângele este un fluid vâscos, cu proprietăți vârcoelastice, care preia, înmagazinează și disipă energia transmisă de inimă, prin pulsațiile ciclului cardiac [48]. Womersley a demonstrat inițial că sângele este un fluid vâscos newtonian[5]. Studiile continue au arătat că sângele este un fluid vâscos nenenewtonian tixotrop, care depinde de temperatură și condițiile fiziopatologice [5][48][49].

Volumul normal de sânge în organismul uman variază în funcție de sex și structura fiecărui organism. Studiile arată că volumul de sânge pentru o persoană cu masa corporală de 70 kg, variază, în cazul persoanelor de sex feminin între 4 și 4,5 l, respectiv 4,5-5 l în cazul persoanelor de sex masculin. [26]

2.1.1. Elemente de hematologie

Sângele este constituit din plasmă și elemente figurate.

Plasma este formată din apă (în proporție de 90-92%), în care sunt dizolvate substanțe anorganice și organice (electroliti, nutrienți, proteine, metaboliți, vitamine, hormoni, gaze). Rolul fiziologic principal al plasmei este de transport al substanțelor dizolvate, de realizare a hemostazei. Hemostaza este realizată prin menținerea unei presiune osmotice coloidale constante [4][26].

Elementele figurate reprezintă faza solidă, celulară a sângelui. Ele se împart în: globule roșii (eritrocite), globule albe (leucocite) și plachete sangvine (trombocite).

Eritrocitele au în componența lor hemoglobina și au formă de disc biconcav. Reprezintă 98% din totalul elementelor figurate și sunt celule flexibile, putând fi deformate în funcție de solicitările mecanice, chimice sau termice. Au rol important în transportul oxigenului (sub forma oxihemoglobinei) și a dioxidului de carbon (sub forma carboxihemoglobinei) la nivelul sistemului circulator, reglând totodată pH-ul corporal [4][26][36]. Concentrația de celule roșii, raportată la volumul sângelui, reprezintă hematocritul, cu rol important în stabilirea proprietăților mecanice ale sângelui [36].

Celulele albe reprezintă mai puțin de 1% din volumul sângelui, având rol important în protecția organismului. Celulele albe au formă sferică și au rol imunologic de apărare, în neutralizarea corpurilor străini (virusuri și bacterii) și crearea de anticorpi. Din punct de vedere morfologic, celulele albe se clasifică în: euzinofile, bazofile, neutrofile (granulocite), monocite și limfocite. Deoarece concentrația celulelor albe, raportată la volumul de sânge, în mod normal, este scăzută, aceste celule nu influențează vâscozitatea sângelui. Influențele apar în cazuri patologice [4][26][36].

Plachetele sangvine au un rol determinant în mecanismul de hemostază, favorizând coagularea sângelui. Datorită dimensiunilor și concentrației scăzute, raportate la volumul sângelui, trombocitele nu influențează vâscozitatea acestuia.

Variația concentrației diferitelor elemente figurate are loc în condiții patologice, printre care se numără: anemii, leucemii și dezechilibre ale coagulării [53].

Mărimi fizice caracteristice sângelui

Comportarea sângelui în sistemul circulator este influențată de proprietățile fizice asociate. Mărimile fizice importante care caracterizează sângele sunt:

- Vâscozitatea;
- Densitatea.

2.1.2. Vâscozitatea

Fiind un fluid vâscoelastic, sângele prezintă vâscozitate, dată de prezența elementelor figurate și implicit a concentrației celulelor roșii. Valoarea normală a hematocritului variază în funcție de vârstă și sex, între 40-54 %, în cazul persoanelor de sex masculin, respectiv 37-47% în cazul persoanelor de sex feminin [26]. În condiții patologice, valoarea hematocritului poate scădea (boli cardiace) sau poate crește (tromboză venoasă) [14][83]. Curgerea sângelui prin vase de diametre mici este posibilă datorită proprietății de elasticitate - deformabilitate a celulelor sangvine.

Vâscozitatea este definită ca proprietatea fluidului de a se opune curgerii.

Vâscozitatea dinamică se poate calcula din relația (2.1):

$$\tau = \eta \frac{\partial v}{\partial y}, \quad (2.1)$$

unde: τ – tensiunea tangențială între două straturi de fluid

η – vâscozitatea dinamică

$\frac{\partial v}{\partial y}$ - gradientul vitezei în direcția perpendiculară pe straturile fluidului

Vâscozitatea cinematică (ν) este definită ca raport dintre vâscozitatea dinamică (η) și densitatea fluidului (ρ), conform relației (2.2):

$$\nu = \frac{\eta}{\rho}. \quad (2.2)$$

Valoarea vâscozității variază, fiind influențată de: hematocrit, concentrația celorlalte elemente figurate sangvine, temperatură, vâscozitatea și compoziția plasmii, sex, vârstă, precum și de condițiile patologice [36]. Unitatea de măsură a vâscozității dinamice, frecvent utilizată, este cP („centiPoise”), echivalent cu 1

$g/(cm*s)$, respectiv $Pa*s$. Vâscozitatea cinematică are ca unitate de măsură St (Stokes), echivalentă cu $1 mm^2/s$.

Giovanni et al. [36], a măsurat vâscozitatea dinamică pentru o persoană de sex feminin, cu vârsta de 25 ani și hematocrit 40%, la temperatura de $23^{\circ}C$. Studiul a evidențiat o variație a vâscozității, în funcție de modelul matematic ales, între 57,46 și $87,5 mPa*s$. Analiza reologică a sângelui are loc la temperatura de $37^{\circ}C$ sau poate fi realizată pentru temperaturi cuprinse între 20 și $25^{\circ}C$.

Sângele prezintă proprietatea de tixotropie, suferind o transformare reversibilă, prin agitare devenind mai fluid.

În funcție de dependența tensiune tangențială – gradient de viteză, fluidele se împart în: fluide newtoniene și neneutroniene. În cazul fluidelor newtoniene, dependența este liniară. Fluidele neneutroniene prezintă o dependență curbilinie și nu respectă legea lui Newton asupra vâscozității, descrisă prin relația (2.1). În cadrul sistemului circulator, sângele este considerat fluid newtonian, la curgerea prin vase mari, respectiv neneutronian la curgerea prin vase mici.

2.1.3. Densitatea

Densitatea într-un punct al unui fluid este definită ca fiind limita raportului dintre masa Δm a unui element de volum ΔV din jurul punctului considerat și volumul ΔV al elementului, când acesta tinde la 0, conform ecuației (2.3) [33].

$$\lim_{\Delta V \rightarrow 0} \frac{\Delta m}{\Delta V} = \frac{dm}{dV}, \quad (2.3)$$

Densitatea unui fluid depinde de presiune și de temperatură. În cazul lichidelor, această variație este foarte redusă, fiind considerată neglijabilă [19].

În cazul unui fluid omogen, densitatea este numeric egală cu masa unității de volum, și are aceeași valoare în toate punctele fluidului, fiind descrisă de ecuația (2.4) [33].

$$\rho = \frac{m}{V}, \quad (2.4)$$

Unitatea de măsură a densității în Sistemul Internațional este kg/m^3 . Densitatea unui fluid este denumită și masa specifică a fluidului. [16]

Mărimea fizică derivată din densitate este greutatea specifică. Definită ca greutatea conținută în unitatea de volum [19], greutatea specifică γ a unui fluid, calculată într-un punct al său, reprezintă limita raportului dintre greutatea ΔG a unui element de volum ΔV din jurul punctului considerat și volumul elementului, când acesta tinde la 0, conform ecuației (2.5) [11].

$$\lim_{\Delta V \rightarrow 0} \frac{\Delta G}{\Delta V} = \frac{dG}{dV}, \quad (2.5)$$

În cazul unui fluid omogen, greutatea specifică γ a fluidului este numeric egală cu greutatea unității de volum, și are aceeași valoare în orice punct al fluidului, fiind descrisă de ecuația (2.6) [33].

$$\gamma = \rho g. \quad (2.6)$$

unde: g - accelerația gravitațională [m/s^2].

Densitatea fiziologică a sângelui are valori cuprinse între 1050 și $1070 kg/m^3$ și variază în funcție de starea patologică a pacienților [93].

2.2. Hemodinamică teoretică. Ecuații care guvernează curgerea

În funcție de caracteristicile segmentelor vasculare, sângele are o curgere laminară, tranzitorie sau turbulentă, care poate favoriza inițierea și propagarea diferitelor patologii [4][48].

Ecuațiile care descriu fenomenele de curgere a sângelui sunt cele specifice mecanicii fluidelor: de continuitate, de mișcare și a energiei.

a) Ecuația de continuitate

Principiul conservării masei arată că masa conținută într-un volum V , mărginit de suprafața S , rămâne constantă în timpul mișcării, dacă nu are loc niciun schimb de substanță cu exteriorul. [2][16][23][92]

Exprimarea matematică este:

$$\frac{d}{dt} \int_{V(t)} \rho dV = 0, \quad (2.7)$$

Forma integrală a ecuației de continuitate, pentru un volum arbitrar de fluid, V , este:

$$\int_V \left[\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) \right] dV = 0, \quad (2.8)$$

unde: V - elementul de volum;
 ρ - densitatea fluidului,
 t - timpul;
 \vec{v} - viteza;
 ∇ - operatorul nabra

Forma locală a ecuației de continuitate pentru unitatea de volum dV este:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) &= 0, \\ \frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{v} \cdot \nabla \rho + \rho \nabla \cdot \vec{v} &= 0, \end{aligned} \quad (2.9)$$

Pentru fluide incompresibile (lichide - sânge), $\rho = \text{const}$, ecuația de continuitate este:

$$\nabla \cdot \vec{v} = 0, \quad (2.10)$$

În coordonate carteziene, ecuația (2.10) are forma:

$$\frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} + \frac{\partial v_z}{\partial z} = 0. \quad (2.11)$$

b) Ecuația de mișcare

Ecuațiile de mișcare ale fluidului omogen derivă din formele integrale sau diferențiale ale următoarelor legi de conservare: [47]

- Conservarea masei (ecuația de continuitate);

- Conservarea momentului (legea a doua a lui Newton);
- Conservarea energiei (prima lege a termodinamicii).

Asupra unui volum de fluid acționează forțe masice și superficiale, care determină deplasarea fluidului cu viteza \vec{v} : [2][16][23][33][92]

- Forțe masice (în interiorul volumului de fluid):

$$\vec{F}_m = \int_V \rho \vec{f} dV, \quad (2.12)$$

- Forțe superficiale (acționează pe suprafața ce delimitează volumul)

$$\vec{F}_s = \int_S -p \vec{n} dS, \quad (2.13)$$

unde: ρ - densitatea fluidului;

\vec{f} - accelerația forțelor masice;

p - presiunea;

$p\vec{n}$ - tensiunea normală (compresiune)

Ecuția de mișcare se obține prin aplicarea relațiilor legii a II-a a dinamicii (Newton) și a variației în timp impulsului unui volum fluid, care este egală cu suma forțelor care acționează asupra volumului fluid.

Ecuția de mișcare a fluidelor nevâscoase (ideale), numită și **ecuația Euler** a mișcării, este:

$$\frac{d\vec{v}}{dt} = -\nabla p + \rho \vec{f}, \quad (2.14)$$

Ecuția de mișcare a fluidelor vâscoase, numită și **ecuația Navier-Stokes**, are următoarea formă în mișcare laminară [6][13]:

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\vec{v}\vec{v}) \right) = \rho \vec{f} - \nabla p + \eta \Delta \vec{v}, \quad (2.15)$$

unde: η - vâscozitatea dinamică a fluidului;

Δ - operatorul Laplace, aplicat vitezei.

Într-un sistem de coordonate carteziene, relația (2.15) are următoarele forme, reprezentând ecuația Navier-Stokes pentru curgerea unui fluid incompresibil cu proprietăți constante: [47]

- Componenta x

$$\rho \left(\frac{\partial v_x}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_x}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_x}{\partial z} \right) = \rho f_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \eta \left(\frac{\partial^2 v_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_x}{\partial z^2} \right), \quad (2.16)$$

- Componenta y

$$\rho \left(\frac{\partial v_y}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_y}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_y}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_y}{\partial z} \right) = \rho f_y - \frac{\partial p}{\partial y} + \eta \left(\frac{\partial^2 v_y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_y}{\partial z^2} \right), \quad (2.17)$$

- Componenta z

$$\rho \left(\frac{\partial v_z}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_z}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_z}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} \right) = \rho f_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \eta \left(\frac{\partial^2 v_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial z^2} \right), \quad (2.18)$$

În funcție de tensorul tensiunilor vâscoase, τ , ecuația Navier-Stokes pentru un fluid newtonian, poate fi scrisă în formă vectorială conform relației:[47]

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \nabla \vec{v} \right) = \rho \vec{f} - \nabla p + \nabla \cdot \tau, \quad (2.19)$$

Într-un sistem de coordonate carteziene, relația (2.19) are următoarele componente:[47]

- Componenta x

$$\rho \left(\frac{\partial v_x}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_x}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_x}{\partial z} \right) = \rho f_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial x} \tau_{xx} + \frac{\partial}{\partial y} \tau_{yx} + \frac{\partial}{\partial z} \tau_{zx}, \quad (2.20)$$

- Componenta y

$$\rho \left(\frac{\partial v_y}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_y}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_y}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_y}{\partial z} \right) = \rho f_y - \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial x} \tau_{xy} + \frac{\partial}{\partial y} \tau_{yy} + \frac{\partial}{\partial z} \tau_{zy}, \quad (2.21)$$

- Componenta z

$$\rho \left(\frac{\partial v_z}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_z}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_z}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} \right) = \rho f_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial x} \tau_{xz} + \frac{\partial}{\partial y} \tau_{yz} + \frac{\partial}{\partial z} \tau_{zz}, \quad (2.22)$$

Componentele tensorului sunt descrise de ecuațiile: [47]

$$\tau_{xx} = 2\eta \frac{\partial v_x}{\partial x} + \lambda \nabla \cdot \vec{v}, \quad (2.23)$$

$$\tau_{yy} = 2\eta \frac{\partial v_y}{\partial y} + \lambda \nabla \cdot \vec{v}, \quad (2.24)$$

$$\tau_{zz} = 2\eta \frac{\partial v_z}{\partial z} + \lambda \nabla \cdot \vec{v}, \quad (2.25)$$

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} = \eta \left(\frac{\partial v_x}{\partial y} + \frac{\partial v_y}{\partial x} \right), \quad (2.26)$$

$$\tau_{xz} = \tau_{zx} = \eta \left(\frac{\partial v_z}{\partial x} + \frac{\partial v_x}{\partial z} \right), \quad (2.27)$$

$$\tau_{yz} = \tau_{zy} = \eta \left(\frac{\partial v_y}{\partial z} + \frac{\partial v_z}{\partial y} \right), \quad (2.28)$$

unde, λ - al doilea coeficient al vâscozității.

În cazul fluidelor incompresibile ($\nabla \cdot \vec{v} = 0$), relațiile (2.23)-(2.25) devin:

$$\tau_{xx} = 2\eta \frac{\partial v_x}{\partial x}, \quad (2.29)$$

$$\tau_{yy} = 2\eta \frac{\partial v_y}{\partial y}, \quad (2.30)$$

$$\tau_{zz} = 2\eta \frac{\partial v_z}{\partial z} . \quad (2.31)$$

c) Ecuația lui Bernoulli

Ecuația lui Bernoulli se obține din prima integrare a ecuației de mișcare Euler, în raport cu spațiul.

Dacă mișcarea fluidului este elicoidală ($(\nabla \times \vec{v}) \times \vec{v} = 0$) sau irotațională ($\nabla \times \vec{v} = 0$), dacă mișcarea se realizează pe o linie de curent sau o linie de vârtej, ecuația lui Bernoulli este scrisă sub forma:

$$\int \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} \cdot d\vec{r} + \frac{v^2}{2} + \int \frac{dp}{\rho} + U = \text{const} , \quad (2.32)$$

unde: \vec{v} - viteza;
 t - timpul;
 \vec{r} - vectorul de poziție;
 p - presiunea;
 ρ - densitatea fluidului;
 U - potențialul forțelor masice exterioare.

Dacă mișcarea este staționară, iar potențialul forțelor masice exterioare este $U = gz + \text{const}$, atunci ecuația lui Bernoulli scrisă între punctele 1 și 2 ale conductei prin care acesta curge, este:

$$\int \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} \cdot d\vec{r} + \frac{v^2}{2} + \int \frac{dp}{\rho} + U = \text{const} . \quad (2.33)$$

unde: v_1, v_2 - vitezele în punctele 1 și 2;
 g - accelerația gravitațională;
 γ - greutatea specifică a fluidului;
 z_1, z_2 - înălțimea la care sunt situate punctele 1 și 2 ale conductei prin care curge fluidul

d) Ecuația energiei

Ecuația energiei este o ecuație cu derivate parțiale care face legătura între fenomenele mecanice și termodinamice care au loc în fluide. Ecuația energiei reprezintă expresia matematică a principiului întâi al termodinamicii, fiind aplicată atât fluidelor ideale, cât și reale.[16]

Principiul I al termodinamicii, aplicat particulei P , de masă unitate, relativ la intervalul infinitesimal dt , este:

$$dQ_c + dQ_v = dE + pd\left(\frac{1}{\rho}\right) , \quad (2.34)$$

Dacă se presupune că particula se mișcă în jurul unui perete mai cald, va avea loc un schimb de căldură prin conductibilitate, de la perete la fluid. Particula P de masă unitate va primi, prin conducție, cantitatea de căldură dQ_c , precum și o cantitate de căldură suplimentară dQ_v , datorată lucrului mecanic al forțelor de vâscozitate, normale și tangențiale, care acționează pe fețele particulei P .

Prin exprimarea termenilor relației (2.34), se obține următoarea formă a ecuației energiei:

$$\rho \frac{dE}{dt} = -p\rho \frac{d}{dt}\left(\frac{1}{\rho}\right) + \Phi + \nabla \cdot (\lambda_t \nabla T) , \quad (2.35)$$

unde: ρ - densitatea fluidului;
 t - timpul;
 p - presiunea fluidului;
 Φ - funcție de disipație;
 λ_t - coeficientul de conductivitate termică;
 T - temperatura absolută.

O parte a lucrului mecanic al forțelor de vâscozitate se transformă în energie mecanică (cinetică și de presiune), cealaltă parte fiind transformată în căldură.

Ecuția energiei scrisă în funcție de entropia S , este:

$$\rho T \frac{dS}{dt} = \Phi + \nabla \cdot (\lambda_t \nabla T) , \quad (2.36)$$

Ecuția generală a energiei totale, numită și forma a doua a ecuației energiei, este:

$$\rho \frac{d}{dt} \left(i + \frac{v^2}{2} \right) = \rho \vec{v} \vec{F} + \frac{\partial p}{\partial t} + \nabla \cdot \left(\eta \nabla v^2 + \eta (\nabla \times \vec{v}) \times \vec{v} - \frac{2}{3} \eta \vec{v} \nabla \cdot \vec{v} + \lambda_t \nabla T \right) , \quad (2.37)$$

unde: $i = E + \left(\frac{p}{\rho} \right)$ - entalpia;
 η - vâscozitatea dinamică a fluidului.

Dacă mișcarea este staționară, ecuația (2.24) devine:

$$\nabla \cdot \left(\rho \vec{v} \left(i + \frac{v^2}{2} \right) - \eta \nabla \left(\frac{i}{\sigma} + v^2 \right) + \eta (\nabla \times \vec{v}) \times \vec{v} + \frac{2}{3} \eta \vec{v} \nabla \cdot \vec{v} \right) = 0 . \quad (2.38)$$

unde: $\sigma = \frac{\eta c_p}{\lambda}$ - numărul lui Prandtl

2.3. Hemodinamica vaselor de sânge stenozate

În funcție de caracteristicile segmentelor vasculare, sângele are o curgere laminară, tranzitorie sau turbulentă, care poate favoriza inițierea și propagarea diferitelor patologii [4][48]. Dezvoltarea aterosclerozei conduce la obturarea parțială sau totală a vaselor de sânge, manifestări numite stenoze.

În cadrul acestui subcapitol a fost realizată analiza numerică a curgerii prin vase stenozate cu diferite grade de severitate. Scopul analizei este acela de a pune în evidență efectele hemodinamice induse de stenoză, prin analiza parametrilor hemodinamici semnificativi pentru practica clinică, căderea de presiune și tensiunea de frecare la perete. Prezența stenzelor are ca efecte creșterea vitezei de curgere a fluidului în zona obturată, respectiv creșterea căderii de presiune.

Analiza curgerii prin stenoze, reprezintă un punct important al tezei de doctorat, deoarece, în urma tratamentelor aplicate vaselor stenozate, se dorește obținerea unor parametrii hemodinamici îmbunătățiți, comparativ cu situația ocluzată inițială.

2.3.1. Severitatea stenozei

Stenozele reprezintă îngustarea lumenului arterial, al diametrului vasului de sânge, ca efect al dezvoltării plăcii aterosclerotice. Severitatea stenozei poate fi evaluată prin parametrul numit grad de severitate.

În funcție de caracteristica geometrică utilizată în calculul acestui grad, putem distinge:

- Grad de severitate - calculat în funcție de diametru ($st_D\%$);
- Grad de severitate - calculat în funcție de aria transversală a secțiunii cu valoarea maximă ocluzată ($st_A\%$).

Gradul de severitate calculat în funcție de diametru, poate fi determinat cu formula:

$$st_D\% = \left(1 - \frac{D_s}{D}\right) \cdot 100, \quad (2.39)$$

unde: D_s - diametrul zonei ocluzate,

D - diametrul arterei neafectate (vezi Figura 2.1).

Gradul de severitate calculat în funcție de arie, poate fi determinat cu formula:

$$st_A\% = \left(1 - \frac{A_{neocluzată}}{A_{normală}}\right) \cdot 100, \quad (2.40)$$

unde: $A_{neocluzată}$ - aria suprafeței neocluzată din zona stenozei,

$A_{normală}$ - aria normală a secțiunii transversale a vasului neafectat.

Gradul de stenozare $st_A\%$ poate fi calculat în raport cu diametrele asociate, conform formulei:

$$st_A\% = \left(1 - \left(\frac{D_s}{D}\right)^2\right) \cdot 100. \quad (2.41)$$

Din punct de vedere medical, gradul de stenozare calculat în raport cu aria este mai semnificativ.

Tabelul 2.1 prezintă gradele de stenozare asociate unui vas cu diametrul de 4 mm, considerând severitatea în raport cu diametrul de la 0 la 90% și gradul asociat în raport cu aria.

D	D_s	$st_D\%$	$st_A\%$
4	4	0%	0%
4	3,6	10%	19%
4	3,2	20%	36%
4	2,8	30%	51%
4	2,4	40%	64%
4	2	50%	75%
4	1,6	60%	84%
4	1,2	70%	91%
4	0,8	80%	96%
4	0,4	90%	99%

Diametrul ales este semnificativ pentru artera coronară dreaptă. În cadrul analizei s-a utilizat, ca ipoteză simplificatoare, caracteristica de concentricitate a stenozelor, respectiv s-au considerat toate variantele de stenoză, plecând de la vas normal neocluzat, aplicând un procent de stenozare cuprins între 10% și 90%, în raport cu diametrul.

2.3.2. Geometria vaselor stenozate

Pentru analiza numerică s-au considerat configurațiile geometrice cu un grad de stenozare calculat în raport cu diametrul, cuprins între 0% și 70%. Gradul de stenozare de 70% în raport cu diametrul, corespunde valorii de 91%, determinate în raport cu aria. S-a ales limitarea în raport cu diametrul la 70%, considerând acest nivel sever, aproape total ocluzat.

Conform literaturii de specialitate, intervențiile chirurgicale de tip bypass se realizează pentru grade de severitate de peste 75%, calculate în raport cu aria, corespunzând gradului de 50% calculat în raport cu diametrul.

Figura 2.1 prezintă domeniul asociat stenozelor cu severitate, calculată în raport cu diametrul de 50%, corespunzând gradului de 75%, în raport cu aria secțiunii transversale. Artera are diametrul $D=4$ mm, iar valoarea D_s variabilă, conform Tabelului 2.1. Stenoza este ideală, concentrică, cu lungimea totală de 10,5 mm, având o lungime la intrare (regiunea convergentă) de 6 mm iar lungimea zonei cu obturare maximă de 3 mm. Regiunea divergentă situată la ieșirea din stenoză este de 1,5 mm.

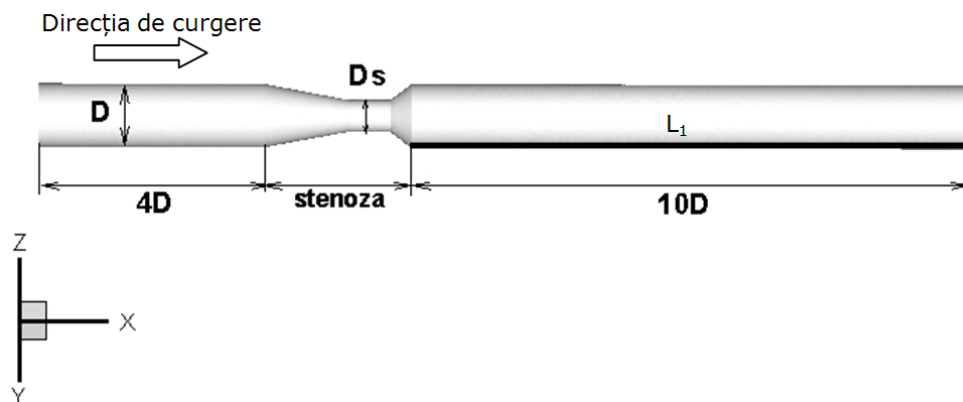


Figura 2.1. Vedere generală a geometriei cu grad de stenozare în raport cu diametrul de 50%.

Geometriile au fost discretizate cu un număr mediu de 1,600,000 celule, nestructurate.

Figura 2.2 prezintă configurațiile geometrice utilizate în prezentul studiu, asociate gradelor de stenozare de la 0% la 70%, în raport cu diametrul.



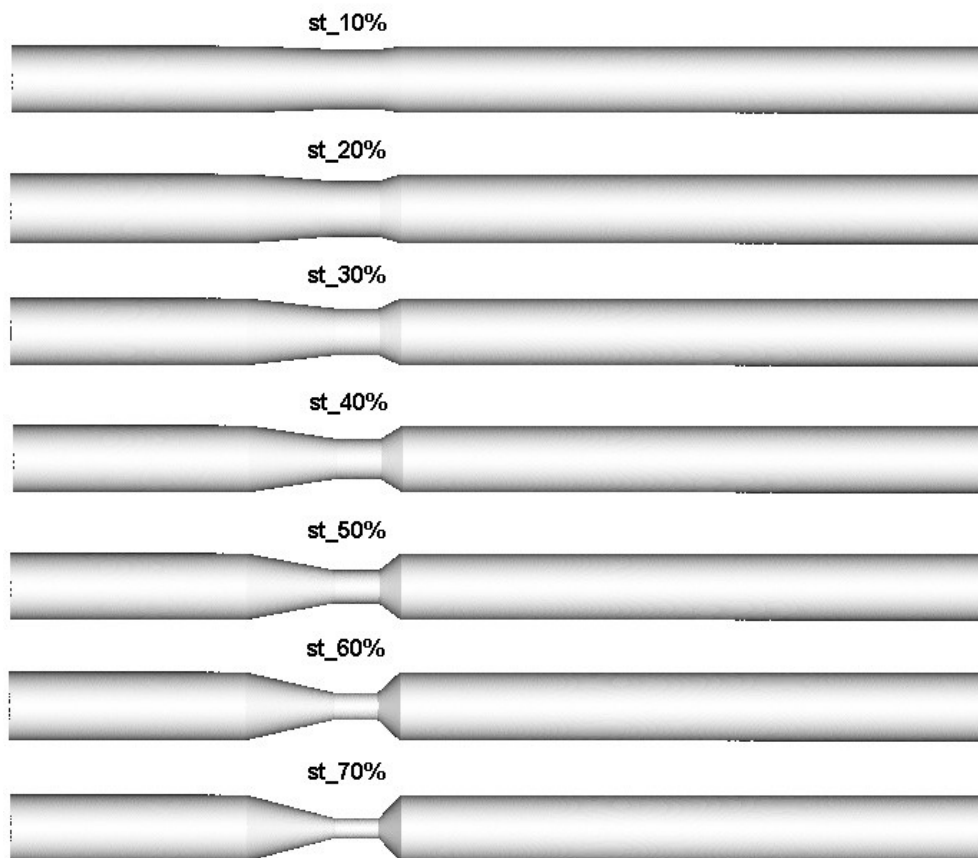


Figura 2.2. Modele geometrice de stenoze cu grade de severitate variabile.

2.3.3. Condiții la limită

Condițiile la limită, utilizate în analiza numerică a curgerii prin stenoze cu diferite grade de severitate, sunt:

- Condiții la intrare: profil uniform de viteză pentru componenta de viteză axială și valoare 0 a componentei transversale a vitezei, în regim staționar cu viteza corespunzătoare debitului de 200 ml/min specific sistemului coronar;
- Condiții la ieșire: presiune $p=0$ Pa;
- Condiții la perete: pereții sunt considerați rigizi, datorită faptului că placa de aterom reduce elasticitatea vasului;
- Fluidul este considerat omogen, newtonian, incompresibil;
- Efectele gravitaționale sunt neglijate, proprietățile fizice rămânând constante.

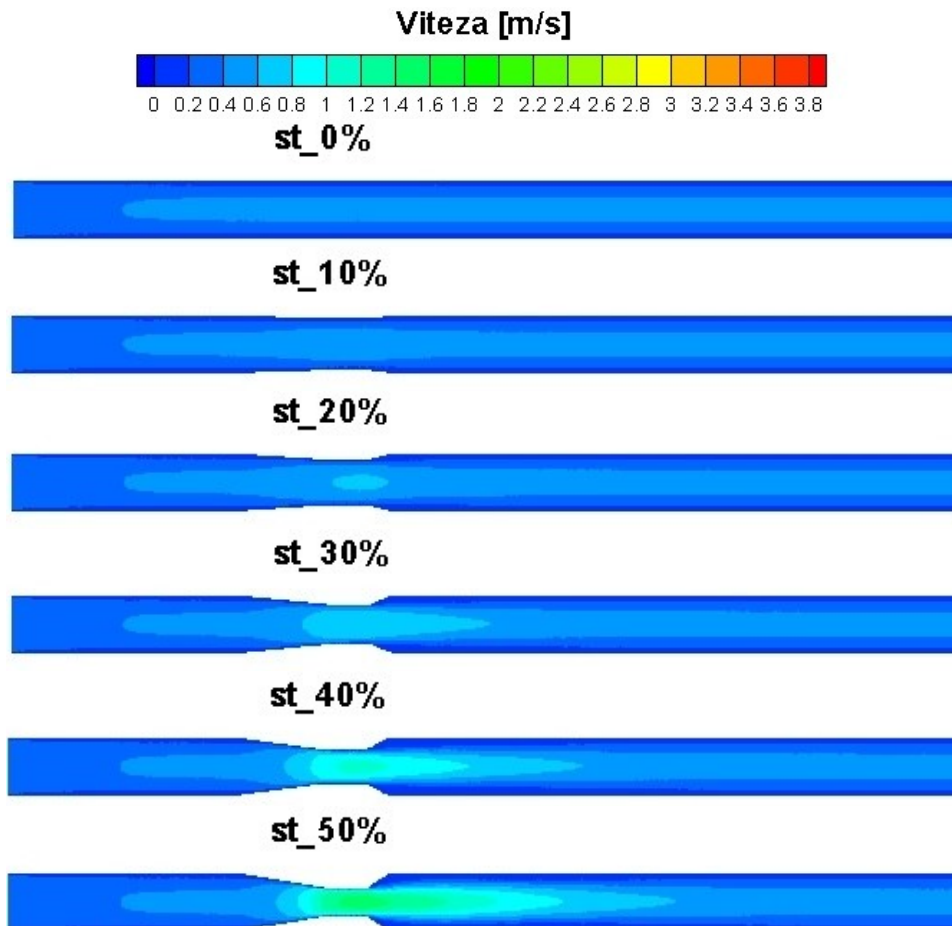
Ecuatiile care guvernează curgerea sunt: ecuația Navier-Stokes pentru fluide vâscoase și ecuația de continuitate, definite la punctul 2.2.

Analiza numerică a fost realizată utilizând programul comercial Fluent 6.0, în regim staționar, laminar, iar criteriul de convergență impus a fost de 10^{-9} .

2.3.4. Câmpul de viteză

Viteza de curgere a fluidului crește odată cu gradul de severitate al stenozei. Figura 2.3 prezintă câmpul de viteză asociat secțiunilor longitudinale ale configurațiilor stenotice investigate.

Viteza de curgere este maximă, în cazul stenozei cu grad de severitate de 70%. Prezența ocluziei determină apariția instabilității curgerii, respectiv a zonelor de recirculare aval de obturație. Viteza de curgere a fluidului depinde de secțiunea transversală parcursă de fluid, în domeniul investigat. Considerând că de-a lungul domeniul fluidul curge respectând legea de conservare a masei, viteza crește o dată cu îngustarea secțiunii. Astfel, pentru același debit impus la intrarea în arteră, viteza asociată curgerii fluidului în zona de stenoză crește o dată cu creșterea gradului de stenozare, și, implicit odată cu scăderea diametrului secțiunii transversale. Scăderea diametrului induce instabilitate manifestată prin apariția zonelor de recirculare, modificări ale tensiunii de frecare la perete, respectiv căderi de presiune.



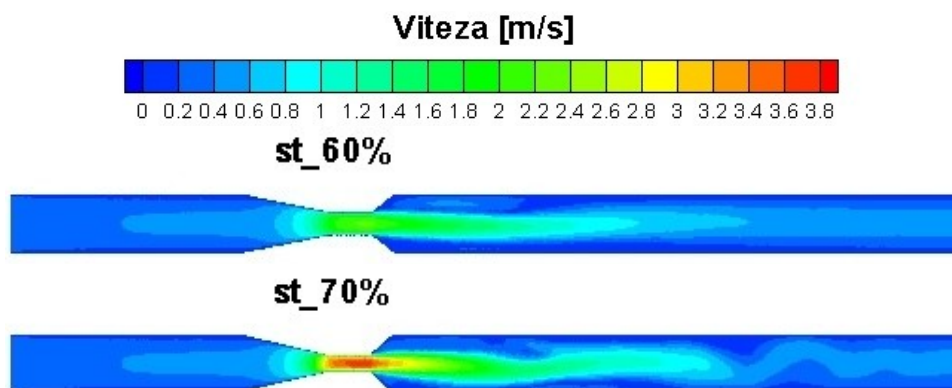


Figura 2.3. Câmpul de viteză în secțiune longitudinală asociat curgerii prin geometrii stenozate cu grade de severitate cuprins între 0% și 70%, și debit specific segmentul vascular coronar, de 200 ml/min.

Din punct de vedere hidrodinamic, o arteră stenozată conține 2 zone importante: o zonă de tip contracție, reprezentând regiunea de intrare în stenoză, respectiv o zonă de tip destindere bruscă, la ieșirea din stenoză. Zona de tip contracție se caracterizează hidrodinamic prin creșterea vitezei de curgere a fluidului, creșterea tensiunii de frecare la perete, respectiv creșterea căderii de presiune. Zona de tip „destindere” se caracterizează hidrodinamic prin scăderea vitezei de curgere a fluidului, scăderea tensiunii de frecare la perete, respectiv scăderea căderii de presiune.

La ieșire din stenoză, datorită efectelor induse de caracteristicile geometrice, se formează zone de recirculare (Figura 2.5). Extinderea acestora este strâns legată de geometria stenozelor, precum și implicit de diametrul zonei stenozate. Dacă simularea este realizată în regim netaționar, pentru aceeași variantă de stenoză, lungimea zonelor de recirculare depinde de pasul de timp al ciclului cardiac, respectiv valoarea numărului Re , pentru care se face analiza. [9]

Prezența zonelor de recirculare favorizează dezvoltarea plăcii de aterosclerose și evoluția nefavorabilă a gradului de stenozare. Prezența acestor zone este asociată valorilor scăzute la tensiunii de frecare la perete, descrise în subcapitolul următor.

2.3.5. Tensiunea de frecare la perete

Valori scăzute ale tensiunii de frecare la perete (TFP) sunt asociate prezenței zonelor de recirculare. Corelarea variației TFP cu prezența recirculărilor este realizată grafic în Figura 2.4.

Figura 2.5. prezintă variația tensiunii de frecare la perete asociate curgerii prin toate geometriile investigate. TFP a fost măsurat de-a lungul liniei L_1 , definită începând din imediată vecinătate a ieșirii din zona stenozată, până la secțiunea de ieșire a vasului (Figura 2.1).

Conform literaturii de specialitate, valori ale TFP mai mici de 4 dynes/cm² (0,4 Pa) favorizează apariția aterosclerozei, respectiv valori ale TFP mai mari de 70 dynes/cm² (7 Pa) sunt asociate cu inițierea și dezvoltarea trombozei. Se observă că, odată cu creșterea gradului de stenozare, zonele care depășesc pragurile critice ale tensiunii de frecare la perete sunt mai extinse. Odată cu creșterea severității, zonele cu TFP sub pragul de 0,4 Pa, respectiv zonele de recirculare, se extind, având un

efect negativ asupra peretelui vascular. Prezența valorilor TFP în domeniul aterosclerotic este înregistrată, începând cu gradul de severitate 10-20%, prezentând extinderi semnificative la grade de severitate de peste 40%.

În cazul stenozelor cu un grad de peste 60%, instabilitatea indusă de severitatea ocluziei determină o variație importantă a TFP având valori semnificative, chiar peste pragul de dezvoltare al trombozei.

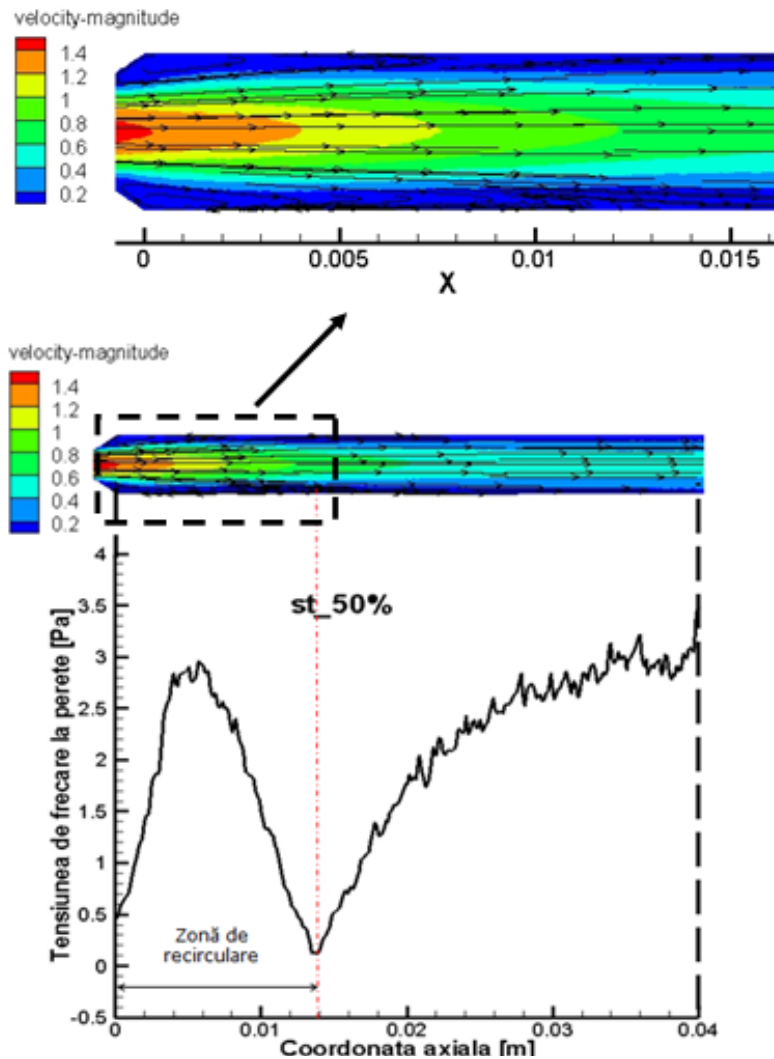


Figura 2.4. Corelarea variației tensiunii de frecare la perete și prezența zonelor de recirculare, asociate curgerii prin geometria cu gradul de severitate de 50%.

La nivelul întregului domeniu investigat, stabilizarea tensiunii de frecare la perete, cu valori situate între pragurile critice, are loc odată cu îndepărtarea de zona îngustată. Se observă că în toate cazurile investigate, în vecinătatea secțiunii de ieșire, câmpul de viteză devine uniform, cu valori mai ridicate în centru, care apoi scad, odată cu apropierea de peretele vasului.

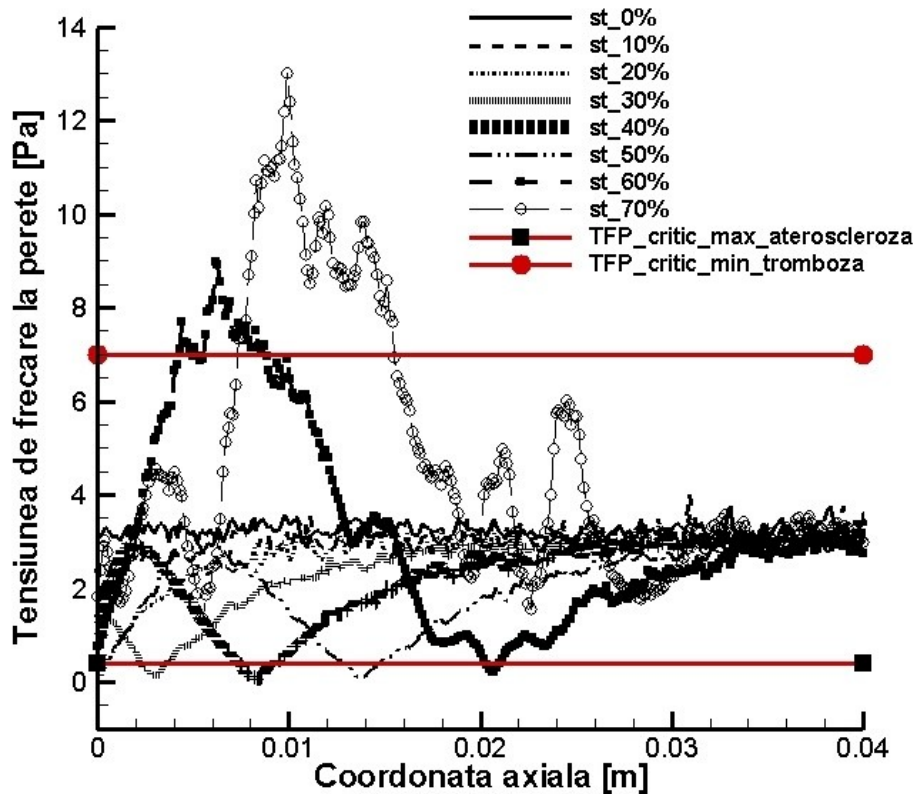


Figura 2.5. Variația tensiunii de frecare la perete asociate curgerii prin domeniile stenozate investigate.

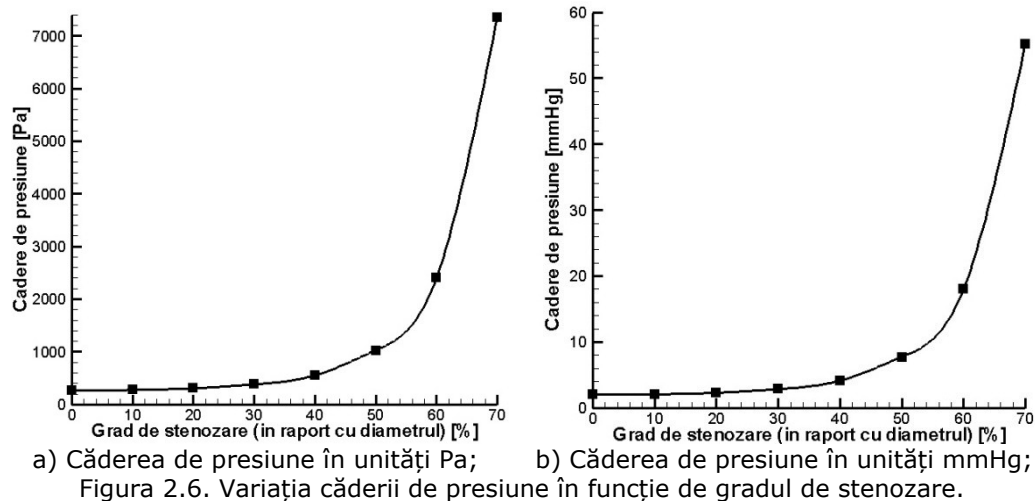
2.3.6. Căderea de presiune

Prezența ocluziei determină apariția unei rezistențe, manifestată de vas față de curgerea fluidului.

Creșterea gradului de stenozare conduce la creșterea căderii de presiune. Conform ecuației lui Bernoulli, odată cu creșterea vitezei asociate curgerii, presiunea scade. Această cădere de presiune este asociată alterării curgerii datorată prezenței stenozelor. Figura 2.6 prezintă variația căderii de presiune, în unități Pa și mmHg, în raport cu gradul de severitate calculat în funcție de diametru.

Se observă că în cazul gradelor de severitate de până la 50%, calculate în funcție de diametru, asociate valorii de 75% calculat în raport cu aria, căderea de presiune are valori sub 10 mmHg, situându-se în limitele fiziologice, acceptate de sistemul cardiovascular. O creștere semnificativă a căderii de presiune se produce pentru vase cu stenoze de peste 50%.

Rezultatele obținute se corelează cu rezultatele prezentate în literatura de specialitate. [8][12][13]



2.4. Concluzii

Sângele este o componentă importantă a organismului uman, asigurând transportul substanțelor necesare unei bune funcționări ale țesuturilor. Problemele care apar la nivelul sistemului vascular influențează curgerea sângelui, și, implicit perfuzia țesuturilor. O patologie importantă, care conduce la afectarea irigației organelor cu efecte negative semnificative, este stenoza, datorată dezvoltării plăcii aterosclerotice.

Studiul hemodinamicii vaselor stenozate contribuie la înțelegerea fenomenului morfo- și fiziopatologic, implicit la optimizarea terapiilor asociate acestei patologii. Ecuatiile care guvernează curgerea sângelui sunt ecuațiile clasice specifice mecanicii fluidelor: ecuația Navier-Stokes, respectiv ecuația de continuitate.

În acest capitol au fost studiate stenoze cu grade de severitate diferite, cuprinse între 0 și 70% calculate în raport cu diametrul, corespunzătoare valorilor cuprinse între 0 și 91% calculate în raport cu aria suprafeței transversale din regiunea ocluzată. Literatura de specialitate arată că stenozele cu grade de peste 50% (în raport cu diametrul), respectiv 75% (în raport cu aria) au ca metodă de tratament intervenția chirurgicală de tip bypass. Acest lucru este susținut și de rezultatele obținute în prezenta analiză, parametrii investigați suferind modificări semnificative în cazul stenzelor cu peste 50% severitate (în raportul cu diametrul).

Prezența ocluziei induce o modificare a vitezei de curgere prin zona obturată. Viteza crește o dată cu îngustarea secțiunii transversale a vasului, implicit contribuind la dezvoltarea zonelor de recirculare situate în imediata vecinătate a ocluziei. Analiza tensiunii de frecare la perete arată că zonele de recirculare cresc odată cu severitatea stenozei.

Literatura de specialitate prezintă două praguri critice ale acestui parametru, în raport cu care sunt corelate aparițiile condițiilor patologice: valori scăzute ale TFP sub 0,4 Pa, asociate cu zone favorizante dezvoltării aterosclerozei, respectiv valori ale TFP peste 7 Pa, care favorizează dezvoltarea trombozei. În cazul stenzelor cu

grad de până la 50% (în raport cu diametrul), valorile critice ale TFP corespund zonelor aterosclerotice. Odată cu creșterea severității, apar zone care conțin valori critice ale TFP situate și în domeniul dezvoltării trombozei.

Căderea de presiune crește odată cu severitatea stenozei, cunoscând o creștere lină până la stenozele cu grad de 50%, respectiv o creștere semnificativă în cazul stenozelor cu severitate de peste 50% (în raportul cu diametrul). Acest fapt este datorat creșterii rezistenței pe care vasul stenozat o dezvoltă în procesul de curgere a sângelui.

Rezultatele obținute în acest capitol contribuie la clarificarea parametrilor care se doresc a fi îmbunătățiți în urma terapiei aplicate. Se urmărește astfel restaurarea debitului fiziologic prin vasul afectat, în cazul plasării stenturilor, respectiv prin intermediul grefelor de bypass. În momentul alegerii terapiei corespunzătoare, trebuie luat în calcul și efectul secundar indus de aceasta (creșterea căderii de presiune, prezența zonelor de recirculare extinse), care trebuie să fie mai redus decât în cazul stenozei inițiale, pentru a putea considera tratamentul eficient.

Rezultatele obținute prin analiza numerică a curgerii prin stenoze de diferite grade de severitate, constituie, în același timp, valori de referință și de comparație pentru tipurile de bypass analizate în prezenta lucrare, evaluând astfel eficiența acestora.

3. HEMODINAMICA BYPASS-ULUI DREPT

O preocupare continuă în terapia chirurgicală cardiovasculară de bypass aorto-coronarian o reprezintă reducerea complicațiilor postoperatorii, implicit creșterea fiabilității grefei. Tipurile de grefe cel mai des utilizate în practica clinică sunt cele drepte.

Acest capitol prezintă hemodinamica bypass-ului drept, realizându-se analize numerice și experimentale a diferite configurații. Primul subcapitol prezintă o analiză numerică și experimentală preliminară a curgerii prin bypass-uri drepte cu unghiuri de anastomoză diferite, pentru stenoză cu grad de severitate de 100%. În cadrul celui de-al doilea subcapitol s-a analizat numeric influența unghiului de sutură și poziția de sutură a grefei, asupra câmpului hemodinamic, considerând ocluzia totală a arterei gazdă. Al treilea subcapitol prezintă influența gradului de severitate a stenozei asupra curgerii prin bypass drept.

Parametrii hemodinamici, considerați în analiză, sunt tensiunea de frecare la perete și căderea de presiune, cu importanță majoră în planificarea intervențiilor chirurgicale și monitorizarea evoluției postoperatorii a pacientului.

3.1. Analiza bypass-ului drept

3.1.1. Descrierea bypass-urilor drepte

Pentru analiza preliminară a curgerii prin diferite configurații de bypass, s-au considerat bypass-uri cu secțiune circulară și diametru $D=8$ mm constant pe întreg domeniul investigat, având un unghi de anastomoză de 45° . Figura 3.1 prezintă modelul geometric al bypass-ului drept cu unghi de anastomoză de 45° , utilizat în analiza numerică a prezentului studiu.

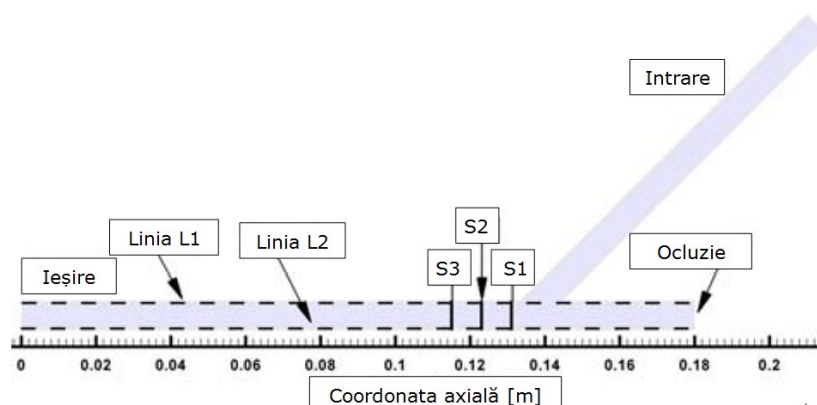


Figura 3.1. Modelul geometric utilizat în analiza computațională a curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° .

Figura 3.2 prezintă modelul fizic utilizat în analiza experimentală, având aceleași caracteristici geometrice ca ale modelului computațional.

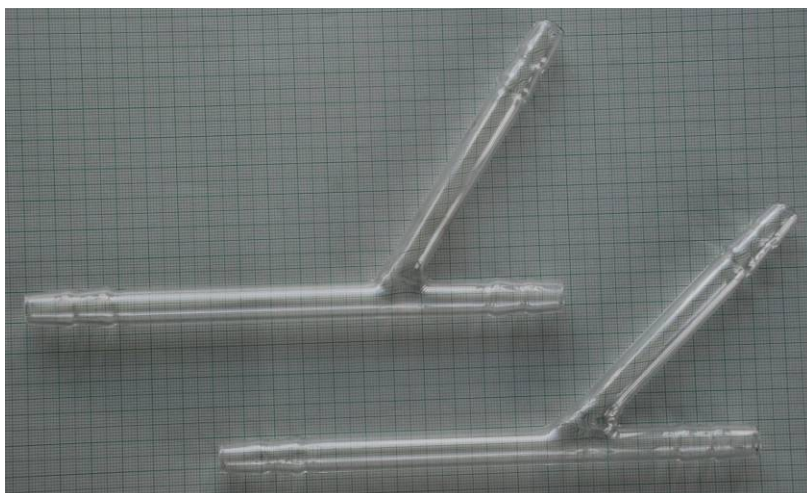


Figura 3.2 Modelul fizic al by-pass-ului drept utilizat în analiza experimentală, cu unghi de anastomoză de 45° (sus), respectiv 60° (jos).

3.1.2. Studiul bypass-urilor drepte cu unghi de anastomoză de 45°

Etapa preliminară a constat în analiza numerică și experimentală a curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° , asociată numărului Reynolds $Re=85$.

3.1.2.1. Analiza numerică a curgerii prin bypass drept de 45° la $Re=85$

Condițiile la limită impuse în analiza numerică a curgerii prin bypass-uri drepte sunt:

- Intrare: profil de viteză uniform pentru componenta axială, corespunzătoare numărului Reynolds $Re=85$,
- Ieșire: presiune 0 Pa,
- Perete: rigid, nedeformabil.

Fluidul utilizat este considerat omogen, incompresibil, newtonian, cu următoarele proprietăți:

- Densitate: 1060 kg/m^3 ,
- Vâscozitate dinamică: $0,0036 \text{ Pa}\cdot\text{s}$.

Analiza numerică este realizată în regim staționar, laminar. Curgerea poate fi descrisă cu ajutorul legilor de conservare (conservare de masă, moment și energie), și de ecuația de continuitate, prezentate în cadrul Capitolului 2.

a) Analiza câmpului hidrodinamic

Analiza câmpului hidrodinamic pune în evidență formarea unei curgeri secundare, proximal de joncțiune. Prin analiza liniilor de curent, se observă că fluidul dezvoltă o curgere secundară în imediata vecinătate a zonei de anastomoză,

conform Figurii 3.3. Fluidul trece din grefă în zona de anastomoză, cu caracteristici asemănătoare unei joncțiuni de tip "teu", favorizând apariția instabilității curgerii. Pe măsură ce fluidul se apropie de peretele inferior, datorită forțelor centrifuge generate de modificarea direcției de curgere, se dezvoltă un vârtej cu structură elicoidală. Intensitatea acestuia scade o dată cu depărtarea de zona de anastomoză.

Din analiza câmpului hidrodinamic în secțiunile transversale S1 și S2 se observă formarea unor vârtejuri contrarotative, conform Figurii 3.4 [7][10][95]. Helicitatea și vârtejurile Dean au valoarea maximă a intensității în secțiunea S1 și scad gradual în zona distală a vasului gazdă, conform reprezentării calitative a helicității în secțiuni transversale situate aval de anastomoză, din Figura 3.4 E [7]. Regiunea aceasta este caracterizată de un gradient mare al vitezei, între curgerea principală (debitantă) și curgerea secundară.

Evoluția vitezei axiale asociată secțiunilor S1 și S2 este prezentată în Figura 3.4 B și D. Se observă că odată cu depărtarea de anastomoză, curgerea devine stabilă. Această afirmație este susținută de reprezentarea calitativă a vitezei axiale în secțiuni transversale, aval de anastomoză, situate la distanțe de 0,01 m, una față de cealaltă, conform Figurii 3.4 F. Aceași tendință de stabilizare se observă și la reprezentarea câmpului de viteză în secțiune longitudinală (Figura 3.4 G).

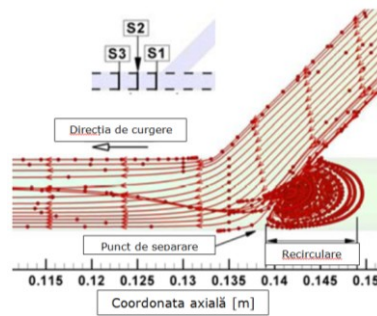
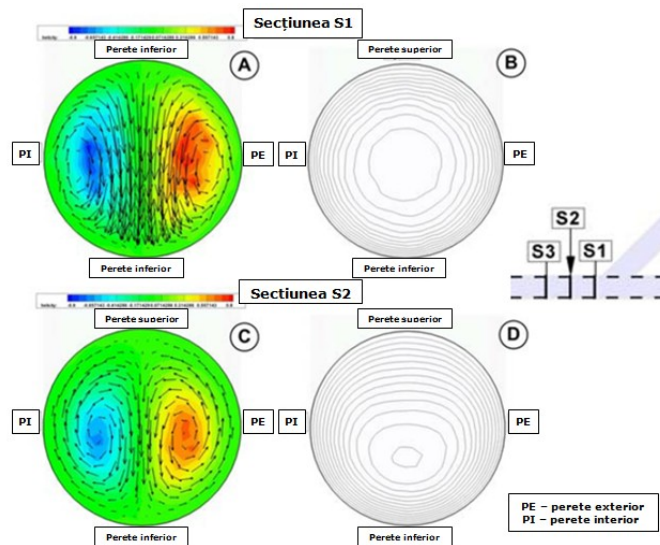
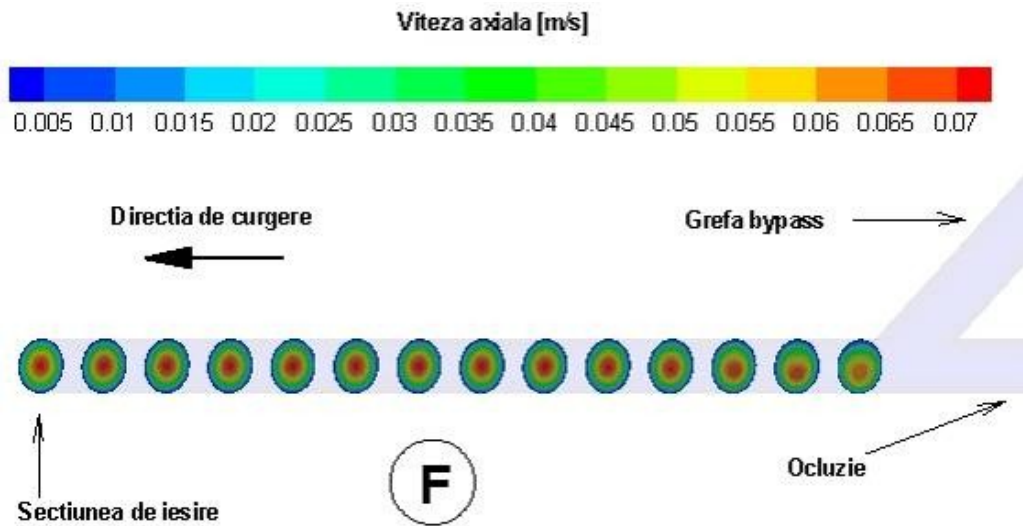
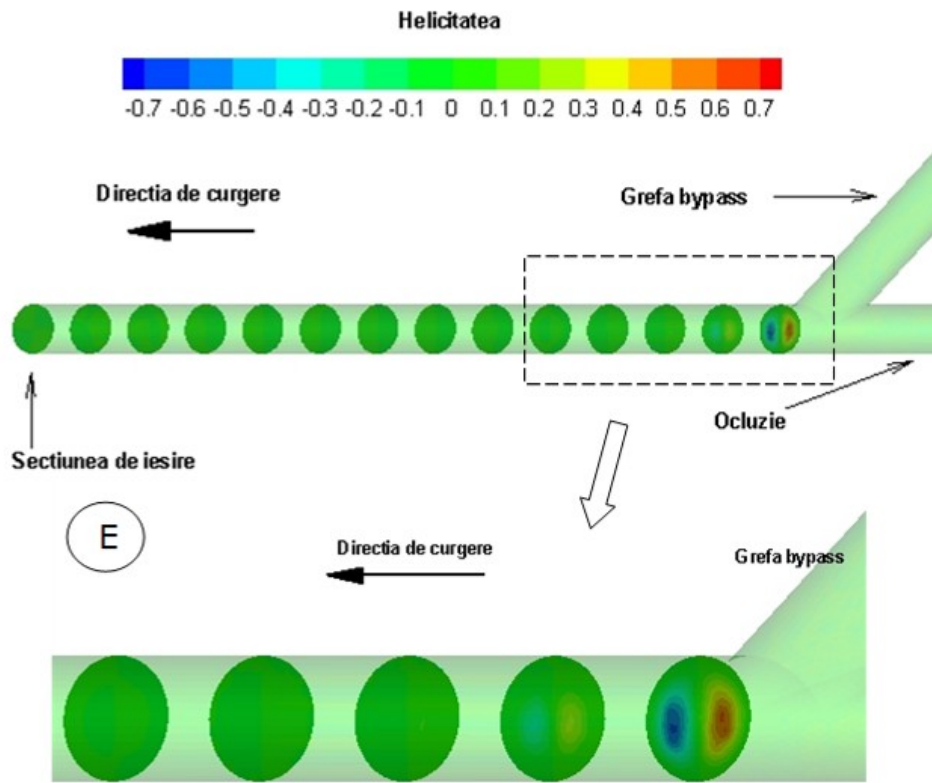


Figura 3.3. Traiectoria particulelor la curgerea prin by-pass drept cu unghi de anastomoză de 45° . Evidențierea zonei de recirculare.





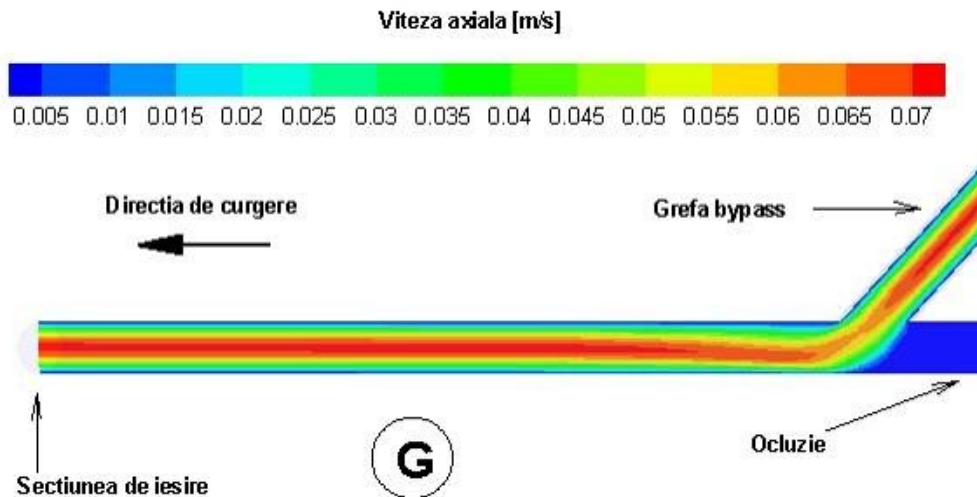


Figura 3.4. Reprezentarea curgerilor secundare în secțiunile transversale S1 și S2. Evoluția helicitații și a vârtejurilor Dean în secțiunile S1 și S2 (A, C, E), respectiv evoluția vitezei axiale în secțiuni transversale (B, D și F) și secțiune longitudinală (G).

Poziția punctului de stagnare este dependentă de parametrii geometrici și de cei asociați curgerii. Prezența punctului de stagnare este strâns corelată cu valorile scăzute ale tensiunii de frecare la perete (TFP), regiune cu gradient spațial ridicat a acestei tensiuni.

b) Tensiunea de frecare la perete

Figura 3.5 prezintă variația tensiunii de frecare la perete, de-a lungul axei Ox, pe segmentele definite în Figura 3.1.

Valori ridicate ale tensiunii de frecare la perete sunt asociate zonei din vecinătatea anastomozii, unde fluidul, sub influența geometriei, a inerției și a forței centrifuge, își modifică direcția de curgere (conform reprezentării calitative a câmpului de viteză în secțiune longitudinală, din Figura 3.4 G). Distal de anastomoză, tensiunea de frecare la perete are valori reduse, fiind asociate apariției zonei de recirculare. TFP are valori mai ridicate la nivelul peretelui superior, comparativ cu cel inferior. La nivelul peretelui superior, TFP are valori maxime în proximitatea punctului de sutură, în timp ce la nivelul peretelui inferior, TFP are valori maxime în zona de sutură, unde jetul de fluid își modifică direcția de curgere, sub influența geometriei. TFP devine stabil, cu valoare cvasiconstantă, o dată cu deplasarea de anastomoză, corelat cu stabilizarea curgerii și laminarizarea acesteia.

Aceeași tendință se observă și la analiza distribuției tensiunii de frecare la perete, pe perețele asociat modelului 3D, conform reprezentării calitative din Figura 3.6. Zonele cu valori reduse ale TFP sunt regiuni unde s-au dezvoltat zone de recirculare. Cea mai extinsă zonă cu valori reduse ale TFP este situată distal de anastomoză, cuprinsă între sutură și ocluzie, unde apare o zonă de recirculare, afirmație susținută și de reprezentarea liniilor de curent din Figura 3.3. Valori ridicate ale TFP apar în zona de anastomoză și în imediata vecinătate a acesteia, acestea fiind strâns legate de efectele hidrodinamice induse de geometrie, prin

modificarea direcției de curgere. Distal de anastomoză, TFP prezintă valori medii, fără variații semnificative, datorită caracterului laminar al curgerii.

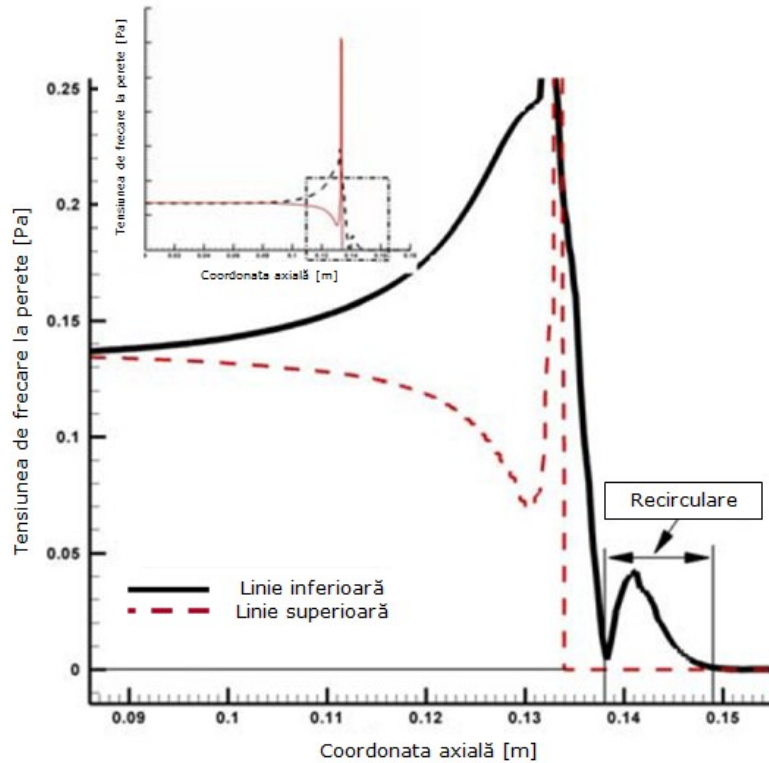


Figura 3.5. Variația tensiunii de frecare la perete (Wall Shear Stress – WSS) de-a lungul segmentelor predefinite pe peretele superior (top) și inferior (bottom).

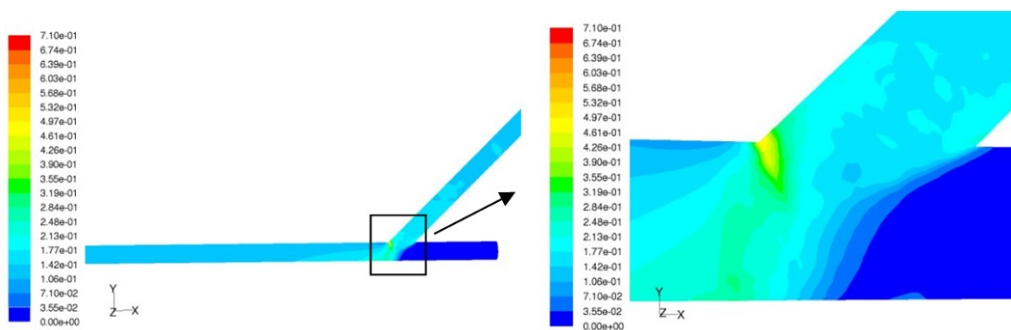


Figura 3.6. Variația tensiunii de frecare la perete, asociată bypass-ului drept cu unghi de anastomoză de 45° .

3.1.2.2. Vizualizarea experimentală a curgerii prin bypass drept de 45° la $Re=85$

3.1.2.2.1. Descrierea standului experimental

Analiza experimentală a curgerii prin diferite configurații de bypass a fost realizată utilizând standul experimental [97], dezvoltat în cadrul Centrului de Cercetare pentru Ingineria Sistemelor cu Fluide Complexe, conform Figurii 3.7.

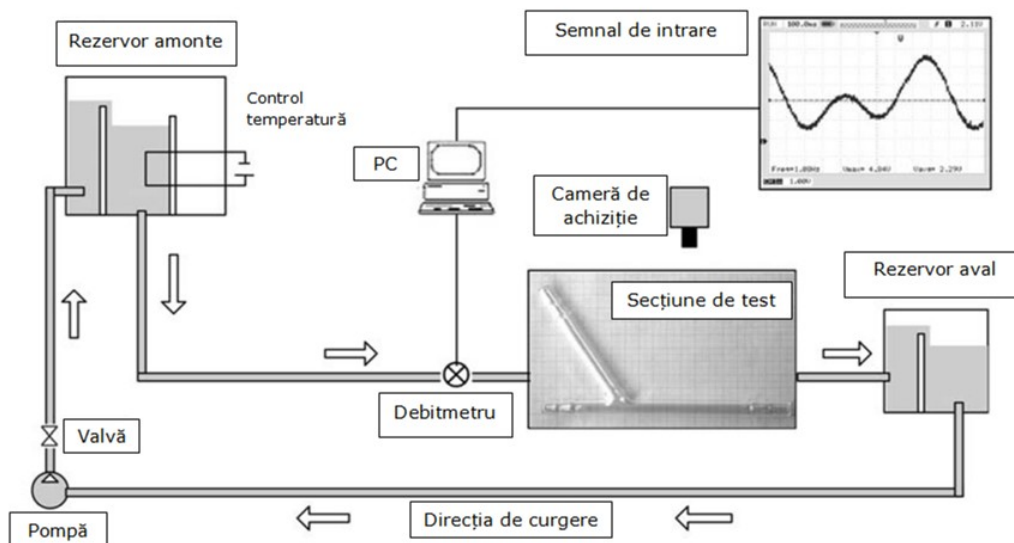


Figura 3.7. Configurația standului experimental. [97]

Standul experimental este format din următoarele componente:

- Secțiune de test;
- Echipament de achiziție (cameră);
- PC;
- Pompă;
- Rezervor amonte;
- Rezervor aval;
- Debitmetru;
- Valvă;
- Tubulatură pentru circuitul hidraulic.

Secțiunile de test sunt confecționate din sticlă, conform Figurii 3.2. Au fost utilizate configurații de bypass drept și elicoidal, cu unghi de sutură de 30, 45, respectiv 60.

Echipamentul de achiziție este o cameră SONY XC CCD, utilizată pentru vizualizarea și înregistrarea aspectului curgerii prin zona de interes.

Echipamentul de calcul este conectat la o placă generatoare de semnal, utilizată pentru generarea unui semnal sinusoidal simplificat, cu două amplitudini

diferite. Semnalul generat este o variantă simplificată a unui ciclu cardiac, necesar pentru analiza experimentală în regim pulsator.

Pompa este centrifugală, cu tensiunea de alimentare de maxim 12V. Alimentarea s-a realizat cu ajutorul unei surse de tensiune. Pentru a stabili valorile minime și maxime ale debitului furnizat de pompă, a fost realizată experimental analiza dependenței debit-tensiune electrică. Figura 3.8 prezintă variația debitului furnizat de pompă în funcție de tensiunea cu care este alimentată. Măsurătorile au fost realizate variind tensiunea și deschiderea valvei circuitului, precum și modificând poziția pompei. Au fost considerate două variante de poziționare a pompei: la același nivel cu debitmetrul, respectiv la un nivel diferit de cel al debitmetrului.

Suplimentar, în standul experimental a mai fost montată o pompă cu aceleași caracteristici, între rezervorul amonte și debitmetru, în secțiunea de test. Plecând de la curbele de dependență debit-tensiune, s-a putut alege tensiunea de alimentare a pompei în analizele experimentale desfășurate în prezenta teză.

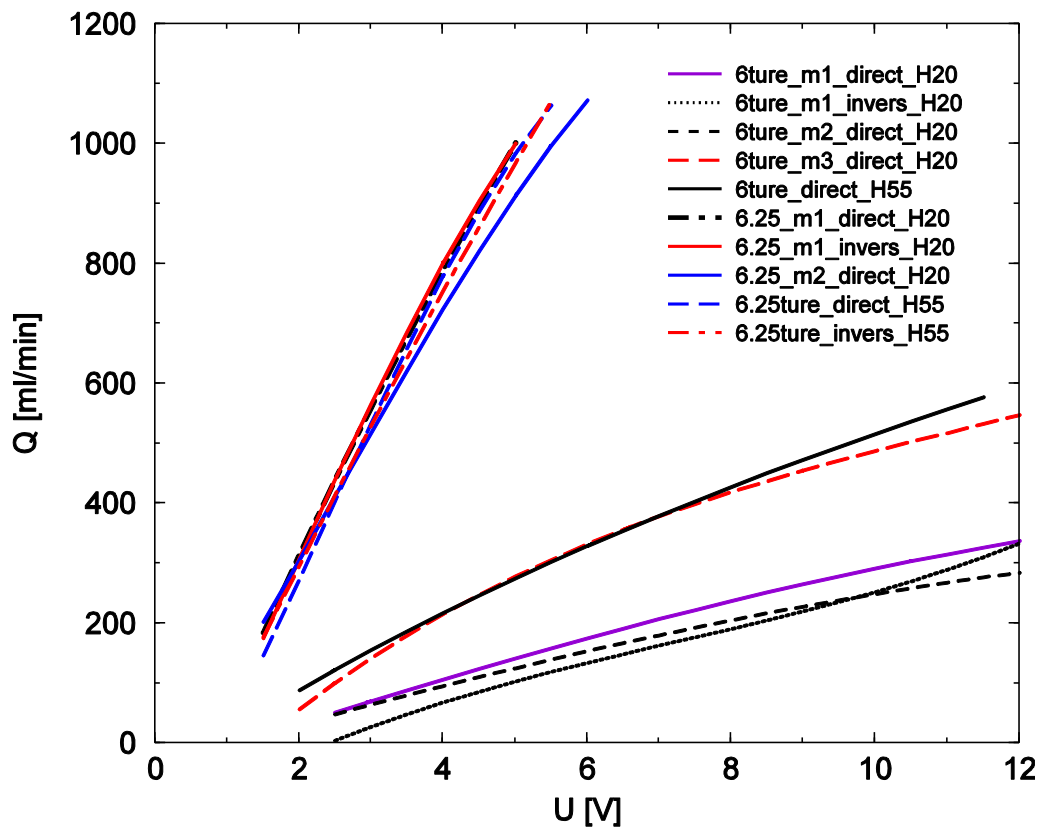


Figura 3.8. Dependența debit-tensiune de alimentare pentru pompa centrifugală utilizată în analizele experimentale.

Lichidul vehiculat este menținut la o temperatură constantă de 37°C , cu ajutorul unei rezistențe electrice.

Debitmetrul utilizat este un rotametrul cu flotor metallic, cu o coloană al cărei debit maxim este de 200 ml/min.

Suplimentar au mai fost montate în unele analize experimentale, amonte și aval de secțiunea de test, piezometre pentru măsurarea căderii de presiune.

3.1.2.2.2. Analiza experimentală

Scop

Scopul prezentului studiu experimental este de a corela rezultatele obținute prin analiză numerică, cu cele obținute experimental, utilizând aceleași condiții la intrare. Acest lucru permite utilizarea ulterioară a acestui stand în analize experimentale mai complexe.

Metodă utilizată

Analiza experimentală preliminară a fost asociată curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° . Analiza a fost realizată în regim staționar, pentru valori ale debitului corespunzătoare valorii $Re=85$. Cu ajutorul unei substanțe de contrast (cerneală) a fost pus în evidență, experimental, aspectul curgerii prin bypass-ul drept cu unghi de anastomoză de 45° .

Rezultate obținute

Figura 3.9 prezintă aspectul câmpului hidrodinamic asociat curgerii în regim staționar pentru bypass cu unghi de 45° .

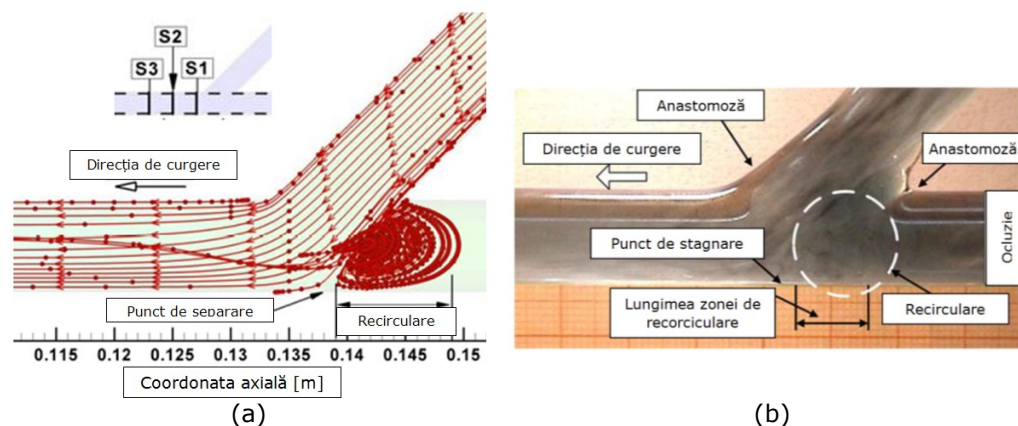


Figura 3.9. Aspectul câmpului hidrodinamic asociat curgerii în regim staționar, pentru $Re=85$, by-pass cu unghi de 45° în: (a) analiză numerică, (b) investigație experimentală.

Reprezentarea liniilor de curent, obținute din analiza numerică, respectiv prin vizualizarea filamentelor de cerneală din analiza experimentală, scot în evidență dezvoltarea în zona de anastomoză a curgerii secundare. Rezultatele obținute numeric se corelează cu cele măsurate experimental, zonele de recirculare având o lungime de 10 mm, în ambele investigații.

3.1.3. Analiza curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° și 60° la Re=298

Scopul analizei numerice și experimentale din cadrul acestui subcapitol este de a pune în evidență influența unghiului de anastomoză asupra câmpului hidrodinamic asociat curgerii prin bypass-urile respective. A fost analizată, în principal, zona de anastomoză, reprezentând zona de interes, din punct de vedere a dezvoltării complicațiilor postoperatorii de hiperplazie intimală, restenoză, respectiv de scădere a fiabilității grefei.

Etapetele parcurse sunt:

- Analiza numerică a curgerii prin bypass drept, cu unghi de anastomoză de 45°, respectiv 60°;
- Analiza experimentală a curgerii prin bypass drept, cu unghi de anastomoză de 45°, respectiv 60°.

În ambele analize au fost utilizate configurații de bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° și 60°, descrise în Figurile 3.1, 3.2 [11], similare modelului de bypass aorto-coronarian utilizat în intervenția chirurgicală cardiovasculară umană, de revascularizare a arterei coronare drepte (RCA).

3.1.3.1. Analiza numerică a curgerii asociată valorii Re=298

Condițiile la limită impuse în analiza numerică a bypass-urilor drepte cu unghi de anastomoză de 45° și 60° sunt:

- Intrare: profil de viteză uniform pentru componenta axială, corespunzătoare numărului Reynolds $Re=298$, iar valoarea 0 pentru componenta transversală a vitezei,
- Ieșire: presiune 0 Pa,
- Perete: rigid, nedeformabil.

Fluidul utilizat este considerat omogen, incompresibil, newtonian și izotrop cu următoarele proprietăți:

- Densitate: 1060 kg/m^3 ,
- Vâscozitate dinamică: $0,00408 \text{ Pa}\cdot\text{s}$.

Domeniul a fost discretizat cu un număr de 1.200.000 celule. Analiza numerică este realizată în regim staționar, cu model de turbulență $k-\omega$. Curgerea poate fi descrisă cu ajutorul legilor de conservare (conservare de masă, moment și energie) și de ecuația de continuitate, ambele prezentate în cadrul capitolului 2. Analiza numerică a fost realizată iterativ, până la convergența ecuației de continuitate și a ecuațiilor momentelor X, Y, Z utilizând criteriul de convergență de 10^{-7} .

În cadrul acestei analize a fost studiat câmpul hemodinamic asociat curgerii prin variantele de bypass, prin intermediul următorilor parametri:

- Aspectul curgerii caracterizat prin linii de curent;
- Distribuția câmpului de viteză, în secțiuni transversale, din zona de anastomoză și în vecinătatea acesteia;
- Distribuția helicității în secțiuni transversale reprezentative.

Analiza câmpului hemodinamic

Geometria anastomozei are o influență majoră asupra câmpului hemodinamic asociat zonei investigate. Modificarea direcției de curgere, respectiv câmpul de curgere inerțial, conduce la dezvoltarea zonelor de recirculare proximal de grefă. Prezența curgerilor secundare, respectiv a câmpurilor hemodinamice complexe în zona proximală grefei, pentru cele două geometrii investigate, este reprezentată prin intermediul traiectoriei particulelor, conform Figurii 3.10.

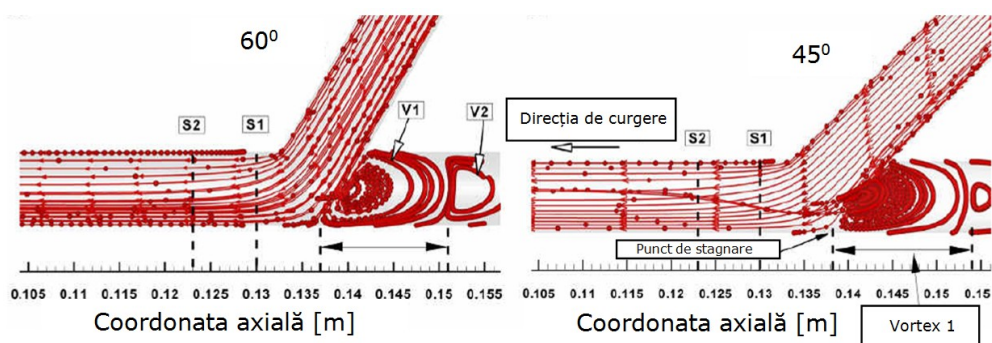


Figura 3.10. Traiectoria particulelor la curgerea prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° (dreapta), respectiv 60° (stânga).

Din punct de vedere hidrodinamic, zona de anastomoză este o zonă similară unei joncțiuni de tip "teu". În zona de anastomoză și în vecinătatea acesteia, se dezvoltă zone de recirculare semnificative. Se observă că o dată cu creșterea unghiului de anastomoză, lungimea acestor zone crește. La trecerea fluidului prin grefă, respectiv prin zona de anastomoză, momentul creat de condițiile geometrice imprimă fluidului formarea unei curgeri secundare elicoidale. [11]

În vecinătatea peretelui, între punctul de stagnare și vârful distal al anastomozei (heel), apare o zonă de recirculare semnificativă, care favorizează acumularea de particule în zona respectivă. Variația aspectului curgerii în vecinătatea peretelui determină lungimea și asimetria zonelor de recirculare, reliefând astfel importanța proiectării bypass-ului, în așa fel încât în zona de sutură să se dezvolte un câmp hemodinamic, care să reducă formarea zonelor de recirculare, respectiv să reducă acumularea de particule. [11]

Prezența curgerilor secundare este pusă în evidență prin analiza distribuției helicitații și a câmpului de viteză vectorial, asociat secțiunilor transversale S1 și S2, reprezentate în Figura 3.11. Aceste secțiuni se află în zona de anastomoză și în vecinătatea acesteia, fiind reprezentative pentru analiza câmpului hemodinamic și a parametrilor asociați. Această afirmație este susținută și de analiza preliminară realizată în Subcapitolul 3.1.2, conform căreia, în aceste secțiuni variațiile parametrilor (distribuția de viteză și helicitația) sunt semnificative, în timp ce în aval de acestea, curgerea se stabilizează.

Prin analiza câmpului hemodinamic asociat secțiunilor S1 și S2, se observă apariția a două vârtejuri contrarotative, de tip Dean. Un vârtej are orientare în sens orar, respectiv al doilea vârtej se rotește în sens antiorar. [11][88][95]

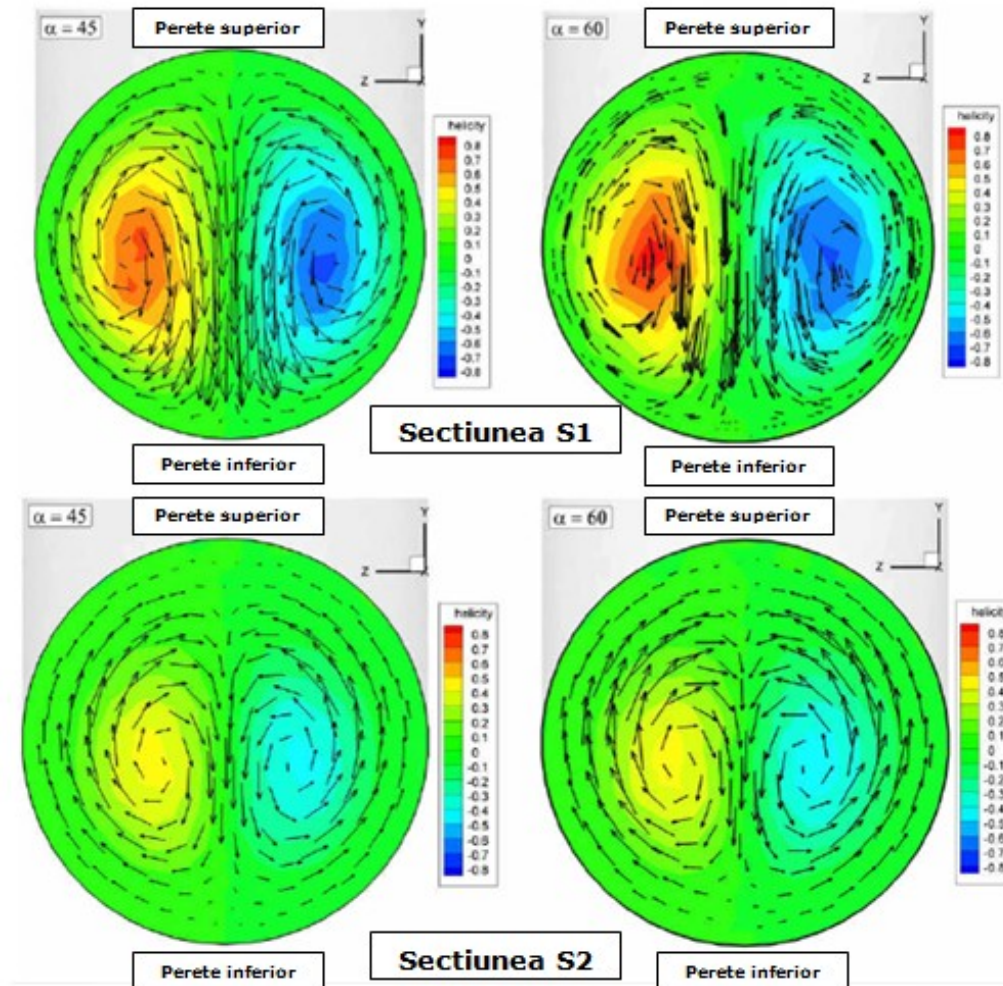


Figura 3.11. Reprezentarea vectorială a câmpului de viteză și distribuția helicității în secțiunile transversale S1 și S2.

Printre parametrii care descriu o curgere cu swirl se află helicitatea, definită în cadrul Capitolului 4. Se observă că distribuția helicității în aceeași secțiune, pentru cele două cazuri de anastomoză investigate, prezintă o intensitate mai ridicată în cazul unghiului de 60° . Odată cu depărtarea de zona de sutură, helicitatea scade, tendința fiind asociată cu stabilizarea curgerii, în aval de anastomoză. Valorile helicității variază între $-0,8$ și $0,8$, depinzând de orientarea vectorilor viteză și vorticitate, conform definiției matematice a acestui parametru ($H = \vec{V} \cdot \vec{\omega}$). Helicitatea prezintă valori maxime, atunci când viteza și vorticitatea au aceeași direcție și sens, respectiv, are valoarea egală cu 0, atunci când vectorii sunt perpendiculari. Astfel, acest parametru este un indicator al direcției de rotație a structurilor elicoidale. [11]

3.1.3.2. Analiza experimentală a curgerii asociată valorii $Re=298$

Pentru a cuantifica efectul geometriei de bypass, toate experimentele s-au efectuat în aceleași condiții de curgere pentru cele două unghiuri de anastomoză investigate: 45° , respectiv 60° , în regim staționar ($Re=298$). Ambele modele investigate sunt considerate a avea segmentul proximal al arterei coronare, complet ocluzat.

Prin vizualizarea curgerii cu ajutorul unei substanțe de contrast de tip cerneală, se observă prezența în ambele cazuri a unui vârtej primar (Vortex 1), în partea proximală a arterei gazdă, între punctul de stagnare și unghiul de sutură. În secțiunea arterială ocluzată, vârtejul primar devine instabil și este segmentat în două vârtejuri separate. Vârtejul principal, cu o extindere mai mare (Vortex 1), se rotește în sensul invers acelor de ceasornic, către anastomoza, în timp ce al doilea vârtej se rotește în sens orar, către capătul arterial ocluzionat (Vortex 2).

Figura 3.12 prezintă aspectul curgerii prin bypass cu unghiuri de 45° , respectiv 60° . Se observă deplasarea punctului de stagnare în direcția ocluziei, odată cu creșterea unghiului de anastomoză.

Caracterul acestor structuri complexe de vârtej, create în zona dintre unghiul de sutură și partea ocluzată, depinde de parametrii de curgere. Forma acestor vârtejuri este puternic dependentă de distanța dintre ocluzie și anastomoză. Intensitatea curgerii secundare scade în aval, iar treptat, profilul de viteză devine laminar. În această regiune există un gradient puternic de viteză între curgerea principală și structura vârtejului.

Rezultatele obținute experimental se corelează cu cele obținute prin analiză numerică. Figura 3.13 prezintă comparativ aspectul curgerii prin varianta de bypass cu unghi de 60° , numeric și experimental. Corelația a fost realizată din perspectiva lungimilor zonelor de recirculare. Se identifică formarea unei zone de recirculare la nivelul peretelui superior, în imediata vecinătate a suturii, în direcția distală a curgerii, numită Vortex 3, caracterizată prin lungimea L3. Vârtejurile 1 și 2, apărute din zona punctului de stagnare, situat la nivelul peretelui inferior, prin aproximare la jumătatea zonei de anastomoză și extinse în direcția ocluziei, sunt caracterizate de lungimile L1, respectiv L2. Tabelul 3.1 prezintă comparativ valorile lungimilor celor 3 zone de recirculare, măsurate numeric și experimental.

Nr. crt	D [mm]	Unghi bypass [grade]	Re	L1 numeric [mm]	L1 exp [mm]	L2 numeric [mm]	L2 exp [mm]	L3 numeric [mm]	L3 exp [mm]
1	8	60	298	14	19	13	13	3	3
2	8	45	298	16	21	10	10	1	1,5

Lungimea zonelor de recirculare crește odată cu creșterea unghiului de anastomoză. Vârtejul dominant, cel mai extins, este cel format în vecinătatea punctului de stagnare din zona de sutură în direcția ocluziei, având orientarea în direcția acelor de ceasornic, cu lungimea caracteristică L1 și cu valori cuprinse între 14 și 21 mm. Acesta se separă la ieșirea din zona de anastomoză, formându-se al doilea vârtej, cu o lungime caracteristică L2, mai redusă, de 10-13 mm. Vârtejul cel mai puțin extins se formează la nivelul peretelui superior, în imediata vecinătate a

suturii, având o lungime între 1 și 3 mm. Se observă că lungimea zonei de recirculare L3 crește semnificativ odată cu creșterea unghiului de anastomoză, de la 1 mm, (respectiv 1,5 mm) măsurat pentru analiza numerică, respectiv experimentală pentru unghiul de 45° , la o lungime de 3 mm în cazul unghiului de 60° , atât numeric, cât și experimental. Prezența vârtejurilor Vortex 1 și Vortex 3 favorizează dezvoltarea hiperplaziei intimale, conform literaturii de specialitate.

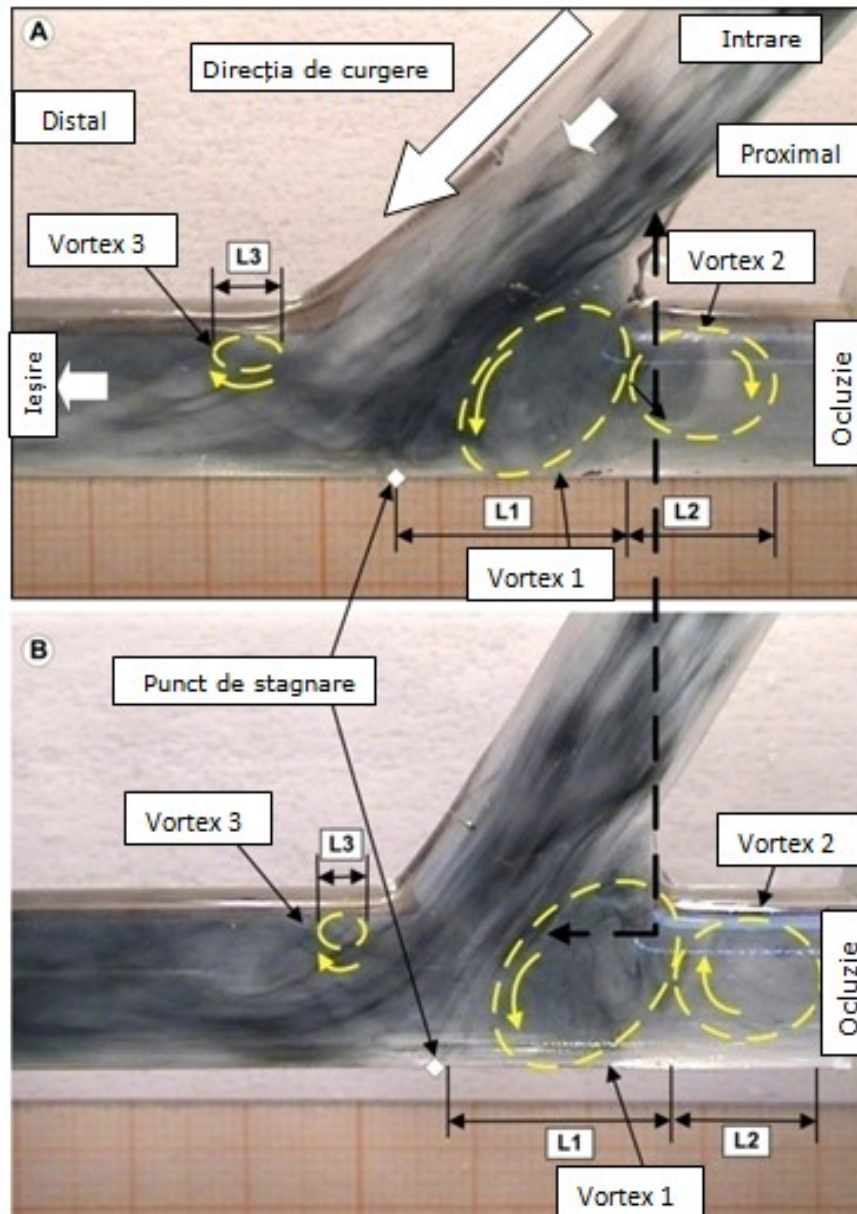


Figura 3.12. Aspectul comparativ al curgerii prin bypass drept cu unghi de 45° (A), respectiv 60° (B).

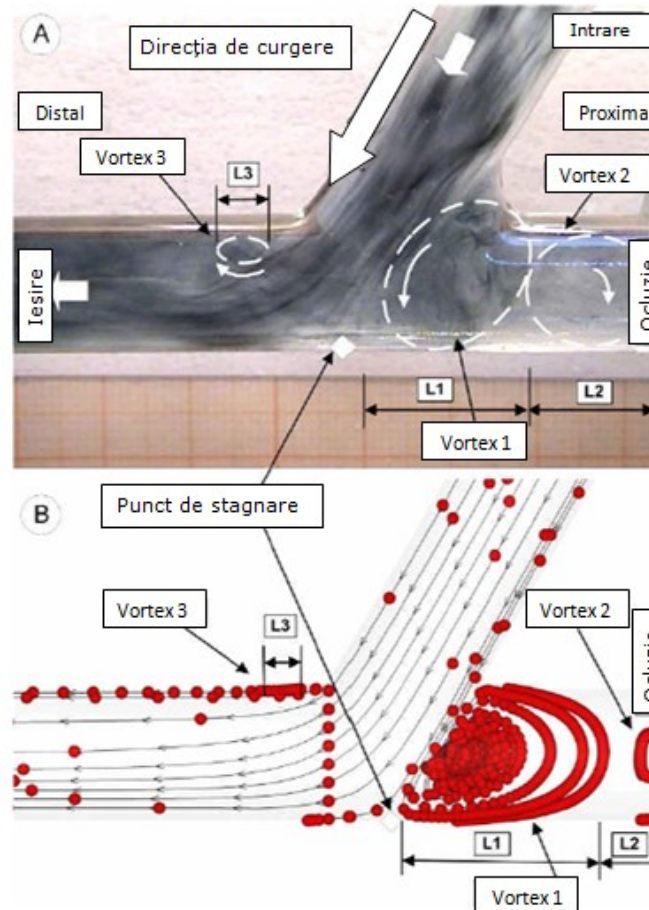


Figura 3.13. Aspectul comparativ al curgerii în bypass drept cu unghi de anastomoză de 60° , în analiza experimentală (sus), respectiv numerică (jos).

3.2. Influența unghiului de anastomoză și a poziției de sutură asupra câmpului hemodinamic

Scopul acestei analize este de a pune în evidență influența unghiului de anastomoză și a poziției de sutură a grefei asupra câmpului hemodinamic, asociat curgerii prin bypass drept.

Această analiză oferă o imagine asupra modului în care trebuie realizată sutura, astfel încât să nu producă o alterare a parametrilor hemodinamici asociați curgerii, considerând constante caracteristicile geometrice ale bypass-ului (lungimea arterei gazdă, lungimea grefei). Rezultatele obținute în cadrul prezentului subcapitol reprezintă un punct important în analiza bypass-ului elicoidal.

Parametrii hemodinamici cu însemnătate medicală investigați sunt: tensiunea de frecare la perete și căderea de presiune.

3.2.1. Descrierea geometriei

Pentru analiza influenței unghiului de sutură s-au utilizat configurații geometrice de bypass drept, cu secțiune circulară constantă pe întreg domeniu, cu diametrul $D=4$ mm și unghiuri de sutură cu mărimi de 15° , 30° , 45° , respectiv 60° . În studiul numeric al influenței poziției de sutură a grefei, pentru fiecare variantă geometrică unghiulară s-au utilizat configurații cu poziția suturii față de stenoză la distanțe $L=1D$, $L=2D$ și $L=3D$. În acest caz s-a considerat gradul de severitate al stenozelor de 100%, corespunzător ocluziei totale. [96]

Figura 3.14 prezintă variantele geometrice utilizate în prezenta analiză numerică. Pentru configurația cu unghi de anastomoză de 15° , datorită limitărilor geometrice, s-au utilizat doar variantele de poziție a suturii de $L=2D$ și $L=3D$.

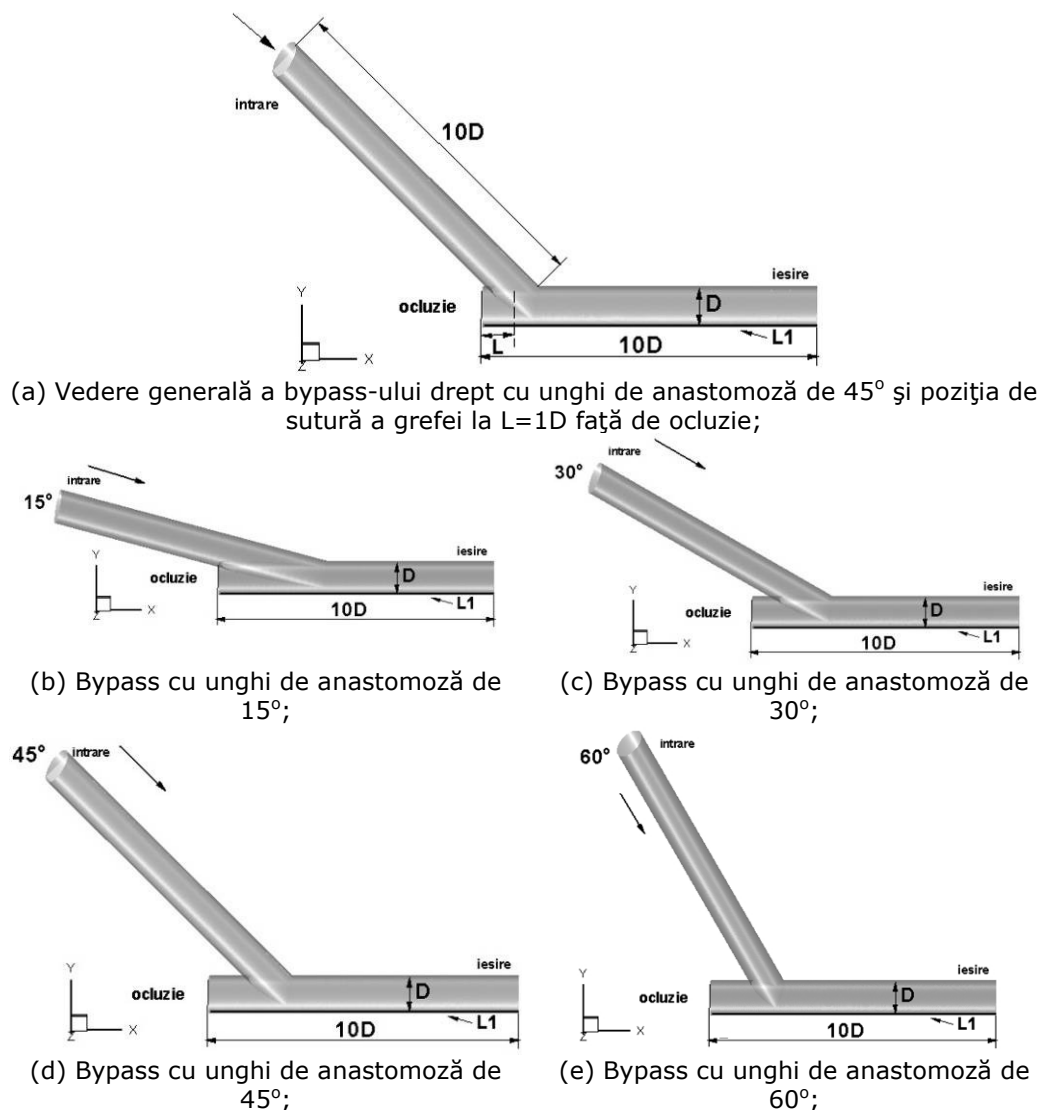


Figura 3.14. Configurații de bypass cu unghi de anastomoză diferit, utilizate în analiza numerică.

3.2.2. Condiții la limită

În analiza numerică a curgerii prin bypass-uri drepte, cu unghiuri de anastomoză și poziții ale suturii grefei diferite, au fost impuse următoarele condiții la limită:

- Intrare: profil de viteză uniform pentru componenta axială, corespunzătoare debitului $Q=200$ ml/min, asociat numărului Reynolds $Re=302$,
- Ieșire: presiune 0 Pa,
- Perete: rigid, nedeformabil.

Fluidul utilizat este considerat omogen, incompresibil, newtonian, cu următoarele proprietăți:

- Densitate: 1.050 kg/m³,
- Vâscozitate dinamică: $0,00368$ Pa*s.

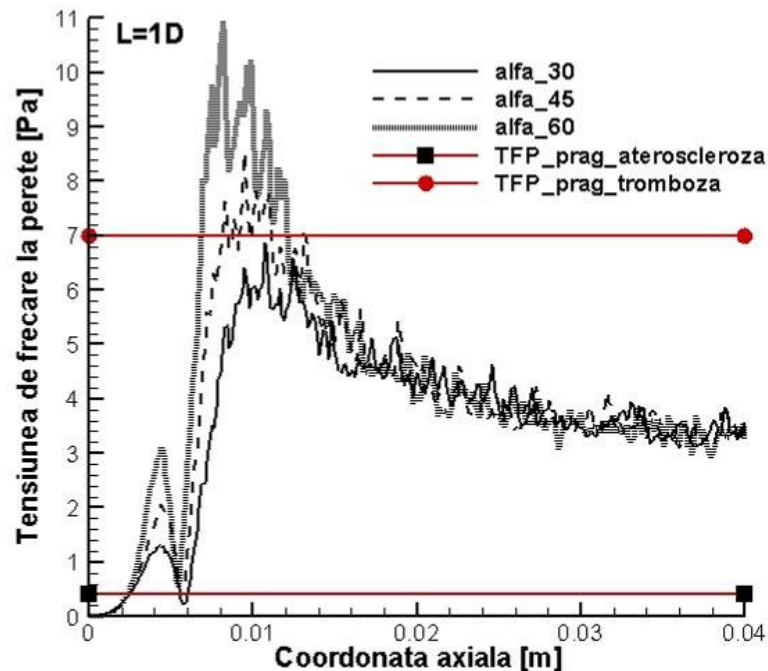
Analiza numerică este realizată în regim staționar, laminar.

Curgerea poate fi descrisă cu ajutorul legilor de conservare (conservare de masă, moment și energie) și de ecuația de continuitate, descrise în Capitolul 2.

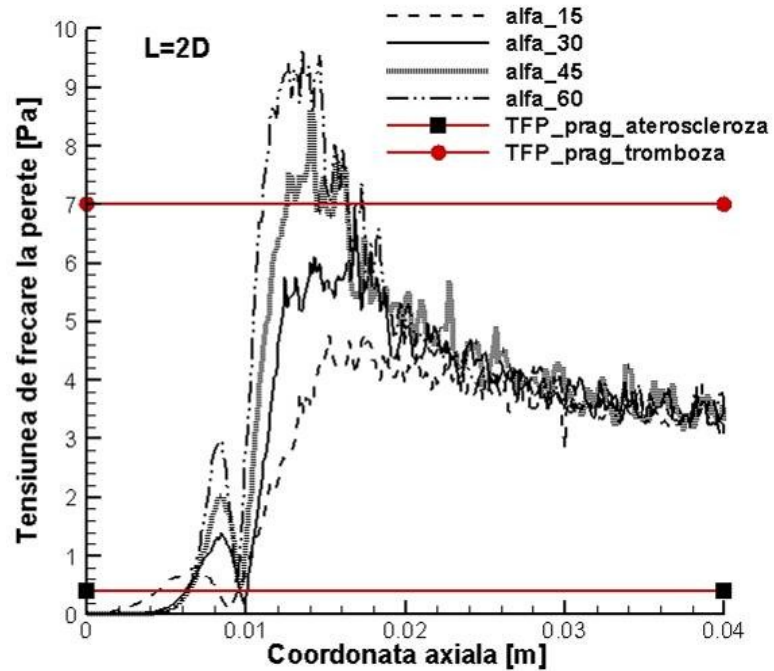
3.2.3. Tensiunea de frecare la perete

Pentru toate cazurile investigate, s-a analizat variația tensiunii de frecare la peretele inferior al arterei gazdă de-a lungul liniei L1, reprezentată în Figura 3.13 (a).

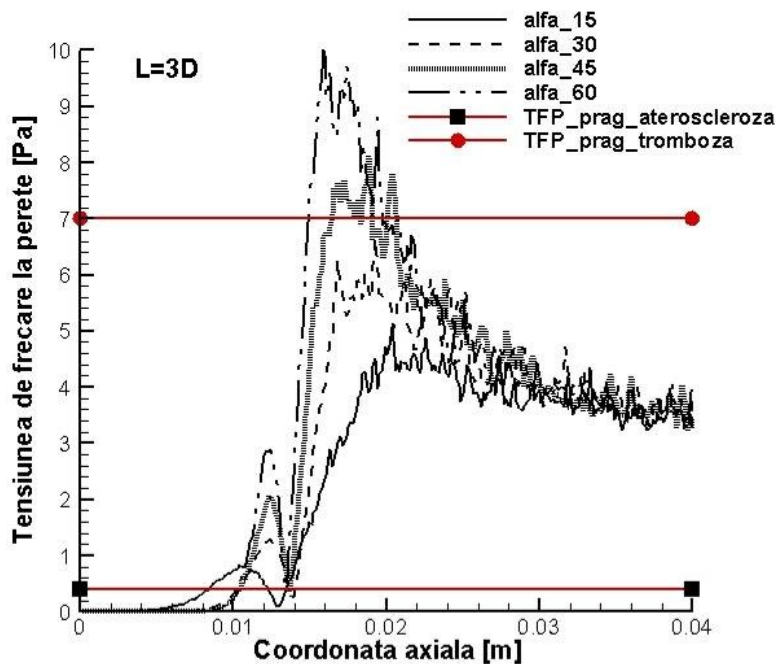
Figura 3.15 prezintă variația tensiunii de frecare la perete, în funcție de unghiul de anastomoză, pentru poziția suturii grefei la $L=1D$ (a), $L=2D$ (b), respectiv $L=3D$ (c).



(a) Poziția suturii grefei la $L=1D$ mm față de ocluzie;



(b) Poziția suturii grefei la L=2D mm față de ocluzie;



(c) Poziția suturii grefei la L=3D mm față de ocluzie;

Figura 3.15. Variația tensiunii de frecare la perete, măsurată de-a lungul liniei L1 definită la nivelul peretelui inferior, pentru valori diferite ale poziției de sutură a grefei, respectiv ale unghiului de anastomoză.

Se observă că pentru valori scăzute ale unghiului de anastomoză, între 15° și 30° , în toate cazurile de sutură, tensiunea de frecare la perete prezintă valori situate sub pragul de $0,4 \text{ Pa}$, pragul patologic de inițiere și dezvoltare a aterosclerozei, neavând valori peste pragul de tromboză.

În cazul configurațiilor cu unghi de sutură de 45° , respectiv 60° , apar zone semnificative cu valori ridicate ale tensiunii de frecare, peste pragul de tromboză. Zonele cu valori scăzute ale TFP sunt mai extinse în cazul bypass-urilor cu unghi de 45° , respectiv de 60° , comparativ cu situația unghiurilor de 15° , respectiv de 30° . Poziția suturii grefei influențează tensiunea de frecare la perete, favorizând extinderea zonelor de recirculare. Cele mai extinse astfel de zone sunt prezente în cazul suturii la distanța $L=3D$. Din punct de vedere al unghiului de anastomoză, cel mai nefavorabil unghi este cel de 60° .

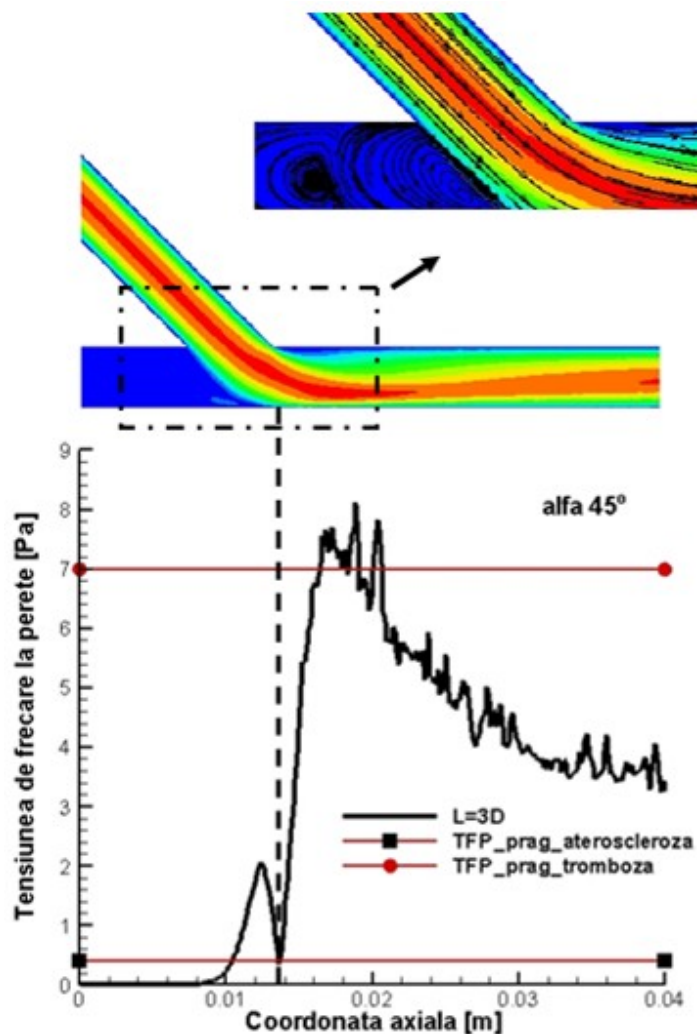


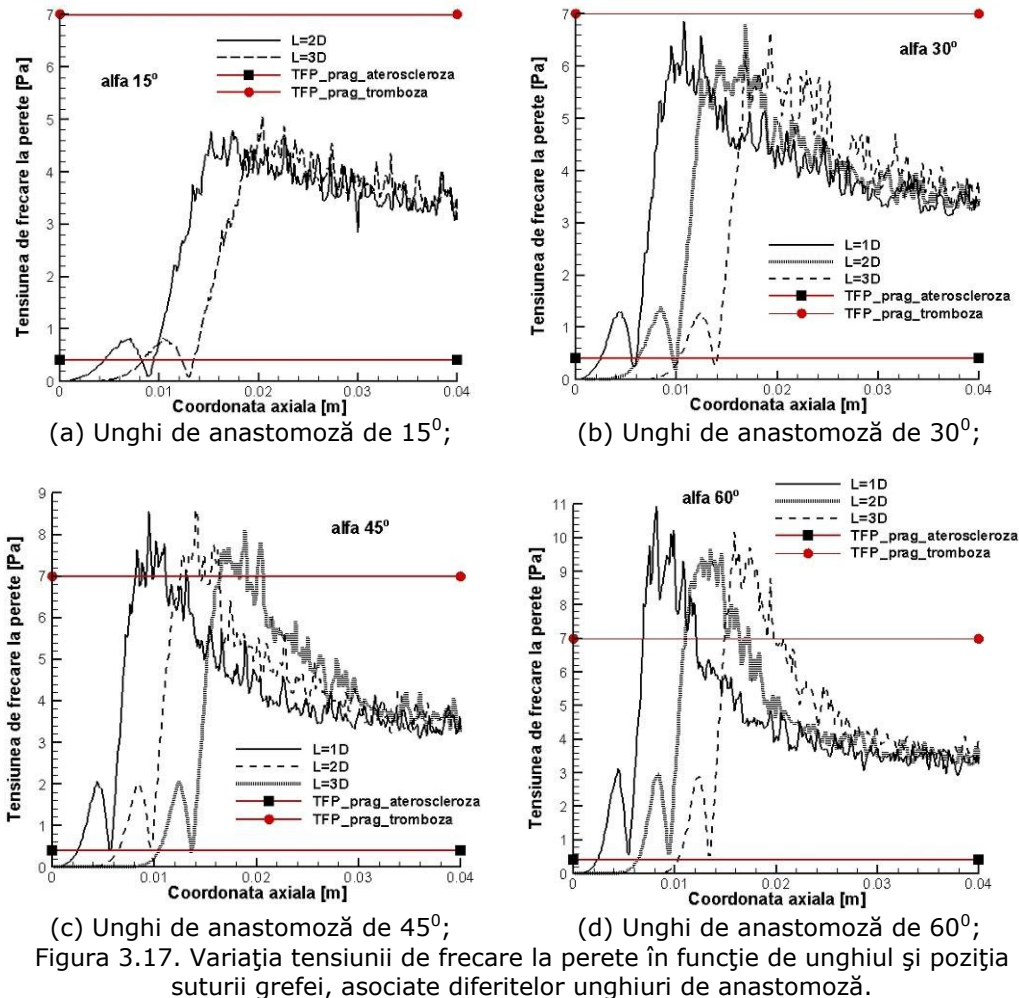
Figura 3.16. Corelarea valorilor scăzute ale tensiunii de frecare la perete cu prezența zonelor de recirculare.

Prezența zonelor cu valori ridicate ale tensiunii de frecare la perete, peste pragul critic de tromboză, în imediata vecinătate, în aval, a zonelor cu TFP sub pragul critic de ateroscleroză, reprezintă un mediu patologic de dezvoltare a hiperplaziei intimale.

Din punct de vedere al pragului critic de ateroscleroză, cazul cel mai nefavorabil este cel al bypass-ului cu unghi de 60° și poziția suturii la $L=3D$. În ceea ce privește pragul critic de tromboză, configurația de bypass drept cu unghi de 60° și poziția a suturii la $L=1D$ prezintă valori maxime ale tensiunii de frecare, de 11 Pa.

Conform literaturii de specialitate, valori scăzute ale tensiunii de frecare la perete sunt asociate zonelor de recirculare. Figura 3.16 prezintă o corelație între variația tensiunii de frecare la perete și existența zonelor de recirculare, asociate regiunilor cu valori scăzute ale acestui parametru.

Figura 3.17 prezintă variația tensiunii de frecare la perete, pentru fiecare unghi de anastomoză, variind poziția de sutură a grefei. Se observă că pentru configurațiile cu unghi de 15° și 30° , tensiunea de frecare la perete prezintă valori critice din domeniul aterosclerozei, comparativ cu bypass-urile cu unghi de 45° și 60° , unde apar valori critice și în sfera trombozei.

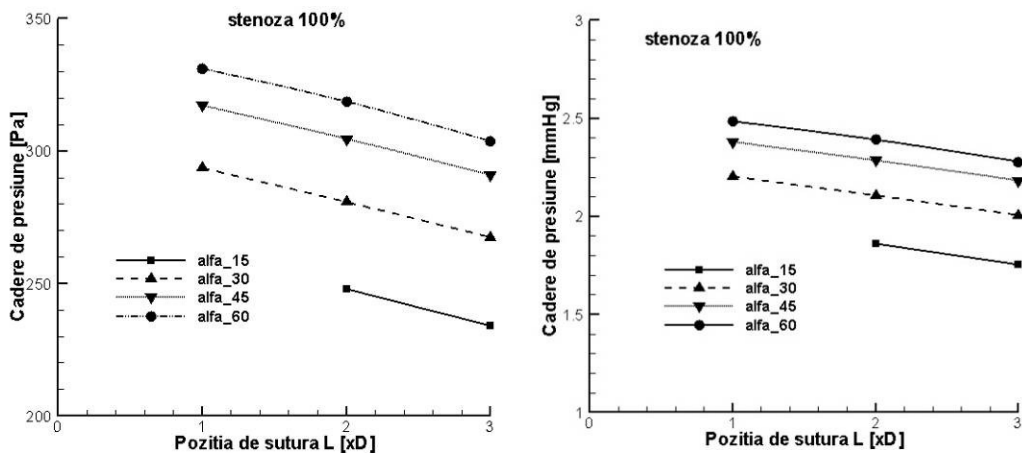


Pentru toate cele patru serii se observă că lungimea zonelor cu valori scăzute ale tensiunii de frecare la perete crește odată cu deplasarea de ocluzie, respectiv cu suturarea grefei la distanțe mai mari față de stenoză.

3.2.4. Căderea de presiune

Căderea de presiune de-a lungul grefei și arterei gazdă este un parametru important din punct de vedere hemodinamic. În acest caz s-a analizat modul în care diferite unghiuri de anastomoză și diferite poziții ale suturii grefei influențează căderea de presiunii. Se observă că valoarea maximă a căderii de presiune este asociată configurațiilor unde sutura este realizată cel mai aproape de stenoză, reprezentând $L=2D$, pentru bypass-ul de 15° , respectiv $L=1D$, pentru configurațiile cu unghiuri de 30° , 45° și 60° . Pentru fiecare serie, valorile minime sunt asociate pozițiilor de sutură situate cel mai în aval, reprezentând poziția $L=3D$.

Figura 3.18 prezintă căderea de presiune asociate configurațiilor de bypass, analizate în prezentul subcapitol.



(a) Reprezentarea în unități Pa;

(b) Reprezentarea în unități mmHg;

Figura 3.18. Căderea de presiune asociată curgerii prin configurații de bypass cu diferite unghiuri de anastomoză și diferite poziții ale suturii grefei.

Valoarea căderii de presiune crește odată cu modificarea unghiului de anastomoză. Valori maxime, de 335 Pa, respectiv 2,5 mmHg, sunt asociate bypass-ului drept cu unghi de anastomoză de 60° . O creștere semnificativă apare de la configurația cu 15° , la cea cu 30° și 45° . Se poate deduce, că, pentru obținerea unor parametri hemodinamici favorabili, este necesară realizarea suturii cu un unghi de anastomoză cât mai redus, la o distanță cât mai mare față ocluzie. Utilizarea unui unghi de anastomoză redus are, însă, dezavantaje, datorită regiunii extinse de țesut, care este lezat în timpul procedurii. Se poate spune că această variantă îmbunătățește parametrii hemodinamici, cu riscul complicațiilor postoperatorii datorate lezării intraoperatorii a țesutului din zona de interes.

3.3. Influența gradului de stenozare asupra câmpului hemodinamic

Scopul acestei analize este de a pune în evidență influența gradului de stenozare asupra câmpului hemodinamic asociat curgerii prin diferite configurații de bypass.

Existența unei curgeri reziduale prin stenoză poate conduce la alterarea parametrilor hemodinamici și eșecul grefei. Studiile medicale au arătat că utilizarea grefelor de bypass în intervenții asupra stenozelor de severitate medie este nefavorabilă, conducând la eșecul grefei mai repede, comparativ cu situația stenozelor severe sau a ocluziei totale, conform subcapitolului 1.3.1.

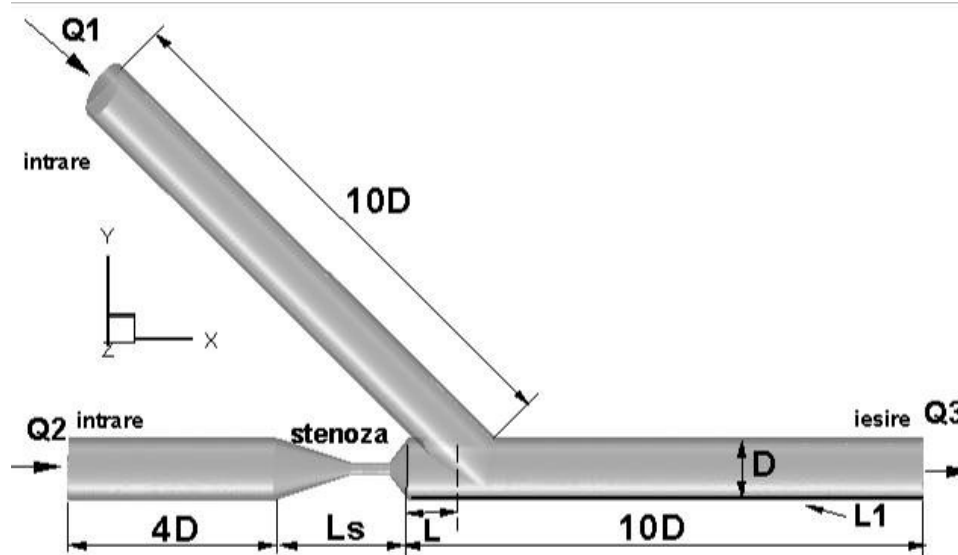
Analiza numerică a fost realizată prin prisma următorilor parametri hemodinamici semnificativi: tensiunea de frecare la perete și căderea de presiune.

3.3.1. Descrierea geometriei

Pentru analiza influenței gradului de stenozare s-au utilizat configurații de bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° , variante de stenoză cu grad de 80% , 90% și 100% , respectiv poziții ale suturii grefei de $L=1D$, $L=2D$ și $L=3D$. [96]

Prezența unei curgeri competitive prin vasul cu stenoză parțială, influențează, conform literaturii de specialitate patența grefei. Studiile arată că, în cazul prezenței acestui tip de curgere, poziția suturii are un rol important în fiabilitatea grefei și eficiența intervenției. Unele studii susțin ideea suturării în imediata vecinătate a stenoză, în timp ce alte studii resping această idee, susținând că pentru creșterea patenței grefei este necesar ca sutura să se realizeze la o distanță mai mare, în aval de stenoză.

Figura 3.19 prezintă descrierea generală a geometriei cu bypass în unghi de anastomoză de 45° , poziția suturii la $L=1D$ și stenoză cu grad de severitate de 80% .



(a) Vedere generală;



(b) Discretizarea utilizată pentru domeniul investigat;
 Figura 3.19. Descrierea generală a bypass-ului cu unghi de anastomoză de 45°, poziția suturii grefei $L=1D$ și grad de severitate a stenozei de 90%.

3.3.2. Condiții la limită

În analiza numerică a curgerii prin bypass-uri drepte cu unghiuri de anastomoză și poziții ale suturii grefei diferite, au fost impuse următoarele condiții la limită:

- Intrare: profil de viteză uniform pentru componenta axială, corespunzătoare debitului $Q_1=160$ ml/min ($Re=242$), asociat secțiunii de intrare în grefă, respectiv debitului $Q_2=40$ ml/min ($Re=60$), asociat secțiunii de intrare în artera stenozată, calculate conform relațiilor:

$$Q_3 = Q_1 + Q_2 \quad (3.3)$$

$$Q_2 = \frac{1}{4}Q_1 \quad (3.4)$$

- Ieșire: presiune 0 Pa,
- Perete: rigid, nedeformabil.

Fluidul utilizat este considerat omogen, incompresibil, newtonian, cu următoarele proprietăți:

- Densitate: 1050 kg/m³,
- Vâscozitate dinamică: $0,00368$ Pa*s.

Analiza numerică este realizată în regim staționar, laminar.

Curgerea poate fi descrisă cu ajutorul legilor de conservare (conservare de masă, moment și energie), și de ecuația de continuitate, descrise în Capitolul 2.

3.3.3. Tensiunea de frecare la perete

Figura 3.20 prezintă variația tensiunii de frecare la perete pentru configurațiile cu grad de stenozare de 80%, 90% și 90%, iar poziția suturii grefei la $L=1D$. Se observă că pentru stenoze de 80% și 100%, lungimea zonelor cu valori reduse ale tensiunii de frecare la perete sunt similare, în timp ce pentru stenoza de 90% zonele sunt mai extinse. Această variație poate fi corelată cu creșterea vitezei odată cu creșterea severității, intensitatea jetului de fluid favorizând această dezvoltare. În toate cele 3 cazuri investigate, există valori scăzute patologice ale TFP, în domeniul aterosclerozei. Ocluzia totală favorizează, în același timp, prezența unor valori ridicate ale TFP, în domeniul trombozei.

Figura 3.21 prezintă variația tensiunii de frecare la perete, măsurată de-a lungul liniei L1 și definită în cadrul geometriei, conform Figurii 3.1, asociată bypass-ului drept cu unghi de anastomoză de 45° , poziții diferite ale suturii grefei, respectiv grade de severitate ale stenozei de 80% și 100%.

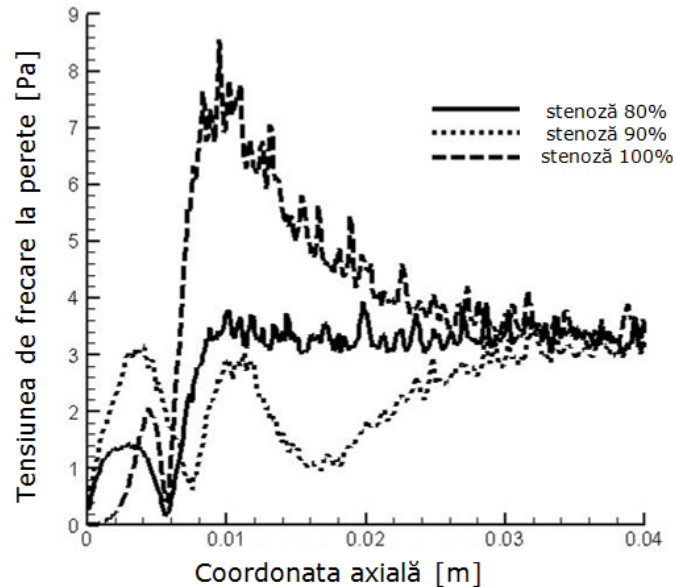


Figura 3.20. Variația tensiunii de frecare la perete de-a lungul liniei L1, asociate curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° , poziția suturii L=1D și diferite grade de severitate a stenozei de 80%, 90% și 100%.

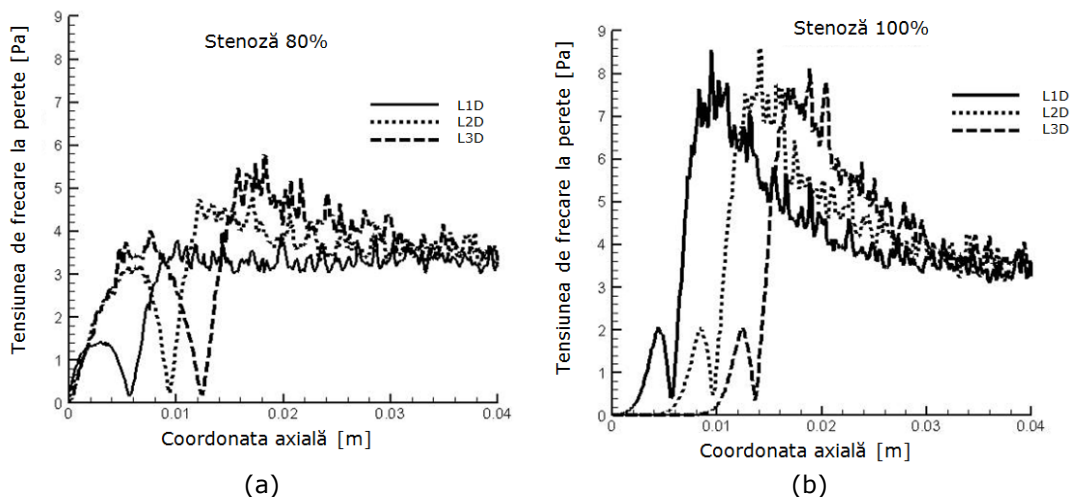


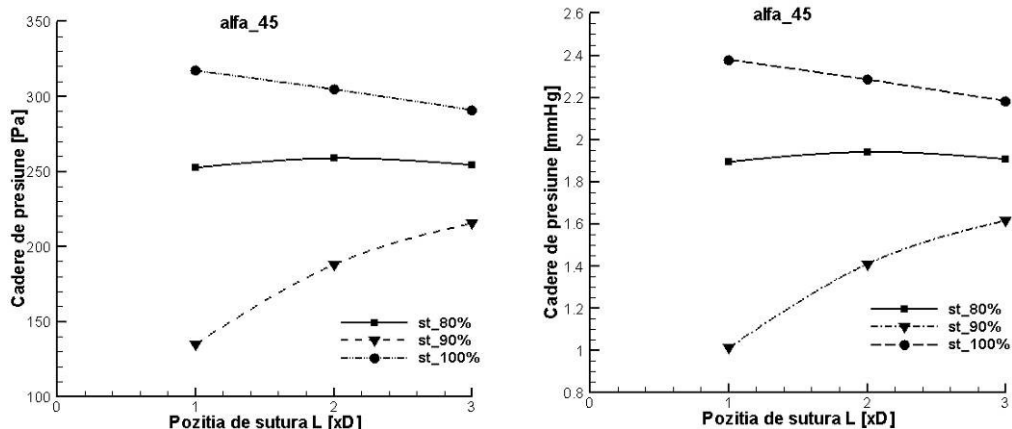
Figura 3.21. Variația tensiunii de frecare la perete de-a lungul liniei L1, asociată curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° , diferite poziții ale suturii și grad de severitate al stenozei de (a) 80%, respectiv (b) 100%.

Se observă că în ambele cazuri, tensiunea de frecare la perete este influențată de poziția de sutură a grefei. Zonele cu valori reduse ale TFP sunt mai extinse în situațiile în care sutura este realizată mai îndepărtat de stenoză. Ambele situații prezintă valori ale tensiunii de frecare la perete situate în domeniul patologic al aterosclerozei, cu valori sub 0,4 Pa. Se observă că lungimea zonelor cu valori reduse ale TFP este mai mare în cazul configurațiilor cu ocluzie totală, comparativ cu stenoza de 80%. Valorile maxime ale TFP se află sub valoarea de 6 Pa, în cazul bypass-ului cu stenoză de 80%, comparativ cu bypass-ul cu ocluzie totală, unde, în toate situațiile de sutură a grefei, TFP prezintă valori peste pragul de 7 Pa, considerat pragul critic de tromboză.

3.3.4. Căderea de presiune

Figura 3.22 prezintă variația căderii de presiune în funcție de poziția de sutură și gradul de stenozare, asociată curgerii prin bypass drept, cu unghi de anastomoză de 45° . Se observă că valorile maxime ale căderii de presiune sunt asociate configurațiile cu ocluzie totală, având valori de peste 280 Pa, respectiv peste 2,1 mmHg. Căderile de presiune asociate curgerii prin configurații cu stenoză de 80% și 90%, unde există o curgere competitivă prin artera gazdă, au valori sub 260 Pa, respectiv 1,95 mmHg.

Căderile de presiune au fost măsurate între secțiunea de intrare în grefă și secțiunea de ieșire a arterei gazdă. În situațiile în care apare o curgere competitivă prin stenoză, căderea de presiune este considerabil mai ridicată în cazul stenoză de 80%, comparativ cu stenoza cu gradul de severitate de 90%. Această diferență poate fi asociată cu gradul de constricție al vasului gazdă, care induce prezența unui jet de fluid cu o viteză ridicată, întreg sistemul bypass-ului compensând în această direcție, pentru a asigura curgerea cu același debit, ca și în cazul stenoză de 80%, un consum de energie mai ridicat.



(a) Reprezentarea în unități Pa;

(b) Reprezentarea în unități mmHg;

Figura 3.22. Căderea de presiune asociată curgerii prin bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° , grade de severitate ale stenoză de 80%, 90% și 100%, respectiv diferite poziții ale suturii grefei.

3.4. Concluzii

O complicație majoră a intervențiilor chirurgicale de tip by-pass aorto-coronarian este eșecul grefei. Studiile numerice, experimentale și clinice, au arătat de-a lungul timpului că fiabilitatea grefei este strâns corelată cu tipul grefei utilizate și parametrii asociați geometriei și intervenției chirurgicale, cu accent pe unghiul de anastomoză.

Rezultatele obținute în analiza numerică preliminară asociată curgerii în by-pass drept de 45° și 60° , în special legate de analiza liniilor de curent și a câmpului de viteză în secțiuni transversale, arată faptul că bypass-ul drept favorizează dezvoltarea zonelor de recirculare. În secțiuni transversale distale zonei de anastomoză se observă apariția vârtejurilor contrarotative de tip Dean. În zona anastomozei, în vecinătatea ocluziei, apar zone de recirculare, care favorizează dezvoltarea hiperplaziei intimale, conform literaturii de specialitate. Zonele de recirculare sunt asociate regiunilor cu tensiune de frecare la perete redusă, extinzându-se odată cu creșterea unghiului de anastomoză.

A doua etapă a analizei bypass-ului drept a constat în analiza numerică a curgerii prin bypass drept cu un diametru $D=4$ mm, similar condițiilor anatomice. A fost analizată influența unghiului de anastomoză, a poziției de sutură a grefei și existența unei curgeri secundare prin stenoză parțial ocluzată, asupra câmpului hemodinamic. Rezultatele obținute arată faptul că tensiunea de frecare la perete prezintă valori în domeniul patologic de ateroscleroză pentru toate configurațiile cu unghi de anastomoză de 15° , 30° , 45° , respectiv 60° . Zona cu valori reduse ale TFP crește o dată cu creșterea unghiului de sutură. TFP prezintă valori în domeniul trombozei doar pentru configurațiile cu unghi de anastomoză de 45° , respectiv 60° .

Poziția de sutură a grefei influențează câmpul hemodinamic asociat domeniului investigat, respectiv tensiunea de frecare la perete. Zonele cu TFP redus cresc o dată cu deplasarea punctului în care are loc sutura. În toate cazurile, realizarea suturii la distanța $L=3D$ față de stenoză implică dezvoltarea zonei cea mai extinse cu valori reduse la TFP, și, implicit, prezența zonelor de recirculare cele mai extinse. Realizarea suturii cu unghi de 60° , la o distanță $L=3D$, reprezintă cazul cel mai nefavorabil din punct de vedere al TFP, cu dezvoltarea zonei celei mai extinse cu valori scăzute ale TFP în domeniul aterosclerotic, respectiv cazul cu sutura la $L=1D$ prezintă situația cea mai nefavorabilă cu cele mai ridicate valori ale TFP în sfera patologică trombotică.

În toate situațiile analizate, căderea de presiune este influențată de unghiul de anastomoză și poziția suturii. Căderea de presiune crește odată cu creșterea unghiului de anastomoză, respectiv scade odată cu realizarea suturii distal față de stenoză.

Prezența curgerii competitive prin stenoze cu grad de severitate sub 100% influențează fiabilitatea grefei, respectiv parametrii hemodinamici asociați curgerii prin domeniile investigate. În condițiile prezentului studiu, pentru a obține parametrii hemodinamici cât mai puțin nefavorabili, este recomandat ca sutura să fie realizată cât mai apropiat de stenoză.

Reducerea zonelor de recirculare este corelată din punct de vedere medical, cu reducerea riscului de dezvoltare a hiperplaziei intimale, a restenozei, implicit a eșecului grefei. Tendința actuală este de a reduce aceste efecte prin utilizarea unor grefe care să asigure o creștere a tensiunii de frecare la perete în zona de anastomoză, un mixing de particule ridicat și depuneri cât mai reduse. Rezultatele prezentate în acest capitol susțin ideea dezvoltării unei soluții constructive care să

îmbunătățească câmpul hemodinamic asociat curgerii, cu ajutorul unor grefe cu structură elicoidală.

Creșterea fiabilității grefei poate fi realizată prin aducerea tensiunii de frecare la perete în limitele fiziologice, de peste 0,4 Pa, respectiv sub 7 Pa, precum și de a reduce astfel riscul dezvoltării zonelor de recirculare sau a trombozei. În același timp se dorește, ca în urma intervenției, să se obțină o cădere de presiune cât mai redusă.

Astfel, rezultatele prezentate în acest subcapitol, arată faptul că varianta constructivă a bypass-urilor drepte cu unghi de anastomoză de 60° induce efectele hemodinamice cele mai nefavorabile, în timp ce un unghi de anastomoză mai redus conduce la îmbunătățirea parametrilor hemodinamici.

4. HIDRODINAMICA TUBURILOR ELICOIDALE

A. Modelarea matematică și computațională a unui tub elicoidal

Acest subcapitol prezintă modelul matematic și computațional asociat unui tub elicoidal, cu aplicații în intervențiile chirurgicale de tip bypass aorto-coronarian.

Curbele elicoidale sunt forme particulare ale curbelor în spațiul euclidian tridimensional \mathbf{R}^3 . Definirea curbelor se poate face parametric în funcție de parametrul unghiular u , respectiv canonic, prin lungimea arcului de cerc s . Principalii pași parcurși în modelarea matematică sunt:

- caracterizarea unei curbe generale în \mathbf{R}^3 ;
- parametrizarea unei curbe de tip elicoidal;
- definirea unui tub elicoidal de secțiune circulară, constantă pe întreg domeniul;
- caracterizarea parametrică, cu ajutorul triedrului Frenet, a fiecărui punct de pe înfășurătoarea tubului.

Această modelare matematică este utilă în continuare pentru modelarea computațională a tubului. S-au implementat ecuațiile matematice într-o aplicație software, cu ajutorul căreia se pot genera automat tuburi elicoidale, având ca date de intrare caracteristicile geometrice impuse de utilizator, pentru aplicații medicale.

4.1. Modelul matematic al curbelor de tip elicoidal în \mathbf{R}^3

4.1.1. Generalități privind curbele în \mathbf{R}^3

Forma analitică

O curbă definită parametric [100] este mulțimea punctelor $M(x,y,z)$ din spațiul \mathbf{R}^3 a căror coordonate sunt date de relațiile:

$$\Gamma: \begin{cases} x = x(u) \\ y = y(u), \quad u \in [a, b] \\ z = z(u) \end{cases} \quad (4.1)$$

Funcțiile $x(u)$, $y(u)$ și $z(u)$ sunt funcții continue pe $[a, b]$.

Dacă notăm (x,y,z) coordonatele unui punct M din \mathbf{R}^3 atunci o aplicație diferențiabilă $\gamma: (a, b) \rightarrow \mathbf{R}^3$ se poate scrie sub forma $\gamma(u) = \gamma(x(u), y(u), z(u))$.

Conform condiției existenței unei curbe diferențiabile, $d_u \gamma \neq 0$, dacă se scrie diferențiala funcției γ pentru orice punct $u_0 \in (a, b)$ se obține [74]:

$$\left(\frac{dx}{du} \Big|_{u_0} \right)^2 + \left(\frac{dy}{du} \Big|_{u_0} \right)^2 + \left(\frac{dz}{du} \Big|_{u_0} \right)^2 \neq 0. \quad (4.2)$$

Se observă că cel puțin una din funcțiile coordonată are derivate nenule în punctul b . Astfel, existența derivatelor în orice punct $u_0 \in (a, b)$ conduce la existența unui vector tangent în fiecare punct, iar curba, în accepțiunea generală, neavând colțuri. [74]

Forma vectorială

Definiție:

Se numește curbă în spațiul \mathbf{R}^3 , descrisă vectorial, mulțimea punctelor $M(x, y, z)$ din spațiul \mathbf{R}^3 al căror vector de poziție, $\overrightarrow{OM} = \overrightarrow{r(u)}$ (Figura 4.1), este dat de relația:

$$\overrightarrow{OM} = \overrightarrow{r(u)} = x(u)\vec{i} + y(u)\vec{j} + z(u)\vec{k}, \quad u \in [a, b] \quad (4.3)$$

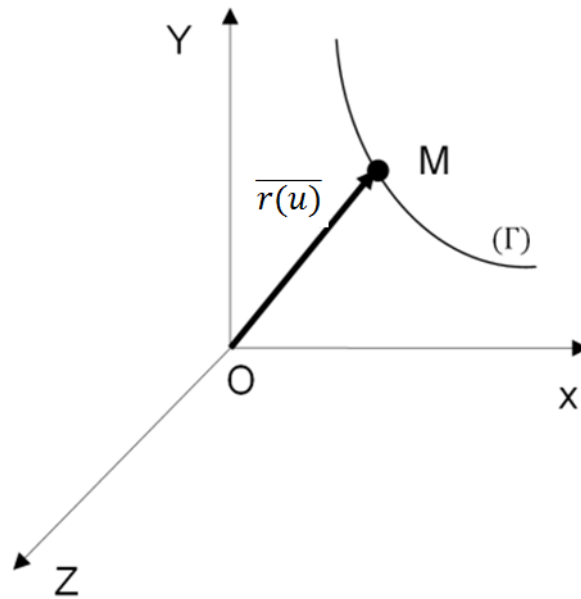


Figura 4.1. Reprezentarea vectorului de poziție al unui punct M asociat unei curbe Γ .

Lungimea unui arc de curbă

Fie curba dată parametric:

$$\Gamma: \begin{cases} x = x(u) \\ y = y(u) \\ z = z(u) \end{cases}, \quad u \in [a, b]$$

Și aplicația $\gamma(u) = \gamma(x(u), y(u), z(u))$.

Se înscrie pe curba Γ linia poligonală $M_0M_1M_2 \dots \dots M_n$, conform Figurii 4.2.

Se numește lungimea curbei Γ lungimea liniei poligonale $M_0M_1M_2 \dots \dots M_n$, atunci când $n \rightarrow \infty$ și lungimea celui mai mare segment de pe linia poligonală tinde la 0.

$$l(\Gamma) = \lim_{\substack{n \rightarrow \infty \\ \max_{i=0, n-1} (M_i M_{i+1}) \rightarrow 0}} M_0M_1M_2 \dots \dots M_n \quad (4.4)$$

Dacă funcțiile $x(u)$, $y(u)$ și $z(u)$ au, fiecare, derivată continuă pe (a,b) , atunci curba Γ are lungime finită dată de relația (4.5):

$$l(\Gamma) = \int_a^b \sqrt{\left(\frac{dx}{du}(u)\right)^2 + \left(\frac{dy}{du}(u)\right)^2 + \left(\frac{dz}{du}(u)\right)^2} du . \quad (4.5)$$

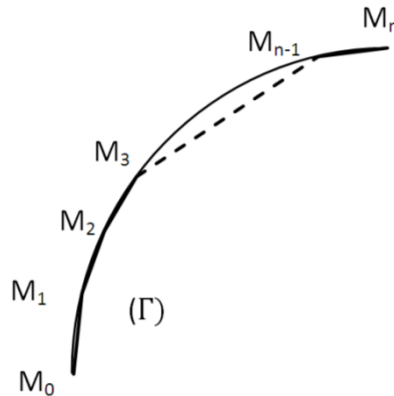


Figura 4.2. Reprezentarea geometrică a unei curbe cu ajutorul ipotezei liniei poligonale.

Calculul lungimii $s(u)$ a unui arc de curbă [17] se realizează cu relația:

$$s = s(u) = \int_{u_0}^u \left\| \frac{d\gamma}{d\tau} \right\| d\tau . \quad (4.6)$$

unde: $u_0 \in (a, b)$.

Funcția $s: (a, b) \rightarrow \mathbb{R}$ se numește funcție lungime de arc.

Dacă se parametrizează curba Γ prin lungimea arcului de cerc, se obține o parametrizare canonică sau naturală, în funcție de s :

$$\vec{r}(s) = x(s)\vec{i} + y(s)\vec{j} + z(s)\vec{k}, \quad s \in [0, l(\Gamma)] \quad (4.7)$$

Dacă curba Γ este parametrizată normal, atunci:

$$\left\| \frac{d\vec{r}}{ds} \right\| = 1 . \quad (4.8)$$

4.1.2. Invarianți euclideni locali. Triedrul lui Frenet

Fie $\gamma: (a, b) \rightarrow \mathbb{R}^3$ un arc de curbă regulată parametrizat canonic.

Problema care se pune este de a caracteriza proprietățile geometrice în fiecare punct al curbei.

Astfel, se va construi un reper triortonormat solidar cu curba, având originea mobilă pe curbă.

Fie vectorul $\vec{T}(s)$ vectorul tangent la curbă și implicit primul versor al reperului [1], definit prin relația (4.9):

$$\overline{T}(s) = \frac{d\vec{r}}{ds}, \quad (4.9)$$

Se definește funcția curbură, ca fiind:

$$k(s) = \left\| \frac{d\overline{T}}{ds} \right\| = \left\| \frac{d^2\vec{r}}{ds^2} \right\|, \quad (4.10)$$

Funcția $k: [0, l(\Gamma)] \rightarrow \mathbf{R}$, parametrizată canonic în raport cu arcul de curbă s , se numește funcția curbură a curbei Γ . Valoarea ei într-un punct $M \in \Gamma$ se numește curbura curbei Γ în punctul M . Se observă că funcția curbură este strict pozitivă.

Funcția $\tau: [0, l(\Gamma)] \rightarrow \mathbf{R}$, parametrizată canonic în raport cu arcul de curbă s , se numește funcția torsiune a curbei Γ . Valoarea ei într-un punct $M \in \Gamma$ se numește torsiunea curbei Γ în punctul M . Valoarea ei poate fi negativă, pozitivă sau nulă.

În cazul în care, curba este parametrizată în funcție de parametrul unghiular u și este descrisă vectorial prin vectorul de poziție $\overline{r}(u) = x(u)\vec{i} + y(u)\vec{j} + z(u)\vec{k}$, se poate calcula curbura și torsiunea curbei cu următoarele relații:

$$k(u) = \frac{\|\overline{r}'(u) \times \overline{r}''(u)\|}{\|\overline{r}'(u)\|^3}, \quad (4.11)$$

$$\tau(u) = \frac{(\overline{r}'(u), \overline{r}''(u), \overline{r}'''(u))}{\|\overline{r}'(u) \times \overline{r}''(u)\|^2}, \quad (4.12)$$

unde: termenii produsului mixt $(\overline{r}'(u), \overline{r}''(u), \overline{r}'''(u))$ reprezintă derivatele de ordinul I, II și III ale vectorului de poziție $\overline{r}(u)$

Într-un punct $M \in \Gamma$, valorile $\frac{1}{k}$, $\frac{1}{\tau}$ când $\tau \neq 0$, se numesc rază de curbură, respectiv rază de torsiune, în punctul M .

Într-un punct s , în care $k(s) \neq 0$, se poate obține următoarea relație:

$$\frac{d\overline{T}}{ds} = k(s)\overline{N}(s), \quad (4.13)$$

Vectorul $\overline{N}(s)$ se numește vector normal [1], fiind al doilea vector al reperului.

Al treilea vector al triedrului se numește vector binormal [1], care se obține din relația:

$$\overline{B}(s) = \overline{T}(s) \times \overline{N}(s), \quad (4.14)$$

Triedrul ortonormat $\{\overline{T}(s), \overline{N}(s), \overline{B}(s)\}$ asociat curbei într-un punct în care curbura e nenulă se numește triedrul lui Frenet (Figura 4.3). [100]

Planul $\{\overline{T}, \overline{N}\}$ se numește osculator, planul $\{\overline{B}, \overline{N}\}$ se numește normal, respectiv planul $\{\overline{T}, \overline{B}\}$ se numește plan rectificanț.

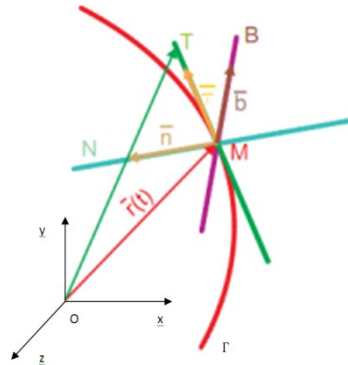


Figura 4.3. Reprezentarea triedrului lui Frenet asociat unui punct M de pe curba Γ [http://ro.math.wikia.com/wiki/Formulele_lui_Frenet?file=Frenet_reper.png, accesat 27 Aprilie 2015].

Versorii reperului Frenet verifică următoarele relații de derivare [1][38]:

$$\begin{aligned} \frac{d\vec{T}}{ds} &= k(s)\vec{N}(s) , \\ \frac{d\vec{N}}{ds} &= -k(s)\vec{T}(s) + \tau(s)\vec{B}(s) , \\ \frac{d\vec{B}}{ds} &= -\tau(s)\vec{N}(s) , \end{aligned} \quad (4.15)$$

unde: $k(s)$ reprezintă curbura, iar $\tau(s)$ este torsiunea curbei. Matricial, relațiile lui Frenet pot fi scrise astfel [73][100]:

$$\frac{d}{ds} \begin{pmatrix} \vec{T} \\ \vec{N} \\ \vec{B} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & k & 0 \\ -k & 0 & \tau \\ 0 & -\tau & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vec{T} \\ \vec{N} \\ \vec{B} \end{pmatrix}, \quad (4.16)$$

Versorii triedrului Frenet sunt ortogonali, doi câte doi. Ei se obțin din următoarele relații:

- Versorul tangentei:

$$\vec{T} = \frac{\vec{r}'}{\|\vec{r}'\|}, \quad (4.17)$$

- Versorul normalei principale:

$$\vec{N} = \frac{(\vec{r}' \times \vec{r}'') \times \vec{r}'}{\|(\vec{r}' \times \vec{r}'') \times \vec{r}'\|}, \quad (4.18)$$

- Versorul binormalei:

$$\vec{B} = \frac{\vec{r}' \times \vec{r}''}{\|\vec{r}' \times \vec{r}''\|}. \quad (4.19)$$

4.1.3. Modelul matematic al unei curbe de tip elicoidal în spațiul \mathbf{R}^3

Plecând de la proprietățile generale ale unei curbe în spațiul Euclidian \mathbf{R}^3 și de la definiția unei elice circulare, ca fiind curba a cărei imagine este situată pe cilindrul circular drept, de ecuație $x^2(t) + y^2(t) = a^2$ (Figura 4.4), se pot defini următoarele ecuații parametrice [35][74]:

$$\Gamma: \begin{cases} x(u) = a \cos u \\ y(u) = a \sin u, 0 \leq u \leq 2\pi, \\ z(u) = bu \end{cases} \quad (4.20)$$

unde: a reprezintă raza cilindrului pe care este înfășurată elicea (denumită în continuare excentricitatea elicei), iar $2\pi b$ este pasul elicei (distanța măsurată pe o generatoare între două intersecții consecutive cu elicea), conform Figurii 4.4. [98][99]

Aplicația diferențială asociată curbei Γ este:

$$\gamma(u) = \gamma(a \cos u, a \sin u, bu) , \quad (4.21)$$

$$\frac{d\gamma}{du} = (-a \sin u, a \cos u, b) , \quad (4.22)$$

$$\left\| \frac{d\gamma}{du} \right\| = \sqrt{a^2 + b^2} . \quad (4.23)$$

Forma vectorială a curbei este:

$$\vec{r}(u) = a \cos u \vec{i} + a \sin u \vec{j} + bu \vec{k} , \quad (4.24)$$

Parametrizarea canonică a curbei Γ se obține prin substituția $s = \frac{u}{\sqrt{a^2 + b^2}}$, reprezentând lungimea arcului de cerc, astfel rezultând următoarea formă analitică a ecuației parametrice asociate curbei:

$$\begin{cases} x(s) = a \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) \\ y(s) = a \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) , \\ z(s) = \frac{bs}{\sqrt{a^2 + b^2}} \end{cases} \quad (4.25)$$

Forma vectorială va deveni:

$$\vec{r}(s) = a \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) \vec{i} + a \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) \vec{j} + \frac{bs}{\sqrt{a^2 + b^2}} \vec{k} , \quad (4.26)$$

Astfel, coordonatele unui punct M de pe curba elicoidală, depind de trei parametri, $M(s, a, b)$ iar vectorul de poziție este $\vec{r}(s)$.

Știind că pasul unei spire reprezintă o rotație de 2π a vectorului de poziție $\vec{r}(s)$ pe înfășurătoarea cilindrului de rază a , se poate deduce lungimea unei spire ca fiind:

$$s_{1 \text{ spir } \grave{a}} = \int_0^{2\pi} \left\| \frac{dy}{d\tau} \right\| d\tau = \int_0^{2\pi} \sqrt{a^2 + b^2} d\tau = 2\pi \sqrt{a^2 + b^2} , \quad (4.27)$$

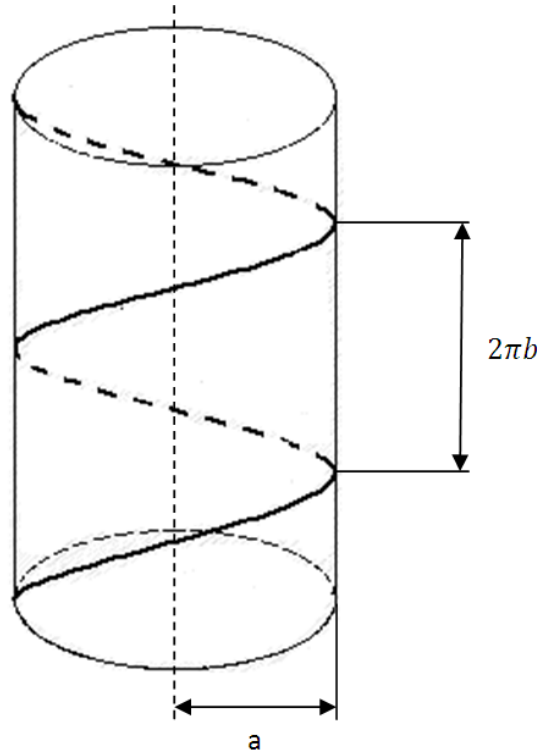


Figura 4.4. Reprezentarea geometrică a elicei, ca fiind curba a cărei imagine este situată pe un cilindru circular drept, de rază a.

Utilizând ecuațiile de mai sus, se poate caracteriza orice punct de pe curba elicoidală. Următorul pas este reprezentat de caracterizarea oricărui punct de pe înfășurătoarea unui tub elicoidal, de rază R, al cărui axă este curba Γ , descrisă mai sus.

Se consideră tubul cu secțiune circulară, de rază R, constant pe întreg domeniul. Se atașează înfășurătorii tubului elicoidal triedrul Frenet, descris în subcapitolul anterior, conform Figurii 4.5.

Se consideră o secțiune transversală arbitrară S_{trans} . Toate punctele de pe cercul de rază R, care descriu această secțiune, se află în planul dat de versorii normală \vec{n} și binormală \vec{b} .

Considerând reperele triortogonaleortonormate $\{O, x, y, z\}$ și $\{M_{ax\grave{a}}, \vec{T}, \vec{N}, \vec{B}\}$ se pot defini coordonatele oricărui punct M_c situat pe tubul de rază R, al cărui axă este elicea Γ , înfășurată pe cilindrul de rază a.

$$\overrightarrow{r_{M_c}(s)} = \overrightarrow{r_{M_{ax\grave{a}}}(s)} + \overrightarrow{r_{M_{ctub}}(s)} , \quad (4.28)$$

unde:

$$\overrightarrow{r_{M_{ax\acute{a}}}}(s) = a \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) \vec{i} + a \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) \vec{j} + \frac{bs}{\sqrt{a^2 + b^2}} \vec{k}, \quad (4.29)$$

$$\overrightarrow{r_{M_{ctub}}}(s) = M_{cb} \vec{B} + M_{cn} \vec{N}, \quad (4.30)$$

$$\overrightarrow{r_{M_{ctub}}}(s) = R \sin \alpha \vec{B} + R \cos \alpha \vec{N}. \quad (4.31)$$

Considerând, din teoria triedrului Frenet, că:

$$\vec{T}(s) = \frac{\frac{d\vec{r}}{ds}}{\left\| \frac{d\vec{r}}{ds} \right\|}, \quad (4.32)$$

$$\left\| \frac{d\vec{r}}{ds} \right\| = 1, \quad (4.33)$$

rezultă că:

$$\begin{aligned} \vec{T}(s) = \frac{d\vec{r}}{ds} &= -\frac{a}{\sqrt{a^2 + b^2}} \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) \vec{i} + \\ &+ \frac{a}{\sqrt{a^2 + b^2}} \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) \vec{j} + \frac{b}{\sqrt{a^2 + b^2}} \vec{k}, \end{aligned} \quad (4.34)$$

$$\begin{aligned} \vec{N}(s) &= \frac{\frac{d^2\vec{r}}{ds^2}(s)}{\left\| \frac{d^2\vec{r}}{ds^2}(s) \right\|} = \frac{-\frac{a}{a^2+b^2} \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{i} - \frac{a}{a^2+b^2} \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{j}}{\sqrt{\left(-\frac{a}{a^2+b^2} \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right)\right)^2 + \left(\frac{a}{a^2+b^2} \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right)\right)^2}} = \\ &= -\cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) \vec{i} - \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) \vec{j}, \end{aligned} \quad (4.35)$$

$$\begin{aligned} \vec{B}(s) = \vec{T}(s) \times \vec{N}(s) &= \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ -\frac{a}{\sqrt{a^2 + b^2}} \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) & \frac{a}{\sqrt{a^2 + b^2}} \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) & \frac{b}{\sqrt{a^2 + b^2}} \\ -\cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) & -\sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) & 0 \end{vmatrix} = \\ &= \frac{1}{\sqrt{a^2 + b^2}} \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ -a \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) & a \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) & b \\ -\cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) & -\sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2 + b^2}}\right) & 0 \end{vmatrix} = \end{aligned} \quad (4.36)$$

$$= -\frac{1}{\sqrt{a^2+b^2}} \left(b \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{i} - b \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{j} + a \vec{k} \right).$$

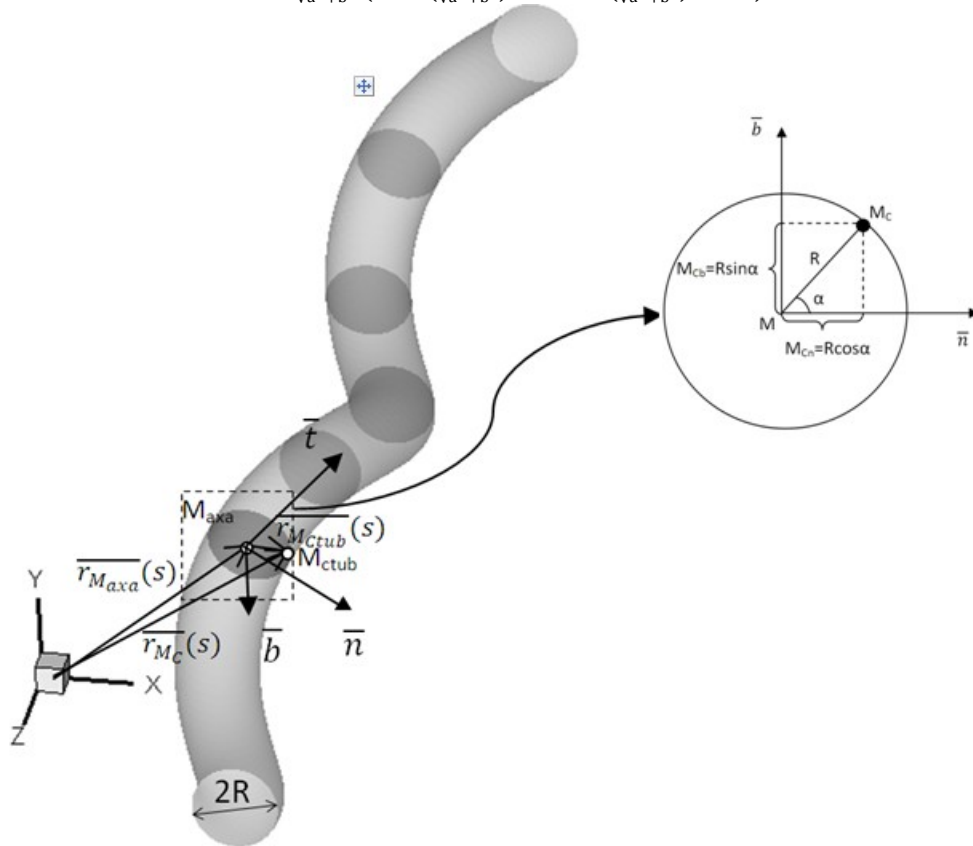


Figura 4.5. Reprezentarea geometrică a unui tub elicoidal de secțiune circulară constantă și rază R .

Astfel, rezultă că:

$$\vec{B}(s) = \frac{b}{\sqrt{a^2+b^2}} \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{i} - \frac{b}{\sqrt{a^2+b^2}} \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{j} + \frac{a}{\sqrt{a^2+b^2}} \vec{k}. \quad (4.37)$$

Astfel, revenind cu notațiile în expresia lui $\vec{r}_{M_{ctub}}(s)$ vom obține :

$$\begin{aligned} \vec{r}_{M_{ctub}}(s) &= R \sin \alpha \left(\frac{b}{\sqrt{a^2+b^2}} \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{i} - \frac{b}{\sqrt{a^2+b^2}} \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{j} + \frac{a}{\sqrt{a^2+b^2}} \vec{k} \right) + \\ &\quad + R \cos \alpha \left(-\cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{i} - \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{j} \right) = \\ &= \left(R \sin \alpha \frac{b}{\sqrt{a^2+b^2}} \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) - R \cos \alpha \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \right) \vec{i} + \\ &\quad + \left(-\frac{b R \sin \alpha}{\sqrt{a^2+b^2}} \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) - R \cos \alpha \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \right) \vec{j} + \frac{a R \sin \alpha}{\sqrt{a^2+b^2}} \vec{k}, \end{aligned} \quad (4.38)$$

Înlocuind expresiile $\overrightarrow{r_{M_{ax\acute{a}}}}(s)$ și $\overrightarrow{r_{M_{ctub}}}(s)$ în relația (4.28), care descrie $\overrightarrow{r_{M_c}}(s)$, se obține:

$$\begin{aligned} \overrightarrow{r_{M_c}}(s) = & \left(a \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) + R \sin\alpha \frac{b}{\sqrt{a^2+b^2}} \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) - R \cos\alpha \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \right) \vec{i} + \\ & + \left(a \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) - \frac{bR \sin\alpha}{\sqrt{a^2+b^2}} \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) - R \cos\alpha \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \right) \vec{j} + \\ & + \left(\frac{bs}{\sqrt{a^2+b^2}} + \frac{aR \sin\alpha}{\sqrt{a^2+b^2}} \right) \vec{k} . \end{aligned} \quad (4.39)$$

4.1.4. Calculul curburii și a torsiunii

În acest caz, se consideră curba Γ , ca fiind axa tubului elicoidal.

Știind că:

$$\frac{d^2\vec{r}}{ds^2}(s) = -\frac{a}{a^2+b^2} \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{i} - \frac{a}{a^2+b^2} \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{j} ,$$

rezultă curbura definită, ca fiind:

$$k(s) = \left\| \frac{d^2\vec{r}}{ds^2} \right\| = \sqrt{\frac{a^2}{(a^2+b^2)^2}} = \frac{a}{a^2+b^2} , \quad (4.40)$$

Torsiunea reprezintă produsul scalar al vectorilor $\frac{d\vec{B}}{ds}$ și \vec{N} , adică:

$$\tau(s) = -\left\langle \frac{d\vec{B}}{ds}, \vec{N} \right\rangle . \quad (4.41)$$

Realizând toate substituțiile, se obține:

$$\frac{d\vec{B}}{ds} = \frac{b}{\sqrt{a^2+b^2}} \cos\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{i} + \frac{b}{\sqrt{a^2+b^2}} \sin\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) \vec{j} , \quad (4.42)$$

$$\tau(s) = -\left\langle \frac{d\vec{B}}{ds}, \vec{N} \right\rangle = \frac{b}{a^2+b^2} \cos^2\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) + \frac{b}{a^2+b^2} \sin^2\left(\frac{s}{\sqrt{a^2+b^2}}\right) = \frac{b}{a^2+b^2} , \quad (4.43)$$

În concluzie, pentru o curbă de tip elicoidal, înfășurată pe un cilindru de rază a , cu pas $2\pi b$, valorile curburii și torsiunii pot fi calculate cu relațiile [35]:

$$\begin{cases} k(s) = \frac{a}{a^2+b^2} , \\ \tau(s) = \frac{b}{a^2+b^2} . \end{cases} \quad (4.44)$$

În cazul în care a tinde la 0, curba devine o dreaptă, iar tubul are formă de tub drept. În cazul în care parametrul b , și, implicit, pasul tind la 0, tubul are formă de toroid. Astfel, se poate concluziona, că, limitările, în funcție de valorile curburii și

atorsiunii, curba, și, implicit, tubul, pot conduce la o geometrie dreaptă sau toroidală. [24]

Pentru aplicațiile medicale, trebuie să se țină cont atât de limitările anatomice cât și de efectul curgerii elicoidale, care se dorește a fi indus. Astfel, se poate presupune că, pentru un tub cu aplicații medicale în intervenții de tip bypass aorto-coronarian, valoarea parametrului a trebuie să fie cuprins între $0,25D$ și $0,5D$ (conform literaturii de specialitate [24]), respectiv un număr redus de spire (o valoare mai ridicată pentru parametrul b).

Variația curburii și torsiunii determină modificări ale parametrilor hidrodinamici asociați curgerii prin tuburi elicoidale. Selvarasuet al., [84] au arătat că în cazul modificării curburii, tensiunea de frecare la perete se modifică cu 22%, în timp ce, în cazul modificării torsiunii, tensiunea de frecare la perete variază cu 3%. În cazul modificării curburii și torsiunii, TFP variază cu 26% [84].

Se poate presupune faptul că, pentru a obține modificări semnificative ale tensiunii de frecare la perete, este suficientă modificarea curburii, și, implicit, a razei cilindrului pe care curba este înfășurată, denumită în continuare excentricitate.

4.2. Aplicația software HeliX de generare a elicoidei

Pornind de la ecuațiile matematice care descriu o curbă de tip elicoidal prezentate în subcapitolul anterior, a fost realizată o aplicație software de generare a unui volum de tip elicoidal. Scopul acesteia este de a genera geometrii de tip elicoidal, care să respecte restricțiile specifice impuse (restricțiile medicale).

Schema logică a acestei aplicații este reprezentată în Figura 4.6.

Anexa 1 prezintă codul sursă a aplicației HeliX dezvoltată în cadrul tezei. Mediul de programare utilizat a fost Borland Pascal.

Principalele etape, reprezentate sub formă de scheme bloc în schema logică a aplicației, sunt:

- Schema bloc de definirea parametrilor asociați geometriei și discretizării domeniului investigat;
- Schema bloc de generare a punctelor de pe înfășurătoarea tubului (Figura 4.7);
- Schema bloc de generare a arcurilor de cerc asociate secțiunilor transversale (Figura 4.8);
- Schema bloc de generare a segmentelor ce unesc două secțiuni transversale consecutive (Figura 4.9);
- Schema bloc de definire a suprafețelor laterale ale tubului și a suprafețelor asociate secțiunilor transversale, definite anterior, reprezentând frontierele volumelor care vor forma tubul elicoidal (Figura 4.10);
- Schema bloc de definire a volumelor (Figura 4.11);
- Schema bloc de discretizare independentă a volumelor generate anterior (Figura 4.12);
- Schema bloc de definire a condițiilor la limită (Figura 4.13).

Figurile 4.7 - 4.14 prezintă etapizat, grafic, generarea unui tub elicoidal, cu diametrul $D=4$ mm, excentricitatea de $0,5D$, lungimea totală de 120 mm și 4 spire.

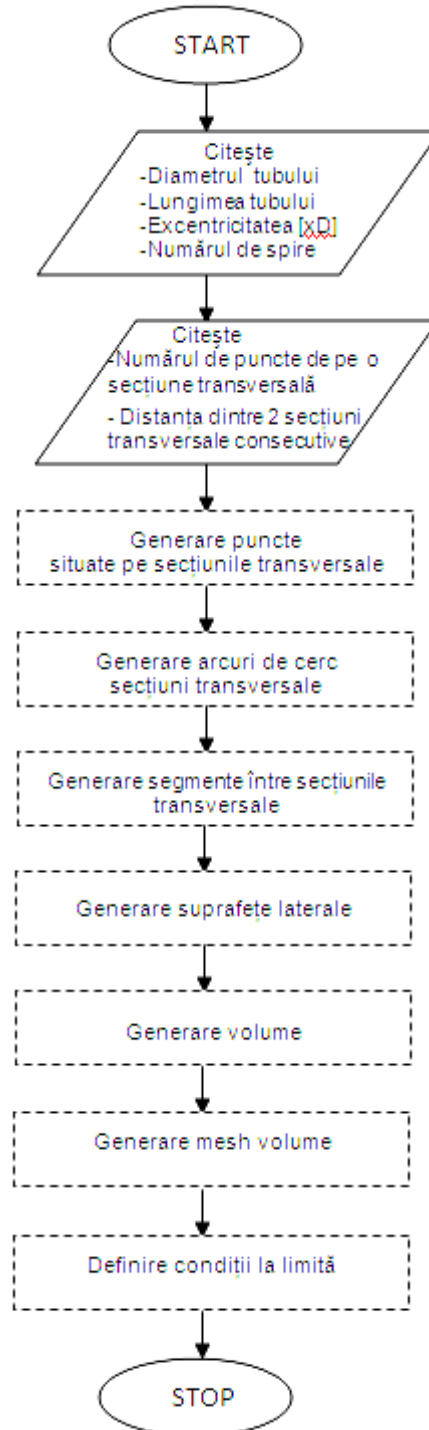


Figura 4.6. Schema logică de generare a geometriei și discretizării tubului elicoidal.

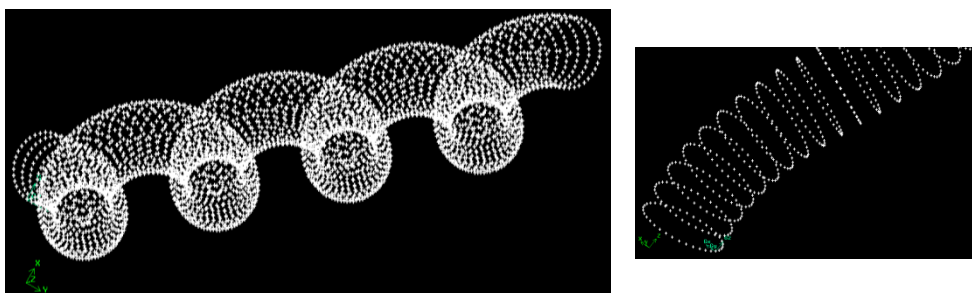


Figura 4.7. Generarea punctelor asociate suprafeței laterale a tubului elicoidal (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu).

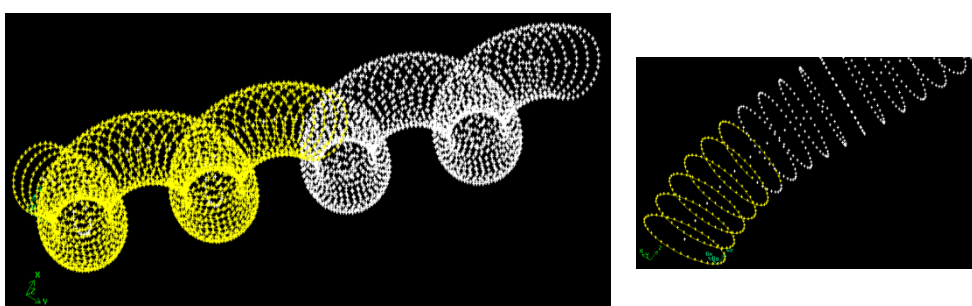


Figura 4.8. Generarea arcurilor de cerc asociate secțiunilor transversale ale tubului elicoidal (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu).

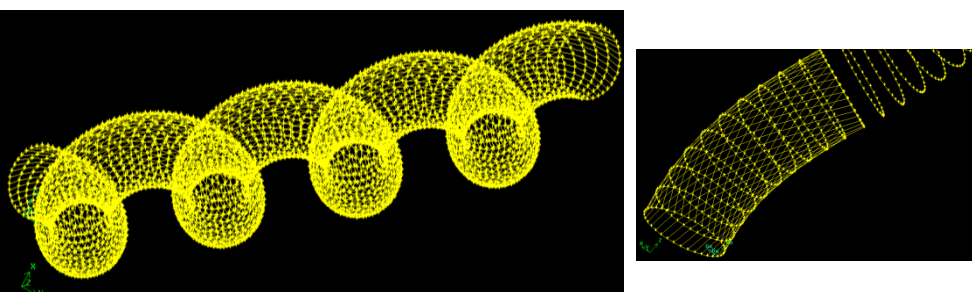


Figura 4.9. Generarea segmentelor care unesc două secțiuni transversale consecutive (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu).

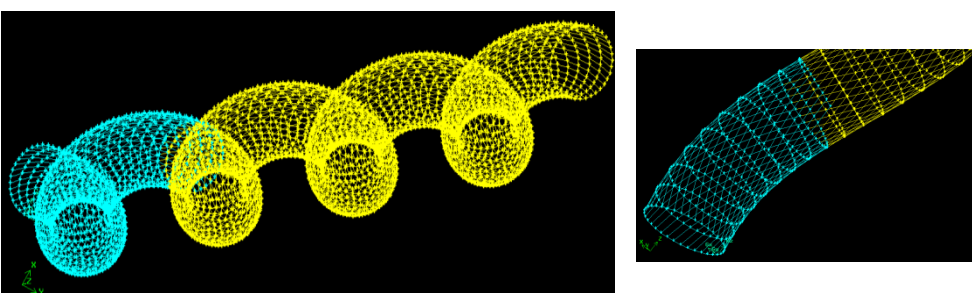


Figura 4.10. Definierea suprafețelor laterale și transversale ale tubului elicoidal (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu).

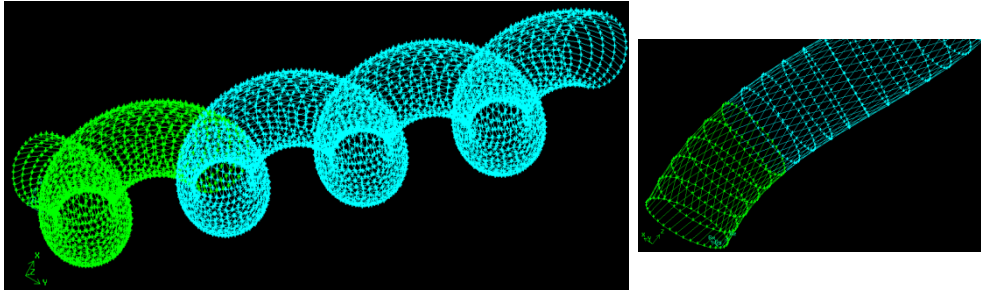


Figura 4.11. Definirea volumelor tubului elicoidal (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu).

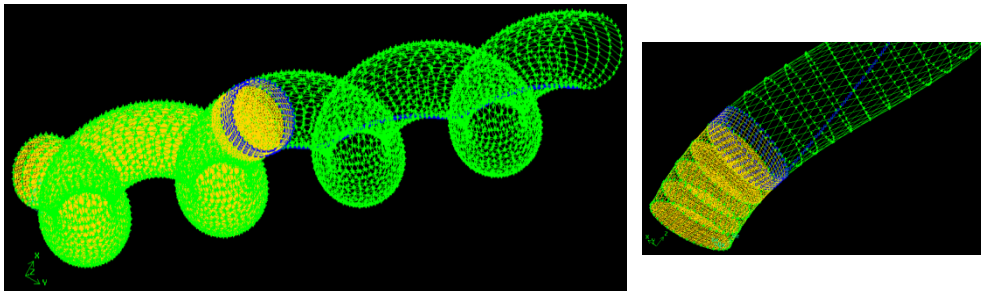


Figura 4.12. Generarea discretizării tubului elicoidal (stânga – vedere generală, dreapta – vedere de detaliu).

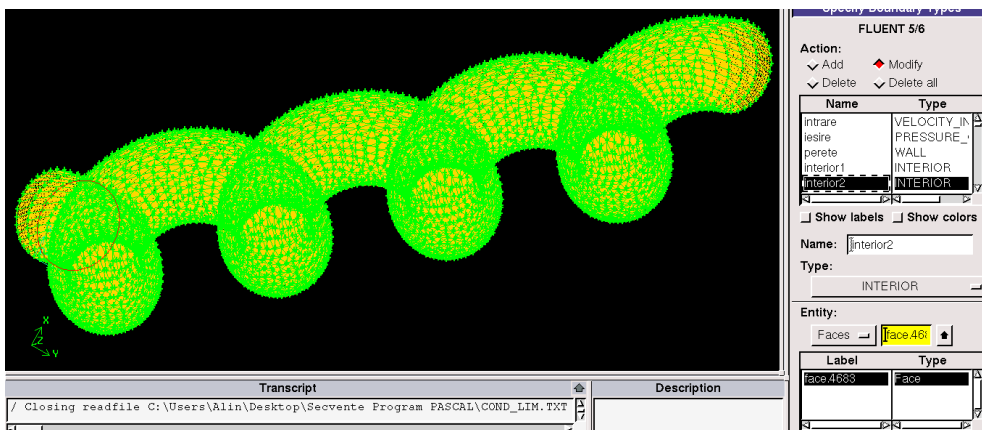


Figura 4.13. Definirea automată a condițiilor la limită, impuse domeniului investigate, necesare pentru analiza numerică.

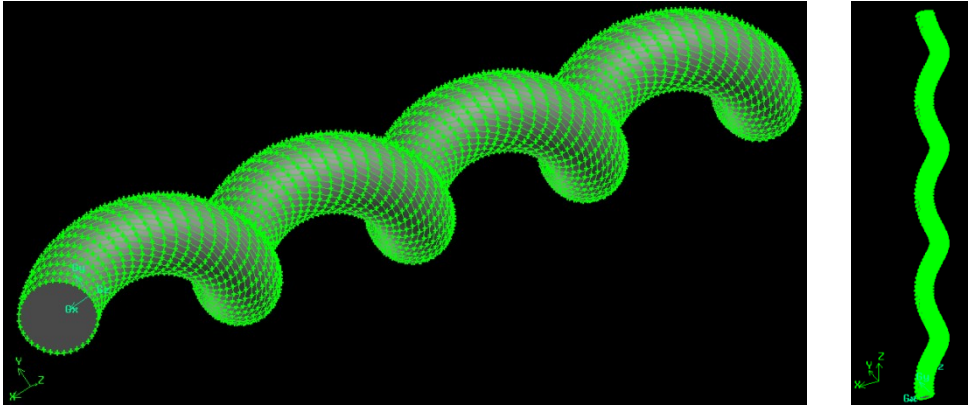


Figura 4.14. Tubul elicoidal generat cu diametrul $D=4$ mm, excentricitatea $0,5D$, 4 spire și lungime totală de 120 mm (stânga – vedere generală, dreapta – vedere din lateral).

Datele de intrare pentru aplicația HeliX sunt caracteristicile geometrice ale tubului elicoidal: diametrul tubului, lungimea, excentricitatea (raportată față de diametru) și numărul de spire.

Aplicația generează un fișier *.txt, care poate fi încărcat în programul comercial Gambit, sub forma de fișier de tip Journal. Din Gambit, după discretizarea și impunerea implicită a condițiilor la limită din fișierul Journal, geometria poate fi exportată sub forma de fișier *.msh, pentru o analiză numerică a curgerii prin domeniul respectiv.

Figura 4.15 prezintă tuburi elicoidale generate cu algoritmul și aplicația HeliX, cu secțiune circulară constantă, diametrul $D=4$ mm, lungimea totală $L=120$ mm, excentricitatea $0,5D$ și număr diferit de spire.

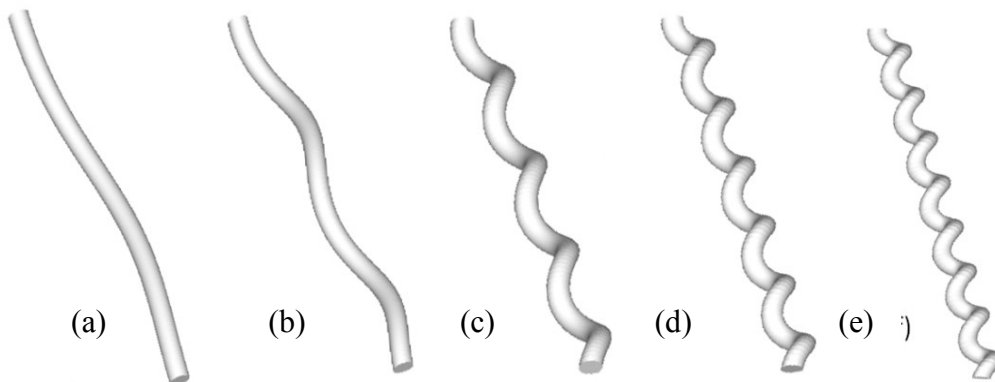


Figura 4.15. Tuburi elicoidale cu diametrul $D=4$ mm, lungimea totală $L=120$ mm, excentricitatea $0,5D$ și număr diferit de spire: (a) 1, (b) 2, (c) 4, (d) 6, (e) 8.

Geometria tubului este influențată de valoarea excentricității, respectiv de domeniul de utilizare al tubului. Pentru aplicații medicale ca grefe în intervenții chirurgicale de tip bypass, este necesar să se țină cont de limitările anatomice.

B. CURGEREA ÎN TUBURI ELICOIDALE

Prezența unei curgeri secundare este benefică în numeroase aplicații industriale, de mixing al particulelor, de transfer de căldură, precum și cele medicale. Efectele importante, pe care acest tip de curgere le aduce, sunt: îmbunătățirea mixing-ului de particule, reducerea zonelor de recirculare, modificarea punctului de stagnare și a timpului de rezidență a particulelor. [27][44][82][87]

Inducerea curgerii cu vârtej poate fi realizată prin introducerea unui dispozitiv sau prin construcția directă a geometriei domeniului de curgere, astfel încât să se favorizeze formarea acestui tip de curgere. Literatura de specialitate prezintă ca soluție generatoare de curgere secundară cu vârtej, folosirea geometriilor de tip elicoidal [44]. Aceste tipuri de geometrii reduc efectele post-intervenționale, în aplicații medicale, precum: intervenții chirurgicale de tip bypass aorto-coronarian, intervenții chirurgicale generale de tip bypass vascular, șunturi artero-venoase, stenturi și dializa.

Utilizarea unor grefe de tip elicoidal, în cazul intervențiilor de bypass, conduce la creșterea fiabilității acestora. Zhan și alții [107] consideră că o curgere secundară nu favorizează formarea trombilor, în timp ce Morbiducci și alții [70] consideră că o curgere cu swirl previne disiparea excesivă de energie, limitând astfel instabilitatea curgerii în artere.

Eficiența curgerii prin geometrii elicoidale, utilizate ca grefe în cazul intervențiilor de bypass, este evaluată în literatura de specialitate prin diferiți parametrii hidrodinamici. Morbiducci și alții consideră relevantă helicitatea [70] și indicele oscilator de forfecare (oscillatory shear index) [69], respectiv. Zheng și alții [108] consideră distribuția tensiunii de forfecare (shear rate distribution). Ha și alții iau în considerare intensitatea vârtejurii, helicitatea și numărul Germano [44].

Acest capitol prezintă analiza numerică a curgerii prin diferite configurații de tuburi elicoidale, cu aplicații pentru grefele de bypass. Caracteristicile geometrice ale tuburilor sunt asociate limitărilor anatomice, iar analiza numerică este realizată în condiții fiziologice, asociate unor valori ale vitezei de curgere reprezentative pentru un ciclu cardiac, așa cum se regăsește și în literatura de specialitate.

Scopul acestui subcapitol este de a analiza influența excentricității asupra câmpului hidrodinamic asociat curgerii prin tuburile elicoidale, respectiv influența numărului de spire și a vitezei de curgere.

Parametrii hidrodinamici analizați, în baza literaturii de specialitate, sunt: căderea de presiune și helicitatea, descrisă în Subcapitolul 4.4.1 [99].

4.3. Domeniul de curgere – condiții inițiale

4.3.1. Generarea geometriei

Descrierea geometriei

În cadrul acestui studiu au fost generate cu ajutorul aplicației HeliX și a programului comercial Gambit [37], 12 variante geometrice, având următoarele mărimi constante:

- lungime totală a tubului, $L=120$ mm,
- secțiune transversală circulară constantă, cu diametrul $D=4$ mm.

Au fost considerate valori diferite ale excentricității: $a=0,1D$, $a=0,2D$, $a=0,3D$, respectiv $a=0,5D$ [99]. Valoarea $a=0,1D$ corespunde unei geometrii apropiate unui tub drept, în timp ce valorile cuprinse între $a=0,2D$ și $a=0,5D$ sunt valori limită prezentate în literatura de specialitate [24].

Pentru fiecare valoare a excentricității au fost generate tuburi elicoidale cu una, două, respectiv patru spire.

Figura 4.16 prezintă caracteristicile generale ale unui tub elicoidal, iar Figura 4.17 prezintă variantele geometrice cu 4 spire. Figura 4.18 prezintă curbele elicoidale, asociate axei principale a celor 12 tuburi elicoidale investigate numeric (axa principală reprezintă curba înfășurată pe un cilindru de rază a , descrisă în subcapitolul 4.1.3).

Numărul de spire (n) este definit ca fiind raportul dintre lungimea totală a tubului nedesfășurat (L) și pasul (l_p), conform ecuației (4.46):

$$n = \frac{L}{l_p} \quad (4.45)$$

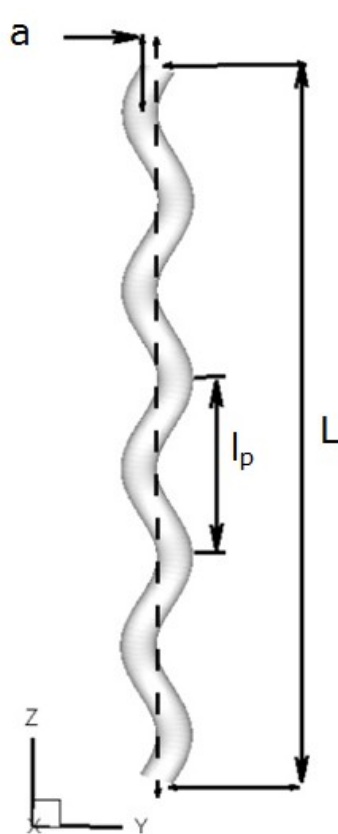


Figura 4.16. Caracteristici generale ale tubului elicoidal, unde a reprezintă excentricitatea tubului, l_p pasul, respectiv L lungimea totală.



Figura 4.17. Variante geometrice de tuburi elicoidale, cu secțiune circulară constantă, 4 spire și valori diferite ale excentricității: (a) $0,1D$; (b) $0,2D$; (c) $0,3D$ și (d) $0,5D$

Tuburile au fost discretizate utilizând un număr mediu de 700.000 celule, nestructurat, conform Figurii 4.19.

Pentru variantele geometrice cu excentricitatea $a=0,5D$ s-au considerat în plus tuburi cu 6, respectiv 8 spire, utilizate în analiza influenței numărului de spire asupra câmpului hidrodinamic asociat secțiunii de ieșire a tubului.

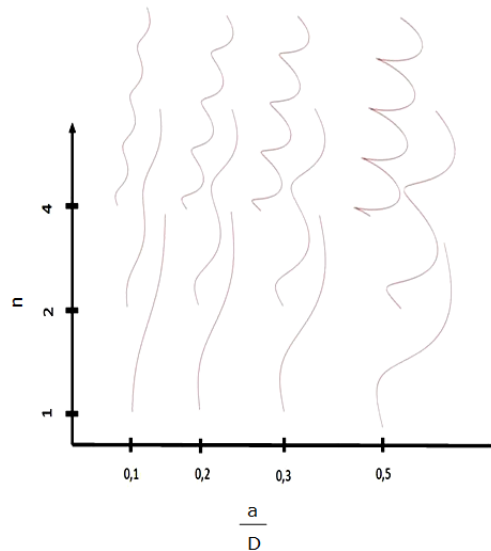


Figura 4.18. Curbele reprezentând axele principale ale tuburilor elicoidale investigate (axa tubului este curba desfășurată pe suprafața laterală a unui cilindru de rază a).

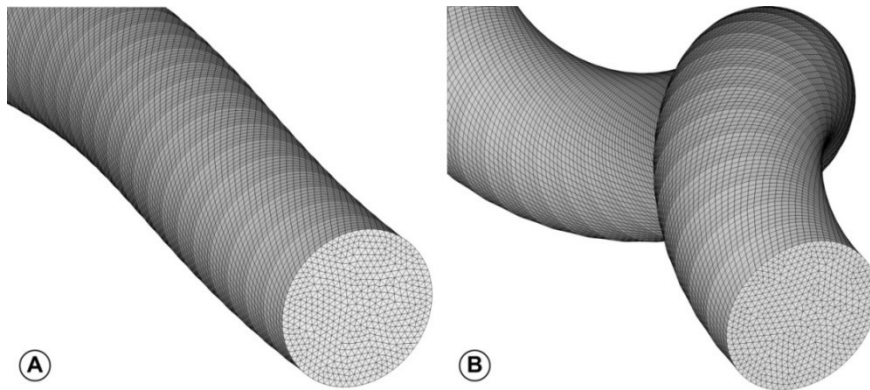


Figura 4.19. Rețeaua de discretizare utilizată pentru variantele geometrice cu excentricitatea de (a) $0,1D$, respectiv (b) $0,5D$.

4.3.2. Condiții pe frontieră

Condițiile la limită impuse în cadrul acestei analize numerice sunt:

- Condiții la intrare: profil uniform de viteză pentru componenta de viteză axială și valoare 0 a componentei transversale a vitezei, corespunzătoare

numerelor Reynolds $Re=151$ (T1) și $Re=377$ (T2), reprezentative pentru un ciclu cardiac (Figura 4.20) prezentat în literatura de specialitate [3], respectiv pentru numărul $Re=500$;

- Condiții la ieșire: presiune $p=0$ Pa;
- Condiții la perete: pereții sunt considerați rigizi, datorită faptului că grefele de bypass artificiale suferă deformații mici, *in vivo*, sub presiune, de-a lungul unui ciclu cardiac;
- Fluidul este considerat omogen, newtonian, incompresibil;
- Efectele gravitaționale sunt neglijate, proprietățile fizice rămânând constante.

Analiza numerică a fost realizată în regim staționar, laminar.

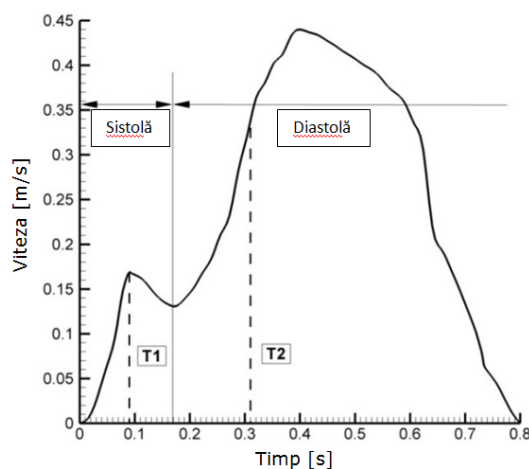


Figura 4.20. Ciclu cardiac asociat arterei coronare drepte, măsurat intravascular cu ajutorul unui echipament Doppler [3].

4.3.3. Soluționare numerică. Ecuații care guvernează curgerea

Ecuațiile care guvernează curgerea sunt ecuațiile caracteristice legilor de conservare ale momentului, masei și energiei, împreună cu ecuația de continuitate, prezentate în cadrul Capitolului 2.

Analiza numerică a fost realizată utilizând programul comercial Fluent 6.0 [34]. Setările de Solver realizate pentru soluționarea numerică a curgerii prin tuburile elicoidale, sunt:

- a) Setări pentru Solver:
 - Solver: PressureBased;
 - Space: 3D;
 - Velocityformulation: Absolute;
 - Formulation: Implicit;
 - Time: Staționar (Steady);
 - Gradient option: Green-Gauss CellBased;
 - Porousformulation: Superficial Velocity;
- b) Setări privind modelul de curgere: Laminar;
- c) Setări pentru controlul soluției (SolutionControls)
 - Equations: Flow;

- Pressure-Velocity Coupling: SIMPLE;
 - Under-Relaxation Factors: Pressure 0.3; density 1; body forces 1; momentum 0.7;
 - Discretization: Pressure (Standard), Momentum (FirstOrderUpwind);
- d) Setări privind criteriul de convergență: Residualcontinuity, x-velocity, y-velocity, z-velocity de 10^{-6} .

4.4. Analiza numerică a curgerii prin tuburi elicoidale de configurații diferite

4.4.1. Influența excentricității asupra câmpului hidrodinamic asociat curgerii prin tuburi elicoidale

a) Analiza câmpului hidrodinamic și a curgerilor secundare

Modificarea amplitudinii tubului elicoidal determină dezvoltarea unui câmp de curgere cu swirl. Figurile 4.21 și 4.22 prezintă câmpul de viteză în secțiune transversală, asociat curgerii prin variantele de tub elicoidal cu 4 spire și amplitudini diferite. Datorită geometriei elicoidale, implicit a prezenței forțelor inerțiale și centrifugale, fluidul este balansat spre perete, determinând în același timp și apariția curgerii secundare, odată cu creșterea amplitudinii. La analiza câmpului de viteză în secțiune transversală se observă apariția a două vârtejuri contra-rotative, unul dintre ele fiind mai dominant. [99]

Helicitatea H a curgerii unui fluid pe un domeniu S din spațiul tridimensional Euclidian \mathbf{R}^3 , este definită matematic, ca fiind integrala pe suprafața S a produsului scalar dintre vectorii viteză (\vec{V}) și vorticitate ($\vec{\omega}$), asociate curgerii fluidului, conform ecuațiilor:

$$H = \int_S \vec{V} \cdot \vec{\omega} ds \quad (4.46)$$

$$\vec{\omega} = \nabla \times \vec{V} \quad (4.47)$$

Au fost analizate iso-suprafețe de helicitate, pentru diferite valori ale curburii și torsiunii tubului elicoidal, toate geometriile considerate având patru spire [99].

Figura 4.23 prezintă iso-suprafețele de helicitate asociate curgerii în tuburi elicoidale cu 4 spire și valori ale excentricității de 0,1D, 0,2D, 0,3D, respectiv 0,5D. Pentru valoare scăzută a excentricității, de 0,1D, aceste suprafețe nu apar. Odată cu creșterea excentricității, apar zone cu vârtej. Valori maxime ale helicității se înregistrează în cazul geometriei cu excentricitate de 0,5D.

Pentru analiza eficienței diferitelor variante de tuburi elicoidale, au fost comparate valorile helicității în secțiunea de ieșire, asociate curgerii pentru valori ale numărului Reynolds $Re=151$, respectiv $Re=377$. Valorile helicității au fost normalizate cu valoarea medie a helicității calculată pentru fiecare set de date, asociate celor două numere Reynolds, conform ecuațiilor:

$$H_{i,\text{normalizat}} = \frac{H_i}{H_{\text{mediu}}} \quad (4.48)$$

$$H_{\text{mediu}} = \frac{\sum_{i=1}^{12} H_i}{12}, i = \overline{1,12} \quad (4.49)$$

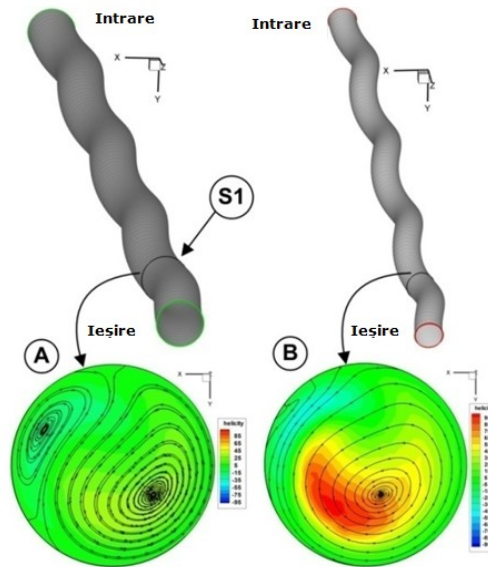


Figura 4.21. Harta de distribuție a helicității, corespunzătoare analizei numerice a curgerii prin tuburi elicoidale cu 4 spire, corespunzătoare valorii Reynolds $Re=377$, și valori ale excentricității de (A) $0,1D$; respectiv (B) $0,2D$.

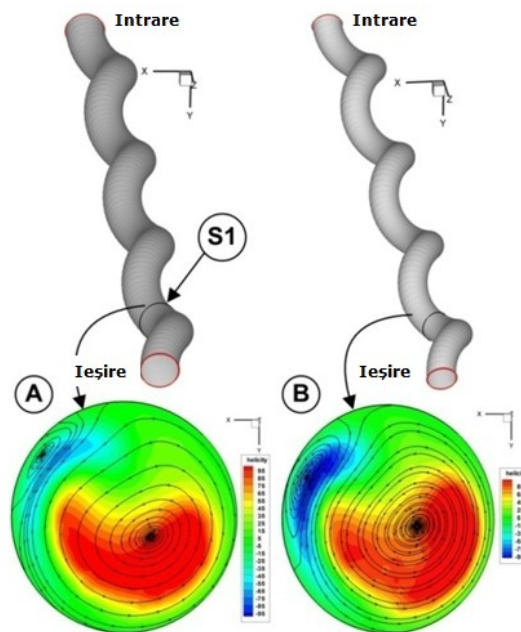


Figura 4.22. Harta de distribuție a helicității, corespunzătoare analizei numerice a curgerii prin tuburi elicoidale cu 4 spire, corespunzătoare valorii Reynolds $Re=377$, și valori ale excentricității de (A) $0,3D$; respectiv (B) $0,5D$.

Figura 4.24 prezintă variația helicității în raport cu modificarea excentricității și a numărului de spire.

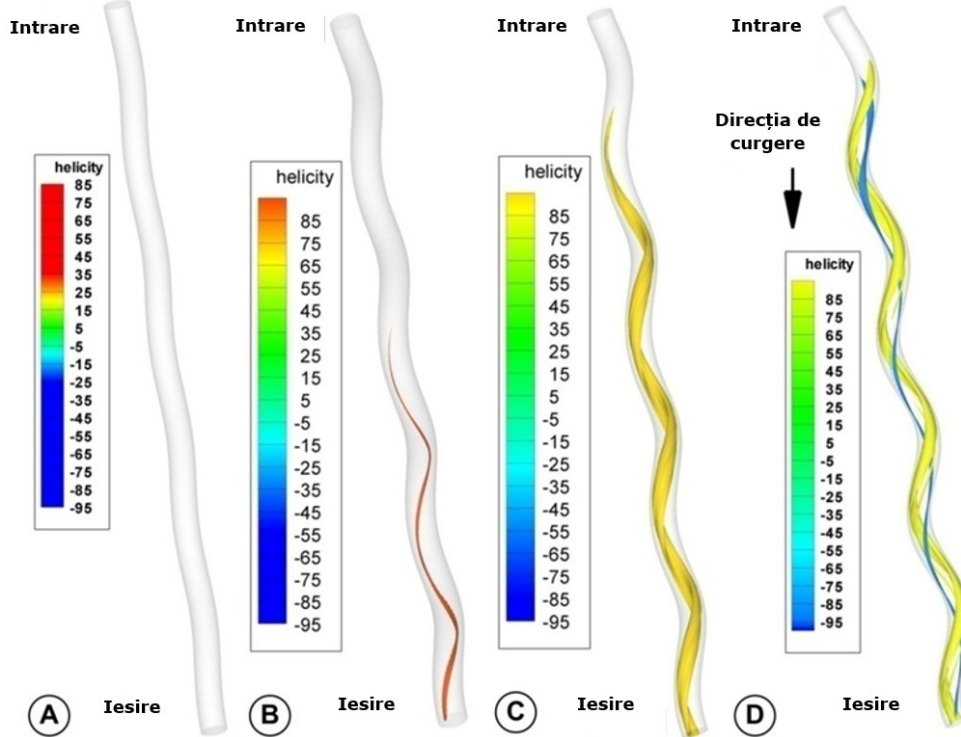


Figura 4.23. Iso-suprafețe de helicitate corespunzătoare numărului Reynolds $Re=377$, și valori diferite ale excentricității: (A) 0,1D, (B) 0,2D, (C) 0,3D, respectiv (D) 0,5D.

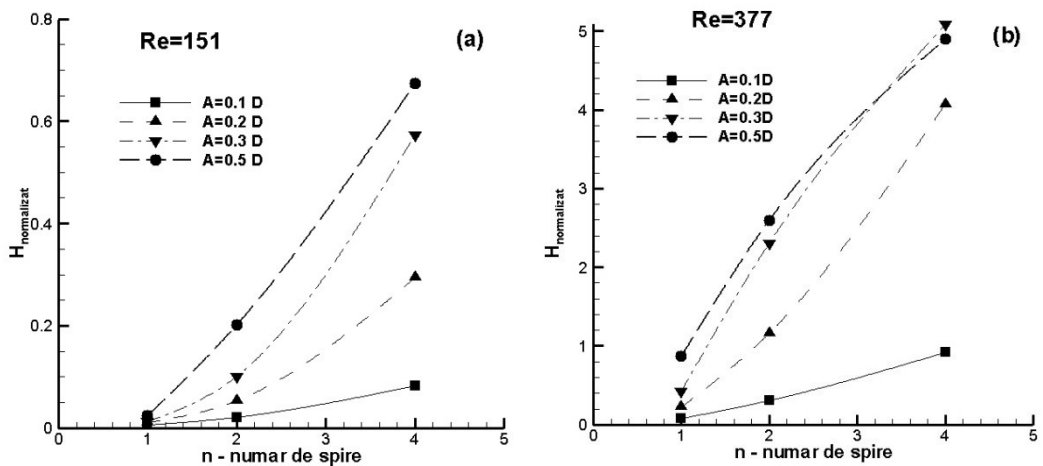


Figura 4.24. Helicitatea normalizată, asociată secțiunii de ieșire a tuburilor elicoidale, la analiza numerică corespunzătoare pentru valori (a) $Re=151$, respectiv (b) $Re=377$.

b) Căderea de presiune

Un parametru hidrodinamic, cu importanță medicală, este căderea de presiune de-a lungul geometriilor investigate. Din punct de vedere al presiunii, este de dorit ca în cazul unei geometrii cu aplicații medicale, căderea de presiune să aibă valori cât mai reduse, în limite fiziologice. În cazul bypass-urilor, căderea de presiune este un parametru hemodinamic cu ajutorul căruia este evaluată rezistența la curgere a fluidului datorată grefei. Căderile de presiune asociate curgerii prin tuburi elicoidale corespunzătoare $Re=151$ și $Re=377$ sunt reprezentate în Figura 4.25.

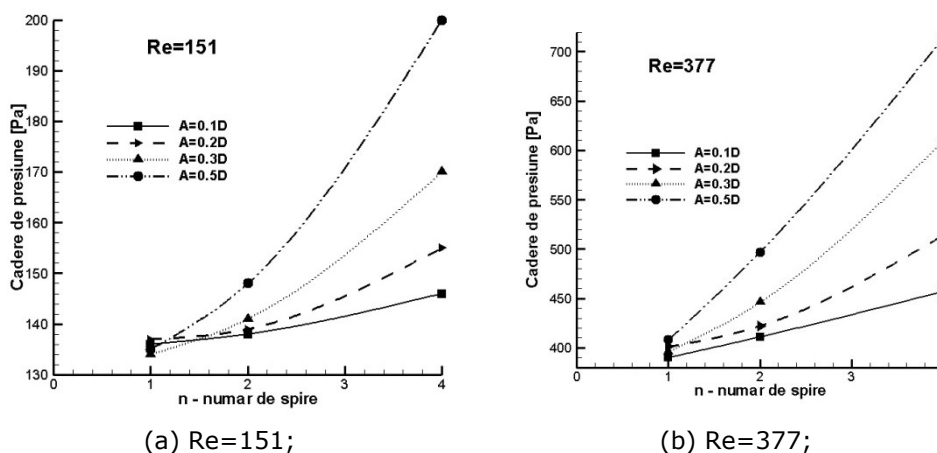


Figura 4.25. Căderea de presiune măsurată în unități Pa asociată curgerii prin tuburi elicoidale cu număr diferit de spire, și valori diferite ale excentricității.

Valoarea maximă a căderii de presiune, în cazul analizei cu $Re=151$, este de 1,5 mmHg, asociată tubului cu 4 spire și excentricitate 0,5D. La analiza cu $Re=377$, căderea de presiune are valori cuprinse între 2,92 și 5,35 mmHg. În ambele situații, căderea de presiune are valori relativ reduse.

Se poate observa că odată cu creșterea numărului de spire, precum și a excentricității, căderea de presiune crește, respectiv rezistența întâmpinată la curgerea fluidului este mai mare. Acest lucru sugerează că, pentru a transporta fluidul prin configurații cu număr mare de spire și valori ridicate ale excentricității, este nevoie de o cantitate mai mare de energie, care să compenseze pierderea de energie datorată geometriei, și, implicit, a curgerii secundare dezvoltată în interiorul tubului.

Figura 4.26 prezintă distribuția de presiune în secțiunea transversală S1 definită la 4.18.1.a), pentru tuburile cu excentricitatea de 0,1D (Figura 4.26a) și 0,5D (Figura 4.26b), cu 4 spire și $Re=377$. Presiunea are valori ridicate în vecinătatea zonei unde apare vârtejul dominant, respectiv are valori mai reduse în vecinătatea zonei unde apare vârtejul secundar. În cazul tubului cu excentricitatea de 0,5D presiunea are valori considerabil mai ridicate. Astfel, se poate deduce și din această reprezentare faptul că valori ridicate ale excentricității induc creșterea presiunii necesare, pentru a învinge rezistența la curgere a fluidului, dată de configurația spațială a tubului.

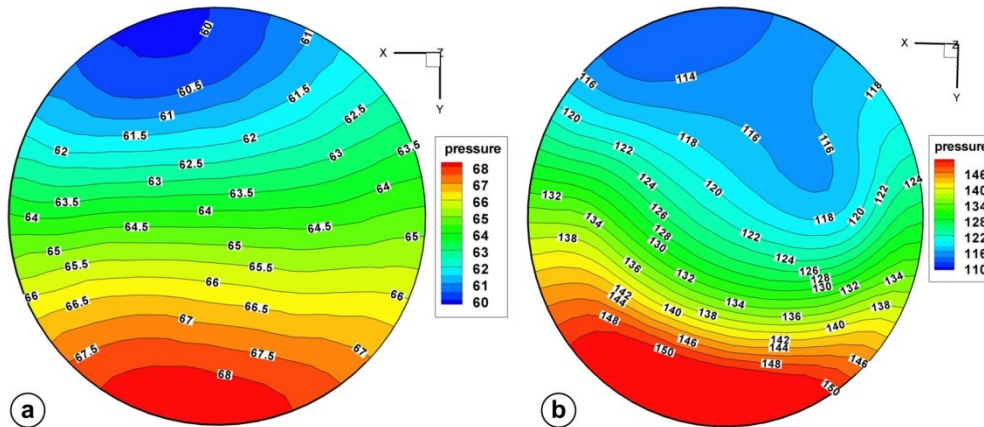


Figura 4.26. Distribuția de presiune în secțiunea transversală S1.

4.4.2. Influența numărului de spire și a vitezei asupra câmpului hidrodinamic asociat curgerii prin tuburi elicoidale

Plecând de la rezultatele obținute la analiza curgerii prin tuburi elicoidale cu excentricități diferite, s-a dorit analiza influenței numărului de spire asupra curgerii, din punctul de vedere al aspectului câmpului de viteză asociat secțiunii de ieșire. În cadrul studiului s-au utilizat variante geometrice cu excentricitatea de $0.5D$, iar numărul de spire variabil: 1, 2, 4, 6 respectiv 8 spire. În același timp s-a analizat și influența vitezei de intrare asupra parametrilor hidrodinamici asociați curgerii, utilizând vitezele asociate numerelor Reynolds: 151, 377, respectiv 500. [98]

Figura 4.27 prezintă distribuția câmpului de viteză în secțiunea de ieșire a tubului elicoidal. În cazul tuburilor cu o spirală, pentru valori Re mici, profilul de viteză este asemănător tipului Poiseuille, iar pentru valori mai mari ale Re , profilul de viteză este unul similar cu cel de tip Poiseuille, însă cu maximumul deplasat spre perete. O dată cu creșterea numărului de spire, aspectul câmpului de viteză devine asimetric, fluidul fiind balansat către perete, deplasare indusă de prezența forțelor centrifuge.

O modificare majoră a aspectului câmpului de viteză apare în cadrul tuburilor cu un număr de spire cuprins între una și patru, în timp ce în cazul tuburilor cu patru, șase și opt spire, regiunea cu viteză maximă devine mai pronunțată, însă apar variații mici ale aspectului câmpului de viteză.

Figura 4.28 prezintă variația helicității în secțiunea de ieșire a tuburilor elicoidale analizate. Valoarea helicității crește odată cu creșterea numărului Reynolds, respectiv al numărului de spire. O creștere semnificativă se înregistrează în cazul geometriilor cu număr de spire cuprins între 1 și 4, în timp ce la geometriile cu peste 4 spire, creșterea helicității este mai lină. Tendința de creștere a helicității poate fi corelată cu evoluția forțelor centrifuge de-a lungul tubului, variantele constructive cu un număr ridicat de spire determinând creșterea forțelor centrifuge și balansarea fluidului către perete. Normalizarea helicității a fost realizată cu ajutorul formulelor (4.48)-(4.49), valoarea medie fiind considerată valoarea

obținută prin medierea tuturor valorilor helicității obținute din analiza numerică, corespunzătoare celor 15 cazuri investigate.

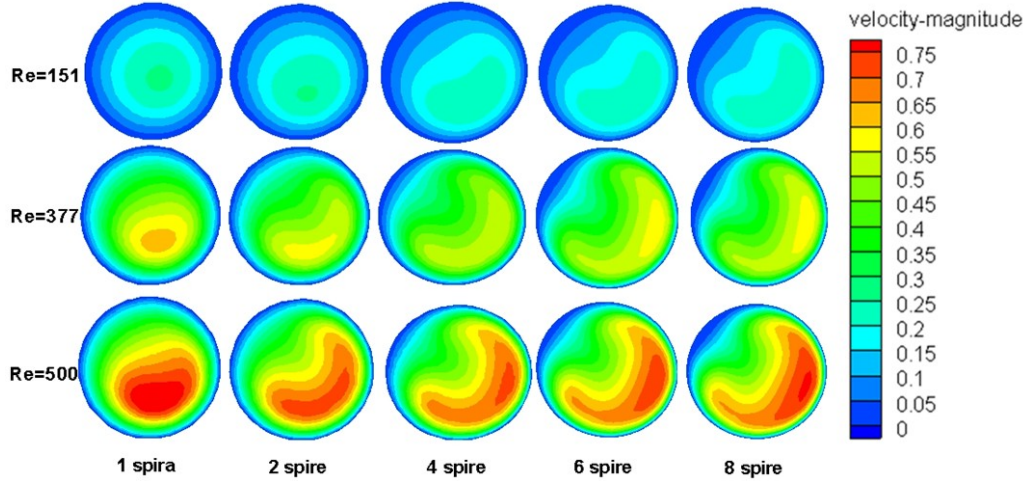


Figura 4.27. Distribuția câmpului de viteză asociat secțiunii de ieșire a tubului elicoidal, la analiza numerică corespunzătoare valorilor $Re=151$, $Re=377$, respectiv $Re=500$.

Figura 4.29 prezintă căderea de presiune pentru configurațiile de tuburi investigate în cadrul acestui capitol, în unități Pa (a), respectiv mmHg (b). Căderea de presiune variază între 135 Pa și 2028 Pa, respectiv între 1,01 și 15,21 mmHg. Valorile acestui parametru cresc o dată cu creșterea numărului de spire și odată cu creșterea vitezei de curgere a fluidului. Pentru viteze mici, căderea de presiune prezintă o creștere lină, în timp ce pentru viteze mari, prezența unui număr crescut de spire contribuie la creșterea semnificativă a căderii de presiune. Acest fenomen este corelat cu creșterea rezistenței la curgere datorat prezenței unui număr mare de spire.

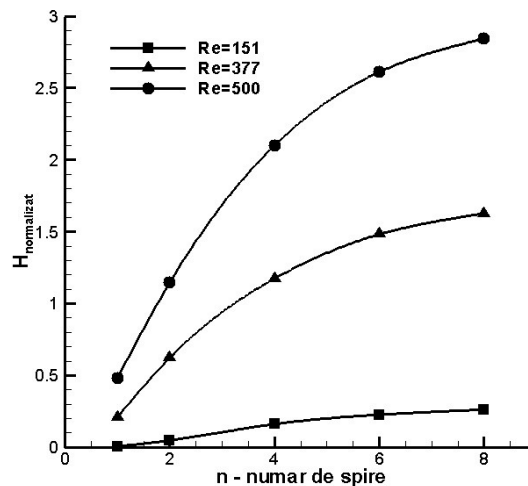
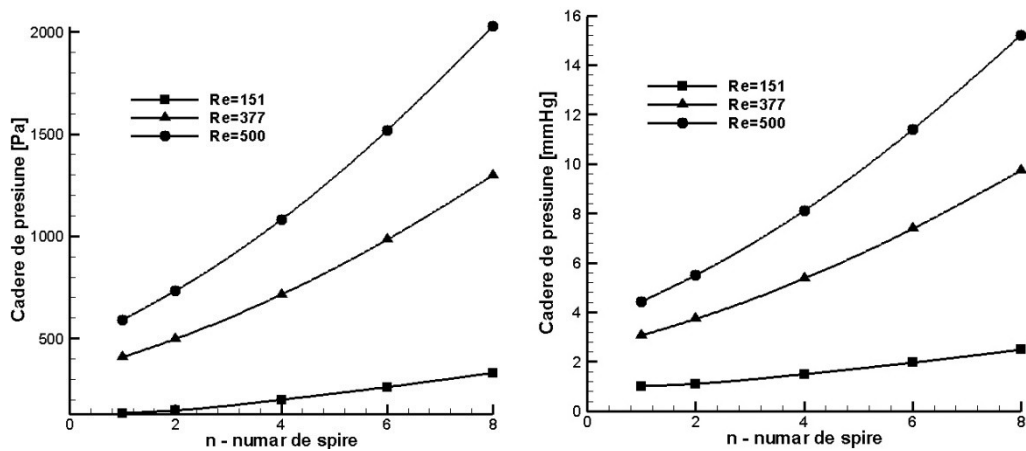


Figura 4.28. Variația helicității în secțiunea de ieșire a tuburilor elicoidale cu diferite configurații, asociată analizei numerice corespunzătoare valorilor $Re=151$, $Re=377$, respectiv $Re=500$.



(a) Reprezentarea în unități Pa;

(b) Reprezentarea în unități mmHg;

Figura 4.29. Căderea de presiune asociată curgerii prin tuburi elicoidale cu excentricitatea de 0.5D, cu număr de spire variabil și valori ale numărului Reynolds $Re=151$, $Re=377$, respectiv $Re=500$.

4.5. Concluzii

Utilizarea aparatului matematic a permis modelarea curbei de tip elicoidal. Plecând de la ecuațiile parametriche ale unei curbe elicoidale, cu ajutorul triedrului Frenet a fost caracterizat matematic fiecare punct de pe suprafața laterală a unui tub elicoidal, de secțiune circulară, constantă pe întreg domeniul. Implementarea acestor ecuații în aplicația software, denumită Helix, a condus la obținerea unui instrument cu ajutorul căruia se pot genera tuburi elicoidale, cu discretizarea automată domeniului și impunerea directă a condițiilor la limită.

Pentru obținerea unei rețele de discretizare care să nu conțină elemente finite ascuțite, este necesar ca distanța dintre două secțiuni transversale consecutive să fie cât mai mică, astfel, paralelogramele obținute pe suprafața laterală vor suferi o deformare mai redusă. Gradul de deformare depinde și de excentricitate și de numărul de spire al tubului elicoidal. Pentru a obține o geometrie cu o discretizare corespunzătoare, fără elemente finite deformate, este necesar să se țină cont de distanța dintre două secțiuni transversale consecutive, excentricitatea tubului și numărul de spire, și, implicit, de curbura și torsiunea elicoidei.

Parametrii geometrici, torsiunea și curbura, care depind de excentricitate și de pasul elicei, influențează câmpul hidrodinamic asociat curgerii prin tuburile elicoidale. Conform literaturii de specialitate, limitele generale ale curburii, sunt asociate geometriile de tip tub drept (curbura este 0), respectiv geometrii de tip toroidal (curbura este egală cu raza cilindrului pe care este înfășurată curba elicoidală, reprezentând axa tubului). Din punct de vedere medical, valoarea optimă a curburii este asociată variantelor geometrice cu valori ale excentricității cuprinse între 0,25D și 0,5D.

Algoritmul de generare a tubului elicoidal prin construcția de volume consecutive individuale, care în totalitatea lor formează tubul, permite un control direct asupra discretizării.

În cadrul acestui studiu au fost analizate influența excentricității și a numărului de spire, respectiv a numărului Reynolds, asupra curgerii prin tuburi

elicoidale. Pentru analiza influenței excentricității au fost utilizate 12 variante geometrice, prin considerarea excentricităților de 0,1D, 0,2D, 0,3D și 0,5D, iar numărul de spire egal cu 1, 2 și 4.

Pentru analiza influenței numărului de spire au fost utilizate tuburile elicoidale cu 1, 2, 4, 6 și 8 spire. Analiza numerică a fost realizată în regim staționar, laminar, cu valori corespunzătoare numărului Reynolds $Re=151$ și $Re=377$.

Pentru analiza influenței vitezei de intrare asupra câmpului hidrodinamic, a fost realizată analiza numerică asociată valorii $Re=500$.

Asimetria câmpului de viteză asociat secțiunii de ieșire a tubului elicoidal crește odată cu creșterea excentricității elicoidei. Helicitatea măsurată în această secțiune, prezintă o creștere semnificativă în cazul variantelor geometrice cu 1, 2 și 4 spire, în timp ce în cazul tuburilor cu peste 4 spire, creșterea este mai puțin pronunțată. Reprezentarea câmpului de viteză și a helicității în secțiune transversală, în imediata vecinătate a secțiunii de ieșire, precum și a iso-suprafețelor de helicitate, pune în evidență formarea curgerilor secundare a unui vârtej dominant și a unui vârtej secundar.

Un dezavantaj al utilizării tuburilor cu număr mare de spire și valori ridicate ale excentricității îl reprezintă creșterea căderii de presiune. Acest aspect este însă compensat de efectul curgerii cu swirl, pe care tuburile respective îl induc. Analiza căderii de presiune contribuie la evaluarea generală a curgerii, prin cuantificarea efectului pe care prezența caracteristicilor geometrice, și, implicit, rezistența indusă de acestea, le au asupra curgerii. Un număr crescut de spire constituie o rezistență ridicată a grefei la curgerea sângelui. Căderea de presiune crește semnificativ, odată cu creșterea vitezei de curgere a fluidului. Pentru viteze de curgere ridicate, căderea de presiune este puternic influențată de prezența spirelor, crescând odată cu numărul acestora. Analiza distribuției presiunii în secțiune transversală, prezintă valori ridicate ale presiunii în imediata vecinătate a vârtejurii dominante, respectiv valori minime în vecinătatea vârtejurii secundare.

Utilizarea unor geometrii elicoidale, care induc o curgere secundară, contribuie la creșterea fiabilității grefei, (conform literaturii de specialitate), prin intensificarea mixing-ului de particule, scăderea adeziunii particulelor la perete, reducerea riscului de formare de trombi și a inițierii hiperplaziei intinale în regiunea de anastomoză.

Se poate presupune astfel, că, în condițiilor prezentului studiu și a limitărilor anatomice, variantele geometrice care pot prezenta o importanță pentru aplicațiile de tip bypass sunt cele cu 2 și 4 spire, respectiv cu valori ale excentricității cuprinse între 0,3D și 0,5D.

5. HEMODINAMICA BYPASS-ULUI ELICOIDAL

Utilizarea unei grefe de bypass drept în intervențiile chirurgicale de bypass aorto-coronarian induce dezvoltarea unui câmp hemodinamic în zona de anastomoză, cu prezența zonelor de recirculare, care favorizează apariția complicațiilor postoperatorii, conform analizei prezentate în Capitolul 3. Pornind de la concluziile asociate rezultatelor curgerii prin bypass drept, s-a dorit îmbunătățirea câmpului hemodinamic asociat regiunii de sutură, prin utilizarea unui nou tip de bypass, cu structură elicoidală.

Utilizarea grefei elicoidale are ca scop îmbunătățirea parametrilor hemodinamici asociați curgerii prin zona de anastomoză. Se are în vedere, în principal, îmbunătățirea valorii tensiunii de frecare la perete asociate regiunii de anastomoză, prin aducerea acesteia între limitele fiziologice, care asigură reducerea complicațiilor postoperatorii, cu valori ale TFP cuprinse între 0,4 Pa și 7 Pa, conform literaturii de specialitate [62]. Se poate presupune că prezența configurației elicoidale induce o cădere de presiune mai mare decât în cazul bypass-ului drept, urmărindu-se însă, ca această valoare să se afle în limitele acceptate de organism. Se dorește astfel îmbunătățirea tensiunii de frecare la perete, în strânsă corelație cu nealterarea semnificativă a valorii căderii de presiune.

Acest capitol prezintă analiza numerică și experimentală a curgerii prin diferite configurații de bypass elicoidal. Scopul analizelor realizate în prezentul capitol este de a pune în evidență eficiența bypass-ului elicoidal.

În prima parte este prezentată analiza numerică a curgerii printr-o configurație de bypass elicoidal. S-a observat în analiza numerică a bypass-ului drept că varianta cea mai nefavorabilă, din punct de vedere hemodinamic, este cea a bypass-ului drept cu unghi de anastomoză de 60° . Pornind de la aceste concluzii, s-a utilizat în analiza numerică varianta elicoidală, având ca unghi de sutură în montajul greafă-arteră gazdă, aceeași valoare de 60° . Au fost realizate comparații ale parametrilor hemodinamici semnificativi din punct de vedere medical, asociați curgerii prin bypass drept și elicoidal: tensiunea de frecare la perete, respectiv căderea de presiune.

A doua parte a Capitolului 5 prezintă analiza experimentală a curgerii prin diferite configurații de bypass-uri elicoidale cu unghi de anastomoză de 45° și 60° , respectiv cu 2 și 4 spire. Au fost puse în evidență avantajele bypass-ului elicoidal, prin comparații în raport cu bypass-ul drept, ale caracteristicilor curgerii, din următoarele perspective: [11][97]

- Analiza comparativă a aspectului curgerii în zona de anastomoză, utilizând o substanță de contrast de tip cerneală;
- Analiza comparativă a căderii de presiune;
- Analiza eficienței curgerii din punct de vedere al capacității de spălare a zonei de joncțiune, utilizând particule magnetice introduse în lichidul vehiculat;
- Analiza comparativă a cantității de particule magnetice acumulate în zona de anastomoză.

5.1. Analiza numerică a bypass-ului elicoidal

5.1.1. Geometria bypass-ului elicoidal

În cadrul analizei numerice s-a utilizat un bypass elicoidal, cu următoarele caracteristici geometrice:

- secțiune circulară constantă pe întreg domeniul, cu diametrul $D=4$ mm;
- lungimea totală a grefei elicoidale $L=120$ mm;
- excentricitatea $a=0,5D$;
- număr de spire: 4;
- unghi de anastomoză: 60° .

Ipoteze simplificatoare

În construcția geometriei (Figura 5.1) au fost adoptate următoarele ipoteze simplificatoare:

- Unghiul de anastomoză reprezintă unghiul pe care vectorul normal al secțiunii de ieșire din elicoidă îl formează cu vectorul director al axei arterei gazdă. Generarea tubului elicoidal a fost realizată cu algoritmul prezentat în Capitolul 4;
- Raportul dintre diametrul grefei și diametrul arterei gazdă este de 1:1, reprezentând cazul ideal.

Gradul de stenozare considerat a fost de 100%, asociat ocluziei totale. Figura 5.1 prezintă o vedere generală a geometriei bypass-ului elicoidal.

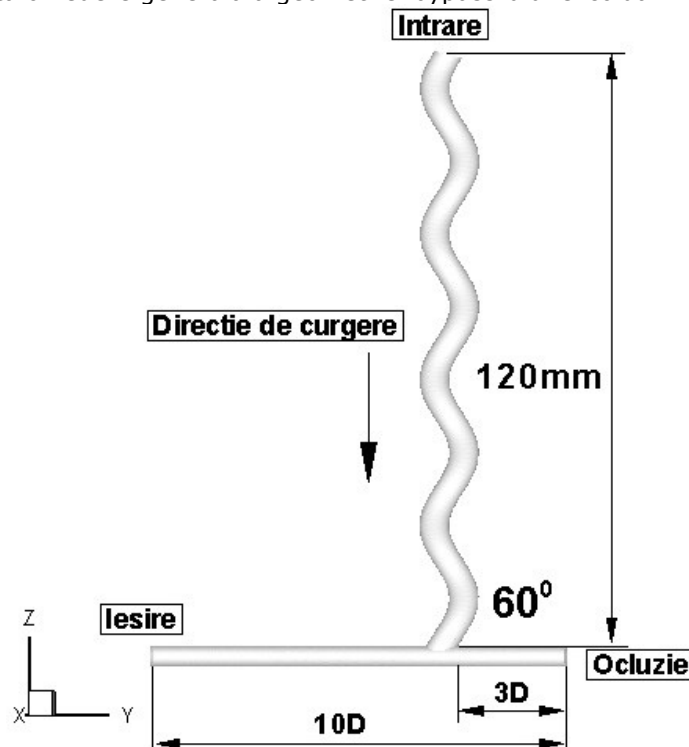


Figura 5.1. Caracteristici geometrice ale bypass-ului elicoidal.

5.1.2. Condiții la limită

În analiza numerică a curgerii prin bypass-ul elicoidal au fost impuse următoarele condiții la limită:

- Intrare: profil de viteză uniform pentru componenta axială, corespunzătoare debitului $Q=200$ ml/min, asociat numărului Reynolds $Re=302$,
- Ieșire: presiune 0 Pa,
- Perete: rigid, nedeformabil.

Fluidul utilizat este considerat omogen, incompresibil, newtonian, cu următoarele proprietăți:

- Densitate: 1050 kg/m³,
- Vâscozitate dinamică: 0.00368 Pa.s.

Analiza numerică este realizată în regim staționar, laminar.

Curgerea poate fi descrisă cu ajutorul ecuației Navier-Stokes și cea de continuitate, definite în Capitolul 2.

Analiza câmpului de curgere asociat simulării numerice a fost realizată prin prisma:

- Câmpului de viteză din secțiunile transversale din zona de anastomoză și aval de aceasta;
- Distribuția helicității în secțiunile transversale de interes;
- Tensiunea de frecare la perete;
- Căderea de presiune.

5.1.3. Câmpul hemodinamic

Prezența grefei elicoidale determină apariția curgerii secundare pronunțate în zona de anastomoză și în imediata vecinătate a acesteia. Figura 5.2 prezintă distribuția de viteză axială în secțiunile transversale, de interes, din zona de anastomoză și distal de aceasta.

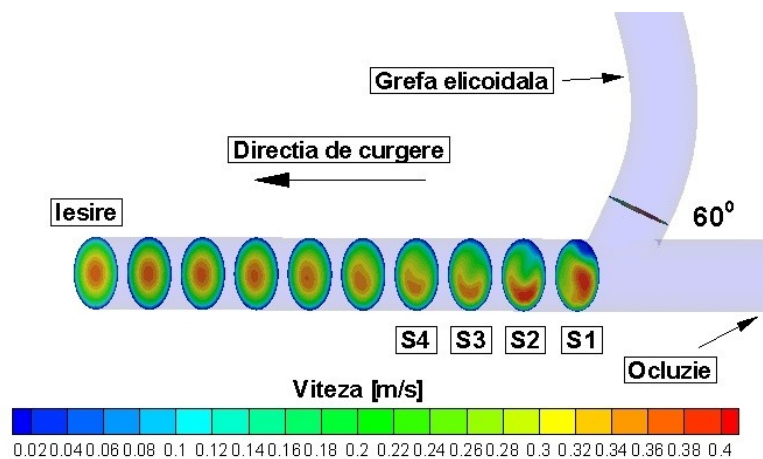
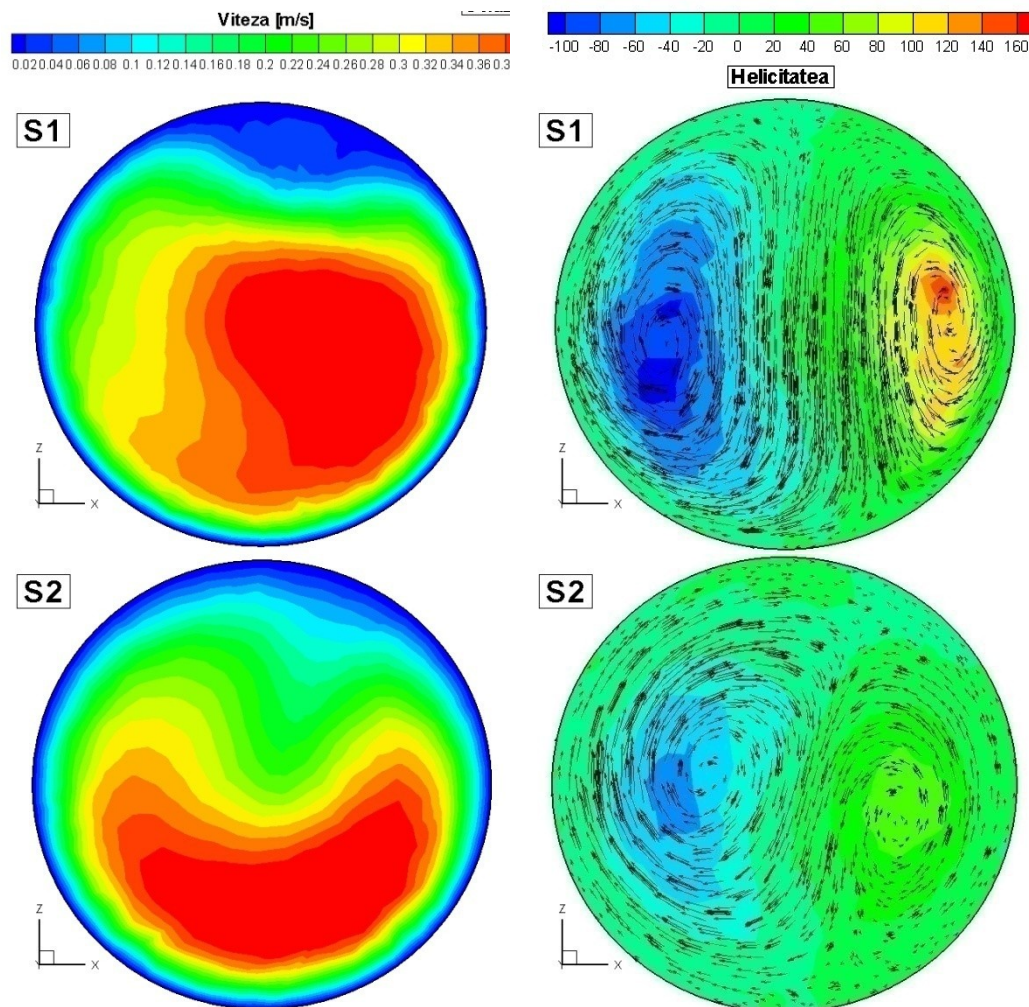
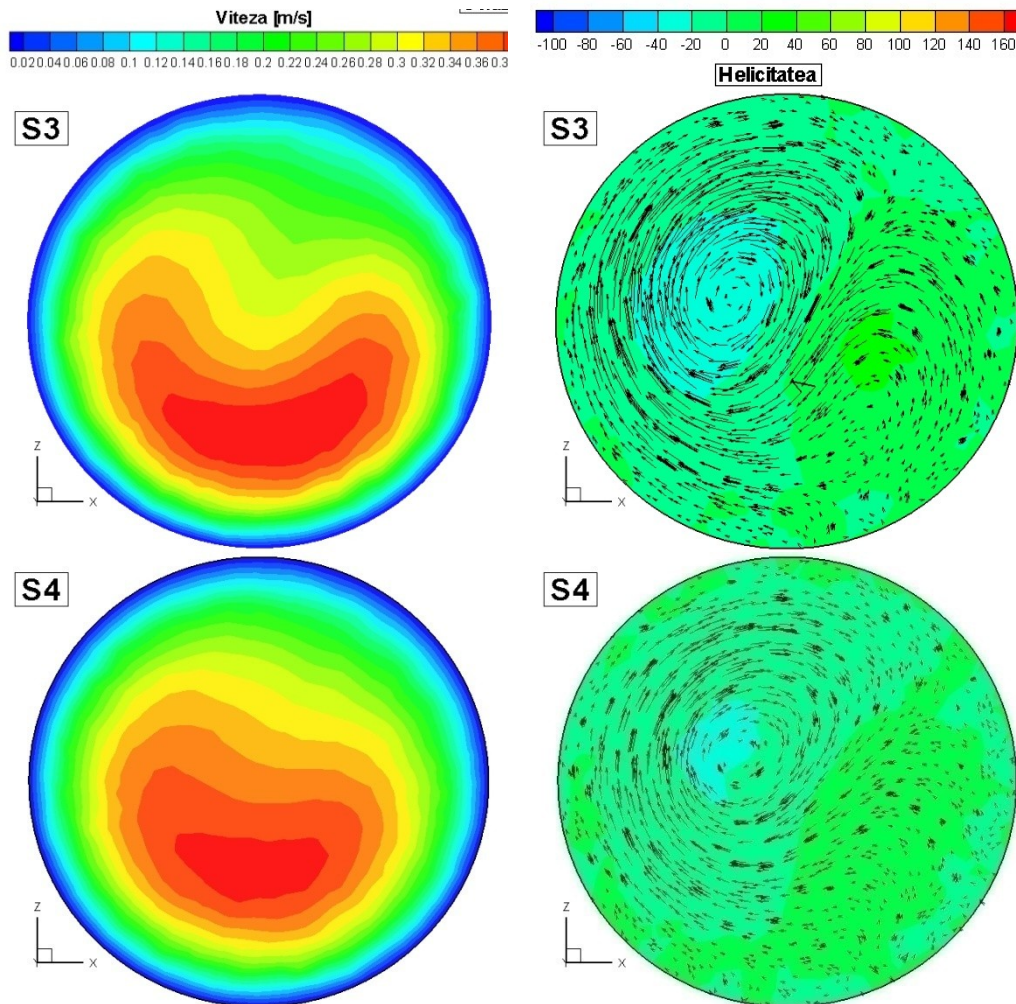


Figura 5.2. Distribuția de viteză în secțiuni transversale din zona de anastomoză și distal de aceasta, asociate curgerii prin bypass elicoidal cu unghi de anastomoză de 60°.

Se observă că în zona de anastomoză și în vecinătatea acesteia, viteza prezintă valori maxime. Se formează două vârtejuri contrarotative, unul dominant și unul secundar, a căror poziționare este strâns legată de forma câmpului hemodinamic asociat secțiunii de ieșire din elicoidă, conform analizei din Capitolul 4. Formarea acestor vârtejuri este dată de forțele centrifuge care acționează asupra fluidului la nivelul zonei elicoidale, și la modificarea de traseu a acestuia, în zona de anastomoză.

Figura 5.3 a) prezintă distribuția câmpului de viteză în secțiunile transversale de interes (S1-S4), definite în Figura 5.2. Curgerea se stabilizează odată cu depărtarea de joncțiune, în secțiunea de ieșire existând o distribuție uniformă, simetrică a vitezei, și, implicit, existența unui caracter laminar (Figura 5.2 și 5.3 a).





a) Distribuția de viteză axială;

b) Distribuția helicității și a vârtejurilor contrarotative;

Figura 5.3. Distribuția de viteză axială (a), respectiv distribuția helicității și a vârtejurilor contrarotative (b) în secțiunile transversale S1-S4.

Parametrul hemodinamic semnificativ, care caracterizează curgerea elicoidală este helicitatea, conform literaturii de specialitate și a definiției prezentate în Capitolul 4. Figura 5.3 b) prezintă distribuția helicității și a vârtejurilor contrarotative în secțiunile transversale S1-S4. Se observă că valoarea maximă a vitezei în secțiunea S1 se asociază cu vârtejul de intensitate mai ridicată, fiind vârtejul secundar. Odată cu îndepărtarea de zona de anastomoză, acest vârtej este atenuat, cel dominant deplasându-se spre direcția centrală a secțiunii. Prezența zonei cu viteză ridicată a curgerii fluidului în partea inferioară a secțiunii, poate sugera creșterea tensiunii de frecare la perete în această regiune, și, implicit, îmbunătățirea curgerii, comparativ cu bypass-ul drept.

Prin analiza distribuției helicității în secțiuni transversale situate distal de anastomoză, se observă reducerea valorii acesteia, uniformizarea, și, implicit, se poate presupune atenuarea vârtejurilor, odată cu îndepărtarea de această zonă, conform reprezentării din Figura 5.4. Astfel, curgerea devine stabilă în apropierea secțiunii de ieșire, afirmație susținută și de distribuția de viteze în secțiunile respective (v. Figura 5.2).

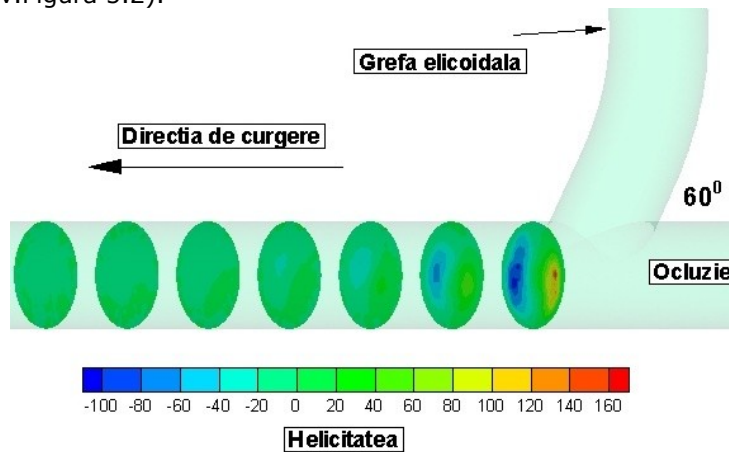
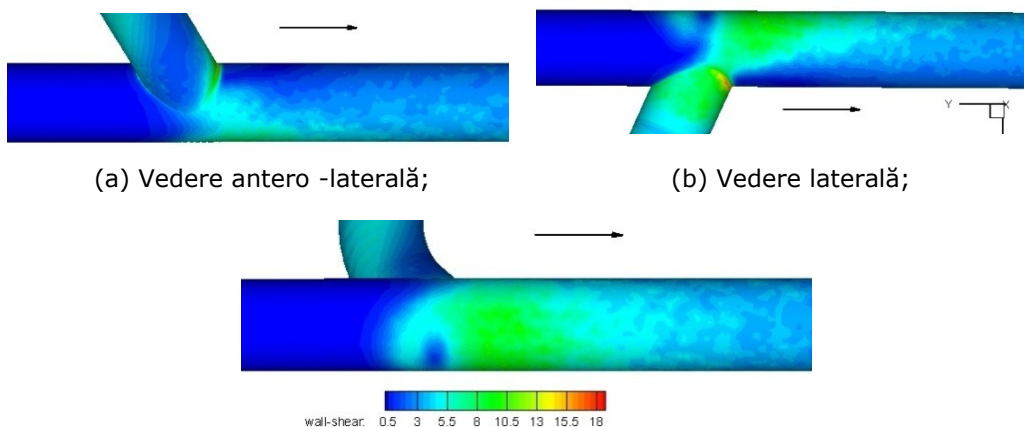


Figura 5.4. Distribuția helicității în secțiuni transversale situate distal de anastomoză

5.1.4. Tensiunea de frecare la perete

Figura 5.5 prezintă, calitativ, distribuția tensiunii de frecare la perete, pe domeniul de curgere asociat arterei gazdă, stenozate, în zona de anastomoză și în vecinătatea acesteia.



(c) Vedere asociată nivelului inferior al peretelui arterei gazdă;
Figura 5.5. Distribuția tensiunii de frecare la perete pe domeniul de curgere asociat bypass-ului elicoidal cu unghi de anastomoză de 60°.

Se observă că tensiunea de frecare la perete prezintă valori ridicate în zona de interes, situată la anastomoză și în imediata vecinătate a acesteia. Valorile TFP din această regiune sunt peste pragul de 0,4 Pa, pragul critic de inițiere și dezvoltare a aterosclerozei. La nivelul peretelui inferior, distribuția TFP prezintă valori maxime de 8 Pa. Valoarea maximă globală a TFP este de 18 Pa și apare la nivelul peretelui superior, în zona de sutură, datorată geometriei asemănătoare unei destinderi bruște, favorizând astfel accelerarea fluidului în vecinătatea punctului de sutură, la schimbarea direcției de curgere. Aceeași tendință de accelerare apare și la nivelul peretelui inferior, în vecinătatea zonei unde jetul de fluid întâlnește peretele și își modifică direcția de curgere. Distribuția asimetrică, neuniformă a TFP este datorată faptului că, la ieșirea din grefa elicoidală, câmpul de viteză are o distribuție asimetrică, cu apariția a două vârtejuri, unul dominant și al doilea secundar, generate de configurația geometrică, analizate în cadrul Capitolului 4 - Hidrodinamica tuburilor elicoidale. Zona unde apare vârtejul dominant este asociată valorilor mai ridicate ale tensiunii de frecare la perete.

Figura 5.6 prezintă comparativ variația tensiunii de frecare la perete de-a lungul liniei L1, pentru bypass drept și elicoidal.

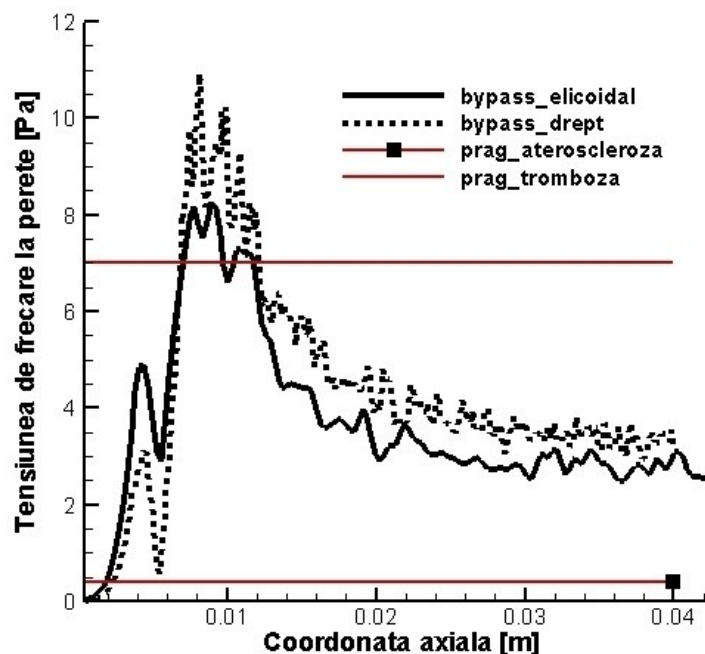


Figura 5.6. Variația tensiunii de frecare la perete, de-a lungul liniei L1, asociată peretelui inferior, al bypass-ului elicoidal cu 4 spire și excentricitate $A=0,5D$, respectiv bypass drept, cu unghi de anastomoză de 60° .

Regiunea cu valori reduse ale TFP, sub pragul de 0,4 Pa asociat pragului critic de ateroscleroză, este redusă considerabil în cazul bypass-ului elicoidal, comparativ cu bypass-ul drept. Valori ridicate ale TFP, peste pragul de 7 Pa, apar și în cazul configurației elicoidale, însă extinderea regiunii cu aceste valori este mai redusă față de situația bypass-ului drept. Valorile maxime ale TFP sunt de aproximativ 8 Pa în cazul elicoidal, comparativ cu valori de 11 Pa, în cazul bypass-ului drept.

Prezența și distribuția vârtejurilor contrarotative în zona de anastomoză și distal de aceasta (Figura 5.3), au determinat modificări ale tensiunii de frecare la perete în cazul bypass-ului drept, precum și îmbunătățirea valorilor acestui parametru, prin aducerea lor spre limitele fiziologice.

5.1.5. Presiunea

Evoluția parametrilor câmpului hemodinamic se corelează cu distribuția câmpului de presiune. Figura 5.7 prezintă distribuția de presiune asociată secțiunilor transversale S1 și S2, de interes, din anastomoză și vecinătatea acesteia.

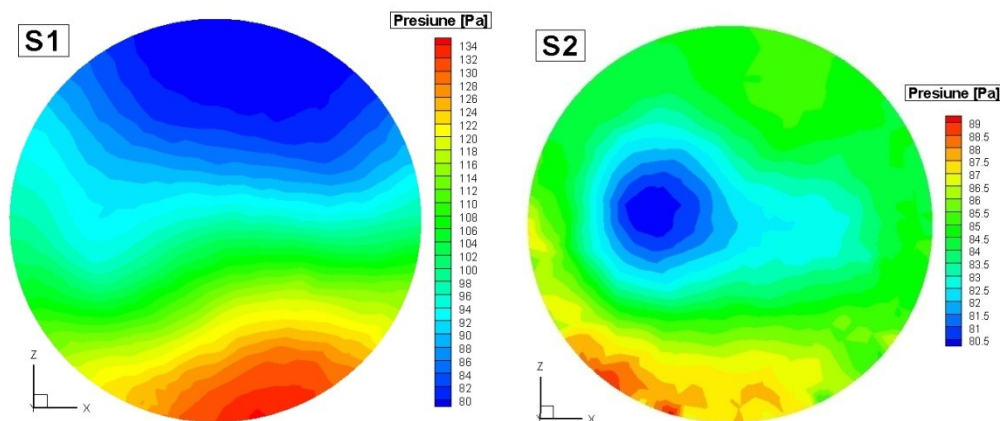


Figura 5.7. Distribuția de presiune în secțiunile transversale S1 și S2

Se observă că, la nivelul superior în secțiunea S1, în imediata vecinătate a suturii grefă-arteră stenozată, presiunea are valori scăzute, datorită accelerării fluidului la trecerea din grefă în arteră. Valorile presiunii cresc în ambele secțiuni, în regiunea cu vârtejul dominant.

Căderea de presiune asociată curgerii prin bypass-ul elicoidal cu unghi de anastomoză de 60° , investigat în acest subcapitol are valoarea de 648 Pa, respectiv 4,86 mmHg. Comparativ cu analiza numerică realizată pentru cea mai nefavorabilă configurație de bypass drept, cu unghi de anastomoză de 60° , unde căderea de presiune globală a fost de 340 Pa, respectiv 2,5 mmHg, în cazul bypass-ului elicoidal căderea de presiune a crescut cu aproximativ 100%.

Rezultatele comparative de cădere de presiune asociate curgerii prin stenoze severe (grad de severitate 50% în raport cu diametrul, respectiv 75% în raport cu aria), cel mai nefavorabil bypass drept, respectiv bypass-ul elicoidal cu unghi de anastomoză de 60° sunt prezentate în Tabelul 5.1.

Se poate presupune că utilizarea unei grefe elicoidale pentru tratamentul chirurgical al stenozelor severe induce o cădere de presiune mai redusă decât în cazul vaselor stenozate. O limitare a acestei comparații poate fi dată de diferențele lungimilor geometriilor din amonte de stenoze, respectiv sutură, în toate cazurile fiind însă menținută constantă valoarea lungimii arterei din aval de stenoză, iar diametrul $D=4$ mm.

Tabelul 5.1. Valori comparative ale căderii de presiune în stenoze de 50%, bypass drept și elicoidal cu unghi de anastomoză de 60°		
Tip geometrie	Cădere de presiune [Pa]	Cădere de presiune [mmHg]
Vase stenozate cu grad de severitate de 50%	1028	7,71
Bypass drept cu unghi de anastomoză de 60°	340	2,5
Bypass elicoidal cu unghi de anastomoză de 60°	648	4,86

5.2. Vizualizarea curgerii prin bypass elicoidal

Plecând de la rezultatele obținute prin analiză numerică, prezentate în Subcapitolul 5.1, a fost realizată analiza experimentală a curgerii prin diferite configurații de bypass elicoidal. Scopul principal al analizei experimentale a fost de a pune în evidență efectele induse de grefa elicoidală, comparativ cu bypass-ul drept, prin vizualizarea curgerii cu ajutorul unei substanțe de contrast, de tip cerneală.

S-au parcurs următoarele etape experimentale:

- Vizualizarea curgerii în bypass drept, utilizând cerneală;
- Vizualizarea curgerii în bypass elicoidal cu 2 spire, utilizând cerneală;
- Vizualizarea curgerii în bypass elicoidal cu 4 spire, utilizând cerneală;

Vizualizarea curgerii a fost realizată pentru diferite configurații de bypass, păstrând unghiul de anastomoză constant, de 60°. Valoarea acestui unghi a fost ales în baza rezultatelor obținute în analizele prezentate anterior, unghiul de sutură de 60° reprezentând configurația cea mai nefavorabilă din punct de vedere hemodinamic, în cazul bypass-ului drept.

În plus, a fost investigată experimental căderea de presiune pentru configurații de bypass drept și elicoidal cu 2 și 4 spire, utilizând, însă, modele cu unghiuri de sutură de 30°, 45° și 60°, cu scopul secundar de a pune în evidență influența unghiului de sutură și a numărului de spire asupra parametrului hemodinamic, de importanță medicală, reprezentat de căderea de presiune.

5.2.1. Descrierea modelelor geometrice

Modelele cu unghi de anastomoză de 60° utilizate în acest studiu au următoarele caracteristici:

- Diametrul secțiunii transversale constant, $D=8$ mm;
- Modele confecționate din sticlă.

Au fost utilizate modele de bypass drept, elicoidal cu 2 spire, respectiv elicoidal cu 4 spire, conform Figurii 5.8. Parametrii geometrici asociați modelelor experimentale, conform Figurii 5.9 sunt prezentați în Tabelul 5.2.

Toate variantele au lungimile zonelor de anastomoză (Lh_2), respectiv ale zonelor din aval de sutură (Lh_1, Lh_3) egale. Pentru modelul cu 4 spire Lh_4 are o valoare mai redusă. [97]

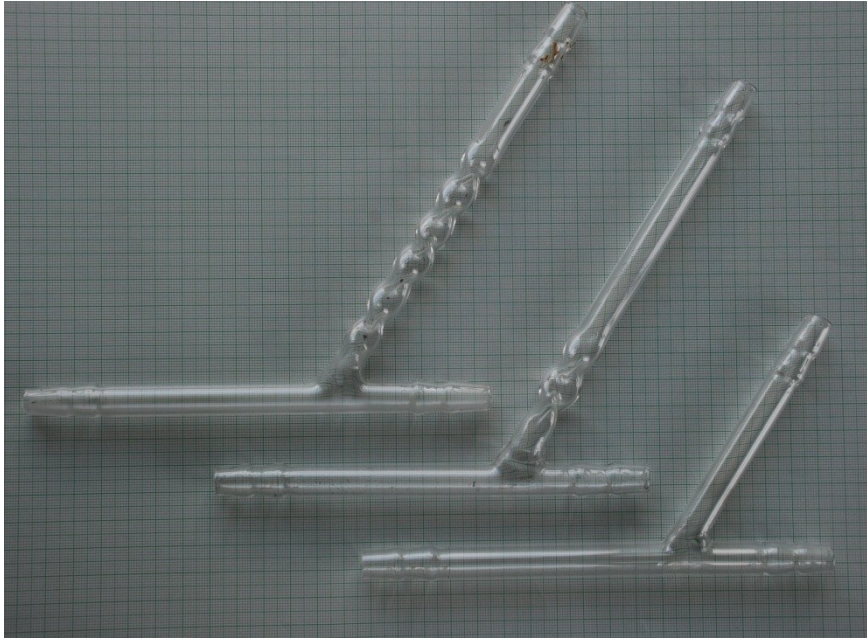


Figura 5.8. Modelele fizice de bypass elicoidal cu 4 spire, 2 spire, respectiv drept.

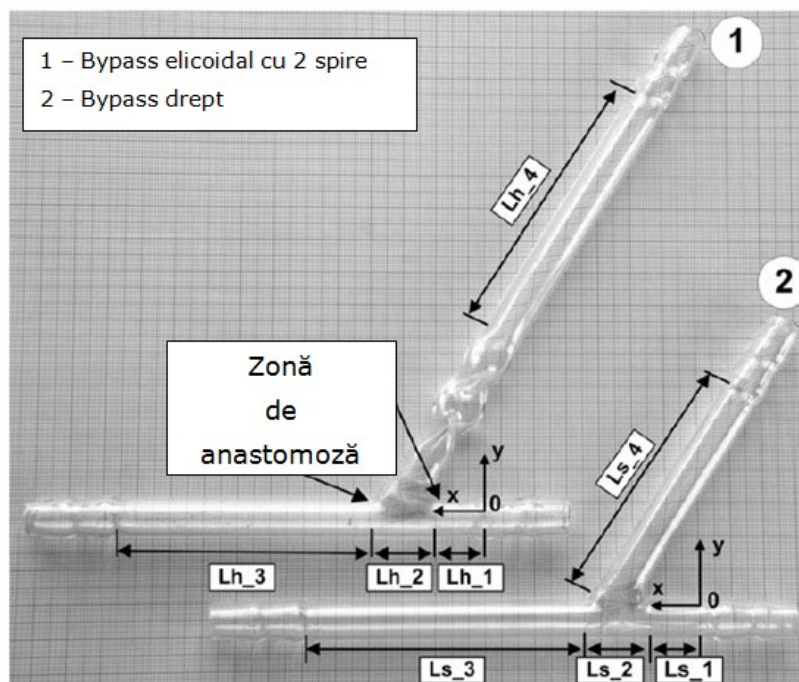


Figura 5.9. Caracteristici geometrice ale modelului experimental de bypass elicoidal cu 2 spire, respectiv bypass drept cu unghi de anastomoză de 60° .

Unghi de anastomoză	Număr de spire	Lh_1 [mm]	Lh_2 [mm]	Lh_3 [mm]	Lh_4 [mm]
60°	0 (bypass drept)	15	20	80	80
	2	15	20	80	80
	4	15	20	80	40

5.2.2. Condiții experimentale

Analizele experimentale au fost realizate utilizând standul prezentat în Subcapitolul 3.1.2.2.

Experimentele s-au desfășurat respectând următoarele condiții:

- Fluidul utilizat este o soluție apoasă de glicerină 60%, cu densitatea de 1050 g/l și vâscozitate de 0,00408 Pa*s;
- Curgerea a fost analizată în regim staționar;
- Condiții de intrare: valoarea vitezei de $v=0,144$ m/s, asociată numărului $Re=298$ (această valoare a vitezei reprezintă valoarea medie a unui ciclu cardiac);
- Pentru analiza aspectului curgerii a fost utilizată substanță de contrast de tip cerneală, injectată proximal de grefa bypass-ului, cu viteză constantă;
- Curgerea prin secțiunea de test a fost înregistrată video cu ajutorul unei camere de achiziție, prezentată în Capitolul 3.

5.2.3. Vizualizarea curgerii

Pentru a pune în evidență aspectul curgerii s-a injectat proximal de grefa elicoidală, o substanță de contrast de tip cerneală. Prin analiza filamentelor de cerneală, se observă formarea unui vârtej, proximal de anastomoză, la nivelul arterei gazdă, conform Figurii 5.10b, având orientarea în sens antiorar. Prezența elicoidei și dezvoltarea implicită a unor forțe centrifuge, favorizează apariția curgerii secundare, cu swirl. Astfel, se observă la ieșirea din elicoidă, că jetul de fluid este ghidat de geometrie, în interiorul unui vârtej elicoidal. Datorită prezenței acestui tip de curgere, în zona de anastomoză au fost reduse zonele de recirculare de la nivelul peretelui superior, existând un aspect uniform al câmpului hidrodinamic distal de sutură.

Pentru a evidenția modificările semnificative pe care configurația elicoidală le aduce, s-a analizat prezența și lungimea zonelor de recirculare, comparativ pentru bypass-ul drept și elicoidal. Figurile 5.10 și 5.11 prezintă aspectul câmpului hidrodinamic asociat curgerii prin bypass elicoidal cu 2 spire, comparativ cu cel drept, cu unghi de 60°. Figura 5.12., prezintă aspectul câmpului hidrodinamic asociat curgerii prin bypass elicoidal cu 4 spire, comparativ cu cel drept, cu unghi de 60°. Prin vizualizarea filamentelor de cerneală, se observă că în cazul bypass-urilor elicoidale au fost reduse și chiar eliminate zonele de recirculare din regiunea de anastomoză. Curgerea este mai omogenă în cazul bypass-urilor elicoidale,

favorizând astfel mixingul de particule, cu importanță medicală ridicată. Efectul de omogenizare este mai pronunțat o dată cu creșterea numărului de spire. Astfel, câmpul hidrodinamic are un aspect mai omogen în cazul bypass-ului elicoidal cu 4 spire, în comparație cu cel cu 2 spire.

Prezența acestor efecte este susținută de rezultatele obținute în cadrul analizelor numerice asociate curgerii prin bypass elicoidal, respectiv tub elicoidal (analiza distribuției helicității în secțiuni transversale din zona de anastomoză și vecinătatea acesteia, prezența curgerilor secundare – vârtejurile contrarotative, unul dominant și al doilea secundar).

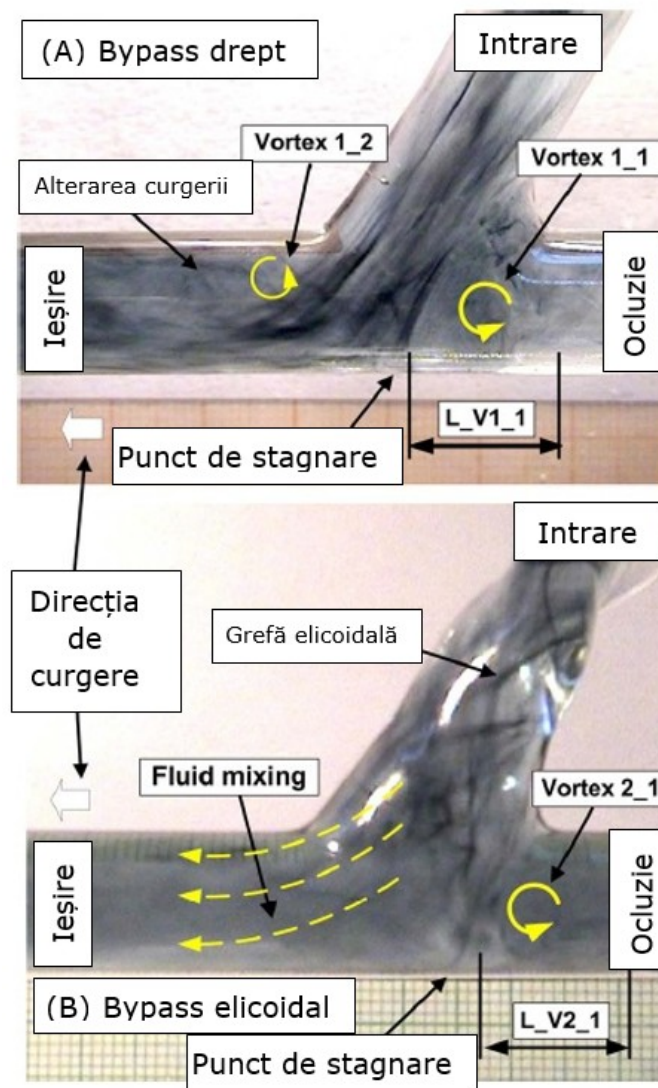


Figura 5.10. Aspectul comparativ al curgerii în bypass drept și elicoidal cu 2 spire, cu unghi de anastomoză de 60° , în analiza experimentală asociată valorii $Re=298$.



Figura 5.11. Aspectul câmpului hidrodinamic la curgerea prin bypass elicoidal cu 2 spire (jos), respectiv bypass drept (sus), cu unghi de 60° .



Figura 5.12. Aspectul câmpului hidrodinamic la curgerea prin bypass elicoidal cu 4 spire (jos), respectiv bypass drept (sus), cu unghi de 60° .

5.2.4. Căderea de presiune

În baza observațiilor rezultate din analizele realizate anterior, se poate presupune că unghiul de anastomoză și numărul de spire, parametrii caracteristici bypass-ului elicoidal, influențează semnificativ căderea de presiune asociată curgerii prin montajul respectiv.

Figura 5.13 prezintă căderea de presiune asociată curgerii prin bypass-uri drepte și elicoidale, cu 2, respectiv 4 spire și unghi de anastomoză de 30° , 45° și 60° . Se observă că pentru cazul bypass-ului drept, căderea de presiune este minimă pentru toate configurațiile investigate, respectiv este maximă pentru toate configurațiile cu 4 spire.

Astfel, creșterea numărului de spire și a unghiului de anastomoză determină o creștere a căderii de presiune. Valori maxime ale căderii de presiune sunt asociate curgerii prin bypass cu unghi de anastomoză de 60° și elicoidă cu 4 spire.

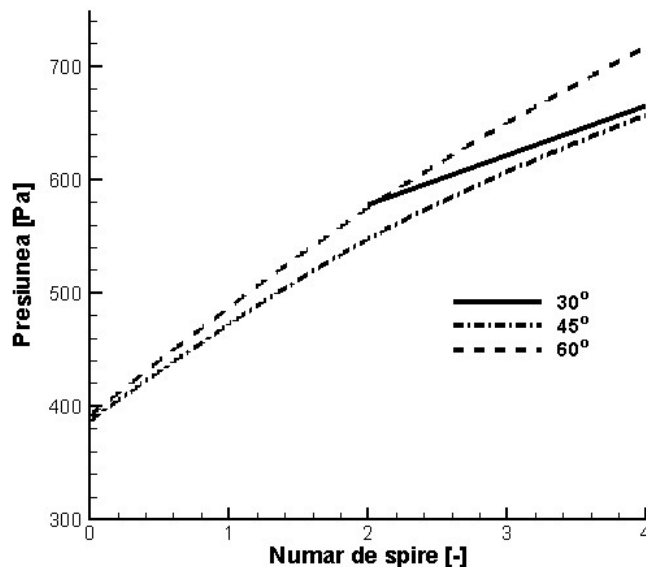


Figura 5.13. Căderea de presiune asociată curgerii prin bypass-uri drepte și elicoidale, analizate experimental.

5.3. Eficiența bypass-ului elicoidal

Scopul analizei experimentale din cadrul acestui subcapitol a fost de evidențiere a eficienței bypass-ului elicoidal, comparativ cu bypass-ul drept, din următoarele perspective:

- Capacitatea de spălare a zonei de anastomoză și vecinătatea acesteia;
- Cantitatea de particule magnetice acumulate în regiunea de sutură, posibil asociate cu fenomenul de complicație postoperatorie de restenoză.

Analiza experimentală a fost realizată utilizând particule feromagnetice, acumulate în câmp magnetic.[11][97]

5.3.1. Condiții experimentale

În cadrul acestui studiu s-au utilizat particule de Fe cu dimensiunea de 10 μm , similare, ca dimensiune, cu globulele roșii sangvine. S-a folosit un magnet permanent NdFeB (Figura 5.14a), care are curba de variație a inducției magnetice descrisă în Figura 5.14b. În prezentul studiu, variația inducției câmpului magnetic s-a simulat prin deplasarea acestuia pe verticală, în vecinătatea zonei de anastomoză, cu valori specifice ale inducției cuprinse între 0,03 și 0,2 T.

Acumularea de particule feromagnetice, situate în câmp magnetic, are loc datorită acțiunii următoarelor tipuri de forțe: forțe magnetice date de câmpul magnetic exterior aplicat zonei de anastomoză (F_{mag}), forțe hidrodinamice (F_{drag}), forțe superficiale, forțe gravitaționale și inerțiale. Deoarece forțele superficiale, gravitaționale și inerțiale sunt considerabil mai reduse decât cele magnetice, acestea se consideră neglijabile, ca ipoteză simplificatoare a prezentului studiu. [11]

În această ipoteză, forțele care acționează asupra particulelor feromagnetice sunt reprezentate schematic în Figura 5.15.

Forțe hidrodinamice

Forțele hidrodinamice care acționează asupra unei particule feromagnetice apare datorită diferențelor de viteză dintre particulă și fluid.[11]

Ecuatiile care guvernează curgerea fluidului sunt ecuațiile Navier-Stokes asociate curgerii într-un tub circular. Presupunând curgerea laminară a unui fluid, printr-un tub cilindric de secțiunea transversală circulară constantă, viteza de curgere \vec{v} a fluidului este dată de relația:

$$v_x = \frac{2\vec{v}}{R^2}(R^2 - y^2) \quad (5.1)$$

unde: v_x – componenta x a vitezei;
R – raza tubului circular;
y – distanța de la centrul tubului la particulă.

Relația care descrie legătura dintre forțele vâscoase și inerțiale este dată de parametrul adimensional Reynolds, Re , conform relației:

$$Re = \frac{2\rho\vec{v}R}{\eta} \quad (5.2)$$

unde: ρ – densitatea fluidului;
 η – vâscozitatea dinamică a fluidului.

În situația curgerii la valori mici ale numărului Re , o particula sferică imersată în fluid respectă legea lui Stokes, conform relației:

$$\vec{F}_d = 6\eta\pi r_p(\vec{v}_f - \vec{v}_p) \quad (5.2)$$

unde: \vec{v}_f - viteza de curgere a fluidului;
 \vec{v}_p - viteza particulei;
 r_p - raza particulei.

Forțe magnetice

Prezența câmpului magnetic determină acțiunea unei forțe magnetice asupra particulelor de Fe introduse în fluid. Forța magnetică (F_m) care acționează asupra unei particule cu moment magnetic m , într-un câmp magnetic cu gradient ∇H , poate fi descrisă cu ajutorul ecuației 5.1:[11]

$$\vec{F}_{\text{mag}} = \mu_0 \cdot (\vec{m} \cdot \nabla) \vec{H}_0 = \mu_0 \cdot m \cdot H_0 \quad (5.4)$$

unde,

$$\vec{m} = \vec{m}(\vec{H}_0) = 4\pi\mu_0 \frac{\mu_p}{\mu_p + 2} \cdot r_{\text{particula}}^3 \cdot \vec{H}_0 \quad (5.5)$$

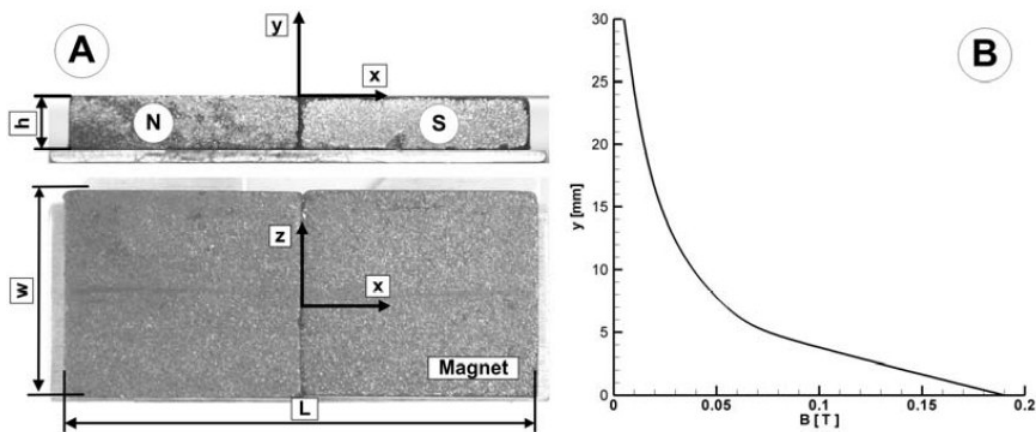


Figura 5.14. Caracteristicile magnetului permanent utilizat în experiment: (a) caracteristici geometrice ($L \times W \times h = 116 \text{ mm} \times 56 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$); (b) curba de variație a inducției, reprezentată pe înălțime, în centrul magnetului. [11]

Acumularea de particule

Figura 5.15 prezintă cazul acumulării de particule, pentru un bypass drept cu unghi de anastomoză de 60° , și distanța dintre magnet și vas de 7 mm. Intensitatea câmpului magnetic a fost de 0.055 T. În Figura 5.15a, cu roșu au fost reprezentate forțele care acționează asupra particulelor feromagnetice. Acumularea de particule se produce atunci când forțele magnetice sunt mai mari decât forțele hidrodinamice. Cu alb au fost reprezentate zonele de influență ale acestor forțe. Se observă că acumularea are loc la nivelul peretelui inferior, în vecinătatea magnetului, sub forma unei geometrii asimetrice. În zona marginală magnetului, unde forțele magnetice au valori mai reduse, particulele se desprind și sunt eliberate în fluidul circulant. [11]

Pereții vasului sunt, prin construcție, rigizi și impermeabili. Este important de menționat că, în realitate, pereții vaselor sunt permeabili, ceea ce permite o acumulare mai facilă a particulelor la nivelul peretelui. În situația pereților impermeabili, unele particule acumulate se deplasează distal de anastomoză, datorită vitezei axiale care, se poate presupune că are o valoare mai ridicată față de situația cu pereți permeabili.

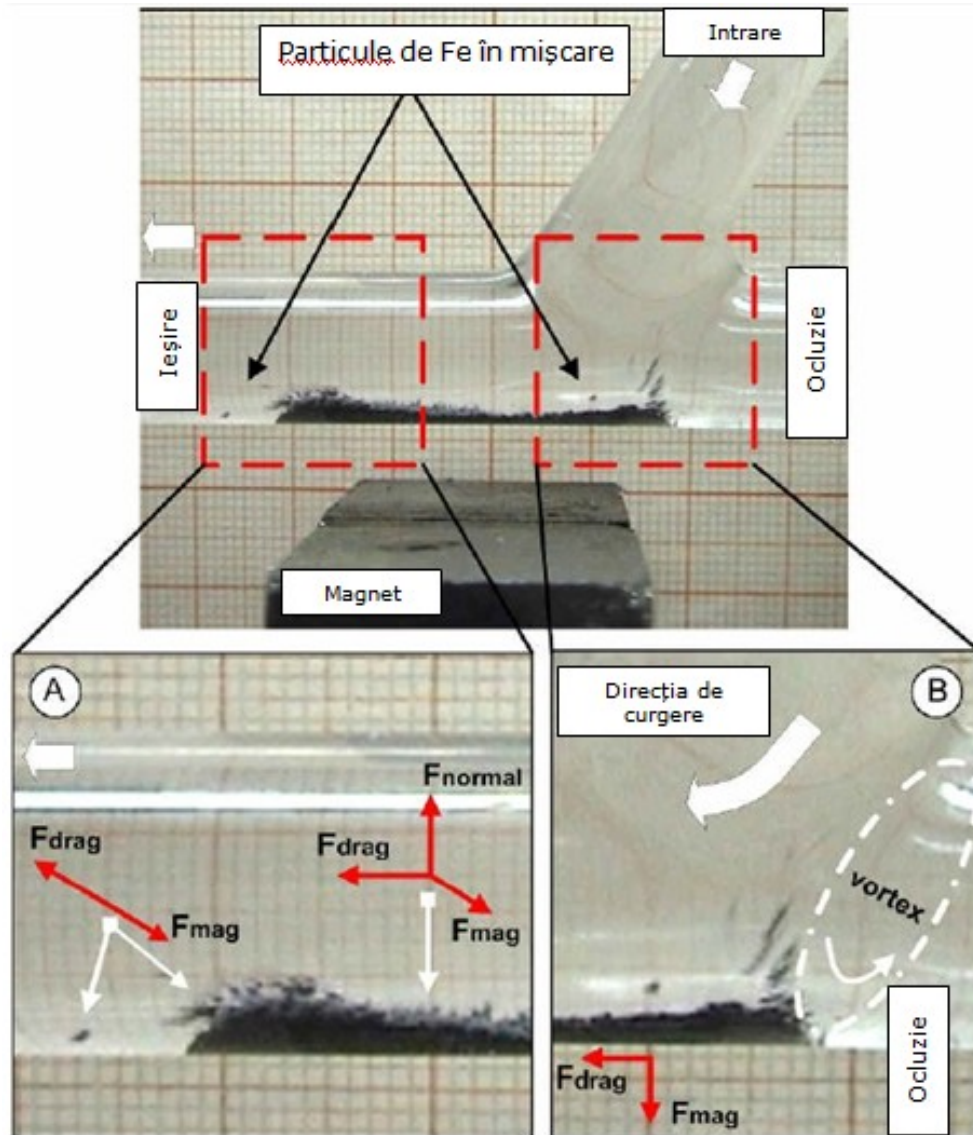


Figura 5.15. Reprezentarea schematică a forțelor care acționează asupra particulelor feromagnetice, pentru cazul bypass-ului drept cu unghi de anastomoză de 60° . [11]

5.3.2. Analiza preliminară a capacității de spălare induse de modelul elicoidal

Plecând de la rezultatele preliminare obținute în analiza numerică a curgerii prin bypass elicoidale, prezentate în subcapitolul anterior, s-a urmărit în această

etapă, analiza capacității de spălare în zona de anastomoză și dinaval de aceasta, induse de modelul de bypass elicoidal.

Modelele experimentale utilizate sunt:

- Bypass drept cu unghi de anastomoză de 60° ;
- Bypass elicoidal cu 4 spire și unghi de anastomoză de 60° .

Experimentul a constat în poziționarea magnetului la o distanță, care, conform curbei de variație a inducției magnetice, să dezvolte o forță magnetică care să permită acumularea particulelor. La debutul experimentului, în zona de anastomoză nu există particule, însă, în timp, acestea se acumulează (Figura 5.16), datorită modului de curgere, a forțelor de atracție magnetică, a prezenței schimbării direcției de curgere, putându-se presupune și corelarea cu modificarea valorii tensiunii de frecare la perete.

Se observă că, în cazul bypass-ului elicoidal, datorită efectelor hidrodinamice induse de elicoidă, apreciind calitativ, acumularea de particule este mai redusă comparativ cu situația bypass-ului drept. Plecând de la aceste concluzii preliminare, în următoarele subcapitole se intenționează analizarea detaliată, a eficienței bypass-ului elicoidal, comparativ cu cel drept, din perspectiva acumulării de particule.

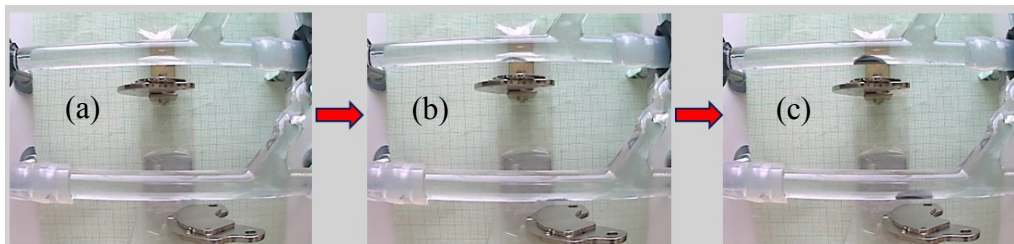


Figura 5.16. Simularea fenomenului de inițiere (a) și dezvoltare a hiperplaziei intinale (b)-(c), în situația bypass-ului drept (sus) și elicoidal cu 4 spire (jos), cu unghi de 60° , cu ajutorul particulelor magnetice, în câmp magnetic permanent.

5.3.3. Acumularea de particule în bypass drept

Scop

Această analiză experimentală are ca scop studiul influenței unghiului de anastomoză în cazul bypass-ului drept asupra curgerii, prin prisma cantității de particule acumulate în zona de anastomoză și în imediata vecinătate a acesteia.

Metodologie

S-au utilizat configurații de bypass drept cu unghi de anastomoză de 45° , respectiv 60° .

S-a fixat axa magnetului în poziție permanent-ortogonală pe axa tubului de sticlă. Capacitatea de spălare a zonei de anastomoză a fost studiată prin variația intensității câmpului magnetic, și, implicit, variația forțelor de atracție magnetică. Această variație a fost obținută prin deplasarea pe verticală a magnetului, studiind 3 cazuri:

- fără magnet (Figura 5.17 a);
- magnetul situat la distanța $Md1=10$ mm față de tub (Figura 5.17 b);
- magnetul este situat la distanța $Md2=7$ mm (Figura 5.17 c).

În toate cazurile investigate, masa de particule injectată a fost de 2 g. Particulele au fost injectate în amonte de grefa de bypass. Acumularea de particule a fost realizat pentru un interval de timp de 2 minute, în toate cazurile investigate.

Rezultate

Pentru toate variantele investigate, se observă că particulele se acumulează la nivelul peretelui inferior al tubului, sub forma unei "dune" de-a lungul magnetului, sub formă simetrică, cu excepția zonelor marginale, unde, distal de anastomoză, datorită prezenței zonei de recirculare, cantitatea acumulată este mai mare (Figura 5.17).[11]

Tabelul 5.3 prezintă cantitatea de particule acumulate pentru diferite poziții ale magnetului, asociate curgerii prin cele două variante de bypass drept.

Se observă că acumularea de particule crește o dată cu apropierea magnetului de tub, respectiv o dată cu creșterea unghiului de anastomoză. Un câmp magnetic mai intens, produce o creștere a acumulării cu 100% în cazul bypass-ului cu unghi de anastomoză de 60°, respectiv cu un procent de 50% în cazul bypass-ului cu unghi de 45°.

Odată cu creșterea cantității de particule acumulate, secțiunea longitudinală a tubului, respectiv secțiunea transversală liberă scade, alterând astfel aspectul curgerii în zona de anastomoză și în aval de aceasta. Se observă că odată cu creșterea intensității câmpului magnetic, respectiv a acumulării de particule în vecinătatea magnetului, vârtejul V1 se reduce, iar vârtejul V2 devine mai extins. Modificarea aspectului curgerii este datorat gradientului mare de viteză în apropiere de magnet, produs de curgerea fluidului, precum și a concentrației mari de particule, simultan cu creșterea tensiunii de frecare la perete.

S-a observat, în cadrul acestei analize, că varianta cea mai defavorabilă, din punctul de vedere al acumulării de particule, este cea a bypass-ului drept cu unghi de anastomoză de 60°. Pornind de la această observație, s-a studiat în subcapitolul următor eficiența grefei elicoidale, comparative cu cea dreaptă, utilizând aceeași configurație, cu unghi de sutură de 60°.

Tabel 5.3. Cantitatea de particule acumulate în diferite configurații de bypass drept.						
Nr. Crt	Distanța de la magnet la bypass [mm]	Inducția câmpului magnetic B [T]	Masa particulelor acumulate în bypass [g]	Particule acumulate în bypass [%]	Lungimea regiunii de acumulare a particulelor [mm]	Unghiul bypass-ului
1	10	0,039	0,2132	10,66	40	60°
2	7	0,055	0,4627	23,13	43	60°
3	10	0,039	0,1889	9,44	41	45°
4	7	0,055	0,2825	14,12	45	45°

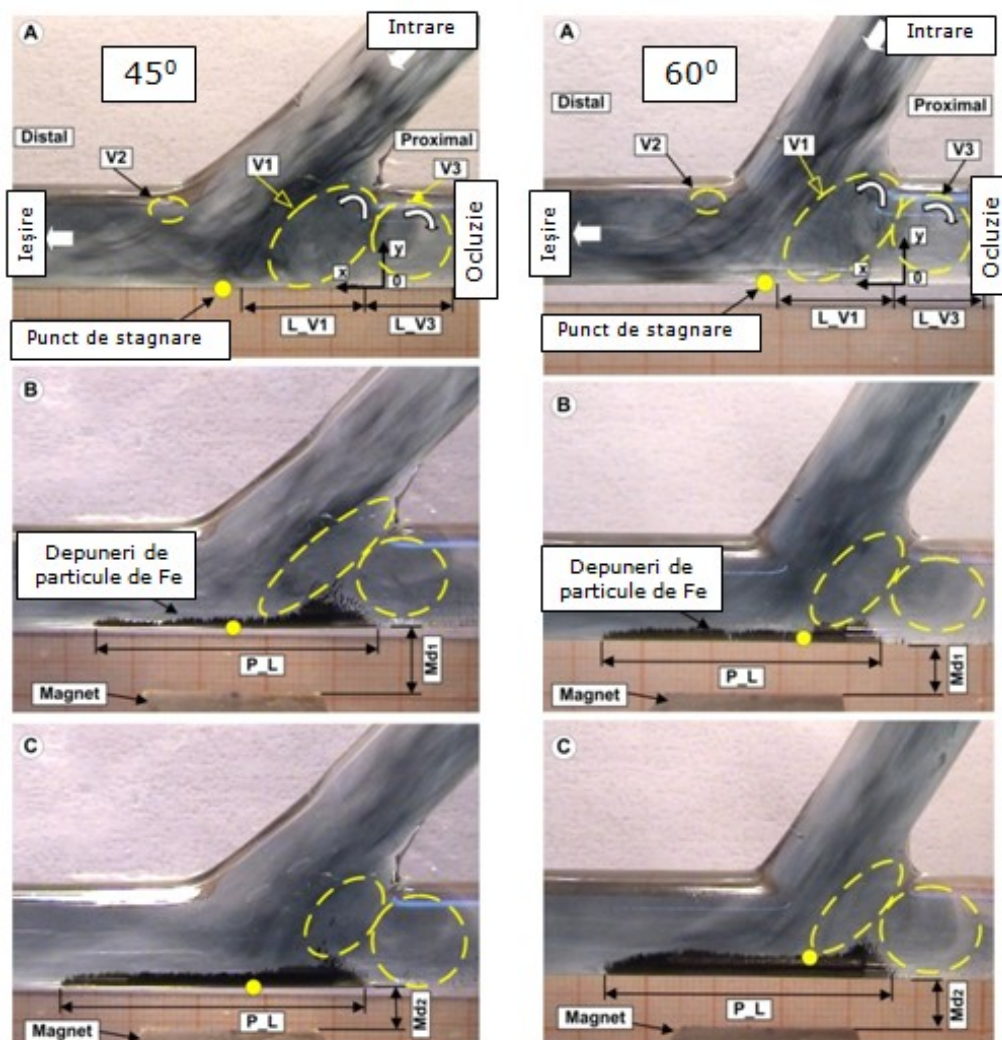


Figura 5.17. Vizualizarea experimentală a acumulării de particule în cazul bypass-urilor drepte, cu unghi de 45° (stânga), respectiv 60° (dreapta).

5.3.4. Acumularea de particule în bypass elicoidal

Scop

Scopul acestei analize este de a pune în evidență eficiența bypass-ului elicoidal, comparativ cu cel drept, prin măsurarea cantității de particule feromagnetice acumulate în câmp magnetic.

Metodologie

S-au utilizat modele experimentale cu următoarele caracteristici:

- bypass drept cu unghi de anastomoză de 60° ;
- bypass elicoidal cu unghi de anastomoză de 60° și 2 spire.

Protocolul experimental utilizat este cel descris la analiza experimentală a acumulării de particule în bypass drept, în cadrul Subcapitolului 5.3.3.

Rezultate

Figura 5.18 prezintă, comparativ, acumularea de particule feromagnetice în cazul bypass-ului elicoidal, respectiv bypass-ului drept.

Se observă că în cazul bypass-ului elicoidal, cantitatea de particule acumulate în zona de anastomoză și în vecinătatea acesteia, este mai redusă decât în cazul bypass-ului drept.

Se observă că în cazul bypass-ului drept, particulele prezintă o acumulare relativ simetrică, în timp ce prezența elicoidei determină o acumulare asimetrică de particule în zona de anastomoză și distal de această. În cazul bypass-ului elicoidal, cantitatea de particule este mai mare în zona distală anastomozei. Acest fapt este datorat prezenței curgerii cu swirl, indusă de tubul elicoidal, conform descrierii de la Capitolul 4. Cantitatea de particule crește, în ambele tipuri de bypass, o dată cu apropierea magnetului de tub. La creșterea distanței dintre magnet și tub, se observă scăderea considerabilă a cantității de particule din zona de anastomoză în cazul bypass-ului elicoidal, comparativ cu cel drept. Se observă că la poziția magnetului $P_3=15$ mm față de tub, nefiind introdusă în tabel, în bypass elicoidal nu mai există acumulare de particule, în timp ce în cazul bypass-ului drept mai există o mică acumulare, datorată prezenței zonei de recirculare cu vârtejul V2, descris în Figura 5.17a.

Tabelul 5.4 prezintă cantitatea de particule feromagnetice acumulate în cazul bypass-ului drept, comparativ cu cel elicoidal cu 2 spire, pentru configurații cu unghi de anastomoză de 60° .

Tabelul 5.4. Cantitatea de particule feromagnetice acumulate în bypass drept și elicoidal cu 2 spire, pentru configurații cu unghi de anastomoză de 60° .				
Nr. Crt.	Poziția magnetului	Distanța între magnet și tub [mm]	Procentul de particule acumulate în bypass drept [%]	Procentul de particule acumulate în bypass elicoidal [%]
1	P1	7	8,692	9,888
2	P2	10	8,106	8,486

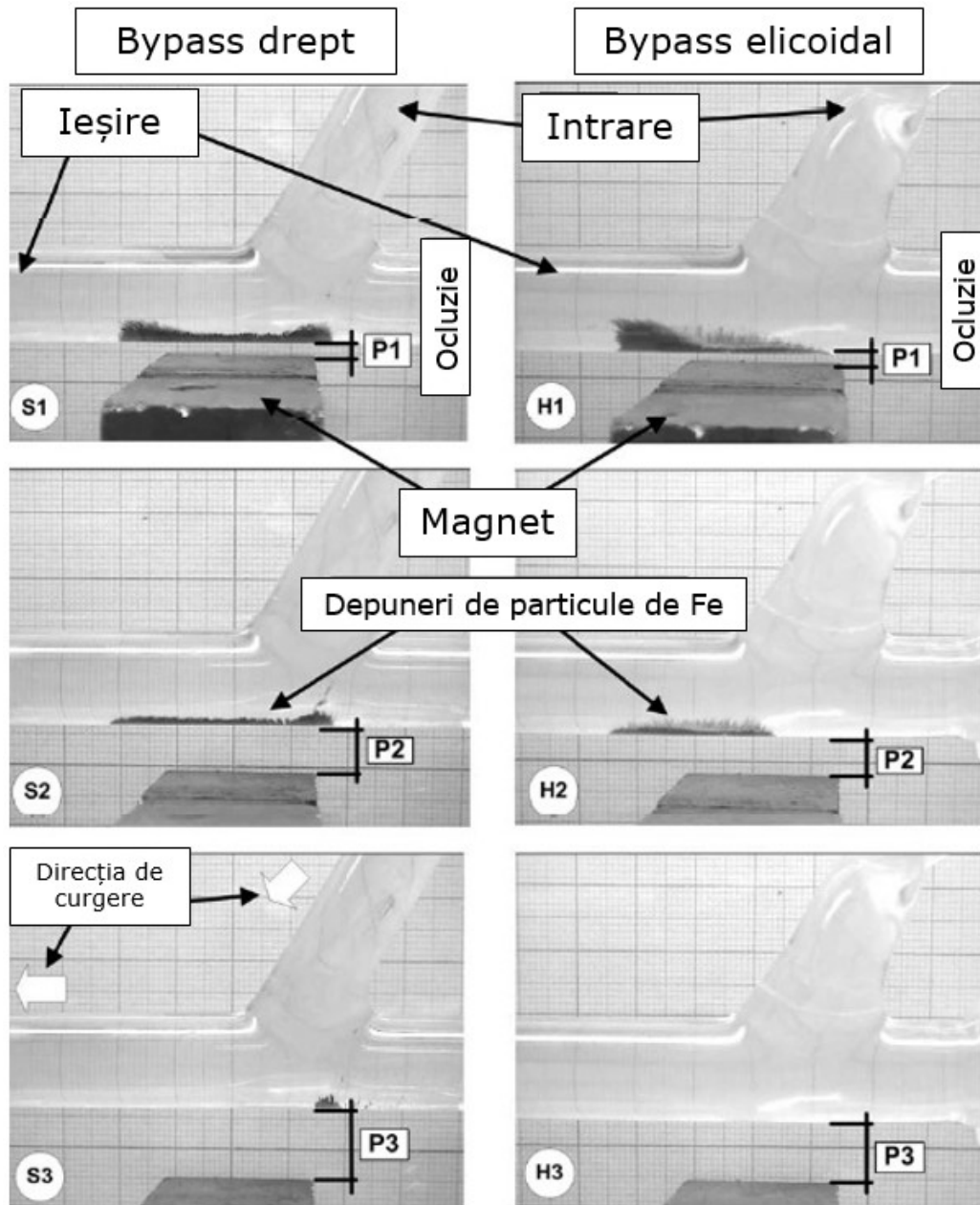


Figura 5.18. Vizualizarea acumulării de particule pentru diferite poziții ale magnetului, în cazul bypass-ului drept (stânga), respectiv elicoidal cu 2 spire (dreapta), și unghi de 60° . [97]

5.4. Concluzii

Analiza numerică și experimentală a fost realizată în regim staționar, utilizând configurații de bypass cu unghi de anastomoză de 60° , considerate a fi cea mai nefavorabilă, conform concluziilor din Capitolul 3.

Varianta de unghi de anastomoză de 60° , considerată în analiza numerică, reprezintă varianta care induce la nivelul peretelui inferior al arterei gazdă valori critice ale tensiunii de frecare la perete. Rezultatele obținute prin analiza numerică a curgerii prin bypass-ulelicoidal cu 4 spire, unghi de anastomoză de 60° , arată faptul că noua geometrie îmbunătățește valorile critice ale tensiunii de frecare la perete, în zona de anastomoză și în vecinătatea acesteia. Căderea de presiune indusă de prezența grefei elicoidale este aproximativ de 100% mai mare decât cea indusă de grefa dreaptă, însă, este mai redusă decât cea indusă de stenoza inițială cu grad de severitate de 75% în raport cu aria (50% în raport cu diametrul).

Prin analiza experimentală a curgerii prin bypass-uri drepte și elicoidale, cu ajutorul filamentelor de cerneală s-a pus în evidență prezența zonelor de recirculare în cazul bypass-urilor drepte, respectiv efectul de omogenizare a curgerii, indus de elicoidă. Acest efect devine mai pronunțat odată cu creșterea numărului de spire. Prin analiza experimentală a căderii de presiune s-a observat că valoarea acesteia crește odată cu unghiul de anastomoză, respectiv cu numărul de spire. Modelul experimental cu unghi de anastomoză de 60° și 4 spire induce cea mai mare cădere de presiune.

Cu ajutorul particulelor magnetice s-a pus în evidență capacitatea de spălare a zonei de anastomoză, prin vizualizarea curgerii în zona de interes, respectiv prin măsurarea cantității de particule feromagnetice acumulate în câmp magnetic, pentru diverse valori ale intensității acestuia. Fenomenul de acumulare de particule este mai pronunțat în cazul bypass-ului drept, comparativ cu cel elicoidal. În cazul bypass-urilor drepte, cantitatea de particule crește odată cu creșterea unghiului de sutură.

Prin poziționarea magnetului la diverse distanțe față de modelul fizic al bypass-ului, s-a variat intensitatea câmpului magnetic, punându-se în evidență eficiența modelului elicoidal, prin vizualizarea capacității de spălare induse de elicoidă în zona de anastomoză, respectiv a acumulării de particule în regiunea de interes.

Rezultatele obținute în urma studiilor experimentale arată faptul că grefele elicoidale sunt mai eficiente decât cele drepte, eliminând zonele de recirculare din regiunea de anastomoză, conducând astfel la reducere fenomenului de inițiere și dezvoltare a hiperplaziei intinale.

6. CONCLUZII ȘI CONTRIBUȚII PERSONALE

Incidența bolilor cardiovasculare este în continuă creștere, reprezentând o cauză majoră de deces la nivel mondial. Evoluția științei și tehnologiei a permis de-a lungul timpului, dezvoltarea de tehnici și echipamente de investigare a sistemului cardiovascular, în particular a sistemului vascular coronarian, cât mai precise și cât mai puțin invazive. Printre tehnicile specifice de investigare în această direcție, se numără: angiografia, ecocardiografia, ecografia Doppler, tomografia computerizată, imagistica prin rezonanță magnetică, IVUS, precum și tehnicile de medicină nucleară. În funcție de indicațiile medicale, se utilizează tehnici care permit obținerea detaliilor anatomice, respectiv tehnici care permit și măsurarea parametrilor fiziologici.

O patologie vasculară importantă este ateroscleroza. Fiind caracteristică arterelor de dimensiuni medii și mari, ateroscleroza poate conduce la stenozare vaselor, și, implicit, la probleme de perfuzie, ischemie și infarct a țesuturilor situate în aval de ocluzie. În funcție de severitatea stenozelor, metodele de tratament aplicate pot fi: angioplastia cu balon, angioplastia cu plasare de stent și intervenția chirurgicală de tip bypass. Gradul de severitate al stenozelor influențează parametrii hemodinamici asociați curgerii prin vasul obturat. Se au în vedere următoarele caracteristici asociate câmpului hemodinamic, semnificative din punct de vedere medical: tensiunea de frecare la perete și căderea de presiune. Prezența stenozelor determină scăderea secțiunii transversale libere, în zona de anastomoză și în imediata vecinătate a acesteia, având influențe puternice asupra parametrilor hemodinamici. Viteza de curgere a fluidului crește în această regiune, determinând o creștere patologică a tensiunii de frecare la perete, în timp ce în zona situată în aval de placa aterosclerotică, tensiunea de frecare la perete scade brusc, intrând în sfera patologică de dezvoltare a aterosclerozei, valori asociate și prezenței zonelor de recirculare. Regiunile cu valori reduse ale tensiunii de frecare la perete, măsurate în aval de stenoză, se extind odată cu creșterea gradului de severitate. Obturarea vasului conduce, în același timp, la creșterea semnificativă a căderii de presiune. Plecând de la aceste observații, se dorește aplicarea unui tratament care să îmbunătățească curgerea prin vas, astfel încât parametrii hemodinamici asociați curgerii să fie în limitele fiziologice. Din punct de vedere medical, evaluarea gradului de severitate a stenozelor se face în raport cu aria secțiunii, literatura de specialitate prezentând ca stenoze severe, candidate pentru tratamentul chirurgical de revascularizare de tip bypass, acele stenoze cu severitate de peste 75%.

Eficiența terapiilor aplicate vaselor stenozate este comensurabilă în timp, prin reducerea complicațiilor postintervenționale. În cazul revascularizării chirurgicale cu ajutorul grevelor naturale arteriale, venoase sau artificiale, complicația majoră constă în reinstalarea restenozei, a hiperplaziei intimale, respectiv trombozei. Literatura de specialitate prezintă ca factori determinanți ale acestor complicații, caracteristica câmpului hemodinamic asociat curgerii prin greafă și artera gazdă. Din punct de vedere hemodinamic, inițierea și dezvoltarea hiperplaziei intimale, respectiv progresul plăcii aterosclerotice este asociată valorilor tensiunii de frecare la perete, situate sub pragul critic de 0,4 Pa, în timp ce pentru apariția trombozei valorile critice sunt situate peste pragul de 7 Pa. De-a lungul timpului au fost dezvoltate o serie de tehnici, soluții constructive de grefe și metode de sutură cu

principalul scop de a îmbunătăți parametrii hemodinamici, respectiv tensiunea de frecare la perete, și, implicit, creșterea fiabilității grefei. Studiile au arătat că, în cazul bypass-urilor drepte, câmpul hemodinamic asociat curgerii, respectiv fiabilitatea grefei, sunt influențate de unghiul de anastomoză, poziția de sutură a grefei, gradul de severitate al stenozei și existența unei curgeri competitive.

Rezultatele analizei numerice preliminare ale bypass-ului drept se corelează cu rezultatele obținute experimental. Această corelație a fost realizată prin compararea lungimilor zonelor de recirculare reprezentate din analiza numerică, respectiv vizualizate experimental. S-au obținut valori similare, $L=10$ mm, ceea ce sugerează că ipotezele simplificatoare adoptate în cadrul analizei numerice, respectiv condițiile experimentale adoptate, conduc la obținerea unor rezultate cât mai corecte, cu posibile aplicații medicale.

S-a analizat numeric o variantă de bypass cu diametru constant al secțiunilor transversale circulare, $D=4$ mm, similar diametrului arterei coronare drepte, cu diferite variante constructive. A fost analizată influența unghiului de anastomoză, a poziției de sutură a grefei și gradul de severitate a stenozei, asupra câmpului hemodinamic. Parametrii considerați în analiză au fost tensiunea de frecare la perete și căderea de presiune, cu importanță clinică majoră. Tensiunea de frecare la perete prezintă valori nefavorabile, în domeniul aterosclerozei, pentru toate variantele constructive analizate. Extinderea zonelor cu aceste reduse ale TFP, crește o dată cu unghiul de anastomoză, respectiv, odată cu îndepărtarea suturii grefei față de stenoză. Rezultatele cele mai nefavorabile din punct de vedere al pragului de ateroscleroză apar în cazul bypass-ului drept cu unghi de anastomoză de 60° și realizarea suturii la $L=3D$ față de stenoză. În ceea ce privește aspectul valorilor critice de tromboză, TFP prezintă valori peste acest prag critic, doar în cazul variantelor constructive cu unghi de anastomoză de 45° și 60° .

Pornind de la rezultatele obținute prin analiza numerică a curgerii prin bypass drept, s-a dorit utilizarea unei grefe cu configurație elicoidală, cu scopul de a îmbunătăți parametrii hemodinamici, asociat curgerii în zona de anastomoză. S-a urmărit în principal îmbunătățirea tensiunii de frecare la perete și reducerea acesteia din sfera critică aterosclerotică. În acest scop s-a modelat matematic și computațional un tub elicoidal. Ecuațiile matematice asociate tubului elicoidal au fost implementate într-o aplicație software, HeliX, cu ajutorul căreia pot fi generate tuburi elicoidale de configurații diferite, poate fi discretizat domeniul și impunerea condițiilor la limită. Analiza numerică a curgerii prin tuburile elicoidale considerate, arată faptul că o geometrie cu 4 spire și excentricitate de $0,5D$ este cea mai eficientă, din punct de vedere al parametrilor investigați, respectiv, helicitatea. Observația referitoare la excentricitatea de $0,5D$ ca prag maxim pentru aplicația clinică, se înscrie în rezultatele prezentate în literatura de specialitate.

Plecând de la rezultatele obținute prin analiza numerică a bypass-ului drept și a curgerii prin tuburi elicoidale, s-a investigat numeric și experimental curgerea prin diferite configurații de bypass elicoidal. În analiza numerică s-a considerat ca variantă constructivă, din punct de vedere al unghiului de anastomoză, bypass-ul cu unghi de 60° , cel mai nefavorabil unghi pentru bypass drept. Ca grefă, s-a considerat tubul elicoidal cu 4 spire și excentricitate de $0,5D$, cel mai favorabil din punct de vedere hemodinamic. Rezultatele obținute, arată faptul că utilizarea celei mai eficiente grefe elicoidale, în cazul celui mai nefavorabil caz de bypass drept asociat, conduce la reducerea extinderii zonei cu tensiuni de frecare la perete situate în domeniul critic de ateroscleroză, respectiv îmbunătățirea tensiunii de frecare la perete și aducerea acesteia în proximitatea limitelor patologice. În ceea ce privește căderea de presiune, grefa elicoidală induce o cădere de presiune mai mare cu

aproximativ 100% față de grefa dreaptă, fiind însă mai redusă decât în cazul stenozei severe inițiale cu grad de severitate de 75%, calculat în raport cu aria secțiunii transversale. Se poate concluziona faptul că, utilizarea unei grefe elicoidale îmbunătățește parametrul hemodinamic tensiune de frecare la perete, alterând valoarea căderii de presiune, comparativ cu varianta de grefă dreaptă, însă această cădere de presiune este semnificativ mai redusă decât în cazul stenozei inițiale.

Eficiența bypass-urilor elicoidale a fost analizată și din punct de vedere al capacității de spălare induse de condițiile hidrodinamice create de elicoidă. În acest scop, s-au utilizat particule feromagnetice de dimensiuni similare cu celulele sangvine roșii și un magnet permanent. Vizualizările experimentale arată faptul că, grefele elicoidale induc o curgere cu vârtej care nu favorizează acumularea și remanența particulelor în zona de anastomoză și în vecinătatea acesteia, comparativ cu bypass-ul drept. S-au realizat măsurători ale cantității de particule acumulate în câmp magnetic, pentru diferite valori ale intensității câmpului magnetic, observându-se faptul că, în cazul bypass-ului elicoidal există o cantitate de particule mai redusă decât în cazul celui drept.

Toate analizele numerice și experimentale au fost realizate adoptând ipoteza simplificatoare geometrică de bypass ideal, considerând raportul dintre diametrele grefei și arterei gazdă ca fiind de 1:1.

Rezultatele analizelor numerice și experimentale, realizate în condițiile și ipotezele simplificatoare prezentate în această teză, susțin ideea eficienței utilizării grefelor de tip elicoidal în intervențiile chirurgicale de revascularizare de tip bypass coronarian.

6.1. Contribuții personale

Contribuțiile personale majore aduse în cadrul acestei teze de doctorat sunt:

1. Modelarea analitică a unui tub elicoidal;
2. Dezvoltarea unei aplicații software de generare a unei geometrii elicoidale, care permite crearea geometriei, discretizarea domeniului și impunerea condițiilor la limită;
3. Analiza numerică a curgerii prin vase stenozate cu diferite grade de severitate;
4. Analiza numerică a curgerii prin bypass drept;
5. Analiza influenței unghiului de anastomoză asupra câmpului hemodinamic asociat curgerii prin bypass drept;
6. Analiza influenței poziției de sutură a grefei asupra câmpului hemodinamic asociat curgerii prin bypass drept;
7. Analiza influenței gradului de stenozare, și, implicit, existența unei curgeri competitive prin stenoză, asupra câmpului hemodinamic asociat curgerii prin bypass drept;
8. Corelarea rezultatelor numerice cu cele experimentale asociate curgerii prin bypass drept, prin evidențierea prezenței și comparația lungimii zonelor de recirculare;
9. Analiza numerică a curgerii printr-o configurație de bypass elicoidal;
10. Analiza experimentală a curgerii prin bypass elicoidal – vizualizare cu cerneală;
11. Analiza experimentală a curgerii prin bypass elicoidal – vizualizare cu particule feromagnetice (analiza acumulării de particule);
12. Utilizarea particulelor feromagnetice în câmp magnetic, pentru analiza capacității de spălare în zona de anastomoză și în vecinătatea acesteia, în condițiile hidrodinamice induse de grefa elicoidală.

6.2. Perspective de cercetare pe termen scurt și mediu

Rezultatele și observațiile prezentate în cadrul acestei teze de doctorat permit elaborarea următoarelor posibile direcții de cercetare în domeniul bypass-urilor elicoidale:

- Optimizarea algoritmului de generare a tuburilor elicoidale;
- Îmbunătățirea rețelei de discretizare a domeniului investigat, cu utilizarea unui strat limită și a unui tip de rețea de discretizare structurată;
- Analiza numerică a influenței gradului de stenozare asupra câmpului hemodinamic asociat curgerii prin diferite configurații de bypass elicoidal;
- Analiza numerică a influenței unghiului de anastomoză asupra câmpului hemodinamic asociat curgerii prin diferite configurații de bypass elicoidal;
- Analiza numerică a influenței poziției de sutură a grefei asupra câmpului hemodinamic asociat curgerii prin diferite configurații de bypass elicoidal;
- Analiza influenței numărului de spire și a excentricității asupra câmpului hemodinamic asociat curgerii prin diferite configurații de bypass elicoidal;
- Analiza influenței poziției vârtejului contrarotativ dominant din secțiunea de ieșire din grefă, asupra hemodinamic asociat curgerii prin diferite configurații de bypass elicoidal;
- Analiza experimentală *in vitro* și *in vivo* pe model animal, a bypass-ului elicoidal;
- Definirea unui nomenclator cu modele de bypass elicoidal, în funcție de parametrii geometrici asociați.

BIBLIOGRAFIE

- [1] **Alastruey J.**, Siggers J.H., Peiffer V., Doorly D.J., Sherwin S.J., Reducing the data: Analysis of the role of vascular geometry on blood flow patterns in curved vessels, *Phys. Fluids* 24 (2012) 031902.
- [2] **Anton L.E.**, Mecanica fluidelor, notițe de curs, UPT, 2008.
- [3] **Banerjee R.K.**, Back L.H., Back M.R., Cho Y.I., Physiological flow simulation in residual human stenoses after coronary angioplasty. *ASME Journal of Biomechanical Engineering* 122 (2000) 310-320.
- [4] **Baskurt O.K.**, Hardeman M.R., Rampling M.W., Meiselman H.J., *Handbook of Hemorheology and Hemodynamics*, IOS Press, 2007.
- [5] **Baskurt O.K.**, Meiselman H.J., Blood rheology and hemodynamics, *Semin Thromb Hemost.* 2003 Oct;29(5):435-50
- [6] **Bălan C.**, Lecții de mecanica fluidelor, Editura Tehnică, București, 2003, pp. 150-156.
- [7] **Bernad E.S.**, Bernad S.I., Totorean A.F., Hudrea C.I., Bosioc A.I., Crainic N., Fluid Dynamics in 45 degrees Arterial Bypass Model, International Conference of Computational Methods in Sciences and Engineering 2015 (ICCMSE 2015), Atena, Grecia, AIP Conf.Proc. 1702 (2015) 080010-1 – 080010-4
- [8] **Bernad S.I.**, Bernad E.S., Totorean A.F., Craina M.L., Sargan I., Clinical important hemodynamic characteristics for serial stenosed coronary artery, *Int. J. Of Design & Nature Ecodynamics* 10(2) (2015) 97-113.
- [9] **Bernad S.I.**, Hidrodinamica echipamentelor de reglare pentru acționări hidraulice, Editura Orizonturi Universitare Timișoara, 2005, pp. 69-88.
- [10] **Bernad S.I.**, Bosioc A., Totorean A., Stanciu R., Bernad E.S., Vortices in bypass graft flow, 11th International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics (ICNAAM 2013), Rodos, Grecia 2013, AIP Conf. Proc. 1558 (2013) 160-163.
- [11] **Bernad S.I.**, Totorean A.F., Vekas L., Particles deposition induced by the magnetic field in the coronary bypass graft model, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 401 (2016) 269-286.
- [12] **Bernad S.**, Totorean A., Bernad E., Susan-Resiga R., Particle motion in coronary serial stenoses, 10th International Conference on Modelling in Medicine and Biology (BIOMED 2013), Budapesta, Ungaria, 2013, WIT Transaction on Biomedicine and Health 17 (2013) 169-180.
- [13] **Bernad S.**, Totorean A., Bernad E., Susan-Resiga R., Flow in re-stenosed artery after angioplasty, 1st International Conference on data Management and Security: Applications in Medicine, Sciences and Engineering (DATA 2013), Elche, Alicante, Spania, 2013, WIT Transaction on Information and Communication Technologies 45 (2013) 209-220.
- [14] **Besarab A.**, Bolton W. Kline, Browne J., Egrie J., Nissenson A.R., Okamoto D.M., Schwab S.J, Goodkin D.A., The effects of normal as compared with low hematocrit values in patients with cardiac disease who are receiving hemodialysis and epoetin, *N Engl J Med* 339 (1998) 584-90.
- [15] **Braunwald E.**, Zipes D., Libby P., *Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*, 6th ed., W.B. Saunders Company, 2001, pp. 996-1000.

- [16] **Brădeanu P.**, *Mecanica fluidelor*, editura Tehnică, București, 1973, pp. 52-59, pp. 68-73.
- [17] **Brăescu L.**, Kaslik E., Mariș S., Epure S., Rodilă I., *Curs de geometrie*, Universitatea de Vest din Timișoara, Facultatea de Matematică și Informatică, Timișoara, 2007, p. 75-83.
- [18] **Buxton B.F.**, Galvin S.D., The history of arterial revascularization: from Kolesov to Tector and beyond, *Ann Cardiothoracic Surg* 2(4) (2013) 419-426.
- [19] **Carafoli E.**, Oroveanu T., *Mecanica fluidelor, vol. I*, editura Academiei Republicii Populare Române, 1952, pp. 9-14.
- [20] **Caro C.G.**, Discovery of the role of Wall Shear Stress in atherosclerosis, *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* 29 (2009) 158-161.
- [21] **Cecelja M.**, Bevan B.J., Frost M.L., Spector T.D., Chowienczyk, Arterial Stiffening Relates to Arterial Calcification But Not to Noncalcified Atheroma in Women: A Twin Study, *J Am Coll Cardiol.* 57(13) (2011)1480-1486.
- [22] **Choi J.-S.**, Hong S.C., Kwon H.M., Suh S.-H., Lee J.S., Influences of geometric configurations of bypass grafts on hemodynamics in end-to-side anastomosis, *Korean J Thorac Cardiovasc Surg* 44 (2011) 89-98.
- [23] **Constantinescu V.N.**, Găletușe St., *Mecanica fluidelor și elemente de aerodinamică*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1983, pp. 11-17.
- [24] **Cookson A.N.**, Computational investigation of helical pipe geometries from a mixing perspective, Teză de Doctorat, Imperial College London, University of London, 2009, http://wwwf.imperial.ac.uk/ssherw/spectralhp/papers/PhDThesis/A_CooksonPhDThesis.pdf, Accesat 15.02.2016.
- [25] **Davies M.G.**, Hagen P.-O., Reprinted article Pathophysiology of vein graft failure: a review, *Eur J Vasc Endovasc Surg* 42 (2011) S19-S29.
- [26] **Despopoulos A.**, Silbernagl S., *Color Atlas of Physiology*, Thieme, 2003, p. 88-105.
- [27] **Di Piazza I.**, Ciofalo M., Numerical prediction of turbulent flow and heat transfer in helically coiled pipes, *Int. J. Therm. Sci.* 49 (2010) 653-663.
- [28] **Diodato M.**, Chedrawy E.G., Coronary artery bypass graft surgery: the past, present and future of myocardial revascularization, *Surgery Research and Practice*, Volume 2014, Article ID 726158, 6 pages, Hindawi Publishing Corporation.
- [29] **Dodge Jr.J.Th**, Brown B.G., Bolson E.L., Dodge H.T., Lumen Diameter of Normal Human Coronary Arteries - Influence of Age, Sex, Anatomic Variation, and Left Ventricular Hypertrophy or Dilation, *Circulation* 86 (1992) 232-246.
- [30] **Douglas P.**, Chen J., Gillam L., Hendel R., Jollis J., Iskandrian A.E., Krumholz H.M., Masoudi F., Mohler E. III, McNamara R.L., Patel M.R., Peterson E., Spertus J., Achieving quality in cardiovascular imaging: proceedings from the American College of Cardiology–Duke University Medical Center Think Tank on Quality in Cardiovascular Imaging. *J Am Coll Cardiol* 48 (2006) 2141–2151.
- [31] **Fitridge R.**, *Mechanisms of Vascular Diseases, A Textbook for Vascular Surgeons*, Matthew Thompson, Cambridge University Press, 2006, p. 22-102.
- [32] **Fleischmann D.**, Liang D.H., Herfkens R.J., *Technical Advances in Cardiovascular Imaging*, *Semin Thorac Cardiovasc Surg* 20 (2008) 333-339.
- [33] **Florea J.**, Zidaru G., Panaitescu V., *Mecanica fluidelor – Probleme*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1976, pp. 7-29, pp.107-150.
- [34] **Fluent 6.3** User's Guide, Lebanon.
- [35] **Fukumoto Y.**, Okulov V.L., The velocity field induced by a helical vortex tube, *Physics of Fluids* 17, 107101 (2005).

- [36] **Galdi G.P.**, Rannacher R., Robertson A.M., Turek S., *Hemodynamical Flows Modeling, Analysis and Simulation*, Birkhauser, 2008, p. 63-120.
- [37] **Gambit** User's Guide.
- [38] **Gammack D.**, Hydon P.E., Flow in pipes with non-uniform curvature and torsion, *J. Fluid Mech.* (2001), vol. 433, pp. 357-382.
- [39] **Généreux P.**, Palmerini T., Caixeta A., Rosner G., Green P., Dressler O., Xu K., Parise H., Mehran R., Serruys P.W., Stone G.W., Quantification and Impact of Untreated Coronary Artery Disease After Percutaneous Coronary Intervention: The Residual SYNTAX (Synergy Between PCI With Taxus and Cardiac Surgery) Score, *J Am Coll Cardiol.* 59(24) (2012) 2165-2174.
- [40] **George S.J.**, Johnson J., *Atherosclerosis. Molecular and Cellular Mechanisms*, Wiley-Blackwell, Weinheim, 2010, p. 3-20.
- [41] **Ghista D.N.**, Kabinejadian F., Coronary artery bypass grafting hemodynamics and anastomosis design: a biomedical engineering review, *Biomedical Engineering Online* 12 (2013) 129.
- [42] **Gori T.**, Muxel S., Damaske A., Radmacher M.C., Fasola F., Schaefer S., Schulz A., Jabs A., Parker J.D. and Münzel T., Endothelial function assessment: flow-mediated dilation and constriction provide different and complementary information on the presence of coronary artery disease, *Eur Heart J* 33(3) (2012) 363-371.
- [43] **Guyton A.C.**, Hall J.E., *Textbook of medical physiology*, 11th edition, Elsevier Inc., 2006, pp. 103-119.
- [44] **Ha H.**, Hwang D., Choi W.-R., Baek J., Lee S.J., Fluid-dynamic optimal design of helical vascular graft for stenotic disturbed flow, *PloS ONE* 9 (10) (2014) e111047.
- [45] **Harold E.**, *Clinical anatomy: a revision and applied anatomy for clinical students*, 11th edition, Blackwell Publishing Ltd, 2006, pp. 29-33.
- [46] **Hillis L.D.**, Smith P.K., Anderson J.L., Bittl J.A., Bridges C.R., Byrne J.G., Cigarroa J.E., DiSesa V.J., Hiratzka L.F., Hutter A.M.Jr, Jessen M.E., Keeley E.C., Lahey S.J., Lange R.A., London M.J., Mack M.J., Patel M.R., Puskas J.D., Sabik J.F., Selnes O., Shahian D.M., Trost J.C., Winniford M.D.. 2011 ACCF/AHA guideline for coronary artery bypass graft surgery: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *Circulation* 124 (2011) e652-e735.
- [47] **Hoffman K.A.**, Chiang S.T., Siddiqui S., Papadakis M., *Fundamental Equations of Fluid Mechanics*, Engineering Education System (1996) pp.7-37.
- [48] **How T.V.**, *Advances in Hemodynamics and Hemorheology*, Volume 1, 1996, Jai Press Inc, Greenwich, Connecticut, p. 67-112.
- [49] **Huang C.R.**, Pan W.D., Chen H.Q., Copley A.L., Thixotropic properties of whole blood from healthy human subjects, *Biorheology.* 24(6) (1987) 795-801.
- [50] **Huijbregts H. J. T. A. M.**, Blankestijn P. J., Caro C. G., Chesire N. J. W, Hoedt M. T. C., Tutein Nolthenius R. P., Moll F. L., A helical PTFE arteriovenous access graft to swirl flow across the distal anastomosis: results of a preliminary clinical study, *Eur J Vasc Endovasc Surg* 33 (2007) 472-475.
- [51] **Hussein A.A.**, Uno K., Wolski K., Kapadia S., Schoenhagen P., Tuzcu E.M., Nissen S.E., Nicholls S.J., *Peripheral Arterial Disease and Progression of Coronary Atherosclerosis*, *J Am Coll Cardiol.* 57(10) (2011) 1220-1225.
- [52] **Jin-Bae Lee**, Mintz G.S., Lissauskas J.B., Biro S.B., Pu J., Sum s.T, Madden S.P., Burke A.B., Goldstein J., Stone, Virmani R., Muller J., Maehara A., Histopathologic Validation of the Intravascular Ultrasound Diagnosis of

- Calcified Coronary Artery Nodules, *The American Journal of Cardiology*, 108 (11) 2011.
- [53] **Kasper D. L.**, Braunwald E., Hauser S., Longo D., Jameson J.L, Fauci A.S., *Harrison's Principles of Internal Medicine*, 16th edition, McGraw-Hill Medical Publishing Division, 2005, p. 473 – 683, p.1301 – 1494.
- [54] **Keynton R.S.**, Rittgers S.E., The effect of angle and flow rate upon hemodynamics in distal vascular graft anastomoses: an in vitro model study, *Journal of Biomechanics* 113 (1991) 458-463.
- [55] **Korn C.**, Augustin H.G., Born to Die Blood: Vessel Regression Research Coming of Age, *Circulation* 125 (2012) 3063-3065.
- [56] **Lemson M.S.**, Tordoir J.H.M., Daemen M.J.A.P., Kitslaar P.J.E.H.M., Intimal hyperplasia in vascular grafts, *Eur J Vasc Endovasc Surg* 19 (2000) 336-350.
- [57] **Long Q.**, Xu X.Y., Ramnarine K.V., Hoskins P., Numerical investigation of physiologically pulsatile flow through arterial stenosis, *Journal of Biomechanics*, 34 (2001) 1229-1242.
- [58] **Loscalzo J.**, *Harrison's Cardiovascular Medicine*, McGraw Hill Professional, New York, 2010, pp.
- [59] **Mack W.J.**, LaBree L., Liu C.R., Liu C.H., Selzer R.h., Hodis H.N., Correlations between measures of atherosclerosis change using carotid ultrasonography and coronary angiography, *Atherosclerosis* 150 (2000) 371-379.
- [60] **Mackey R.H.**, Greenland P., Goff D.C., Lloyd-Jones D., Sibley C.T., Mora S., High-Density Lipoprotein Cholesterol and Particle Concentrations, Carotid Atherosclerosis, and Coronary Events: MESA (Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis), *J Am Coll Cardiol*. 60(6) (2012) 508-516.
- [61] **Magda S.I.**, Ciobanu M.F., Florescu M., Vinereanu D., Comparative reproducibility of the noninvasive ultrasound methods for the assessment of vascular function, *Heart Vessels* (2013) 28:143-150.
- [62] **Malek A.M.**, Alper S.L., Izumo S., Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis, *JAMA* 282(1999) 2035-2042.
- [63] **McPhee S.J.**, Lingappa V.R., Ganong W.F., Jack D. Lange, *Pathophysiology of Disease, An introduction to Clinical Medicine*, Appleton&Lange, Stamford, Connecticut, 1997, p. 255-277.
- [64] **Medina L.S.**, Blackmore C.G., *Evidence-Based Imaging*, Springer 2006, p.352-399.
- [65] **Mendis S.**, Puska S., Norrving B., *Global Atlas on Cardiovascular Disease Prevention and Control*, World Health Organization, Geneva 2011.
- [66] **Mihalas G.**, și alții, *Fiziologia sistemului cardiovascular, Fiziologia respirației, Suport de curs*, Universitatea de Medicină și Farmacie Timișoara, pp
- [67] **Mintz G.S.**, Popma J.J., Pichard A.D., Kent K.M., Satler L.F., Chuang Y.C., DeFalco R.A., Leon M.B., Limitations of angiography in the assessment of plaque distribution in coronary artery disease – a systematic study of target lesion eccentricity in 1446 lesions, *Circulation* 93 (1996) 924-931.
- [68] **Mohlenkamp S.**, Lehmann N., Moebus S., Schmermund A., Dragano N., Stang A., Siegrist J., Mann K., Jockel K.-H., Erbel R., Quantification of coronary atherosclerosis and inflammation to predict coronary events and all-cause mortality, *J Am Coll Cardiol* 57 (2011) 1455-64.
- [69] **Morbiducci U.**, Ponzini M., Grigioni A., Redaelli, Helical flow as fluid dynamic signature for atherogenesis risk in aortocoronary bypass. A numerical study, *J. of Biomech* 40 (2007) 519-534.
- [70] **Morbiducci U.**, Ponzini R., Rizzo G., Cadioli M., Esposito A., Montevecchi F.M., Redaelli A., Mechanistic insight into the physiological relevance of helical blood

- flow in the human aorta: an in vivo study, *Biomech. Model Mechanobiol.* 10 (2011) 339-355.
- [71] **Napoli C.**, Crudele V., Soricelli A., Al-Omran M., Vitale N., Infante T., Mancini F.P., Primary prevention of atherosclerosis – A clinical challenge for the reversal of epigenetic mechanisms?, *Circulation* 125(2012) 2363-2373.
- [72] **Nichols M.**, Townsend N., Scarborough P., Rayner M., Cardiovascular disease in Europe 2014: epidemiological update, *European Heart Journal* 35 (2014) 2950-2959.
- [73] **O'Reilly O.M.**, *Engineering Dynamics A Primer*, Springer, 2010, p. 28-35.
- [74] **Ornea L.**, O introducere în geometria diferențială, p. 7-30.
- [75] **Parang P.**, Arora R., Coronary vein graft disease: Pathogenesis and prevention, *Can J Cardiol* 25(2) (2009) e57-e62.
- [76] **Park S.J.**, Kim Y.H., Park D.W., Lee S.H., Kim W.J., Yun S.C., Lee C.W., Myeong-Ki Hong, Lee J.H., Park S.W., Impact of Intravascular Ultrasound Guidance on Long-Term Mortality in Stenting for Unprotected Left Main Coronary Artery Stenosis, *Circ Cardiovasc Intervent.* 2 (2009) 167-177.
- [77] **Pietrabissa R.**, Quarteroni A., Dubini G., Veneziani A., Mighavacca F., Ragni S., From the global cardiovascular hemodynamics down to the local blood motion: Preliminary applications of a multiscale approach, in *ECCOMAS 2000*, Barcelona, 2000.
- [78] **Prati F.**, Arbustini E., Labellarte A., Dal Bello B., Sommariva L., Mallus M.T., Pagano A., Boccanelli A., Correlation between high frequency intravascular ultrasound and histomorphology in human coronary arteries, *Heart* 85 (2001) 567-570.
- [79] **Prundeanu H.**, Șargan I., Pop E., Hordovan E., Epure V., Băcean A., Compendiu de anatomie, Editura Artpress, Timișoara, 2011, pp. 391-395.
- [80] **Rosendorff C.**, *Essential Cardiology, Principles and Practice*, Second edition, Humana Press, Totowa, New Jersey, 2005, p. 21-55, p. 139-168.
- [81] **Ryan T.**, Faxon D., Gunnar R.M., Kennedy J.W., King III S.B., Loop F.D., Peterson K.L., Reeves T.J., Williams D.O., Winters W.L., Fisch C., DeSanctis R.W., Dodge H.T., Reeves T.J., Weinberg S.L., Guidelines for Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty – A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on assessment of diagnostic and therapeutic cardiovascular procedures (subcommittee on Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty), *JACC* 12(2) (1988) 529-45.
- [82] **Schietekat C.M.**, Van Goethem M.W., Van Geem M.K.M., Marin G.B., Swirl flow tube reactor technology: an experimental and computational fluid dynamics study, *Chem. Eng. J.* 238 (2014) 56-65.
- [83] **Schreijer A.J.M.**, Reitsma P.H., Cannegieter S. C., High hematocrit as a risk factor for venous thrombosis. Cause or innocent bystander?, *Haematol*, February 1, 2010, vol. 95, no. 2 182-184.
- [84] **Selvarasu N.K.**, Tafti D.K., Investigation of the effects of dynamic change in curvature and torsion on pulsatile flow in helical tube, 137(7) (2012), doi:10.1115/1.4006984.
- [85] **Shaughnessy E.J.**, Katz I.M., Schaffer J.P., *Introduction to Fluid Mechanics*, Oxford University Press, 2005, p. 43-51, 80-85, A-2.
- [86] **Shaw L.J.**, Min J.K., Hachamovitch R., Peterson E.D, Hendel RC., Pamela K. Woodard, Daniel S. Berman, Pamela S. Douglas, *Cardiovascular Imaging Research at the Crossroads, JACC : cardiovascular imaging*, 3(3) (2 0 1 0) 316-324.

- [87] **Stonebridge P.A.**, Vermassen F., Dick J., Belch J.J.F., Houston G., Spiral laminar flow prosthetic bypass graft: medium-term results from a first-in-man structured registry study, *Ann. Vasc. Surg.* 26 (8) (2012) 1093-1099.
- [88] **Sherwin S.J.**, Shah O., Doorly D.J., McLean M., Watkins N., Caro C.G., Peiro J., Tarnawski M., Dumoulin C.L., Visualisation and computational study of flow at model planar and non-planar end-to-side arterial bypass grafts, *J. Physiol.* 504 (1997) 44.
- [89] **Singh G.M.**, Danaei G., Riley L.M., Lim S.S. and Ezzati M., The Age Associations of Blood Pressure, Cholesterol, and Glucose: Analysis of Health Examination Surveys From International Populations, *Circulation* 125 (2012) 2204-2211.
- [90] **Sousa L.C.**, Castro C.f., Antonio C.C., Chaves R., Blood flow simulation and vascular reconstruction, *Journal of Biomechanics* 45 (2012) 2549-2555.
- [91] **Subbotin V.M.**, Analysis of arterial intimal hyperplasia: review and hypothesis, *Theoretical Biology and Medical Modelling* 4 (2007) 41.
- [92] **Susan-Resiga R.**, Metode numerice avansate în hidrodinamică, notițe de curs, UPT, 2010.
- [93] **Ștefănescu I.**, Sângele I, note de curs, Catedra de Fiziologie, Universitatea de Medicină și Farmacie "Carol Davila", București, 2012, <http://www.fiziologie.ro/> Accesat 12 Decembrie 2012.
- [94] **Totorean A.F.**, Vinatu V.F., Bernad S.I., Susan-Resiga R.F., Post-operative vascular models using simulation based medical planning system, 21st European Students' Conference, 2010, Berlin, *European Journal of Medical Research* 15(1) (2010) 27-28.
- [95] **Totorean A.F.**, Bosioc A.I., Bernad S.I., Susan-Resiga R., Identification and visualization of vortices in by-pass graft flow, *Proceedings of the Romanian Academy, Series A*, 15 (1) (2014) 52-59.
- [96] **Totorean A.F.**, Bernad S.I., Susan-Resiga R.F., The influence of stenosis degrees and graft suture position on local hemodynamics of coronary bypass, ICNAAM 2015 – 13th International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics – 10th International Symposium on Numerical Analysis of Fluid Flow and Heat Transfer – Numerical Fluids Symposium 2015, Rodos, Grecia, 23-29 Septembrie 2015, In Press.
- [97] **Totorean A.F.**, Bosioc A.I., Bernad S.I., Susan-Resiga R., Critical flow regions in the coronary by-pass graft anastomosis, *Proceedings of the Romanian Academy, Series A*, 16 (2) (2015) 201–208.
- [98] **Totorean A.F.**, Bernad S.I., Bosioc A., Hudrea I.C., Bernad E.S., Susan-Resiga R.F., The Influence of Number of Turns to Helicity Variations at the Outlet Sections in Helical Geometries with Applications for By-pass Graft, International Conference of Computational Methods in Sciences and Engineering 2015 (ICCMSE 2015), Atena, Grecia, AIP Conf.Proc. 1702 (2015) 080007-1 – 080007-4.
- [99] **Totorean A.F.**, Bernad S.I., Susan-Resiga R.F., Fluid dynamics in helical geometries with application for by-pass grafts, *Applied Mathematics and Computation* 272 (3) (2016) 604-613.
- [100] **Ungureanu V.M.**, Algebră liniară, geometrie analitică și diferențială, Editura Academica Brâncuși, 2009, p. 240-248.
- [101] **Van der Giessen A.G.**, Groen H.C., Doriot P.A., deFeyter P.J., Van der Steen A.F.V., van der Vosse F.N, Wentzel J.J., Gijssen F.J.H., The influence of boundary conditions on wall shear stress distribution in patients specific coronary trees, *Journal of Biomechanics* 44 (2011) 1089–1095.

- [102] **Vinereanu D.**, Risk factors for atherosclerotic disease: present and future, *Herz.* 31(3) (2006) 5-24.
- [103] **Waller B.F.**, The eccentric atherosclerotic plaque: morphologic observations and clinical relevance, *Clin. Cardiol.* 12 (1989) 14-20.
- [104] **Watase M.**, Kambayashi J., Itoh T și alții, Ultrastructural analysis of pseudo-intimal hyperplasia of polytetrafluoroethylene prostheses implanted into the venous and arterial systems, *Eur J Vasc Surg* 6 (1992) 371-380.
- [105] **Willerson J.T.**, Cohn J.N., Wllens H.J.J, Holmes D.R., *Cardiovascular Medicine*, Springer, p. 3-17, p. 43-78, p.79-91, p.181-202, p.1511-1924.
- [106] **World Health Organization**, *World Health Statistics 2012*, Geneva, 2012.
- [107] **Zhan F.**, Fan Y., Deng X., Swirling flow created in a glass tube suppressed platelet adhesion to the surface of the tube: its implication in the design of small-caliber arterial grafts, *Thromb. Res.* 125 (2010) 413-418.
- [108] **Zheng T.**, Fan Y., Xiong Y., Jiang W., Deng X., Hemodynamic performance study on small diameter helical grafts, *ASAIO J.* 55 (2009) 192-199.
- [109] <http://drsvenkatesan.com/2011/02/27/eccentric-plaques-another-grey-area-in-interventional-cardiology/>, accesat 15.11.2015.
- [110] <https://www.urmc.rochester.edu/Encyclopedia/GetImage.aspx?ImageID=322525>, accesat 14.02.2016.
- [111] http://www.as.miami.edu/chemistry/2086/chapter_21/newchap21_class_part1.htm , accesat 07.01.2013.
- [112] <http://www.bendo.ro/wp-content/uploads/2014/11/artere-coronariene.jpg>, accesat 18.05.2015.
- [113] <http://www.fiziologie.ro/curs08/2012-HD-note.pdf>, accesat 01.08.2015.
- [114] <http://www.interventions.com/Portals/0/images/cardiac/CoronaryDom.jpg>, accesat 01.10.2013.
- [115] <http://www.mymed.ro/particularitatile-sistemelor-vasculare.html>, accesat 01.09.2015.

ANEXA NR. 1

COD SURSĂ APLICAȚIE HELIX

Aplicația HeliX generează pe baza datelor de intrare introduse de utilizator, un fișier de tip *.txt, care conține comenzi pentru generarea tuburilor elicoidale.

Date de intrare

Datele de intrare sunt:

- diametrul tubului,
- lungimea tubului,
- excentricitatea tubului,
- numărul de spire,
- detalii legate de secțiunile transversale,
- detalii legate de rețeaua de discretizare.

Codul sursă

Aplicația HeliX a fost scrisă în mediul de programare Borland Pascal, având următorul cod sursă:

```
program HeliX;
const
  pi=3.14159265;
var psect,i,j,ki,kj,nrpunct,nrlinii,p1,p2,p3,p4,p5,p6,p7,p8,f1,f2,f3,f4,meshi,meshc,
  slat,v,c7,paxa,p9,p10:integer;
  nrspire,a,b,pas,r,le,contore,contoralfa,alfa,ps,pa,pb,,x,y,z,passect,d,d1,d2,l:real;
  f:text;
begin
  write('introduceti diametrul sectiunii transversale D [m] : ');readln(d);
  write('introduceti lungimea totala a geometriei nedesfasurate: ');readln(l);
  write('introduceti ordinul de marime pentru excentricitatea elicei [xD] : ');
  readln(d2);
  write('introduceti numarul de spire: ');readln(nrspire);
  write('introduceti numarul de puncte generate pe o sectiune transversala: ');
  readln(psect);
  write('introduceti pasul dintre 2 sectiuni transversale consecutive [m] : ');
  readln(passect);
  r:=d/2;
  pas:=l/nrspire;
  a:=d2*d;
  assign(f,'p_cerc_ltotal.txt');
  rewrite(f);
  {se defineste parametrul b}
  b:=pas/(2*pi);
```

```

{se calculeaza lungimea elicei}
le:=2*pi*sqrt(a*a+b*b);
writeln('lungimea elicei este: ',le);
{se calculeaza unghiul cu care se face deplasarea pe fiecare sectiune transversala
pentru generarea punctelor}
alfa:=(2*pi)/psect;
contore:=0;
i:=0;
nrpunct:=0;
{generare puncte sectiuni transversale}
while contore<=(le*nrspire) do
  begin
    contoralfa:=0;
    while contoralfa<(2*pi-alfa) do
      begin
        ps:=contore/(sqrt(a*a+b*b));
        pb:=b/(sqrt(a*a+b*b));
        pa:=a/(sqrt(a*a+b*b));
        x:=a*cos(ps)-r*cos(contoralfa)*cos(ps)+r*pb*sin(contoralfa)*sin(ps);
        y:=a*sin(ps)-r*cos(contoralfa)*sin(ps)-r*pb*sin(contoralfa)*cos(ps);
        z:=b*ps+r*pa*sin(contoralfa);
        nrpunct:=nrpunct+1;
        write(f,'vertex create coordinates ',x,' ',y,' ',z);
        writeln(f);
        contoralfa:=contoralfa+alfa;
      end;
    contore:=contore+passect;
    i:=i+1;
  end;
{generare puncte axa principala}
contore:=0;
paxa:=0;
while contore<=(le*nrspire) do
  begin
    ps:=contore/(sqrt(a*a+b*b));
    pb:=b/(sqrt(a*a+b*b));
    pa:=a/(sqrt(a*a+b*b));
    x:=a*cos(ps);
    y:=a*sin(ps);
    z:=b*ps;
    paxa:=paxa+1;
    write(f,'vertex create coordinates ',x,' ',y,' ',z);
    writeln(f);
    contore:=contore+passect;
  end;
{generare arcuri de cerc pentru sectiunile transversale}
for ki:=1 to i do
  begin
    p9:=ki+nrpunct;
    for kj:=1 to psect-1 do
      begin

```

```

    p1:=(ki-1)*psect+kj;
    p2:=(ki-1)*psect+kj+1;
    write(f,'edge create center2points "vertex.',p9,'" "vertex.',p1,'" "vertex.',p2,'"
minarc arc');
    writeln(f);
    end;
    write(f,'edge create center2points "vertex.',p9,'" "vertex.',(ki-1)*psect+1,'"
"vertex.', ki*psect,'" minarc arc');
    writeln(f);
    end;
{stergere puncte axa principala elice}
for ki:=1 to i do
    begin
    p9:=ki+nrpunct;
    writeln(f,'vertex delete "vertex.',p9,'"');
    end;
{generare linii intre sectiunile transversale}
for ki:=1 to i do
    begin
    for kj:=1 to psect do
        begin
        p1:=(ki-1)*psect+kj;
        p2:=ki*psect+kj;
        write(f,'edge create straight "vertex.',p1,'" "vertex.',p2,'"');
        writeln(f);
        end;
    end;
{generare suprafete laterale}
f1:=0;
f2:=0;
p10:=i+1;
for ki:=1 to p10-2 do
    begin
    for kj:=1 to psect-1 do
        begin
        p1:=(ki-1)*psect+kj;
        p2:=ki*psect+kj;
        p3:=(p10-1)*psect+(ki-1)*psect+kj;
        p4:=(p10-1)*psect+(ki-1)*psect+kj+1;
        write(f,'face create wireframe "edge.',p1,'" "edge.',p2,'" "edge.',p3,'"
"edge.',p4,'" real');
        writeln(f);
        f1:=f1+1;
        end;
        p5:=ki*psect;
        p6:=(ki+1)*psect;
        p7:=p10*psect+(ki-1)*psect;
        p8:=p7-(psect-1);
        write(f,'face create wireframe "edge.',p5,'" "edge.',p6,'" "edge.',p7,'"
"edge.',p8,'" real');
        writeln(f);

```

```

    f2:=f2+1;
  end;
  {se calculeaza numarul total de suprafete laterale}
  slat:=f1+f2;
  {algoritm pentru generare volume multiple}
  {generare suprafete transversale}
  for ki:=1 to p10 do
    begin
      write(f,'face create wireframe ');
      for kj:=1 to psect do
        begin
          p1:=(ki-1)*psect+kj;
          write(f,"edge.',p1,'" ');
        end;
      write(f,'real');
      writeln(f);
    end;
  {numarul de suprafete transversale}
  f3:=p10;
  {se calculeaza numarul de suprafete totale}
  f4:=f1+f2+f3;
  {se genereaza volumele}
  slat:=f1+f2;
  for ki:=1 to p10 do
    begin
      write(f,'volume create stitch ');
      for kj:=1 to psect do
        begin
          p1:=(ki-1)*psect+kj;
          write(f,"face.',p1,'" ');
        end;
      write(f,"face.',slat+ki," "face.',slat+ki+1," real');
      writeln(f);
    end;
  {se genereaza mesh pe suprafata de intrare}
  writeln('informatii pentru constructia rețelei de discretizare');
  write('introduceti numarul de puncte pe o linie din sectiunea de intrare: ');
  readln(meshi);
  write(f,'edge mesh ');
  for kj:=1 to psect do
    write(f,"edge.',kj,'" ');
  write(f,'successive ratio1 1 intervals ',meshi);
  writeln(f);
  {se genereaza mesh pe sectiunea de intrare}
  write(f,'face mesh "face.',slat+1," triangle');
  writeln(f);
  {se genereaza mesh pe curba directoare a elicoidei}
  write('introduceti numarul de puncte pe o portiune a curbei directoare: ');
  readln(meshc);
  write(f,'edge mesh ');
  for ki:=1 to p10-2 do

```

```
write(f,"edge.',p10*psect+(ki-1)*psect," ');
write(f,'successive ratio1 1 intervals ',meshc);
writeln(f);
{se genereaza mesh pe fiecare volum}
v:=p10-2; {numarul volumelor este egal cu numarul suprafetelor transversale-1}
for ki:=1 to v do
writeln(f,'volume mesh "volume.',ki," cooper source "face.',slat+ki+1,"
"face.',slat+ki," size 1');
{se definesc conditiile limita}
{definirea sectiunii de intrare}
writeln(f,'physics create "intrare" btype "VELOCITY_INLET" face "face.',slat+1,"");
{definirea sectiunii de iesire}
writeln(f,'physics create "iesire" btype "PRESSURE_OUTLET" face "face.',slat+p10-
1,"");
{definirea peretelui exterior}
write(f,'physics create "perete" btype "WALL" face ');
c7:=1;
for ki:=1 to slat do
begin
if (c7 mod 7)<>0 then
write(f,"face.',ki," ')
else
begin
write(f,"face.',ki," \');
writeln(f);
end;
c7:=c7+1;
end;
writeln(f);
{definirea sectiunilor interioare}
for ki:=2 to p10-2 do
writeln(f,'physics create "interior',ki-1," btype "INTERIOR" face
"face.',slat+ki,"");
{definirea domeniului de curgere}
write(f,'physics create "domeniu" ctype "FLUID" volume');
for ki:=1 to v do
write(f,' "volume.',ki,"");
writeln(f);
close(f);
end.
```

Formatul fișierului cu date de ieșire

Aplicația HeliX generează un fișier tip *.txt care cuprinde comenzile de generare a tubului elicoidal și impunere automată a rețelei de discretizare și a condițiilor la limită. În continuare sunt prezentate extrase dintr-un fișier *.txt cuprinzând comenzile de generare a unui tub elicoidal cu diametru $D=4\text{mm}$, 4 spire, lungime totală de 120mm și excentricitatea de 0,5D.

```

vertex create coordinates 1.0658141036E-14 0.0000000000E+00
0.0000000000E+00
vertex create coordinates 3.0384493908E-05 -3.2032907925E-04
1.3417913079E-04
vertex create coordinates 1.2061475815E-04 -6.3092512154E-04
2.6428129661E-04
vertex create coordinates 2.6794919183E-04 -9.2235082333E-04
3.8635340897E-04
vertex create coordinates 4.6791111273E-04 -1.1857513621E-03
4.9668636854E-04
.....
edge create center2points "vertex.4717" "vertex.1" "vertex.2" minarc arc
edge create center2points "vertex.4717" "vertex.2" "vertex.3" minarc arc
edge create center2points "vertex.4717" "vertex.3" "vertex.4" minarc arc
edge create center2points "vertex.4717" "vertex.4" "vertex.5" minarc arc
edge create center2points "vertex.4717" "vertex.5" "vertex.6" minarc arc
edge create center2points "vertex.4717" "vertex.6" "vertex.7" minarc arc
edge create center2points "vertex.4717" "vertex.7" "vertex.8" minarc arc
.....
edge create straight "vertex.4712" "vertex.4748"
edge create straight "vertex.4713" "vertex.4749"
edge create straight "vertex.4714" "vertex.4750"
edge create straight "vertex.4715" "vertex.4751"
edge create straight "vertex.4716" "vertex.4752"
face create wireframe "edge.1" "edge.37" "edge.4717" "edge.4718" real
face create wireframe "edge.2" "edge.38" "edge.4718" "edge.4719" real
face create wireframe "edge.3" "edge.39" "edge.4719" "edge.4720" real
face create wireframe "edge.4" "edge.40" "edge.4720" "edge.4721" real
face create wireframe "edge.5" "edge.41" "edge.4721" "edge.4722" real
.....
volume create stitch "face.1" "face.2" "face.3" "face.4" "face.5" "face.6" "face.7"
"face.8" "face.9" "face.10" "face.11" "face.12" "face.13" "face.14" "face.15"
"face.16" "face.17" "face.18" "face.19" "face.20" "face.21" "face.22" "face.23"
"face.24" "face.25" "face.26" "face.27" "face.28" "face.29" "face.30" "face.31"
"face.32" "face.33" "face.34" "face.35" "face.36" "face.4681" "face.4682" real
.....
edge mesh "edge.1" "edge.2" "edge.3" "edge.4" "edge.5" "edge.6" "edge.7"
"edge.8" "edge.9" "edge.10" "edge.11" "edge.12" "edge.13" "edge.14" "edge.15"
"edge.16" "edge.17" "edge.18" "edge.19" "edge.20" "edge.21" "edge.22" "edge.23"
"edge.24" "edge.25" "edge.26" "edge.27" "edge.28" "edge.29" "edge.30" "edge.31"
"edge.32" "edge.33" "edge.34" "edge.35" "edge.36" successive ratio1 1 intervals 2
face mesh "face.4681" triangle
edge mesh "edge.4752" "edge.4788" "edge.4824" "edge.4860" "edge.4896"
"edge.4932" "edge.4968" "edge.5004" "edge.5040" "edge.5076" "edge.5112"
"edge.5148" "edge.5184" "edge.5220" "edge.5256" "edge.5292" "edge.5328"
"edge.5364" "edge.5400" "edge.5436" "edge.5472" "edge.5508" "edge.5544"
"edge.5580" "edge.5616" "edge.5652" "edge.5688" "edge.5724" "edge.5760"
"edge.5796" "edge.5832" "edge.5868" "edge.5904" "edge.5940" "edge.5976"
"edge.6012" "edge.6048" "edge.6084" "edge.6120" "edge.6156" "edge.6192"
"edge.6228" "edge.6264" "edge.6300" "edge.6336" "edge.6372" "edge.6408"
"edge.6444" "edge.6480" "edge.6516" "edge.6552" "edge.6588" "edge.6624"

```

152 Anexa nr. 1 Cod sursă aplicație HeliX

```
"edge.6660" "edge.6696" "edge.6732" "edge.6768" "edge.6804" "edge.6840"
"edge.6876" "edge.6912" "edge.6948" "edge.6984" "edge.7020" "edge.7056"
"edge.7092" "edge.7128" "edge.7164" "edge.7200" "edge.7236" "edge.7272"
"edge.7308" "edge.7344" "edge.7380" "edge.7416" "edge.7452" "edge.7488"
"edge.7524" "edge.7560" "edge.7596" "edge.7632" "edge.7668" "edge.7704"
"edge.7740" "edge.7776" "edge.7812" "edge.7848" "edge.7884" "edge.7920"
"edge.7956" "edge.7992" "edge.8028" "edge.8064" "edge.8100" "edge.8136"
"edge.8172" "edge.8208" "edge.8244" "edge.8280" "edge.8316" "edge.8352"
"edge.8388" "edge.8424" "edge.8460" "edge.8496" "edge.8532" "edge.8568"
"edge.8604" "edge.8640" "edge.8676" "edge.8712" "edge.8748" "edge.8784"
"edge.8820" "edge.8856" "edge.8892" "edge.8928" "edge.8964" "edge.9000"
"edge.9036" "edge.9072" "edge.9108" "edge.9144" "edge.9180" "edge.9216"
"edge.9252" "edge.9288" "edge.9324" "edge.9360" "edge.9396" successive ratio1 1
intervals 6
volume mesh "volume.1" cooper source "face.4682" "face.4681" size 1
volume mesh "volume.2" cooper source "face.4683" "face.4682" size 1
volume mesh "volume.3" cooper source "face.4684" "face.4683" size 1
volume mesh "volume.4" cooper source "face.4685" "face.4684" size 1
.....
physics create "intrare" btype "VELOCITY_INLET" face "face.4681"
physics create "iesire" btype "PRESSURE_OUTLET" face "face.4811"
physics create "perete" btype "WALL" face "face.1" "face.2" "face.3" "face.4"
"face.5" "face.6" "face.7" \
"face.8" "face.9" "face.10" "face.11" "face.12" "face.13" "face.14" \
.....
physics create "interior128" btype "INTERIOR" face "face.4809"
physics create "interior129" btype "INTERIOR" face "face.4810"
physics create "domeniu" ctype "FLUID" volume "volume.1" "volume.2" "volume.3"
"volume.4" "volume.5" "volume.6" "volume.7" "volume.8" "volume.9" "volume.10"
"volume.11" "volume.12" "volume.13" "volume.14" "volume.15" "volume.16"
"volume.17" "volume.18" "volume.19" "volume.20" "volume.21" "volume.22"
"volume.23" "volume.24" "volume.25" "volume.26" "volume.27" "volume.28"
"volume.29" "volume.30" "volume.31" "volume.32" "volume.33" "volume.34"
"volume.35" "volume.36" "volume.37" "volume.38" "volume.39" "volume.40"
"volume.41" "volume.42" "volume.43" "volume.44" "volume.45" "volume.46"
"volume.47" "volume.48" "volume.49" "volume.50" "volume.51" "volume.52"
"volume.53" "volume.54" "volume.55" "volume.56" "volume.57" "volume.58"
"volume.59" "volume.60" "volume.61" "volume.62" "volume.63" "volume.64"
"volume.65" "volume.66" "volume.67" "volume.68" "volume.69" "volume.70"
"volume.71" "volume.72" "volume.73" "volume.74" "volume.75" "volume.76"
"volume.77" "volume.78" "volume.79" "volume.80" "volume.81" "volume.82"
"volume.83" "volume.84" "volume.85" "volume.86" "volume.87" "volume.88"
"volume.89" "volume.90" "volume.91" "volume.92" "volume.93" "volume.94"
"volume.95" "volume.96" "volume.97" "volume.98" "volume.99" "volume.100"
"volume.101" "volume.102" "volume.103" "volume.104" "volume.105"
"volume.106" "volume.107" "volume.108" "volume.109" "volume.110"
"volume.111" "volume.112" "volume.113" "volume.114" "volume.115"
"volume.116" "volume.117" "volume.118" "volume.119" "volume.120"
"volume.121" "volume.122" "volume.123" "volume.124" "volume.125"
"volume.126" "volume.127" "volume.128" "volume.129" "volume.130"
```


**LISTA PUBLICAȚIILOR ELABORATE ÎN CADRUL PROGRAMULUI DE
CERCETARE DOCTORALĂ SUB AFILIERE UPT
Ing. Alin-Florin TOTOREAN doctorand**

1. Lucrări științifice publicate în reviste indexate ISI

1. S.I. Bernad, **A.F. Totorean**, L. Vekas, "Particles deposition induced by the magnetic field in the coronary bypass graft model", *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 401, 269-286, 2016, WOS:000366585200041 (jurnal indexat ISI FI=1,97).
2. **A.F. Totorean**, S.I. Bernad, R.F. Susan-Resiga, "Fluid dynamics in helical geometries with applications for bypass grafts", *Applied Mathematics and Computation*, vol. 272 (3), p. 604-613, 2016, WOS:000364991600004 (jurnal indexat ISI FI=1,551).
3. **A. F. Totorean**, A. I. Bosioc, S. I. Bernad, R. Susan-Resiga, "Critical flow regions in the coronary by-pass graft anastomosis", *Proceedings of the Romanian Academy, Series A, Volum 16 (2)*, pp. 201-208, 2015, WOS:000357362300011 (jurnal indexat ISI FI=1,658).
4. **A. F. Totorean**, A. I. Bosioc, S. I. Bernad, R. Susan-Resiga, "Identification and visualization of vortices in by-pass graft flow", *Proceedings of the Romanian Academy, Series A, Vol. 15 (1)*, pp. 52-59, 2014, WOS:000333795600007 (jurnal indexat ISI FI=1,115).

2. Lucrări științifice publicate în volumele unor manifestări științifice (Proceedings) indexate ISI Proceedings

1. **A.F. Totorean**, S.I. Bernad, R.F. Susan-Resiga, "The influence of stenosis degrees and graft suture position on local hemodynamics of coronary bypass", ICNAAM 2015 – 13th International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics – 10th International Symposium on Numerical Analysis of Fluid Flow and Heat Transfer – Numerical Fluids Symposium 2015, Rodos, Grecia, 23-29 Septembrie 2015, (în curs de publicare - ISI).
2. S.I. Bernad, A. Bosioc, E.S. Bernad, I. Petre, **A.F. Totorean**, "Flow characteristics in narrowed coronary bypass graft", ICNAAM 2015 – 13th International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics – 10th International Symposium on Numerical Analysis of Fluid Flow and Heat Transfer – Numerical Fluids Symposium 2015, Rodos, Grecia, 23-29 Septembrie 2015, (în curs de publicare - ISI).
3. S.I. Bernad, **A.F. Totorean**, A.I. Bosioc, I. Petre, E.S. Bernad, "Stent implantation influence wall shear stress evolution", ICNAAM 2015 – 13th International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics – 10th International Symposium on Numerical Analysis of Fluid Flow and Heat Transfer – Numerical Fluids Symposium 2015, Rodos, Grecia, 23-29 Septembrie 2015, (în curs de publicare - ISI).
4. **A.F. Totorean**, S.I. Bernad, A. Bosioc, I.C. Hudrea, E.S. Bernad, R.F. Susan-Resiga, "The influence of number of turns to helicity variations at the outlet sections in helical geometries with applications for by-pass graft", *International Conference of Computational Methods in Sciences and Engineering 2015 (ICCMSE 2015)*, Atena, Grecia, Martie 2015, AIP Conf. Proc. Vol. 1702, p. 080007-1 – 080007-4, 2015, WOS:000371804300033 (ISI).
5. E.S. Bernad, S.I. Bernad, **A.F. Totorean**, C.I. Hudrea, A.I. Bosioc, N. Crainic, "Fluid dynamics in 45 degrees arterial by-pass model", *International Conference of Computational Methods in Sciences and Engineering 2015 (ICCMSE 2015)*,

- Atena, Grecia, Martie 2015, AIP Conf. Proc. Vol. 1702, p. 080010-1 - 080010-4, 2015, WOS:000371804300036 (ISI).
6. S. I. Bernad, **A.F. Totorean**, A. Bosioc, N. Crainic, I.C. Hudrea, E. S. Bernad, "Fluid mechanics in stented arterial model", International Conference of Computational Methods in Sciences and Engineering 2015 (ICCMSE 2015), Atena, Grecia, Martie 2015, AIP Conf. Proc. Vol. 1702, p. 080008-1 - 080008-4, 2015, WOS:000371804300034 (ISI).
 7. E.S. Bernad, C.I. Hudrea, S.I. Bernad, **A.F. Totorean**, A. I. Bosioc, "Luminal flow alteration in presence of the stent", International Conference of Computational Methods in Sciences and Engineering 2015 (ICCMSE 2015), Atena, Grecia, Martie 2015, AIP Conf. Proc. Vol. 1702, p. 080011-1 - 080011-4, 2015, WOS:000371804300037 (ISI).
 8. **A.F. Totorean**, S. Bernad, R. Susan-Resiga, "A helical pipe investigation from a cardiovascular perspective", Proceedings of the International Conference on Numerical Analysis and Applied Mathematics 2014 (ICNAAM 2014), Rodos, Grecia, Septembrie 2014, AIP Conf. Proc. Vol. 1648, p. 030033-1 - 030033-4, 2014, WOS:000355339700045 (ISI).
 9. S. Bernad, A.I. Bosioc, **A. Totorean**, R. Stanciu, E. Bernad, "Numerical investigation of Dean vortices in curved pipe", 11th International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics 2013, Rodos, Grecia, Septembrie 2013, AIP Conf. Proc. Vol. 1558, p. 172-175, 2013, WOS:000331472800041 (ISI).
 10. S. Bernad, A.I. Bosioc, **A. Totorean**, R. Stanciu, E. Bernad, "Vortices in by-pass graft flow", 11th International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics 2013, Rodos, Grecia, Septembrie 2013, AIP Conf. Proc. Vol. 1558, p. 160-163, 2013, WOS:000331472800038 (ISI).

3. Lucrări științifice publicate în reviste indexate BDI

1. S.I. Bernad, E.S. Bernad, **A.F. Totorean**, M.L. Craina, I. Sargan, "Clinical important hemodynamic characteristics for serial stenosed coronary artery", International Journal of Design & Nature and Ecodynamics, vol 10, nr. 2, pag 97-113, 2015, WIT Press, DOI: 10.2495/DNE-V10-N2-97-113 (Scopus).

4. Lucrări științifice publicate în volumele unor manifestări științifice (Proceedings) indexate BDI

1. S. Bernad, **A. Totorean**, E. Bernad, R. Susan-Resiga, "Particle motion in coronary serial stenoses", 10th International Conference on Modelling in Medicine and Biology (BIOMED 2013), Budapesta, Ungaria, Aprilie 2013, WIT Transaction on Biomedicine and Health vol. 17, WIT Press, p. 169-180, 2013, DOI: 10.2495/BIO130151 (Scopus).
2. S. Bernad, **A. Totorean**, E. Bernad, R. Susan-Resiga, "Flow in re-stenosed artery after angioplasty", 1st International Conference on data Management and Security: Applications in Medicine, Sciences and Engineering (DATA 2013), Elche, Alicante, Spania, Mai 2013, WIT Transaction on Information and Communication Technologies vol 45, p. 209-220, DOI: 10.2495/DATA130191 (Scopus).

5. Lucrări științifice comunicate în cadrul unor manifestări științifice

1. **A.F. Totorean**, C.I. Hudrea, S. Bernad, "Multidisciplinary approach in bypass surgery planning", Workshop Multifunctional nanoparticles, magnetically controllable fluids, complex flows, engineering and biomedical applications - Timisoara Academic Days 2015, 25-26 Iulie 2015, Timisoara, Romania.
2. **A.F. Totorean**, S. Bernad, R. Susan-Resiga, "Hemodynamic analyses of blood flow through helical bypass grafts", GRoWTH 10 - German-Romanian Workshop on Turbomachinery Hydrodynamics 15 - 19 Iulie 2014, Stuttgart, Germania.



**Curriculum
vitae
Europass**



**Informații
personale**

Nume / Prenume **TOTOREAN Alin-Florin**
 Adresă loc. Arad, jud. Arad, Romania
 Telefon 0741217827
 E-mail alin@mea-edu.ro
 alin_totorean@yahoo.com
 Naționalitate Română
 Data nașterii **11.04.1987**
 Sex masculin

**Experiența
profesională**

Perioada	Februarie 2016 – prezent
Funcția sau postul ocupat	Asistent universitar
Numele și adresa angajatorului	Universitatea Politehnica Timișoara
Tipul activității sau sectorul de activitate	Educație, Cercetare Activități didactice: Fundamente de Mecanică (seminar), Fundamente de Inginerie Mecanică și Robotică (laborator), Sisteme biologice (laborator).
Perioada	Octombrie 2015 – Februarie 2016
Funcția sau postul ocupat	Asistent universitar asociat
Numele și adresa angajatorului	Universitatea Politehnica Timișoara
Tipul activității sau sectorul de activitate	Educație, Cercetare Activități didactice: Fundamente de Inginerie Mecanică și Robotică (laborator), Sisteme biologice (laborator).

Perioada Septembrie 2015 - Prezent
Funcția sau postul ocupat Bioinginer medical
Numele și adresa angajatorului SC AFFIDEA SRL (EUROMEDIC ROMANIA)
Tipul activității sau sectorul de activitate Sănătate, Imagistică medicală

Perioada August 2013 – Aprilie 2015
Funcția sau postul ocupat Asistent universitar
Numele și adresa angajatorului Universitatea Ioan Slavici Timisoara
Tipul activității sau sectorul de activitate Învățământ, cercetare

Perioada Mai 2011 – Iunie 2011
Funcția sau postul ocupat Consultant
Activități și responsabilități principale Consultanță științifică software cu aplicații medicale
Numele și adresa angajatorului Saguaro Technology
Tipul activității sau sectorul de activitate Dezvoltare Software

Educație și formare

Perioada Octombrie 2012 – prezent Universitatea „Politehnica” din Timișoara, Studii de doctorat
Teză de doctorat: **„Curgerea în tuburi elicoidale. Aplicații medicale în intervențiile chirurgicale de tip bypass coronarian”**

	2010 – 2014 Universitatea Ioan Slavici Timișoara, Facultatea de Științe Economice
	2010 – 2012 Universitatea „Politehnica” din Timișoara, Facultatea de Mecanică, Master „Implanturi, Proteze și Evaluare Biomecanică” Lucrare de dizertație: „ Investigarea parametrilor hemodinamici asociați curgerii în diferite patologii cardiovasculare ”
	2006 – 2010 Universitatea „Politehnica” din Timișoara, Facultatea de Mecanică, specializarea Inginerie Medicală, studii de licență Lucrare de licență: „ Analiza hemodinamică a curgerii sangvine în artera coronară dreaptă pentru starea fiziologică și patologică ”
	2002 - 2006-Liceul Teoretic „Vasile Goldiș” Arad, specializare Matematică-Informatică Engleză intensiv
Calificarea / diploma obținută	Inginer diplomat / Diplomă de Master Inginer Medical / Diplomă de Licență Economist / Diplomă de Licență Atestat Asistent Analist Programator / Diplomă de Bacalaureat
Numele și tipul instituției de învățământ / furnizorul de formare	Universitatea “Politehnica” din Timisoara - Facultatea de Mecanică Universitatea Ioan Slavici Timișoara Liceul Teoretic „Vasile Goldiș” Arad

Aptitudini și competențe personale

Limba maternă	Română				
Limbi străine cunoscute					
Autoevaluare	Înțelegere	Vorbire	Scriere		
<i>Nivel european (*)</i>	Ascultare	Citire	Participare la conversație	Discurs oral	Exprimare scrisă
Engleză	C2	C2	C1	C1	C2
Franceză	B1	B2	B2	B1	B2
Germană	A1	A1	A1	A1	A1
Spaniolă	A1	A1	A1	A1	A1

(*) Nivelul Cadrului European Comun de Referință
Pentru Limbi Străine

Competențe și abilități sociale	Sociabil, comunicativ, spirit creativ
------------------------------------	---------------------------------------

Competențe și aptitudini organizatorice	Spirit de echipă, meticulos, responsabil, bun organizator, coordonator de proiecte
Competențe și aptitudini tehnice	Analiza fenomenelor de curgere a fluidelor, Sisteme cu fluide complexe, Hemodinamică, Analiza sistemelor protetice și implantologice, Biomecanică, Tehnici de investigații imagistice.
Competențe și aptitudini de utilizare a calculatorului	Operare PC (Office), proiectare mecanică (Catia, ProE, SolidWorks, Solid Edge, Gambit), programare (Pascal, Visual Basic), baze de date (Visual dBase), analiza numerica (Fluent), prelucrare date experimentale (XMGR, Tecplot), reconstrucții post investigaționale imagistice (Mimics)
Competențe și aptitudini artistice	chitară
Permis de conducere	Dețin un permis de conducere categoria B.
Informații suplimentare	Dețin certificat „Cambridge Certificate in Advanced English”. Dețin Certificate de absolvire nivel I și II, module psiho-pedagogice, eliberate de Universitatea Politehnica Timișoara – Departamentul de pregătire a personalului didactic. Membru asociații profesionale: Medical Engineering Association, Asociația Generală a Inginerilor din România – filiala Timiș. Am participat ca membru al unor echipe de vizită și schimb de experiență la centre medicale internaționale și naționale, printre care: <ul style="list-style-type: none">- Clinica de Boli Cardiovasculare și Clinica de Oncologie (compartiment Radiologie și Imagistică Medicală, Radioterapie) Novi Sad, Serbia;- Universitatea de Medicină Charite și Centrul Julius Wolf, Berlin, Germania;- Universitatea din Tel Aviv, Israel, Facultatea de Medicină.

- Spitalul Haddassah Ierusalim, Centrul Medical Wolfson – Save a Child’s Heart, și clinici din Tel Aviv, Israel;
- Spitalul din Wilhelmshaven (compartiment Ortopedie – ATI), Germania;
- Spitalul Municipal Cluj-Napoca (Secția Urologie – intervenții chirurgicale robotizate cu echipament DaVinci).

Experiență în domeniul ONG – management, leadership, management financiar, lucrul în echipă, printre care:

2011 – prezent: Membru fondator Multicultural Center for Education, Development and Integration Timișoara
Noiembrie 2009 – Iunie 2010: Președinte Liga Studenților din Facultatea de Mecanică din Timișoara
August 2009 – prezent: Vicepreședinte – membru fondator Medical Engineering Association Timișoara

Anexe Anexa 1 Premii obținute
Anexa 2 Activități științifice - Lucrări științifice comunicate / publicate

ANEXA 1

Premii obținute

- **Premiul Special AGIR (Asociația Generală a Inginerilor din România, filial Timiș),** Conferința Internațională "Zilele Tehnice Studentești", 9-16 Mai 2010, Timișoara; *Hemodynamic Analyses Of The Recirculation Region For A Coronary Artery Stenoses Treated By Angioplasty*
- **Premiul 3, Secțiunea Chirurgie,** Conferința Națională Pentru Studenți și Tineri Medici, 11-14 Decembrie 2008, București; *Corelații între Măsurători Obiective și Subiective la Pacienții Implantați Cochlear – Studiu De Caz*
- **Mențiune,** Simpozionul Național Pentru Studenți și Tineri Cercetători, 22-25 Mai 2008, Iași; *Corectarea Distribuției Plantare cu Ajutorul Ortezilor Personalizate*

ANEXA 2

Activități științifice

Autor și co-autor la articole științifice comunicate la conferințe naționale, internaționale și/sau publicate în reviste internaționale de specialitate

- 7 articole publicate în jurnale internaționale de specialitate (indexate în baze de date internaționale, PubMed, ISI Web of Science) și 2 articole publicate în jurnale naționale;
- 19 lucrări prezentate și publicate la conferințe internaționale (dintre care, indexate în baze de date internaționale, ISI Web of Science);
- 3 lucrări prezentate și publicate la conferințe naționale.

Participarea la manifestări/activități științifice reprezentative

1. International Conference on Computational Methods in Science and Engineering (ICCMSE), 20-23 Martie 2015, Atena, Grecia.
2. 12th International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics (ICNAAM 2014), 22-28 Septembrie 2014, Rodos, Grecia.
3. Participare mobilitate National University of Food Technology, Kiev Ucraina, August 2013, în cadrul proiectului Nutritional Labeling Study in Black Sea Region Countries (NUTRILAB), FP7-PEOPLE-2012-IRSES.
4. 1st International Conference on Data Management and Security: Applications in Medicine, Sciences and Engineering, 7-9 Mai 2013, Elche, Spania.
5. 10th International Conference on Modelling and Measurement in Medicine and Biology, 24-26 Aprilie 2013, Budapesta, Ungaria.
6. The 21st European Students' Conference, Universitatea de Medicina Charite, 13-17 Octombrie 2010, Berlin, Germania.
7. The World Congress on Engineering, The 2010 International Conference of Systems Biology and Bioengineering, 29 Iunie – 2 Iulie 2010, Londra.
8. The Humanitarian Medicine Conference, Universitatea Tel Aviv, Iulie 2010, Tel Aviv, Israel.
9. Școala Internațională de Vară de Inginerie Medicală, Universitatea de Științe Aplicate, Septembrie 2009, Wilhelmshaven, Germania.
10. Participare training "Management Financiar", Timișoara, 2009.

Activități științifice organizate reprezentative

1. Coordonator program practică de vară pentru studenți specializarea Inginerie Medicală – Medical Engineering Association, 2013.

-
2. Coordonator "Timisoara International Medical Engineering Summer School", 27-29 Septembrie 2012, 2013, 2014, Timisoara.
 3. Coordonator Sesiune de Comunicări pentru elevi, cu tematică medicală, edițiile I-III, 2010, 2011, 2012, Arad.
 4. Organizator Conferința "Medicina și Tehnica – între Cercetare și Practică", edițiile I și II, 2009, 2010, Timișoara.
 5. Coordonator Conferința Internațională "Zilele Tehnice Studentești", ediția a XIII-a, 10-17 Mai 2009, Timișoara.