



VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

MECHANIKOS FAKULTETAS

BIOMECHANIKOS KATEDRA

Donatas Lukšys

**KRAUJO TĖKMĖS KRAUJAGYSLĖSE MODELIAVIMAS IR TYRIMAS
RESEARCH AND MODELING OF BLOOD FLOW IN BLOOD VESSELS**

Baigiamasis magistro darbas

Biomechanikos studijų programa, valstybinis kodas 621H15001

Reabilitacinės technikos specializacija

Bendrosios inžinerijos studijų kryptis

Vilnius, 2012

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

MECHANIKOS FAKULTETAS

BIOMECHANIKOS KATEDRA

TVIRTINU
Katedros vedėjas

(Parašas)

Julius Griškevičius

(Vardas, pavardė)

(Data)

Donatas Lukšys

KRAUJO TĖKMĖS KRAUJAGYSLĖSE MODELIAVIMAS IR TYRIMAS
RESEARCH AND MODELING OF BLOOD FLOW IN BLOOD VESSELS

Baigiamasis magistro darbas

Biomechanikos studijų programa, valstybinis kodas 621H15001

Reabilitacinės technikos specializacija

Bendrosios inžinerijos studijų kryptis

Vadovas

doc. dr. Andžela Šešok

(Moksl. laipsnis/pedag. vardas, vardas, pavardė)

(Parašas)

(Data)

Lietuvių kalbos konsultantas

lekt. A. Petrėtienė

(Moksl. laipsnis/pedag. vardas, vardas, pavardė)

(Parašas)

(Data)

Vilnius, 2012

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS FAKULTETAS
BIOMECHANIKOS KATEDRA

Bendrosios inžinerijos studijų kryptis

Biomechanikos studijų programa, valstybinis kodas 621H15001

Reabilitacinės technikos specializacija

TVIRTINU
Katedros vedėjas

(Parašas)
Julius Griškevičius
(Vardas, pavardė)

(Data)

**BAIGIAMOJO MAGISTRO DARBO
UŽDUOTIS**

2012-04-04 Nr. 3

Vilnius

Studentui (ei) Donatui Lukšiui.....
(Vardas, pavardė)

Baigiamojo darbo tema: Kraujo tėkmės kraujagyslėse modeliavimas ir tyrimas
patvirtinta 2010 m. lapkričio 15 d. dekanų potvarkiu Nr. 293 me

Baigiamojo darbo užbaigimo terminas 2012 m. birželio 1 d.

BAIGIAMOJO DARBO UŽDUOTIS:

Atlikti kraujo tėkmės modeliavimo darbų mokslinę analizę. Išanalizuoti šuntų ir kraujagyslių sujungimo variantus bei sujungimo kampų (pvz., 20°, 45° ir 60°) įtaką kraujo tėkmei. Pateikti atliktos mokslo darbų analizės apibendrinimą ir tyrimų pagrindimą. Pateikti eksperimentinio modeliavimo metodiką, modeliavimo parametrus ir kraštines sąlygas. Atlikti šunto su junde kraujo tėkmės analizę baigtinių elementų metodu (naudojant Navje-Stokso lygtį). Įvertinti šunto su junde geometrinių parametrų įtaką trombų formavimuisi, nustatyti šunto jungės ilgio ir aukščio santykio įtaką kraujo srauto struktūrai ir kraujagyslės patologijai. Apdoroti tyrimo rezultatus ir pateikti grafiškai. Pateikti išvadas. Padaryti pranešimą jaunųjų mokslininkų konferencijoje „Mokslas – Lietuvos ateitis“.

Baigiamojo darbo rengimo konsultantai:

.....
.....
.....
(Moksl. laipsnis/pedag. vardas, vardas, pavardė)

Vadovas
(Paraša)

.....doc. dr. Andžela Šešok
(Moksl. laipsnis/pedag.vardas, vardas, pavardė)

Užduotį gavau

.....
Parašas)
..... Donatas Lukšys
(Vardas, pavardė)
.....
(Data)

Vilniaus Gedimino technikos universitetas

Mechanikos fakultetas

Biomechanikos katedra

ISBN ISSN

Egz. sk.

Data-....-....

Antrosios pakopos studijų **Biomechanikos** programos baigiamasis darbas

Pavadinimas **Kraujo tėkmės kraujagyslėje modeliavimas ir tyrimas**

Autorius **Donatas Lukšys** Vadovas **doc. dr. Andžela Šešok**

Kalba

☒ X lietuvių

☐ užsienio

Anotacija

Baigiamajame magistro darbe atlikta šunto su jungė ilgio ir aukščio ir kraujo srauto įėjimo greičio įtakos tyrimas kraujagyslės patogenezės vystymuisi. Išanalizuota mokslinė literatūra, kurioje pateikiami šunto sujungimo būdai su autologine kraujagysle, šunto ir kraujagyslės sujungimo kampai, kraujo tekėjimas šunte ir įtaka kraujagyslių patogenezės vystymuisi. Sudarytas kraujagyslės su šuntu baigtinių elementų modelis naudojant ANSYS programinį paketą bei ištirti kraujagyslės su jungės geometrinių parametrų (esant skirtingam jungės ilgio ir aukščio santykiui, iš viso 6 atvejai) įtaka kraujo tėkmės parametrų pokyčiams esant skirtingiems kraujo greičiams. Nustatyta, kad esant 0,6; 1,25 ir 1,5 santykiams, pasiekiamas geriausias šunto praeinamumas. Kraujo srauto greičio ir slėgio priklausomybės nuo šunto geometrinių parametrų santykio pateikti grafiškai. Suformuluotos išvados ir apibendrinimai.

Darbą sudaro – 54 p. teksto be priedų, 36 iliustr., 3 lent., 36 bibliografiniai šaltiniai.

Atskirai pridedami darbo priedai.

Prasminiai žodžiai: ANSYS, kraujo tekėjimas, šuntavimas, šuntas su jungė, BEM, šunto su jungė ilgio ir aukščio santykis.

Vilnius Gediminas Technical University
Faculty of Mechanics
Department of Biomechanics

ISBN ISSN
Copies No.
Date-....-....

Master Degree Studies **Biomechanics** study programme Master's Thesis

Title: Research and modeling of blood flow in blood vessels

Author **Donatas Lukšys** Academic supervisor **Assoc Prof dr. Andžela Šešok**

Thesis language

☒ X

Lithuanian

☐

Annotation

In this master thesis the research on bypass graft with cuff, height and blood flow incoming speed's influence on the development of pathogenesis is carried out. Literature describing bypass graft connection ways with autologous blood – vessel, their connection angles, blood flow in the bypass graft and its impact on the development of pathogenesis is researched. Model of finite elements for blood vessel with graft is developed using ANSYS software package. Moreover, the impact of geometrical parameters (different height and length ratios, 6 cases in total) of cuff and blood vessel on blood flow parameters with different speeds is analysed. It is determined that with 0,6; 1,25 and 1,5 ratios the best patency is achieved. The dependance of blood flow's speed and pressure on graft's geometrical parameters is illustrated graphically. Conclusions are presented.

Work consists of: 54 pages of text, 36 illustrations, 3 tables, 36 literature sources.

Add-on's are attached separately.

Keywords: ANSYS, blood flow, bypass, bypass graft with cuff, FEM, bypass graft with cuff length's and height's relationship.

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

Donatas Lukšys 20064661

(Studento vardas ir pavardė, studento pažymėjimo Nr.)

Mechanikos fakultetas

(Fakultetas)

Biomechanika, RTfm-10

(Studijų programa, akademinė grupė)

**BAIGIAMOJO DARBO (PROJEKTO)
SĄŽININGUMO DEKLARACIJA**

2012 m. birželio 1 d.
(Data)

Patvirtinu, kad mano baigiamasis darbas (projektas) tema Kraujo tėkmės kraujagyslėse
modeliavimas ir tyrimas

patvirtintas 20 10 m. lapkričio 15 d. dekanu potvarkiu Nr. 293me, yra
savarankiškai parašytas. Šiame darbe (projekte) pateikta medžiaga nėra plagijuota. Tiesiogiai ar
netiesiogiai panaudotos kitų šaltinių citatos pažymėtos literatūros nuorodose.

Prenkant ir įvertinant medžiagą bei rengiant baigiamąjį darbą (projektą), mane konsultavo
mokslininkai ir specialistai: lekt. A. Petrėtienė

Mano darbo (projekto) vadovas doc. dr. Andžela Šešok

Kitų asmenų indėlio į parengtą baigiamąjį darbą (projektą) nėra. Jokių įstatymų nenumatytų
piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs (-usi).

(Parašas)

DONATAS LUKŠYS

(Vardas ir pavardė)

Turinys

IVADAS	11
1. KRAUJO TEKĖJIMO KRAUJAGYSLĖSE MOKSLO DARBŲ ANALIZĖ IR TYRIMO UŽDAVINIŲ FORMULAVIMAS	12
1.1 Mirtingumas nuo širdies ir kraujagyslių sistemos ligų.....	12
1.2 Širdies ir kraujagyslių sistema	12
1.3 Dažniausios širdies ir kraujagyslių sistemos ligos	16
1.4 Matematinis širdies ir kraujagyslių sistemos modeliavimas	17
1.6 Kraujo tekėjimas.....	21
1.7 Hemodinamikos rodikliai	21
1.8 Anastomozijų tipai.....	22
1.9 Šunto ir kraujagyslės sujungimo variantų analizė	25
1.10 Šunto ir kraujagyslės sujungimo kampų analizė	26
1.11 Miller'io jungė.....	29
1.12 Šunto medžiagos.....	30
1.13 Atliktos analizės apibendrinimas ir tyrimo uždavinių formulavimas.....	31
2.KRAUJO TEKĖJIMO KRAUJAGYSLĖJE MODELIO SUDARYMAS.....	32
2.1 Analitiniai kraujagyslių tyrimo modeliai.....	32
2.2 Modelio sudarymas ir modeliavimas.....	36
2.3. Kraujagyslės ir kraujo tekėjimo modelio sudarymas	39
3. KRAUJO TEKĖJIMO KRAUJAGYSLĖJE MODELIAVIMO REZULTATAI	41
IŠVADOS IR APIBENDRINIMAI	47
LITERATŪRA	49
A PRIEDAS.....	52
B PRIEDAS.....	55

PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS

1.1 pav. Kraujagyslių tipai.....	13
1.2 pav. Arterijos sandara	13
1.3 pav. Aterosklerozės tipai	16
1.4 pav. Kraujagyslės patologija – embolija	17
1.5 pav. Širdies ir kraujagyslių sistemos schema	18
1.6 pav. Kraujagyslių modelių klasifikacija	19
1.7 pav. Anastomozės tipai	22
1.8 pav. Anastomozės „vidus-į-vidų“ konfigūracija	23
1.9 pav. „galas-į-vidų“ anastomozė	24
1.10 pav. Geometrija ir tekėjimo konfigūracija (a) AB (Grevious <i>et al.</i> 2003) ir (b) AV šuntų (Fischer <i>et al.</i> 2005).....	24
1.11 pav. Sudėtiniai koronarinių arterijų šuntų tipų variantai	25
1.12 pav. Šunto ir kraujagyslės sujungimo kampai	26
1.13 pav. Šunto parametrai: D – arterijos skersmuo, d – šunto skersmuo; θ – šunto ir kraujagyslės sujungimo kampas.	26
1.14 pav. Jungties konfigūracija, kai kampas 20°	26
1.15 pav. Anastomozės konfigūracija, kai sujungimo kampas 45° . D – šunto skersmuo mm, d – atstumas nuo sujungimo taško ir stenozės vidurys.....	28
1.16 pav. Šunto konfigūracija, kai sujungimo kampas 60° . D – arterijos skersmuo, d – šunto skersmuo.....	29
1.17 pav. Šuntas su jūne	29
1.18 pav. Šunto su jūne konfigūracija.	30
2.1 pav. Tyrimo metodika.....	36
2.2 pav. Šunto su jūne distalinės dalies pagrindinės dalys	37
2.3 pav. Pagrindiniai modeliavimo parametrai.....	37
2.4 pav. Modelio supaprastinimas	38
2.5 pav. Modelis, suskaidytas į stačiakampius baigtinius elementus	40
3.1 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas modelyje (0,6 santykis), kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s.....	41
3.2 pav. Slėgio pasiskirstymas modelio (0,6 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s	42
3.3 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas modelyje (0,6 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 0,5$ m/s	42
3.4 pav. Slėgio pasiskirstymas modelyje (0,6 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 0,5$ m/s	43

3.5 pav. Kraujo tėkmė, modelyje, kai santykis yra lygus 1,25 ir srauto įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s..	43
3.6 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas (1,25 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s	43
3.7 pav. Slėgio pasiskirstymas (1,25 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s....	44
3.8 pav. slėgio pasiskirstymas (1,25 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 0,1$ m/s.	45
3.9 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas (1,5 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s	45
3.10 pav. Slėgio pasiskirstymas (1,5 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s....	45
3.11 pav. Didžiausių slėgių priklausomybė nuo kraujo srauto įėjimo greičio ir šunto jungės ilgio ir aukščio santykio	46
3.12 pav. Didžiausių greičių priklausomybė nuo kraujo srauto įėjimo greičio ir šunto jungės ilgio ir aukščio santykio	46

LENTELIŲ SĄRAŠAS

2.1 lentelė. Mechaniniai kraujo parametrai	38
2.2 lentelė. Šunto su jūne ilgio ir aukščio santykiai	39
2.3 lentelė. Baigtinių elementų skaičius pagal aukščio ir ilgio santykį.....	40

IVADAS

Tiriamoji problema

Širdies ir kraujotakos sistemos ligos yra pagrindinė šio amžiaus ligos, kas trečias žmogus pasaulyje miršta nuo širdies ir kraujagyslių sistemos funkcijų sutrikimų. Pagrindinės ligos yra aterosklerozė, išeminė širdies liga, embolija ir t. t. Vienas iš efektyviausių būdų gydyti aterosklerozę yra šuntavimas. Todėl yra labai svarbu žinoti šunto geometrinius parametrus ir kraujo tekėjimo savybes.

Darbo aktualumas

Daugelio sričių mokslininkai pastebi širdies ir kraujagyslių sistemos ligų paplitimą ir skiria daug dėmesio širdies ir kraujagyslių sistemos ligų patogenezei, siekiant ištirti kraujo tekėjimo reiškinius bei jų įtaką ligų vystymuisi.

Aterosklerozė pažeidžia kraujagyslės spindį ir sienelę pradeda storėti, todėl kraujagyslėje didėja kraujo spaudimas ir sienelės įtempiai.

Tyrimų objektas

Darbo tyrimo objektas – šunto praeinamumo gerinimas, kuris priklauso nuo šunto geometrijos ir jo parametrų.

Darbo tikslas ir uždaviniai

Darbo tikslas – įvertinti šunto su junge geometrinių parametrų įtaką IH formavimuisi ir nustatyti šunto su junge ilgio ir aukščio santykio įtaką kraujo srauto struktūrai ir kraujagyslės patogenezės vystymuisi.

Darbo uždaviniai – sudaryti šunto su junge ir kraujagyslės modelį, kuriuo būtų galima tirti ilgio ir aukščio santykio įtaką kraujo tekėjimui jungėje.

Tyrimų metodai

Norimiems tikslams pasiekti darbe taikomi analitiniai, skaitmeniniai tyrimo metodai. Kraujo tėkmės ir slėgio šunto jungėje modeliavimas atliktas naudojant ANSYS programinio paketo baigtinių elementų metodą, pagrįstą FLOTRAN CFD funkcija.

Darbo aprobacija

Pagrindiniai darbo rezultatai buvo pristatyti jaunųjų mokslininkų konferencijoje „Mokslas – Lietuvos ateitis“, kuri įvyko 2012 m. balandžio mėn. 20 d. Vilniaus Gedimino technikos universitete.

1. KRAUJO TEKĖJIMO KRAUJAGYSLĖSE MOKSLO DARBŲ ANALIZĖ IR TYRIMO UŽDAVINIŲ FORMULAVIMAS

1.1 Mirtingumas nuo širdies ir kraujagyslių sistemos ligų

Širdies ir kraujotakos ligos yra pagrindinė šio amžiaus sveikatos problema. Mokslinėje literatūroje (Mirties priežasčių registras. *Mirties priežastys 2011 (išankstiniai duomenys)*. 2011) nurodoma, kad kas trečias žmogus pasaulyje miršta nuo širdies ir kraujagyslių sistemos funkcijų sutrikimų. Širdies ir kraujagyslių ligos visame pasaulyje vadinamos industrializacijos ligomis.

Lietuvoje 2011 metais mirė 41037 žmonės, 1083 asmenimis mažiau negu 2010 metais. Trys pagrindinės mirties priežastys – kraujotakos sistemos ligos, piktybiniai navikai ir išorinės mirties priežastys 2011 m. sudarė 85,1 % visų mirties priežasčių. Nuo kraujotakos sistemos ligų mirė daugiau nei pusė t.y. 56,3 %, nuo piktybinių navikų - 19,7 %, o nuo išorinių mirties priežasčių – 9,1 % visų mirusiųjų. Mirusiųjų nuo išorinių mirties priežasčių skaičius 2011 m., lyginant su 2010 m., sumažėjo 8 % (325 asmenimis).

2011 m. Lietuvoje mirė 20944 vyrai, t.y. 592 vyrais mažiau negu 2010 m. Daugiausia (47,7 %) vyrų mirė nuo kraujotakos sistemos ligų, iš kurių 65,4 % sudarė išeminės širdies ligos atvejai, 20,8 % – smegenų kraujagyslių ligos.

2011 m. Lietuvoje mirė 20093 moterys, t.y. 491 moterimi mažiau lyginant su 2010 m. Daugiausia moterų mirė nuo kraujotakos sistemos ligų (65,1 %), iš kurių 62,7 % mirė nuo išeminės širdies ligos, 27,5 % smegenų kraujagyslių ligų. Nuo kraujotakos sistemos ligų 2011 m. mirė 408 moterimis mažiau (3 %) negu 2010 m.

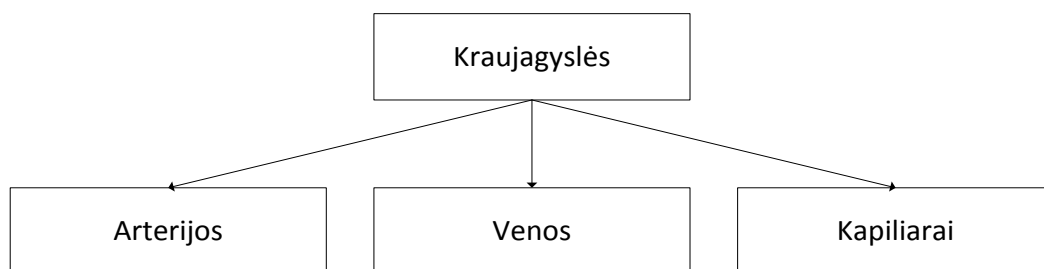
Iš visų mirusiųjų 2011 m. 28 % sudarė 16–64 m. amžiaus asmenys (39,7 % vyrų ir 15,8 % moterų). Daugiausia darbingo amžiaus vyrų mirė nuo lėtinės išeminės širdies ligos (14,6 %), tyčinio susižalojimo (7,7 %), bronchų ir plaučių piktybinių navikų (4,8 %). Darbingo amžiaus moterų mirė 2,6 kartus mažiau negu darbingo amžiaus vyrų. Nuo lėtinės išeminės širdies ligos mirė 9,4 % 16–64 m. amžiaus moterų, krūties piktybinių navikų – 7,9 %, kiaušidžių piktybinių navikų – 4,2 %.

1.2 Širdies ir kraujagyslių sistema

Širdies ir kraujagyslių sistema žmogaus kūne susideda iš širdies ir kraujagyslių, kurių pagrindinis tikslas išnešioti kraują per kūną. Širdies raumuo veikia kaip siurblys, susitraukdamas ir išsiplėsdamas taip išstumdamas kraują (Shaik. 2002).

Kraujagyslės nešioja kraują iš ir į širdį, jos gali būti suskirstytos į tris pagrindines grupes (1.1 pav.).

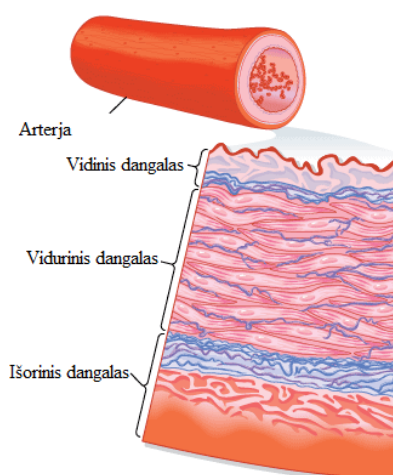
Arterijos, venos ir kapiliarai, atsižvelgiant į sandaros, funkcijos ir topografijos ypatybes, dar skirstomos į smulkesnes dalis.



1.1 pav. Kraujagyslių tipai

Arterijos išnešioja kraują nuo širdies, o venomis jis grąžinamas atgal į širdį. Jų sienelės vidurinis dangalas yra storas, nes turi išlaikyti didelį spaudimą, kai iš širdies yra išstumiamas kraujas. Arčiau širdies esančių didelio spindžio arterijų sienoje yra daugiau elastinių skaidulų, todėl jos vadinamos tampriomis arba stangriomis arterijomis. Atokiau nuo širdies esančių arterijų viduriniame dangale mažėja elastinių skaidulų, tačiau daugėja žiediška išsidėsčiusių raumeninių skaidulų. Tokios arterijos yra raumeninio tipo. Paskutinė reikšminga arterijų dalis yra arteriolės. Jomis vadinamos tokios smulkios arterijų šakos (skersmuo mažesnis kaip 0,5 mm), kurių sienoje yra dar išlikusių pavienių raumeninių ląstelių, galinčių keisti spindį ir reguliuoti vietinę kraujotaką.

Kapiliarai yra mikroskopinio dydžio kraujagyslės, dažniausiai 1 mm ilgio ir 0,01 mm skersmens. Jų sieną sudaro endotelinių ląstelių sluoksnis ir pamatinė membrana. Pro ją vyksta dujų ir kitų medžiagų apykaita tarp kraujo ir audinių.



1.2 pav. Arterijos sandara

Skirtingai nuo vamzdelių, kurie yra tvirti ir kieti, kraujagyslių sienelės yra elastingos ir poringos. Kraujui tekant per kraujagysles jų sienelės plečiasi ir susitraukia. O maisto medžiagos gali būti pernešamos aplink supantiems audiniams per poringas kraujagyslių sienelės. Šios poros yra atrankiai laidžios, leidamos perkelti maistines daleles.

Natūrali arterijų sistemos klasifikacija, kuri gali palengvinti modeliavimą yra pagal kraujagyslės skersmenį (Anor *et. al.* 2010):

1. Makrokraujagyslių tinklas (angl. *Macrovascular Network*), kuris apima kraujagysles, didesnes nei 0,5 mm skersmens. Jos yra specifinės ir lengvai matomos medicininiuose vaizduose.
2. Mesokraujagyslių tinklas (angl. *Mesovascular Network*), kuris apima mažas arterijas ir arterioles, nuo 500 µm iki 10 µm, jų struktūra panaši į medžio.
3. Mikrokraujagyslių tinklas (angl. *Microvascular Network*), kurį apima kapiliarai.

Yra dvi pagrindinės širdies ir kraujagyslių sistemos dalys – plaučių, kuri perneša kraują tarp širdies ir plaučių, ir sisteminė, kuri perneša kraują nuo širdies per visą kūną ir atgal.

Širdis nuolat plečiasi ir susitraukia taip sukurdamą pulsuojančią kraujotaką, kuri perkelia kraują kaip suspaudimo bangas per kūną. Vienas kardialinis ciklas įvyksta per kiekvieną širdies kamerų ciklą – sistolę ir diastolę. Sistolė yra kamerų susitraukimas, o diastolė yra kamerų atsipalaidavimas.

Inžineriniu požiūriu, kraujagyslių sistema turi atlikti šias funkcijas (Simmons *et.al* 2007):

1. Užtikrinti medžiagų pernašą tarp kraujo ir audinių. Tai yra atliekama kapiliarais ir dalinai venulėmis ir arteriolėmis. Kapiliarai sugeba atlikti medžiagų pernašą, kadangi jie turi didelį paviršiaus plotą ir kai kuriose vietose kapiliarų sienelių struktūra yra labai pralaidi.
2. Reaguoti į audinių medžiagų apykaitos poreikį ir kraujo pasiskirstymą. Didžiausias pasipriešinimas yra sukeliamas arteriolėse ir kapiliaruose.
3. Užtikrinti pakankamą kraujo kiekį netekimo atveju. Suaugusio žmogaus organizme yra 5 litrai kraujo, kurio 2/3 yra venose.

Kraujas. Kraujas yra suspensija sudaryta iš: raudonųjų kraujo ląstelių, baltųjų kraujo kūnelių ir pluoštelių plazmos. Viskoelastingos skysčio kraujo savybės yra susijusios su elastingomis raudonųjų ląstelių membranos savybėmis bei vidaus ir išorės skysčių klampumu. Raudonosios kraujo ląstelės sudaro daugiau kaip 99 % sveikų ląstelių kraujyje ir 40–45 % kraujo tūrio.

Po raudonųjų kraujo ląstelių, baltųjų kraujo kūnelių skaičius yra didžiausias. Tačiau, jie sudaro mažiau nei 1 % visos kraujo ląstelių normos žmogaus kraujyje ir turi nedaug įtakos reologinėms kraujo savybėms. Baltieji kraujo kūneliai yra daug mažiau deformuojami negu raudonosios kraujo ląstelės. Baltieji kraujo kūneliai turi viskoelastinį vidų, kuris daro juos šiek tiek

kietesnius nei raudonosios kraujo ląstelės. Baltieji kraujo kūneliai yra labiau klampūs palyginus su raudonosiomis kraujo ląstelėmis.

Plokštelės užima mažiau vietos nei baltieji kraujo kūneliai. Jie vaidina svarbų vaidmenį kraujo krešėjimui, bet nėra svarbūs reologiniu požiūriu svarstant natūralų kraujo imitavimą. Raudonųjų bei baltųjų kraujo ląstelių adhezija didina klampumą į kraujagyslės sienelę.

Kraujo charakteristikos. Kraujas sudaro nuo 6 iki 8 % visos kūno masės, pvz. sveiko žmogaus, kuris sveria apie 75 kg kraujas sudaro apie 5,25 kg. Kraujo tankis yra šiek tiek didesnis negu vandens tai yra 1060 kg/m^3 . Tankis gali padidėti dėl raudonųjų kraujo ląstelių palyginus su vandeniu ar plazma. Vandens tankis yra 1000 kg/m^3 . Dauguma žmonių turi nuo 4,5 iki 6,0 litrų kraujo.

Klampumas yra apibrėžiamas nuožulni kreivė šlyties įtempių nuo greičio priklausomybės kreivėje. Kraujo klampumas yra viena iš kraujo savybių, kuri turi įtakos darbui, reikalingam kraujui tekėti arterijomis. Kraujo klampumas gali kisti nuo 0,003 iki 0,006 $\text{kg/m}^2\cdot\text{s}$ ar nuo 0,003 iki 0,006 Ns/m , palyginus vandens klampumą kambario temperatūroje jis yra maždaug 0,0007 $\text{kg/m}^2\cdot\text{s}$. Kraujas yra ne–niutoninis skystis, tai reiškia, kad kraujo klampumas nėra konstanta, kuri priklauso nuo šlyties greičio. Be to, šlyties įtempių greitis, kraujo klampumui dar priklauso nuo temperatūros ir procentinio kraujo tūrio, kuris susideda iš raudonųjų kraujo ląstelių.

Hematoritas yra apibrėžiamas procentiniais kraujo kiekiais, kuriuos užima eritrocitai ar raudonosios kraujo ląstelės. Hematokritas yra svarbus parametras, kuris turi įtakos kraujo keliaujančias dujas. Pas sveikus vyrus, hematokritas sudaro nuo 42 iki 45 %. Mažiau nei 40 % hematokritas, reiškia mažakraujystę. Didesnis nei 50 % reiškia *policitemija* (angl. *polycythemia*) padidėjusi raudonųjų kraujo ląstelių kiekį.

Kraujo slėgis. Kraujo spaudimas tai kraujo slėgis, spaudžiantis vidinę arterijos sienelę ir matuojamas kaip širdies susitraukimas, kuris vadinamas sistolė ir atsipalaidavimas – diastolė.

Normalus kraujo spaudimas yra svarbus gerai kraujotakai į kūno organus ir audinius. Kraujo tekėjimo jėga į arterijos sieną vadinama kraujo spaudimu. Kraujo spaudimas kinta nuo didelio slėgio šalia širdies ir į mažą toliau nuo širdies. Jis priklauso nuo daugelio veiksnių, pvz., nuo arterijos skersmens. Įtemptos situacijos gali būti laikino kraujo spaudimo padidėjimo priežastimi.

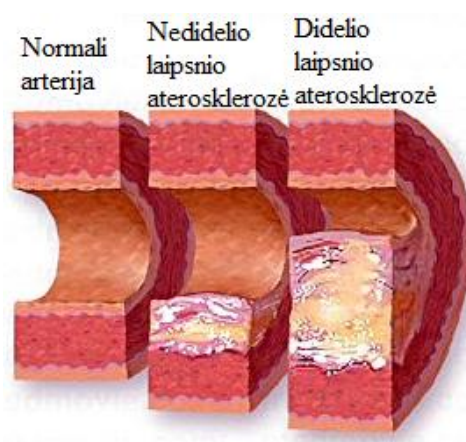
Mechaninės vaikininių arterijų savybės. Arterijų ir venų siena yra sudaryta iš trijų dangalų: vidinio, vidurinio ir išorinio. Į kraujagyslių spindį apsuptame vidinio dangalo paviršiuje yra klotas endotelinų ląstelių ir iš jungiamojo audinio elastinių skaidulų sudaryta vidinė elastinė plėvelė. Vidurinis dangalas sudarytas iš lygiųjų raumenų ir elastinių skaidulų. Kraujagyslių išorėje yra purus jungiamojo audinio dangalas (*adventicija*), kuris jungia jas su aplinkiniais organais. Adventicijoje yra nervų ir limfagyslių. Kraujagyslės yra plastiškos, tai yra tam tikromis sąlygomis kraujagyslės gali išnykti arba atsirasti naujų (Stropus. *et al.* 2005).

Norint suprasti kraujagyslės mechaniką reikia žinoti pagrindinių jos dalių savybes (Fung, 1993):

- kalogenas yra svarbiausias gyvūnų jungiamojo audinio ir gausiausias žinduolių baltymas. Jis atsakingas už odos jėgą ir elastingumą. Jis stiprina kraujagysles. Pluoštai yra banguotos formos, kurių ilgis 200 μm . Kalogeno Jungo modulis yra apie 500 MPa (Waters *et al.* 2011).
- Elastinas tai baltyminis jungiamasis audinys, kuris yra elastingas ir leidžia daugeliui audinių kūne atnaujinti formą po ištempimo ir atsipalaidavimo. Jungo modulis apie 500 MPa (Waters *et al.* 2011).
- Lygieji raumenys. Arterijoje yra apytiksliai 40 % lygiųjų raumenų ląstelių, kurių Jungo modulis yra 100 kPa (Waters *et al.* 2011).

1.3 Dažniausios širdies ir kraujagyslių sistemos ligos

Dažniausios širdies ir kraujagyslių sistemos ligos yra progresuojanti aterosklerozė, arterinė hipertenzija, aneurizma, trombozė ir embolija.



1.3 pav. Aterosklerozės tipai

Aterosklerozė (gr. *athere* – košelė, *sclerosis* – kietas) yra arterijų patologija, pasireiškianti išplitusiais vidinio žiedinio arterijų sluoksnio (*intimos*) sustorėjimas – aterosklerotinėmis plokštelėmis, kurias sudaro nusėdę kraujo riebalai ir suvešėjęs jungiamasis audinys (Antušėvas *et al.* 2009). Ši liga liaudiškai vadinama „kraujagyslių kalkėjimu“. Aterosklerozė pradeda ryškėti pradinių stadijų metu, bei pažeidžia arterijos žiotis ir išsišakojimus, todėl vienu metu kraujagyslėse gali būti tam tikrų pažeidimo darinių. Pradinė fazė yra intimos sustorėjimas, lipidų ruoželių susidarymas, riebalų kaupimasis, neląstelinis lipidų sankaupos. Vėliau formuojasi ateroma,

fibroateroma, komplikuota (nestabili) plokštelė, kuri gali išopėti, plyšti, formuoti trombus (Kozlovaite *et al.* 2002). Aterosklerozinės plokštelės gali didėti ekscentriškai, tai yra priešinga spindžio kryptimi ir todėl ilgą laiką jos nesiaurėja, toks reiškinys yra vadinamas arterijos remodeliavimusi ir ilgą laiką arterijos stenozės bei išemijos simptomų gali nebūti. Šios plokštelės gali būti ilgos ir plačios, juosiančios visą širdies vainikinių arterijų spindį ir sukelti lėtinės ir ūminės išemijos klinikinius požymius.

Embolija – vadinama kraujagyslių užsikimšimas kraujo atneštomis, normaliomis sąlygomis jame nesančiomis dalelėmis, embolais. Embolu gali būti trombai, atplyšusios jų dalys, skysčiai (riebalų lašeliai, vaisiaus vandenys), patekęs į kraujagysles oras, išsiskyrusios iš kraujo dujos, navikinės bei audinių ląstelės, svetimkūniai ir kt. Embolai dažniausiai keliauja pagal kraujo srovės kryptį ir įstringa smulkesnėse kraujagyslėse.

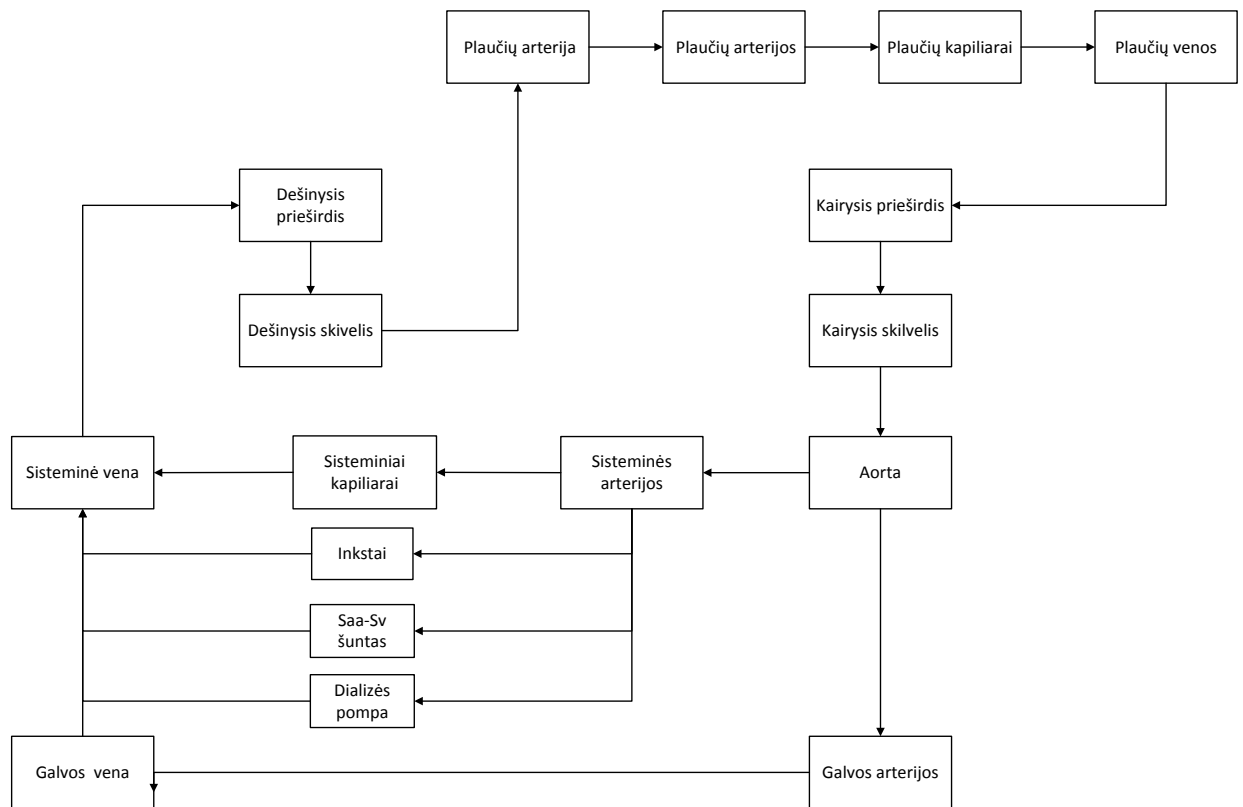


1.4 pav. Kraujagyslės patologija – embolija

1.4 Matematinis širdies ir kraujagyslių sistemos modeliavimas

Širdies ir kraujagyslių sistemos matematinis modeliavimas leidžia imituoti širdies elektromechaninę ir mechaninę veiklą, kuri gali būti panaudota fiziologiniams ir patologiniams procesams atkurti, kraujotakai modeliuoti, o taip pat panaudoti diagnostikoje (Brož *et al.* 2005).

Realios širdies ir kraujagyslių sistemos modeliavimas apima keletą tikslų (1.5 pav.). Cirkuliuojančiai sistemai atstovauja keturios pulsuojančios širdies kameros (kairysis ir dešinysis prieširdžiai bei dešinysis ir kairysis skilveliai), prie kurių prijungta plaučių ir sisteminė cirkuliacinė sistema. Plaučių sistema susideda iš plaučių arterijos, arterijų, kapiliarų ir venų, analogiškai sisteminė cirkuliacinė sistema išskaidoma į aortą, arteriją, kapiliarus, venas ir pagrindines arterijas ir venas.



1.5 pav. Širdies ir kraujagyslių sistemos schema

Mokslinėje literatūroje teigiama (Wang *et al.* 1999, Astrakhantseva *et al.* 2005, Golnik *et al.* 2010), kad kraujagyslių modeliai (1.6 pav.) sudaromi atsižvelgiant į mechanines arterijų savybes:

- kraujagyslės skersmenį;
- ilgį;
- sienelės storį ir kt.

Taip pat sudaromi panaudojant hidrodinامينius kraujo srauto parametrus:

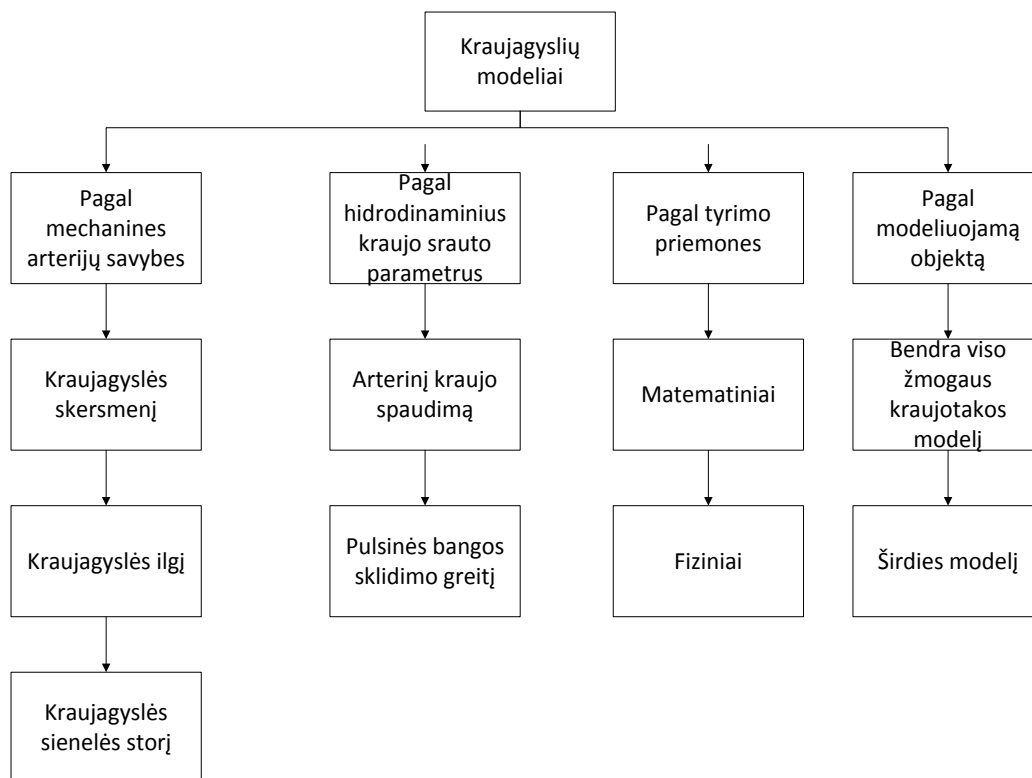
- arterinį kraujo spaudimą;
- pulsines bangos sklaidimo greitį ir kt.

Kraujagyslių modeliai skirstomi pagal tyrimo priemones:

- matematiniai modeliai, kurie aprašomi lygtimis;
- fiziniai modeliai, kuriems sudaryti naudojamos hidrodinaminės arba elektrinės analogijos.

Kraujotakos modeliai pagal modeliuojamąjį objektą skirstomi į:

- bendrą viso žmogaus kraujotakos modelį;
- širdies modelį;
- arterijų medžio modelį;
- atskirų arterijos elementų modelius.



1.6 pav. Kraujagyslių modelių klasifikacija

Žinios apie mechanines vainikinių arterijų savybes yra svarbios modeliuojant koronarinės sistemos kraujotaką ir jos ryšius su širdies raumens susitraukimu. Savybes galima gauti iš atliktų eksperimentų, o po to jas panaudoti modeliuojant koronarinį kraujo srautą, miokardo perfuziją ir susitraukimą.

Sudėtinga nustatyti mažų arterijų, arteriolių esančių šalia miokardo audinių mikrocirkuliaciją ir mechaninės savybės. Per sistolę, širdies susitraukimo metu kraujagyslės krauju prisipildo lėtai, nedideliu slėgiu, o koronarinėmis venomis išteka su padidėjusiu slėgiu. Savo ruožtu, koronarinis spaudimas paveikia kardialinį raumens susitraukimą ir deguonies sunaudojimą, o koronarinis užpildymas paveikia raumens susitraukimą ir perfuziją. Ši abipusė sąveikia tarp širdies raumens ir perfuzijos yra vadinama mechaniniu „trikdžiu“ (angl. *cross-talk*). Tuo tarpu, kai pagrindinė koronarinė dinamika yra apibūdinama šių sąveikių sudėtingumu, kai per susitraukimą, kraujagyslės vidus yra apsupamas didelio spaudimo šalia miokardo. Yra įrodyta, kad sąveikia tarp kardialinio susitraukimo ir kraujagyslės srauto priklauso nuo transmuralinės kraujagyslės vietos šalia raumens ir panašaus tipo arterijos, kurios turi skirtingą sienelės storį miokarde.

Kraujagyslės modelis, įvertinantis fizikinius reiškinius yra sudėtingas, todėl keliamos prielaidos konkretiems uždaviniams. Modelių sudarymo prielaidos skirstomos į tokias grupes:

- dėl kraujo savybių (klampus ar neklampus, spūdus ar nespūdus, niutoninis skystis ar neniutoninis);

- dėl kraujo judėjimo/tekėjimo pobūdžio (aprašomas tiesine ar netiesine Navjė ir Stokso lygtimi, simetriškas ar asimetriškas kraujagyslės ašies atžvilgiu, laminarinė ar turbulentinė tėkmė, išsivystęs ar neišsivystęs kraujo srautas);
- dėl kraujagyslės sienelės (pastovaus skerspjūvio ar siaurėjanti, įlinkusi ar tiesi, plona ar stora, izotropinė ar neizotropinė, laisva ar pritvirtinta, turinti pradinį įtempį ar be pradinių įtempių) (Shalman *et al.* 2002, Astrakchantseva *et al.* 2006).

Dėl molekulės sąveikos visi realieji skysčiai pasižymi vidine trintimi arba klampumu. Galima daryti prielaidą, kad skystis sudarytas iš atskirų skysčio sluoksnių. Vidinės trinties jėgos, veikiančios sluoksnių paviršių liestinės kryptimi, atsiranda tarp skysčio sluoksnių, judančių nevienodais greičiais. Dinaminės klampos skaitinė vertė, lygi vidinės trinties jėgai, veikiančiai tarp skysčio sluoksnių, kurių lietimosi plotas lygus 1 m^2 , kai greičio gradientas lygus 1 s^{-1} .

O. Bernea 1993 m. sudarė paprastą modelį, skirtą slėgio – srauto priklausomybės kraujagyslėse modeliavimui. Modelio parametrai buvo skaičiuojami žinant greičių profilius kraujagyslėse. Laikoma, kad kraujagyslės segmento pradžioje yra plokščias greičio profilio srautas. Analizė parodė, kad segmento inertiškumas nepriklauso nuo greičio profilio formos.

X. He *et al.* 1993 m. sukūrė programą, kuri sprendžia analitines dvimačio modelio lygtis. Sudarant lygtis buvo keliamos prielaidos, kad kraujas homogeninis, nespūdas niutoninis skystis, o kraujagyslė – standus cilindrinis vamzdis. Programa leidžia atlikti eksperimentus, pasitelkiant kompiuterį ir surasti įvairių bangų įtaką greičių profiliui, esant kintamam srautui. Programa taip pat apskaičiuoja pulsuojančio greičio kraujagyslės centre kreivę ir sienelės šlyties jėgų vertes.

S. Chakavarty *et al.* 1992 m. sudarė pulsuojančio kraujo srautą porėtoje stenozinėje arterijoje matematinį modelį. Tai dvimatis, ašine kraujagyslės ir kraujo srauto simetrija paremtas modelis.

Laikoma, kad arterija yra izotropinis tamprus cilindrinis vamzdis, kurio sienelę sudaro du skirtingi sluoksniai. Vidinis sienelės sluoksnis yra apjuostas porėta sritimi, sudarančia stenozę, t.y. nelanksčią susiaurėjusios sienelės dalį. Buvo atsižvelgta ir į kraujagyslę supančio jungiamojo audinio įtaką. Taip pat buvo tiriamas atvejis, kai lyginant su arterijos spinduliu, bangos dydis yra labai didelis. Naudojant skysčio ir sienelės judesio lygtis, kartu su tolydumo lygtimi buvo išvesta dažninė lygtis, atitinkanti ribines sąlygas.

S. Chakravarty *et al.* 1994 m. naudodami matematinį modelį, atliko kraujo srauto arterijos segmente su persidengiančiomis stenozėmis teorinį tyrimą. Atlikta kiekybinė srauto, greičio, varžų, sienelės šlyties jėgų ir jų kitimo laike bei slėgio gradiento analizė.

1.6 Kraujo tekėjimas

Sveiko žmogaus organizme kraujas yra koncentruota suspensija, kurią sudaro raudonosios kraujo ląstelės (angl. *red blood cells (RBCs)*) koncentracija (hematokritas) 40–45 % . RBCs yra abipus įgaubtų diskų formos, 8 mm skersmens, bet jo dydis yra nepastovus mažose kraujagyslėse.

Srauto savybės koronarinių kraujagyslių medyje, kinta nuo mikrocirkuliacijos, kad galėtų tekėti didelėse vainikinėse arterijose. Reinoldso skaičius kraujotakos mikrocirkuliacijoje yra labai mažas, kinta nuo 0,001 iki 1, srautas yra laminarinis ir jis aprašomas Stokso lygtimi. Miokardo raumenį, supančių audinių susitraukimas gali būti reikšmingas pulsuojančio srauto komponentams. Priešingai Reinoldso skaičius didelėse kraujagyslėse yra didelis, kinta šimtais ir tai sukelia sunkumus tekėjimo modeliavimui. Reinoldso skaičius yra jautrus tekėjimo geometrijos parametrams, kurie sukelia tekėjimo dinamikos kinematinis ir inertinius pakitimus. Srautas gali priklausyti ir nuo laiko, ribinių sąlygų, kurios susijusios su kardialiniu pumpavimu ir distalinės kraujagyslės spaudimu (Waters *et al.* 2011).

1.7 Hemodinamikos rodikliai

Hemodinamika – fiziologijos dalis, tirianti hidrodinamikos požiūriu širdies ir kraujagyslių sistemos organais kraujo tekėjimo priežastis ir sąlygas, tai yra ryšį tarp kraujo spaudimo, trinties, klampumo, pasipriešinimo, tekėjimo greičio. Tokio tyrimo duomenys padeda objektyviai įvertinti ligonio kraujotakos būklę, spręsti ar veiksmingos gydymo priemonės.

Hemodinamikos parametrai parodo širdies ertmių sistolinius ir diastolinius spaudimus, cirkuliuojančio kraujo tūrį, maišyto veninio kraujo saturaciją. Hemodinamikos rodikliai skiriami į penkias grupes (Mundinaitė *et al* 2008):

- tūrių rodikliai;
- hemodinaminiai spaudimo rodikliai;
- pasipriešinimo rodikliai;
- išvestiniai širdies veiklos rodikliai;
- deguonies poreikio, pernašos rodikliai.

Tūrinius rodiklius sudaro širdies minutinis tūris - kraujo kiekis, kurį širdis išstumia per minutę. Širdies indeksas – kraujo kiekis, išstumiamas per minutę vienam kūno paviršiaus kvadratiniam metrui. Sistolinis tūris – kraujo kiekis, išstumiamas vieno širdies susitraukimo metu.

Sistolinis tūrio indeksas – kraujo kiekis, išstumiamas vieno širdies susitraukimo metu, vienam kūno paviršiaus kvadratiniam metrui.

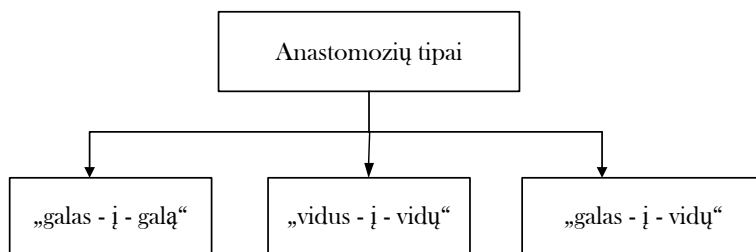
Pasipriešinimo rodiklius sudaro: sisteminis kraujagyslių pasipriešinimas – periferinių kraujagyslių pasipriešinimas, atspindintis kairiojo skilvelio pokrūvį (tai jėga, kuria skilvelių miokardo skaidulos tempiamos diastolėje). Sisteminio kraujagyslių pasipriešinimo indeksas – periferinių kraujagyslių pasipriešinimas, vienam kūno paviršiaus kvadratiniam metrui. Plaučių kraujagyslių pasipriešinimas – plaučių kraujagyslių pasipriešinimas, atspindintis dešiniojo skilvelio pokrūvį. Plaučių kraujagyslių pasipriešinimo indeksas – plaučių kraujagyslių pasipriešinimas vienam kūno paviršiaus kvadratiniam metrui.

Spaudimo hemodinamikos rodiklius sudaro: arterinio kraujo spaudimo rodikliai ir kraujo spaudimas dešinėje širdies ertmėje, kraujo spaudimas kairėje širdies ertmėje ir plaučių arterijos baseinuose. Arterinis kraujo spaudimas atspindi kraujo spaudimą į arterijos sieneles (nuo kurio priklauso organizmo audinių perfuzija) bei širdžiai tinkantį krūvį. Systolinis kraujo spaudimas – maksimalus spaudimas, kai skilvelis išstumia kraują. Diastolinis kraujo spaudimas – kraujospūdis prieš kitą skilvelių susitraukimą (mažiausias kraujospūdis širdies ciklo metu).

Išvestinius hemodinamikos rodiklius atspindinčius atliekamą darbą sudaro: kairiojo skilvelio sistolinis darbas – darbo kiekis, kurį kairysis skilvelis atlieka kiekvieno susitraukimo metu. Kairiojo skilvelio sistolinio darbo indeksas – darbo kiekis, kurį kairysis skilvelis, atlieka kiekvieno susitraukimo metu. Dešiniojo skilvelio sistolinis darbas – darbo kiekis, kurį dešinysis skilvelis atlieka kiekvieno susitraukimo metu. Dešiniojo skilvelio sistolinio darbo indeksas – darbo kiekis, kurį dešinysis skilvelis atlieka kiekvieno susitraukimo metu, tenkantį vienam kūno paviršiaus kvadratiniam metrui.

1.8 Anastomozių tipai

Galimi anastomozių tipai pateikti 1.7 pav.



1.7 pav. Anastomozių tipai

Kraujagyslių jungtis yra chirurginis ryšys tarp dviejų kraujagyslių, kuria gali tekėti kraujas. Jungtis gali būti sukurta dviem būdais: „galas-į-galą“ (angl. *end-to-end*) ir „galas-į-vidų“ (angl. *end-*

to-side). Mokslinėje literatūroje (Migliavacca *et al.* 2005) teigiama, kad yra dar vienas sujungimo būdas „vidus-į-vidų“ (angl. *side-to-side*) 1.8 pav.



1.8 pav. Anastomozės „vidus-į-vidų“ konfigūracija

„Galas-į-galą“ sujungimo tipas reiškia, kad dvi kraujagyslės yra sujungiamos šalia jų skersinių skersmenų. Toks sujungimas naudojamas pakenktai kraujagyslei arba aneurizmai gydyti, kad pakeisti pakenkta arba aneurizmos kraujagyslę. „Galas-į-galą“ anastomozė gali būti panaudojama, konstruojant sudėtingą šuntą ar keičiant distalinę šunto dalį. Daug metodų yra sukurti tam, kad sukonstruoti „galas-į-galą“ anastomozę. Metodo parinkimą įtakoja įvairūs veiksniai. Tai yra kraujagyslių skersmuo, kad jungtis būtų judri ir sugebėtų suktis išilgai ašies.

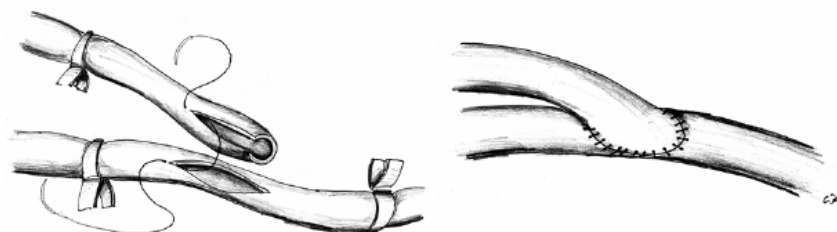
„Galas-į-vidų“ reiškia, kad autologinė kraujagyslė susiuvama šonu su pagrindine kraujagysle išilginiame pjūvyje. Daugelyje šuntavimo operacijų yra naudojama „galas-į-vidų“. Toks sujungimo tipas mažiausiai žaloja okliuzuotą kraujagyslę. Geometrija „galas-į-vidų“ priklauso nuo šunto ir arterijos skersmenų ir šunto ilgio, kuris taip pat turi įtakos sujungimo kampui. Idealūs anastomozės matmenys „galas-į-vidų“ yra sunkiai apibrėžiami, dėl optimalaus anastomozės ilgio. Recipiento arterijos geometrija ir skersmuo negali būti pakeisti „galas-į-vidų“ anastomozėje.

Kirkšnies šunto ilgis gali kisti nuo 1 iki 2 cm. Kai kurie chirurgai rekomenduoja, kad distalinės anastomozės ilgis būtų du kartus ilgesnis už šunto skersmenį. Kiti rekomenduoja, kad arteriotomijos ilgis būtų didesnis negu 2 cm ar sukūrimas arteriotomijos būdu 2–4 kartus didesnis už recipiento arterijos skersmenį ir 10–20 kartų žemiau pakinklio arterijos. Kiti siūlo, konstruoti palyginti trumpa arteriotomijos ilgį (1–1,5 cm), kad išvengtų anastomozės susiuvimo linijos, ypač mažose kraujagyslėse. Trumpas arteriotomijos ilgis (4–6 mm) yra paprastai rekomenduojamas vainikinėms arterijoms su veniniu šuntu.

„Vidus-į-vidų“ reiškia, kad dvi kraujagyslės prijungiamos šalia išilgine kryptimi. Šis anastomozės tipas taikomas retai, nes tokia rekonstrukcija reikalinga retai. Ji kuriama ir mobilizuojama, kad būtų šalia viena kitos su mažiausiai įtempiais. Anastomozė sudaroma iš pusės kraujagyslės, kurios sienelės yra tiesioginiame sąlytyje. Galinė anastomozės dalis yra sukurama pradžioje. Taip pat „vidus-į-vidų“ anastomozės tipas panaudojamas antram šuntui sukonstruoti, kai reikalinga daugiapakopė galūnės dalies revaskuliarizacija.

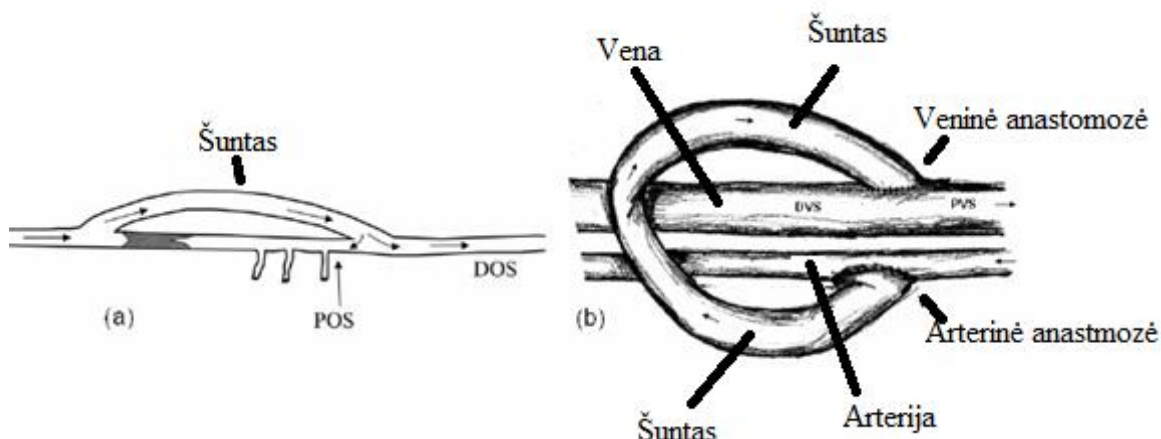
Nors šuntavimo operacijos netapo kasdieninės iki XX amžiaus vidurio, tačiau didelis kiekis technikų buvo sukurta dviejų mokslininkų iš Čikagos universiteto 1902 ir 1906 m. Alekso Carelio ir Charljo Guthrie, kurie 1912 m. buvo apdovanoti Nobelio premija (Friedman *et al.* 1988).

Anastomozės tipas priklauso nuo anatomijos ir pačios procedūros. 1.9 pav. pavaizduotas anastomozės „galas-į-vidų“ eskizas.



1.9 pav. „galas-į-vidų“ anastomozė

„Galas-į-vidų“ jungties modifikacijos gali būti dviejų tipų tai yra arterijų šuntavimas AB (AB, angl. *artery bypass*) ir arterioveninis šuntas AV (AV, angl. *arteriovenous graft*), kurios pavaizduotos 1.9 pav. AV šuntas naudojamas hemodializėje įėjimo angai, kuri konstruojama kaip „tiltas“ tarp arterijos ir recipientės venos, kad apeiti pasipriešinimą kapiliare.



1.10 pav. Geometrija ir tekėjimo konfigūracija (a) AB (Grevious *et al.* 2003) ir (b) AV šuntų (Fischer *et al.* 2005)

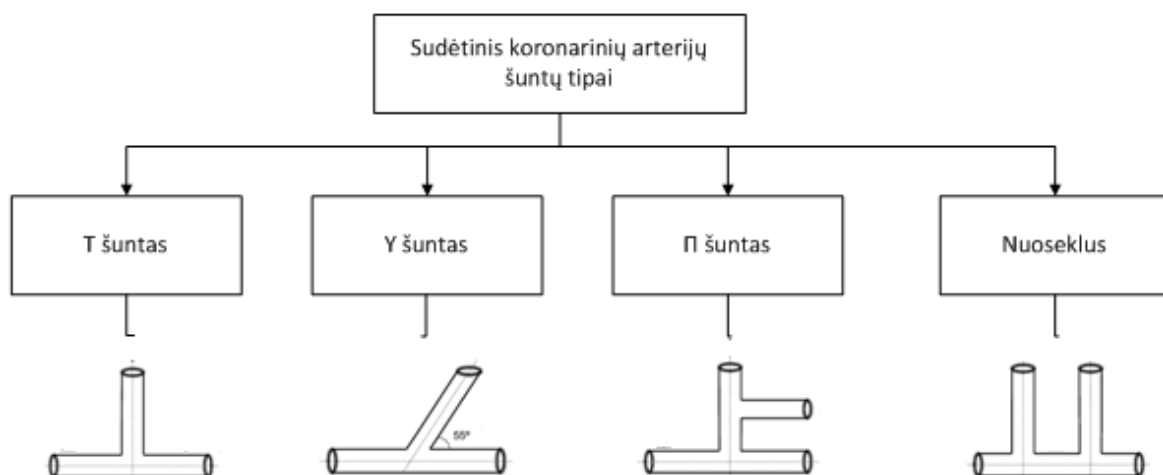
Arterijų šuntas (angl. *arterial bypass*) transplantantas yra dažniausiai naudojamas arterijoms, kurios yra užsikimšusios ir susiaurėjusios, dėl to yra ribojamas kraujo tekėjimas. Gimtosiose arterijos šakose distalinė jungtis vadinama proksimaline ištekėjimo dalimi (angl. *proximal outflow segment (POS)*) ir distaline ištekėjimo dalimi (angl. *distal outflow segment (DOS)*).

Anastomozė iš esmės yra išsišakojimas. Jis skiriasi nuo natūralių kraujagyslių išsišakojimų, nes kampas tarp autologinės kraujagyslės yra bukas. Kitas gana svarbus skirtumas tarp anastomozės ir kraujagyslių išsišakojimo yra srauto pasiskirstymas tarp autologinių kraujagyslių šakų. Srauto pasiskirstymas anastomozėje gali kisti labai daug ir turėti įtakos hemodinamai.

1.9 Šunto ir kraujagyslės sujungimo variantų analizė

Daugelyje vietų kraujo tekėjimas arterijose yra laminarinis. Tačiau, kai atsiranda staigus kraujagyslės skersmens ir kampo padidėjimas, staiga įvyksta srauto atsiskyrimas, recirkuliacija ir srauto stagnacija. Tokiose srityse, manoma, kad hemodinamikos jėgos yra susijusios tarpusavyje, kad įtakotų IH formavimąsi. Bet to geometrinė šunto forma, taip pat gali įtakoti IH formavimąsi ir ligos progresavimą.

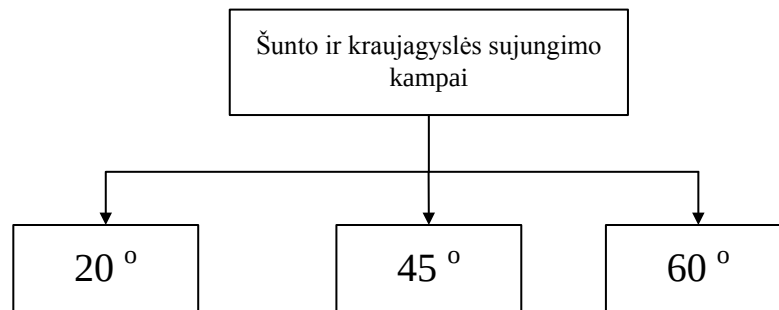
Neatitikimas tarp sintetinio šunto ir autologinės venos, taip pat gali įtakoti IH formavimąsi. Pilna arterijų revaskuliarizacija (angl. *total arterial revascularization (TAR)*) plačiai taikoma šiuolaikinėje širdies chirurgijos praktikoje. Todėl galima kurti sudėtingus arterijų šuntus, kurie susideda iš vidinės krūtinės ir radialinės arterijos dalių. Šuntai kasdieninėje širdies chirurgijoje naudojami tam, kad suformuoti naują kraujo tekėjimo kelią panaudojant įvairius sujungimo variantus (Politis *et al.* 2007).



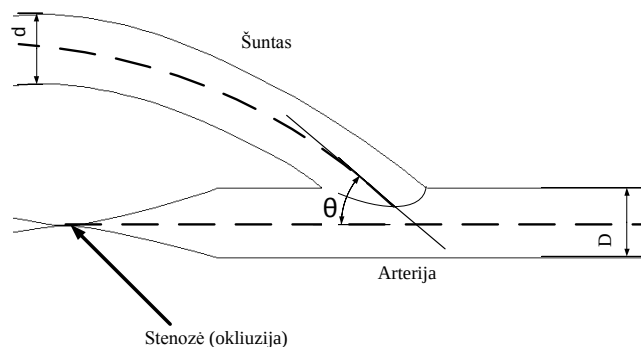
1.11 pav. Sudėtiniai koronarinių arterijų šuntų tipų variantai

1.10 Šunto ir kraujagyslės sujungimo kampų analizė

Vieni iš pagrindinių parametrų, tiriantys šunto praeinamumą yra šunto ir kraujagyslės sujungimo kampas. Mokslinėje literatūroje yra nagrinėjami ir tiriami sujungimo kampai pateikti 1.12 pav.



1.12 pav. Šunto ir kraujagyslės sujungimo kampai



1.13 pav. Šunto parametrai: D – arterijos skersmuo, d – šunto skersmuo; θ – šunto ir kraujagyslės sujungimo kampas.

20° sujungimo kampas.

Svarbi yra šunto geometrija, kuri turi įtakos šunto vietinei hemodinamikai. Vietinė hemodinamika turi didelę įtaką šunto praeinamumui. Mokslinėje literatūroje 20° laipsnių sujungimo kampas yra pats mažiausias kampas, kurį gali padaryti chirurgas (Qiao *et al.* 2007). Toks mažas sujungimo kampas, taip pat turi įtakos vietinei hemodinamikai šunte, kuri įtakoja intimos hiperplazijos (IH) ir trombų formavimuisi.



1.14 pav. Jungties konfigūracija, kai kampas 20°

Keliamos tokios prielaidos, kad kraujagyslės sienelė yra nepralaidi, tvirta ir taisyklingos geometrinės formos, kraujo tekėjimas laikomas laminariniu. Kraujas yra nespūdas niutoninis skystis, o visi greičio komponentai šalia kraujagyslės yra laikomi lygūs nuliui, neįvertinama trintis kraujo dalelių šalia kraujagyslės sienelės.

Kraujui tekant susidaro du tekėjimai, tai yra pagrindinis ir antrinis. Antrinis srautas susidaro, nes pasikeičia kraujotaka, kraujas pradeda tekėti per aplinkkelį, tai yra šuntą.

Pagrindinis tekėjimas. Pagrindinis srautas yra didelis ir pastovus, kai kraujo tėkmė modelio įėjime yra didelė ir pastovi. Tekėjimas atgal (angl. *refluene*) yra sustiprintas, kai įėjimo srautas lėtėja. Pagal sukuriamus srauto reiškinius, galima pasiekti didesnį hemodinamikos efektyvumą. Nuo įėjimo greičio priklauso išėjimo greitis.

Antrinis tekėjimas. Antrinis srautas yra didelis, kai įėjimo srautas yra mažas. Antrinis srautas turi įtakos sienelių šlyties įtempiams.

Slėgio pasiskirstymas. Šunto modelio viduje yra didelis slėgio kritimas per visą širdies darbo ciklą. Slėgio kritimas mažėja didėjant kraujagyslės skersmeniui. Nes slėgis priklauso nuo kraujagyslės skersmens, kuo kraujagyslės skersmuo didesnis, tuo slėgis bus mažesnis ir atvirkščiai. Didėjantis kraujo spaudimas yra siejamas su biocheminėmis ir biomechaninėmis reakcijomis, kurios vyksta kraujagyslės sienelėje ir gali vaidinti svarbų vaidmenį IH ir trombų vystymuisi.

45° sujungimo kampas.

Skaitmeninis modeliavimas yra svarbus kraujo tekėjimui arterijos tyrimams. Ankstesni tyrėjai tyrė (Deville *et al.* 1996): kraujotakos nepastovumą, trimatę geometriją ir trimatę arterijos geometrijos rekonstrukciją naudojant ankstesnių tyrimų duomenis. Kampo įtaka anastomozei ir srauto pasiskirstymui arterijoje ir šunte tiriami kur kas plačiau (Bertolotti *et al.* 2000; Bertolotti *et al.* 2001).

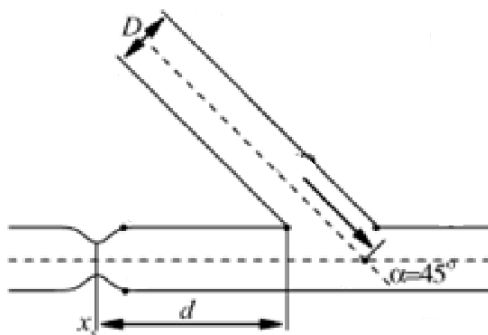
1.15 pav. pateiktas supaprastintas anastomozės modelis, kuriame du susikertantys cilindrai, kurių skersmuo D ir sujungimo kampas 45° . Arterijos skersmuo yra maždaug 3 mm, tai yra $d = 3$ mm. 75 % stenozės dydis yra aprašomas Gauso mišinio funkcija (Chen *et al.* 2005):

$$\frac{R(x)}{R_0} = 1 - \frac{1}{2} \exp\left(-\frac{4(x-x_s)^2}{R_0^2}\right) \quad (1.1)$$

čia: $R(x)$ - siaurosios dalies spindulys gimtojoje arterijoje vainikinėje arterijoje su $R_0 = 0,5$ mm;
 x_s – stenozės padėtis.

Šunto praeinamumo tipai:

- 1) Pirminis – tai nepertraukiamas šunto funkcionavimas be papildomų intervencijų.
- 2) Pirminis asistuojamas – tai nepertraukiamas šunto funkcionavimas (be šunto trombozės). Kada buvo atliktos papildomos operacijos ar procedūros šunto praeinamumui užtikrinti.
- 3) Antrinis – tai bendras (su pertraukomos) šunto funkcionavimas, kada šunto praeinamumas buvo atnaujintas trombektomijos arba trombolizės metu, kartu šalinant trombozę sukėlusią priežastį.



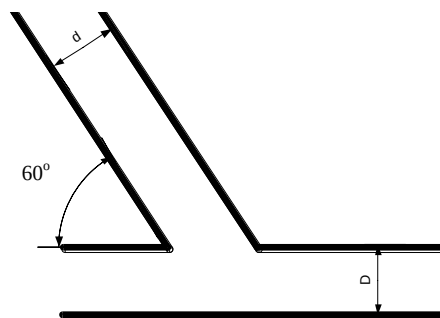
1.15 pav. Anastomozės konfigūracija, kai sujungimo kampas 45° . D – šunto skersmuo mm, d – atstumas nuo sujungimo taško ir stenozės vidurys

Šalia anastomozės srauto struktūra yra ganėtinai sudėtinga ir susijusi su IH plėtimusi. Srauto pasikeitimas tarp šunto į autologinę arteriją sukelia srauto pakitimus, kurie yra susiję su išcentrinėmis jėgomis. Be to, antrinis srautas nuo okliuzuotos arterijos sukuria „reaktyvinį“ srautą, kuris sąveikauja su šunto srautu. Šis sujungimo kampas yra plačiausiai tiriamas, nes jis yra bendras visiems *in vivo* tyrimams (Sherwin *et al.*). Mokslininkai nustatė, kad esant 45° sujungimo kampui pagerėja šunto praeinamumas ir mažėja IH formavimasis. Taip pat toks sujungimo kampas yra tinkamas, kad išanalizuoti srauto savybes dvimačiame šunto modelyje.

60° sujungimo kampas. (Vinatu *et al.* 2010).

Pagrindinis kraujagyslių chirurgijos tikslas atkurti kraujo tekėjimą audiniams ir organams. Nors kraujagyslių chirurgija atkuria tekėjimą pagal fiziologinį spaudimą, bet išvengti nepageidaujamų srauto sąlygų nepavyksta ir tai skatina aterosklerozės ir trombų vystymąsi iš naujo (Giddens *et al.* 2006).

Toks sujungimo kampo modelis jautrus dalelių nusėdimui į šunto apatinę dalį ar žemiau vidurio linijos ir manoma, kad anastomozėje su dideliu kampu dažniau formuojasi trombai, nei su mažesniu kampu. Tokioje geometrijoje pastebimi du srautai stenozuotoje arterijoje ir stiprus „sraigtinis“ srautas distalinėje arterijoje.

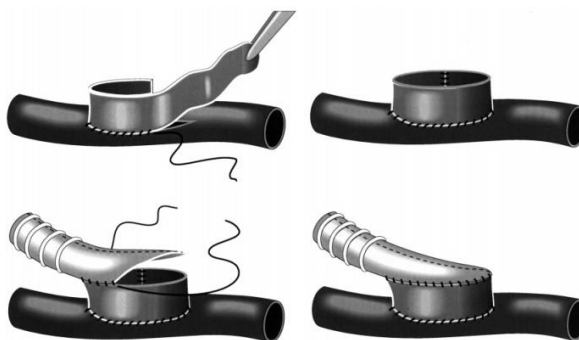


1.16 pav. Šunto konfigūracija, kai sujungimo kampas 60° . D – arterijos skersmuo, d – šunto skersmuo

Antrinis sūkurys yra didesnis arčiau anastomozės ir sukasi pagal laikrodžio rodyklę, distalinėje dalyje pirminis srautas sukasi prieš laikrodžio rodyklę. Nėra jokios recirkuliacijos anastomozės apatinėje srityje. Tai yra naudinga, nes tai sumažina kontaktą tarp kraujo ir šunto paviršiaus ir taip yra sumažinama trombozės rizika. Recirkuliacijos nebuvimas yra naudingas, nes tai mažina kontaktą tarp kraujo ir šunto paviršiaus ir taip sumažinama trombozės rizika. Staigus kraujagyslės skersmens padidėjimas sukelia srauto greičio praradimą, kuris apskaičiuojamas pagal Bernulio lygtį.

1.11 Miller'io jungė

Intimos hiperplazija yra pagrindinė šuntavimo operacijos nesėkmė per tam tikrą periodą. Mokslinėje literatūroje teigiama, kad intimos hiperplazija pradeda vystytis nuo 2 iki 24 mėnesių po šuntavimo operacijos. Papildomai panaudojant jungę operacijos metu tarp šunto ir autologinės arterijos yra gaunamas geresnis praeinamumas palyginus su standartiniu „galas-į-vidų“ anastomozės tipu. Yra įrodyta, kad jungės geometrija sukelia didesnę susimaišymą jungės viduje, siekiant sumažinti kraujo srauto atsiskyrimą autologinėje arterijoje, tuo pat metu padidinant sienelės šlyties įtempius kitose srityse.

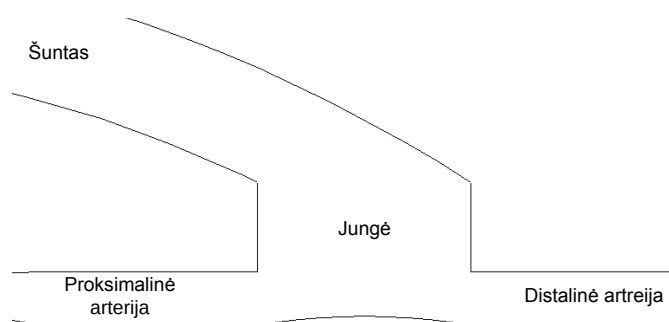


1.17 pav. Šuntas su jungė

Mokslinė literatūra (Fisher *et al.* 2001) apibūdina, kad šunto su jungė geometrijos konfigūracija sukelia esmines permainas srauto struktūros atžvilgiu, tai yra sukeliant vientisą srautą. Šunto su jungė tyrimas angiografu parodė, kad IH yra pasiskirstęs toliau nuo kritinių vietų ir autologinės arterijos ir iki jungės sujungimo, o tai reiškia geresnį suderinamumą (Silva *et al.* 1999).

Šunto su jungė tipas leidžia apsaugoti autologinę arteriją nuo patogenezės. Mokslinėje literatūroje teigiama, kad šuntas su jungė turi didelį srautą jungėje, tai yra gali prisitaikyti prie senelės sustorėjimo. Yra manoma, kad neatitikimas prisideda prie IH formavimosi, nes daugėjant IH ląstelių pasiskirsto po visą jungę, nei kituose sujungimo tipuose.

Tokia jungė leidžia padidinti šunto praeinamumą ilgesniam laikui, nei įprastos šunto konfigūracijos.



1.18 pav. Šunto su jungė konfigūracija.

1.12 Šunto medžiagos

Šuntavimui naudojama to paties ligonio vena – autovena. Ji yra tinkamiausia šuntavimo medžiaga. Dažniausiai naudojama didžioji poodžio vena. Šiuo metu dauguma autorių nepastebi didesnio ilgalaikio praeinamumo skirtumo tarp autoveninio šuntavimo operacijų, kurių metu naudota reversuota ar nereversuota autovena.

Šuntavimui naudojama autovena lemia geresnius rezultatus nei sintetiniai kraujagyslių protezai, kurie mažai pagerina specialią anastomozų plastiką. Ypač blogi sintetinių kraujagyslių protezų naudojimas distalinėms rekonstrukcijoms rezultatai.

Dažniausiai yra naudojamos šios sintetinės šuntų medžiagos (Galdikas 1995):

- Politetrafluoretilenas (PTFE). Tai viena iš labiausiai paplitusių medžiagų. Fiziocheminės PTFE savybės slopina aktyvų priesieninių trombų formavimąsi. Kraujo ląstelės labiau kaupiasi atokiau arterijos jungimosi vietos.
- Poliuretanai (PU). PU medžiagos naudojamos medicinoje istorija yra ilga ir permaininga. PU sudaro nepaprastai didelį polimerinių medžiagų skaičių. PU gaminamas iš diizocianatų ir

dipoliu. Yra galimas nepaprastai didelis skaičius modifikacijų. Vienas iš pirmųjų priežasčių dėl ko trombuojasi PU šunte yra priesieniniai trombai.

- Dakronas. Iš dakrono (poliesterio) medžiagos pagaminti šuntai naudojami atliekant rekonstrukcines arterijų operacijas. Yra trys dakronas šunto tipai: austas, megztas ir veltas.

Tyrimais nustatyta, kad sintetinių šuntų praeinamumas yra blogesnis lyginant su autologiniu šuntu.

1.13 Atliktos analizės apibendrinimas ir tyrimo uždavinių formulavimas

Anastomozės (gr. *anastomōsis* – sujungimas) intimos hiperplazija (IH) (hiperplazija – ląstelių išvešėjimas) ir trombozė yra viena dažniausių šuntavimo operacijos nesėkmių. Anastomozė gali būti dviejų tipų „galas-į-galą“ ir „galas-į-vidų“. Pagrindinis šuntavimo operacijos tikslas yra atkurti normalų kraujo tekėjimą ir aprūpinti organizmą deguonimi ir maistinėmis medžiagomis.

Kai nėra tinkama autologinė vena, tai galima naudoti sintetinį šuntą, kuris yra gaminamas iš teflono (PTFE) ar dakrono. Tai pagrindinės sintetinės medžiagos tinkamos sintetiniam kraujagyslių pakaitalui. Bet kaip ir autologinėje venoje ar sintetiniame šunte pradeda vystytis IH distalinėje šunto dalyje.

Skaitmeninis modeliavimas yra idealus įrankis su kuriuo galima gana išsamiai ištirti įvairius parametrus, kurie turi įtakos IH formavimuisi. Labai daug įvairių veiksnių turi įtakos kraujo srautui šunte, tai yra šunto geometrija, šunto kampas, šunto medžiaga.

Šuntas su jūne turi didesnę tekėjimo plotą, tai sudaro geresnės konfigūracijos. Todėl tokio šunto modifikacija gali padidinti šunto praeinamumo laikotarpį. Tokia konfigūracija reikalauja išsamaus tyrimo.

Hemodinamika yra jautri geometriniams veiksniams. Nevienalytė hemodinamika sukelia nenormalius biologinius procesus, kurie įtakoja greitą restanozę.

Yra nustatyta, kad mažesnis sujungimo kampas turi daugiau teigiamų savybių, nei didelis sujungimo kampas.

Išanalizavus mokslinę literatūrą nustatyta, kad šuntų praeinamumo laikotarpis yra trumpas, todėl naujos konfigūracijos šuntas su jūne turi ilgesnį praeinamumą, palyginus su kitais šuntų tipais. Pagrindiniai šunto su jūne parametrai yra jos aukštis ir ilgis. Todėl yra labai svarbu ištirti šunto ilgio ir aukščio santykio priklausomybę IH ir trombų vystymuisi. Taip pat svarbu yra įvertinti modelio įėjimo srauto greičio įtaką.

2.KRAUJO TEKĖJIMO KRAUJAGYSLĖJE MODELIO SUDARYMAS

2.1 Analitiniai kraujagyslių tyrimo modeliai

Modeliuose paprastai daromos tam tikros prielaidos, orientuotos į konkrečių uždavinių, kuriems modelis skirtas, sprendimą.

Dvimačiame kraujagyslės modelyje naudojamos dvi koordinatės cilindrinėje sistemoje.

Tekėjimo kinematika. Apibūdinant judėjimą skystų elementų, judančių sraute, greitį galima išreikšti jį trimis Dekarto koordinačių sistemos komponentais. Tai yra u , v ir w yra greičio komponentai x , y ir z kryptimis.

$$\text{Greitis} = \vec{V}(x, y, z, t) \quad (2.1)$$

$$\vec{V} = u\hat{i} + v\hat{j} + w\hat{k} = u(x, y, z, t)\hat{i} + v(x, y, z, t)\hat{j} + w(x, y, z, t)\hat{k} \quad (2.2)$$

Pagreičius galima išreikšti nuo (2.3), (2.4), (2.5) ir (2.6) formulėmis.

$$\text{Pagreitis} = \vec{a}(x, y, z, t) = \frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \frac{\partial \vec{V}}{\partial x} + \frac{\partial \vec{V}}{\partial y} + \frac{\partial \vec{V}}{\partial z} \quad (2.3)$$

$$a_x = \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \quad (2.4)$$

$$a_y = \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \quad (2.5)$$

$$a_w = \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \quad (2.6)$$

Pagreitį galima išreikšti, panaudojant operatorių $D()/Dt$, kuris yra išvestinis dydis. Skliaustuose yra žymimas vektorius, kuris vadinamas greičio vektoriumi.

$$\vec{a} = \frac{D\vec{V}}{Dt} \quad (2.7)$$

Operatorius $D(\cdot)/Dt$ yra apibrėžiamas tokia formule:

$$\frac{DQ}{Dt} = \frac{\partial Q}{\partial t} + u \frac{\partial Q}{\partial x} + v \frac{\partial Q}{\partial y} + w \frac{\partial Q}{\partial z} \quad (2.8)$$

Pažymėtina, kad visi dydžiai $D(V)/Dt$ turi dvi dalis. Viena dalis yra laiko išvestinė, o kita konvekcijs dėl skirtingos greičio dalies. Todėl dalelės pastoviam sraute gali greitėti.

Gradiiento operatorių $\nabla()$ galima perrašyti trumpesne forma.

$$\vec{\nabla}Q = \frac{\partial Q}{\partial x} \vec{i} + \frac{\partial Q}{\partial y} \vec{j} + \frac{\partial Q}{\partial z} \vec{k} \quad (2.9)$$

$$\frac{DQ}{Dt} = \frac{\partial Q}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot \vec{V}Q \quad (2.10)$$

(2.11) formulėje yra įvedama Laplaso transformacija. Laplaso transformacija suteikia skaliarinį dydį, imdamas gradiiento operatoriaus vektoriaus taškus:

$$\nabla^2 Q = \vec{\nabla}Q \cdot \vec{\nabla}Q \quad (2.11)$$

$$\nabla^2 Q = \frac{\partial^2 Q}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 Q}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 Q}{\partial z^2} \quad (2.12)$$

Navje – Stokso lygtį galima užrašyti taip:

$$\rho \frac{D\vec{V}}{Dt} = \rho \vec{g} - \vec{\nabla}P + \mu \nabla^2 \vec{V} \quad (2.13)$$

čia: ρ – yra skysčio tankis, kg/m^3 ;

$\frac{D\vec{V}}{Dt}$ – greičio vektorius;

$\vec{g}$ – laisvo kritimo pagreitis;

$\vec{\nabla}P$ – slėgio gradientas;

μ – klampumas.

Skysčio tekėjimas yra apibrėžiamas: masės, judesio kiekio ir energijos dėsniais. Šie dėsniai yra išreiškiami dalinėmis diferencialinėmis lygtimis, kurios yra diskretizuojamos baigtinių elementų metodu.

Tolydumo lygtis. Iš masės tvermės dėsnio yra gaunama vientisumo lygtis:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho v_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho v_z)}{\partial z} = 0 \quad (2.14)$$

čia: v_x, v_y ir v_z – vektorinio greičio komponentai;
 ρ – tankis;
 x, y, z – koordinatės;
 t – laikas.

Tankis gali kisti priklausomai nuo slėgio ir greičio, tankis gali kisti su spaudimu:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = \frac{\partial \rho}{\partial P} \cdot \frac{\partial P}{\partial t} \quad (2.15)$$

čia P – slėgis, Pa.

Judesio kiekio lygtis. Niutoniniame skystyje santykis tarp įtempimų ir skysčio deformacijos greičio yra lygus:

$$\tau_{ij} = -P\delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) + \delta_{ij} \lambda \frac{\partial u_j}{\partial x_j} \quad (2.16)$$

čia: τ_{ij} – įtempimų tenzorius;
 u_i – ortogonalinis greitis ($u_1 = v_x, u_2 = v_y, u_3 = v_z$);
 μ – dinaminis klampumas;
 λ – kitas klampumo koeficientas.

Skysčio tėkmei apibūdinti naudojamas Reinoldso skaičius, kuris apskaičiuojamas pagal formulę:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\mu} \quad (2.17)$$

čia: Re – Reindolso skaičius;

D – kraujagyslės skersmuo, mm;

v – kraujo greitis m/s;

ρ – skysčio tankis kg/m³;

μ – dinaminis klampis kg/m*s.

Kraujagyslėse Reinoldso skaičius svyruoja nuo vieneto smulkiose arteriolėse iki 6 tūkstančių aortoje, stambiausioje žmogaus arterijoje. Reinoldso skaičius priklauso nuo kraujagyslių skersmens ir greičio. Nagrinėjamu atveju mechaniniai kraujo tėkmės parametrai pateikti 2.1 lentelėje. Taip pat ir jungės ilgio ir aukščio santykiai pateikti 2.2 lentelėje.

Baigtinių elementu metodas. Tai vienas plačiausiai taikomų metodų, skirtų mechaninių, šiluminių, hidraulinių, elektromagnetinių ir kitokių fizinių sistemų uždaviniams spręsti bei dinaminiams procesams modeliuoti.

BEM plačiausiai taikomas įvairius fizikinius reiškinius ir procesus aprašančiomis diferencialinėmis lygtimis dalinėmis išvestinėmis spręsti. Skaičiavimai BEM taikomi šiais etapais:

- bet kuri sudėtingos geometrinės formos sritis pavaizduojama baigtinių nesudėtingu formos elementų skaičiumi;
- kiekvieno elemento srityje diferencialinė lygtis dalinėmis išvestinėmis apytiksliai pakeičiama algebrinių lygčių sistema;
- elementų algebrinės lygtys jungiamos į bendrą vienareikšmiškai išsprendžiamą algebrinių lygčių sistemą.

Fizinis procesas, nagrinėjamas kiekviename baigtiniame elemente, yra išsamiai aprašomas, laikant juos mažomis sritimis su iš pradžių nežinomomis kraštinėmis sąlygomis. Tuo baigtinių elementų skaičiavimo schema iš esmės skiriasi nuo baigtinių skirtumų metodo schemos. Taikant baigtinių skirtumų metodą, dalinės išvestinės išreiškiamos skirtumų formulėmis diskrečiajame tinklelyje, o algebrinių lygčių sistema gaunama tiesiog įrašius jų išraiškas į pradinę diferencialinę lygtį.

Baigtinių elementų metodas yra apytikslis skaičiavimo metodas, tinkamas sudėtingoms geometrinėms formoms, tokiai kaip širdies ir kraujagyslių sistema. Sistema yra sprendžiama dalinėmis diferencialinėmis lygtimis.

Skaičiuojamosios skysčių dinamikos matematinė lygtis yra hemodinamikos modeliavimo pagrindinis komponentas. Kraujas yra sudarytas iš 90–92 % vandens, baltymų (albumino, globulino ir fibrinogeno) 7 % ir neorganinių darinių. Raudonosios kraujo ląstelės yra atsakingos už deguonies ir anglies dvideginio apsikeitimą su ląstelėmis. Apytiksliai jų yra $4-6 \times 10^6$ mm³ išgaubtų diskų ir 45 % visame kraujyje; jie sudaryti iš 65 % vandens, 3 % membranos komponentų ir 32 %

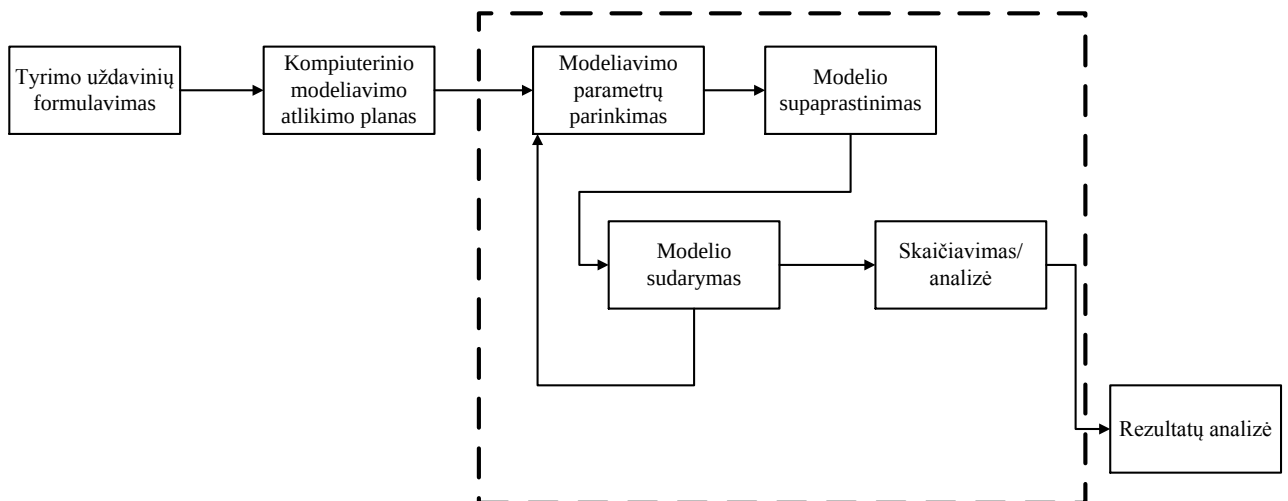
hemoglobino. Baltosios kraujo ląstelės (leukocitai) dalyvauja imuninėje sistemoje, jų forma yra sferinė, jų yra $4\text{--}11 \times 10^3 \text{ mm}^3$. Plokštelės (trombocitai), kurios atsakingos už koaguliaciją: jie yra apvalūs arba ovalūs diskai jų yra $3\text{--}5 \times 10^5 \text{ mm}^3$.

Pagrindiniai dydžiai, kurie apibūdina kraujo tėkmę, yra greitis v ir slėgis P ir klampumas μ .

2.2 Modelio sudarymas ir modeliavimas

Tyrimo tikslas – įvertinti šunto su jungę geometrinių parametų įtaką IH formavimuisi, nustatyti šunto jungės ilgio ir aukščio santykio įtaką kraujo srauto struktūrai ir kraujagyslės patogeneizės vystymuisi.

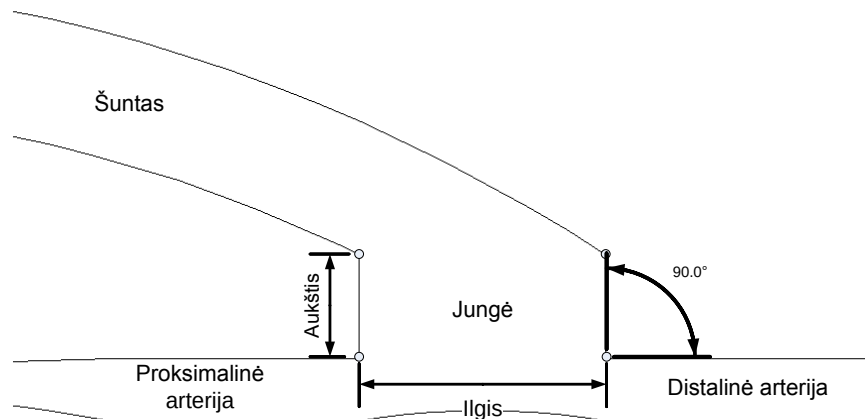
Tyrimo metodika pateikta 2.1 pav.



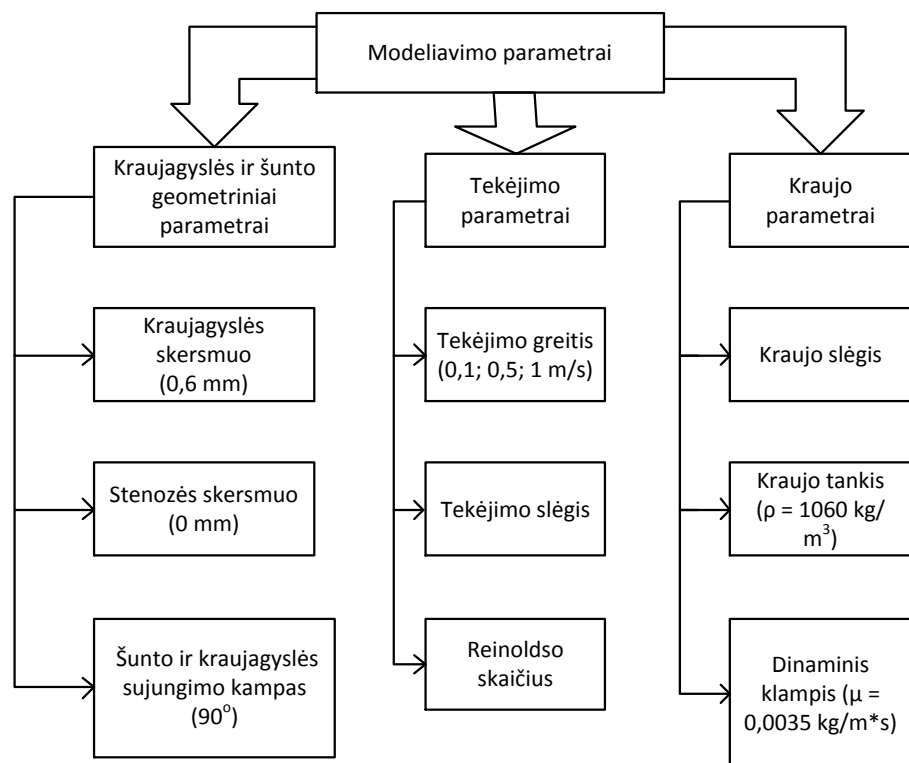
2.1 pav. Tyrimo metodika

1. Tyrimo uždavinių formavimas. Sukurti kraujagyslės su jungę modelį ir įvertinti šunto su jungę geometrinių parametų įtaką IH formavimuisi, nustatyti šunto jungės ilgio ir aukščio santykio ir srauto įėjimo greičio įtaką kraujo srauto struktūrai ir kraujagyslės patogeneizės vystymuisi.
2. Kompiuterinio modelio atlikimo planas. Šiame etape yra pasirinkta naudoti programinę įrangą ANSYS, pasirenkant FLOTRAN tekėjimo analizę, kuri leidžia nagrinėti skysčio tekėjimą, įvertinti greičio ir slėgio pasiskirstymą jungėje.
3. Modeliavimo parametų parinkimas. Kaip galima matyti iš 2.2 pav. modeliui sudaryti reikia žinoti šunto su jungę geometrinius parametrus (2.3 pav.). Kitas svarbus parametras yra stenozės skersmuo, kuris yra aprašomas (1.1) formule, kuris turi įtakos kraujo srauto

tekėjimui autologinėje arterijoje, nes kai yra padaroma šuntavimo operacija, kraujas teka per stenozuotą autologinę arteriją, kol ji visiškai okliuzuojasi, todėl yra svarbu jį įvertinti, nes ji turi įtakos kraujo srauto tekėjimui šunte. Taip pat svarbus parametras yra kraujagyslės ir šunto sujungimo kampas, kuris turi įtakos kraujo srauto tekėjimui ir IH formavimui. O pačio kraujo srauto pagrindiniai parametrai yra kraujo srauto įėjimo greitis, slėgis ir Reinoldso skaičius. Taip pat reikia įvertinti kraujo parametrus, tai yra jo slėgį, tankį ir dinaminį klampį.

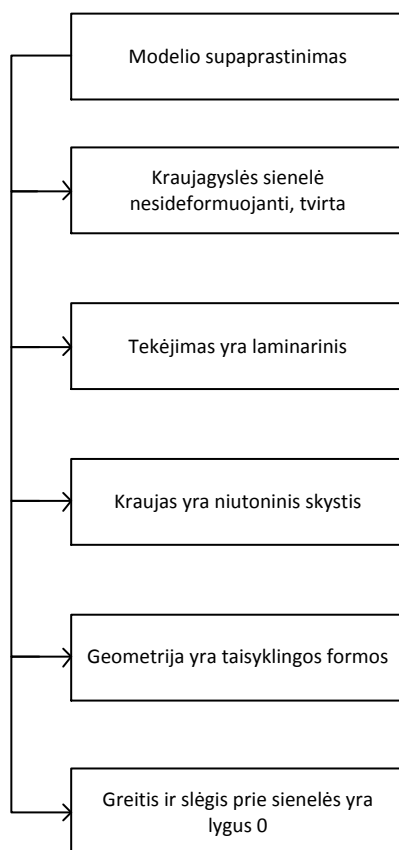


2.2 pav. Šunto su jungė distalinės dalies pagrindinės dalys



2.3 pav. Pagrindiniai modeliavimo parametrai

4. Modelio supaprastinimas. Yra labai svarbu modelį supaprastinti, nes kuriant realų modelį yra gana sudėtinga jį atkurti. Todėl priimami tokie modelio supaprastinimai, kurie pateikti 2.4 pav.
5. Sukurti modeliai yra bandomi su įvairiais parametrais, siekiant gauti greičio ir slėgio pasiskirstymo grafikus ir koreliaciją tarp jungės geometrinių parametrų, tai yra aukščio ir ilgio santykio.
6. Rezultatų analizė. Bus analizuojami modeliai pagal geometrinių parametrų įtaką IH vystymuisi.



2.4 pav. Modelio supaprastinimas

2.1 lentelė. Mechaniniai kraujo parametrai

Mechaninis parametras	Matavimo vienetai	Reikšmė
Greitis, v	m/s	0,1; 0,5 ir 1,0
Tankis, ρ	kg/m ³	1060
Dinaminis klampumas, μ	kg/m*s	0,0035

2.2 lentelė. Šunto su jungė ilgio ir aukščio santykiai

Ilgis, mm	Aukštis, mm	Santykis
8	12	0,6
12	15	0,8
12	12	1,0
15	12	1,25
12	8	1,5
17	10	1,7

2.3. Kraujagyslės ir kraujo tekėjimo modelio sudarymas

Sudarant kraujagyslės ir kraujo tėkmės modelį manoma, kad kraujagyslės sienelės yra nesindeformuojančios, tai yra standžios. Kraujagyslės ir šuntas yra laikomos taisyklingos geometrinės formos vamzdeliai, jungė yra cilindro formos. Vamzdeliais teka kraujas, kuris yra laikomas niutoniniu skysčiu. Kraujo tekėjimas yra laikomas laminariu, nes turbulentinis tekėjimas atsiranda tik stambiosiose kraujagyslėse.

Kuriant kraujagyslės ir kraujo tekėjimo modelį, buvo keliamos tokios prielaidos:

- kraujas yra niutoninis skystis, kurio dinaminis klampis yra pastovus, tankis taip pat;
- kraujo temperatūra yra pastovi, tai yra 37 °C;
- slėgis ir greitis prie kraujagyslės sienelės yra lygus nuliui tam, kad nebūtų įvertintos trinties sąlygos;
- modelio gale slėgis yra lygus nuliui.

Tyrimo metu sprendžiama Navjė – Stokso lygtis taikant BEM ir programinę įrangą, kuri paremta BEM, tai yra ANSYS.

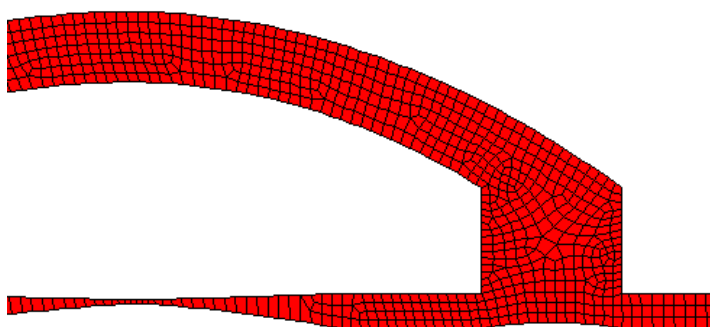
Kraujo tekėjimas yra laminarinis, kraujas yra nespūdas niutoninis skystis, kraujo tekėjimo greitis – 1 m/s, dinaminis kraujo klampis – 0,0035 kg/ms, kraujo tankis – 1060 kg/m³. Kraujagyslės skersmuo 0,3 mm, šunto skersmuo 0,6 mm. Kraujo tėkmė yra impulsinio pobūdžio, viso kardialinio ciklo laikas 0,9 s, jį sudaro 0,5 s sistolė, tai yra kraujo tekėjimo pradžia, ir 0,4 s vadinama diastole, širdies atsipalaidavimas.

Tiriant kraujo tekėjimą yra panaudojam Navjė – Stokso diferencialinė lygtis niutoniniams skysčiams.

Pritaikant BEM uždavinio sprendinys yra jautrus baigtinių elementų tinklelio tipui, kuris turi įtakos sprendinio tikslumui. Todėl pasirenkant baigtinio elemento tipo tinklelio tankumą, gaunamas pirminis sprendinys ir skaidymas į baigtinius elementus yra kartojamas, kol gaunamas reikiamas tikslumas. Yra svarbu turėti gerą baigtinių elementų tinkelį, kuris leidžia įvertinti visą modelį.

Panaudojant baigtinių elementų metodą sudaryti kraujagyslės ir šunto su jungė modeliai. Modelis suskaidytas į stačiakampius baigtinius elementus, kaip parodyta 2.5 pav. Modelio geometrija yra plokštuminė ir simetrinė. Tiriant šunto su jungė ilgio ir aukščio santykio buvo keičiamas jungės ilgis ir aukštis, kad būtų įvertinta jų įtaka kraujo tekėjimui jungėje.

Sudarant kraujagyslės ir šunto su jungė modelį, jis suskaidomas į baigtinius elementus taikant 40 iteracijų (operacijos pakartotinio panaudojimo rezultatas) ciklą.



2.5 pav. Modelis, suskaidytas į stačiakampius baigtinius elementus

2.3 lentelė. Baigtinių elementų skaičius pagal aukščio ir ilgio santykį

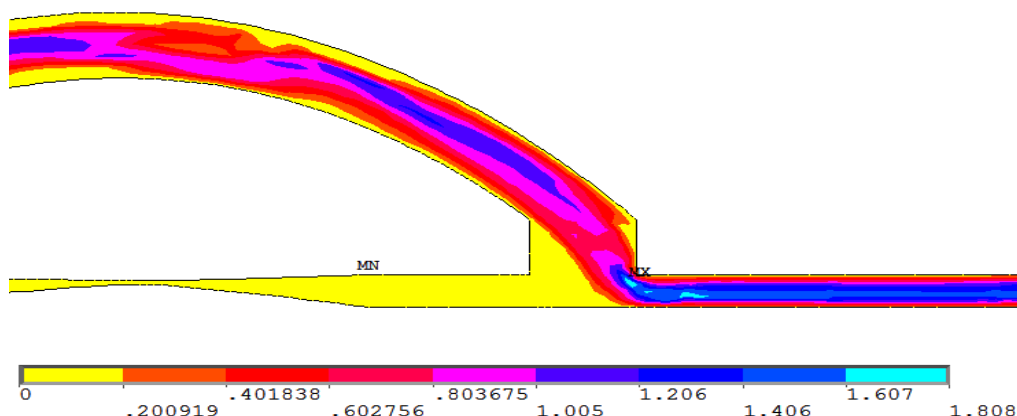
Santykis	Baigtinių elementų skaičius
0,6	1440
0,8	1294
1	1453
1,25	1506
1,5	1517
1,75	1630

3. KRAUJO TEKĖJIMO KRAUJAGYSLĖJE MODELIAVIMO REZULTATAI

Buvo sudaryti aštuoniolika modelių su šešiais skirtingais ilgio ir aukščio santykiais, kurie pateikti 2.2 lentelėje ir su trimis skirtingais įėjimo greičiais, tai yra 1 m/s, 0,5 m/s ir 0,1 m/s. Srauto krypties pakitimas į šuntą sukelia srauto iškraipymą, kuris įvyksta dėl išcentrinių jėgų ir spaudimo gradiento pokyčio.

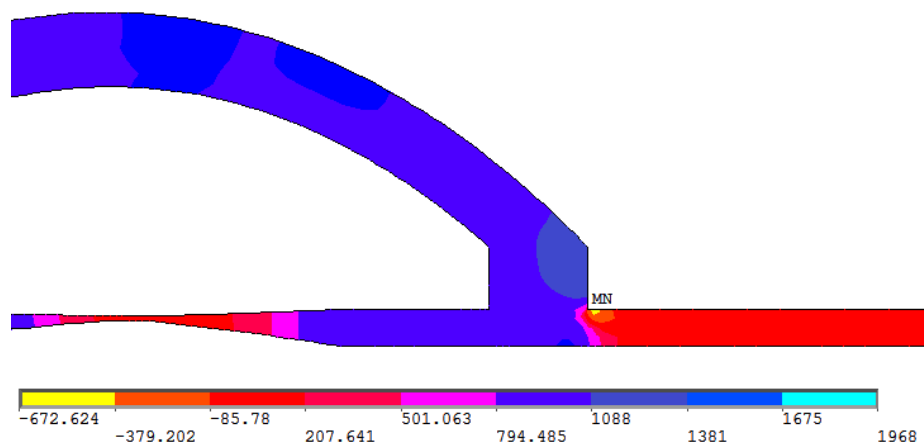
Norint gauti koreliaciją naudojamos identiškos sąlygos ir parametrai. Srauto tekėjimas yra laminarinis, kraujas laikomas niutoniniu skysčiu, kraujo tankis $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$, dinaminis klampis kraujo $\mu = 0,0035 \text{ kg/ms}$, kraujo temperatūra 37°C .

Kai šunto su jūne ilgio ir aukščio santykis yra 0,6, o srauto įėjimo greitis yra lygus 1,0 m/s. Toks greitis žmogaus organizme būna, kai širdis yra stipriai apkraunama. 3.1 pav. yra pavaizduotas kraujo tėkmės pasiskirstymas distalinėje jungės dalyje, kurioje dažniausiai pradeda vystytis IH ir kraujagyslių patogenezę. Kraujo tėkmė yra nevientisa, jos greitis kinta nuo 0 iki 1,206 m/s.



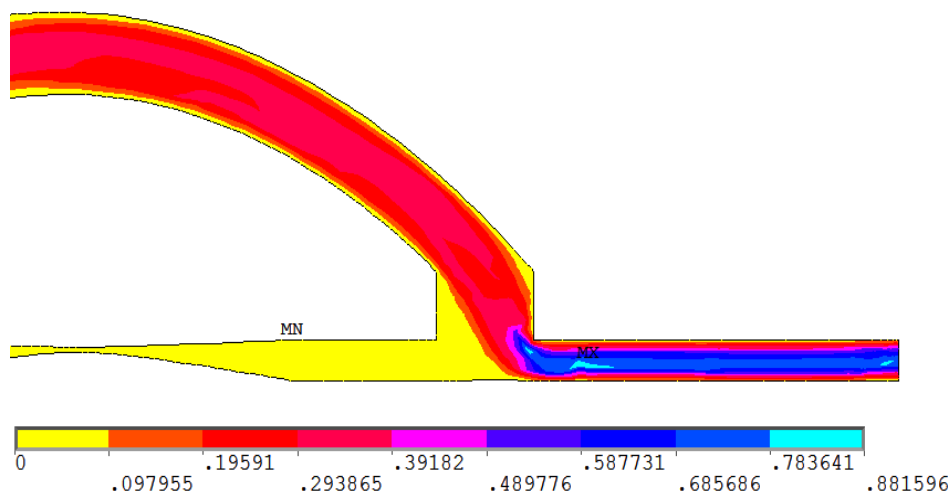
3.1 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas modelyje (0,6 santykis), kai įėjimo greitis $v = 1,0 \text{ m/s}$

3.2 pav. pavaizduotas slėgio pasiskirstymas distalinėje jungėje. Paveiksle galima pastebėti, kad slėgis yra pastovus ($P = 1088 \text{ Pa}$), bet į distalinę jungės sienelę atsiranda slėgio padidėjimas ($P = 1381 \text{ Pa}$). Toks slėgio padidėjimas į distalinę jungės sienelę neleis ilgesnį laiką vystytis IH ir prilipti kraujo nešamoms įvairioms dalelėms.



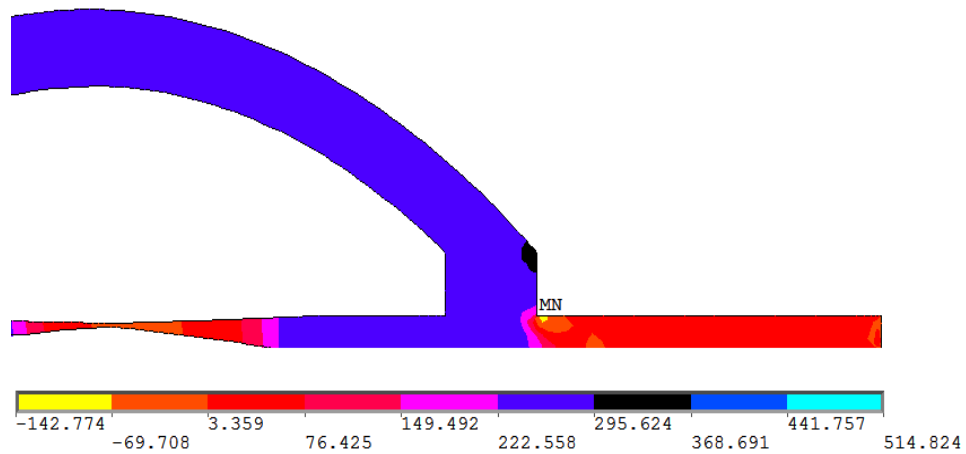
3.2 pav. Slėgio pasiskirstymas modelio (0,6 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s

Sumažinus įėjimo greitį iki 0,5 m/s. Toks greitis žmogaus organizme būna, kai žmogus paprasčiausiai ramiai vaikšto ir t. t. 3.3 pav. galima pastebėti, kad srautas šunte ir jungėje kintamas. Jis svyruoja nuo 0,196 iki 0,587 m/s. Distalinėje jungės sienelėje srautas tiesiogiai veikia ją.



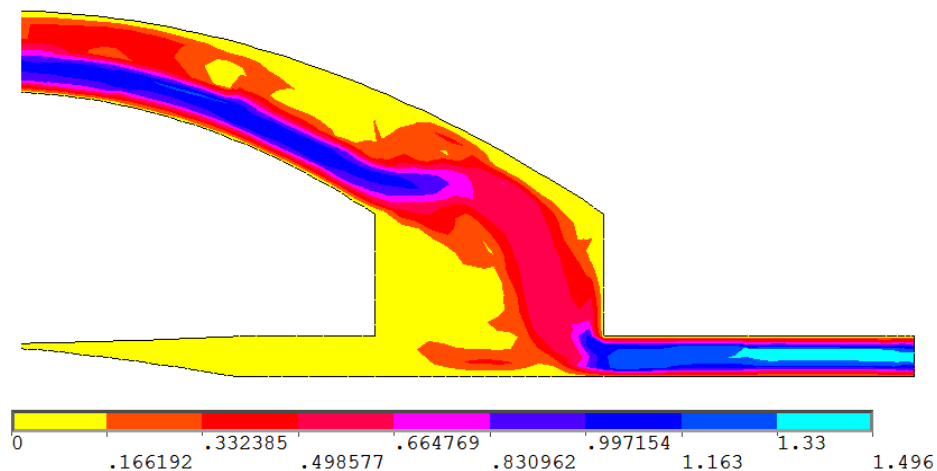
3.3 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas modelyje (0,6 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 0,5$ m/s

3.4 pav. pavaizduotas slėgio pasiskirstymas. Slėgis jungėje ir šunte yra pastovus ($P = 222$ Pa). Tik labai mažoje srityje atsiranda slėgio padidėjimas ($P = 295$ Pa). Tokiame modelyje yra tikėtina, kad gana anksti prasidės IH vystymasis ir teks atlikti pakartotinį šuntavimą.



3.4 pav. Slėgio pasiskirstymas modelyje (0,6 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 0,5$ m/s

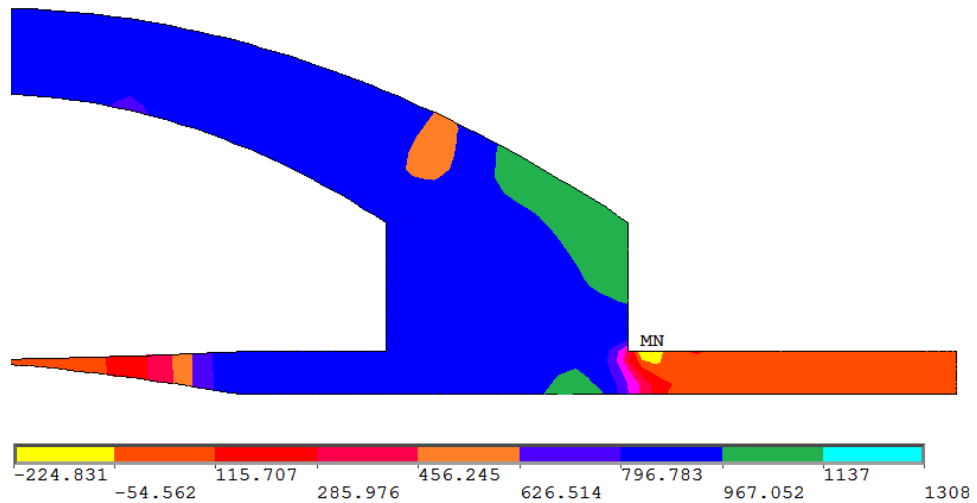
Kraujo tėkmė, modelyje, kai santykis yra lygus 1,25 ir srauto įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s. Distalinėje jungėje pradeda formuotis sūkurinis srautas.



3.5 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas (1,25 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s

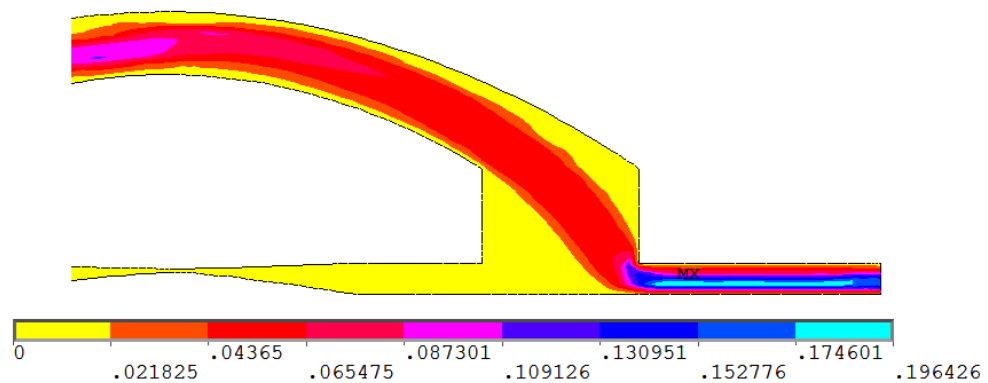
Iš 3.7 pav. galima pamatyti, kad slėgis distalinėje jungės dalyje yra pasiskirstęs nevienodai. Slėgis jungėje yra išsidėstęs įvairios formos plotais. Jis yra lygus 456 Pa ir 967 Pa.

Tokia modelio konfigūracija turės ilgesnį praeinamumo laikotarpį.

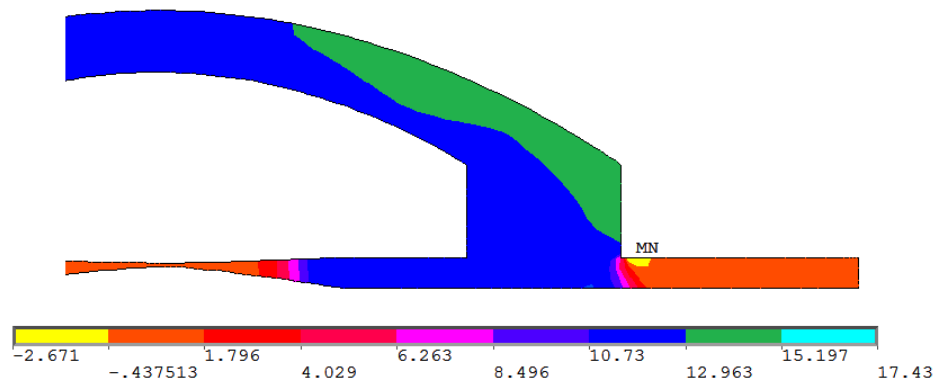


3.6 pav. Slėgio pasiskirstymas(1,25 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s

Kai srauto įėjimo greitis yra sumažinamas iki 0,1 m/s. Slėgis yra taip pat padidinamas į distalinę sienelę ($P = 12$ Pa), o jungėje jis yra pastovus ir lygus 10 Pa. Kraujo tėkmės srautas yra mažesnis, bet spaudimo ploto dydis neįeis ilgesnį laikotarpį vystytis IH.

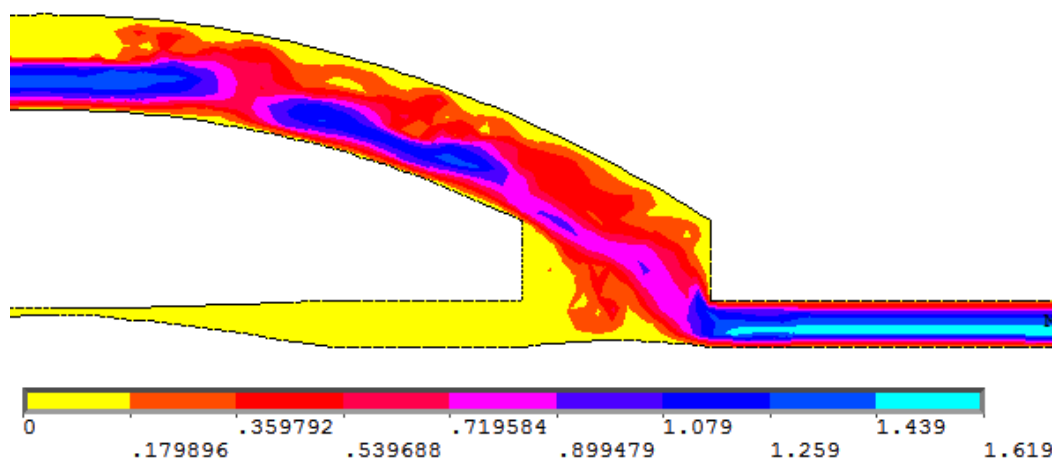


3.7 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas (1,25 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 0,1$ m/s

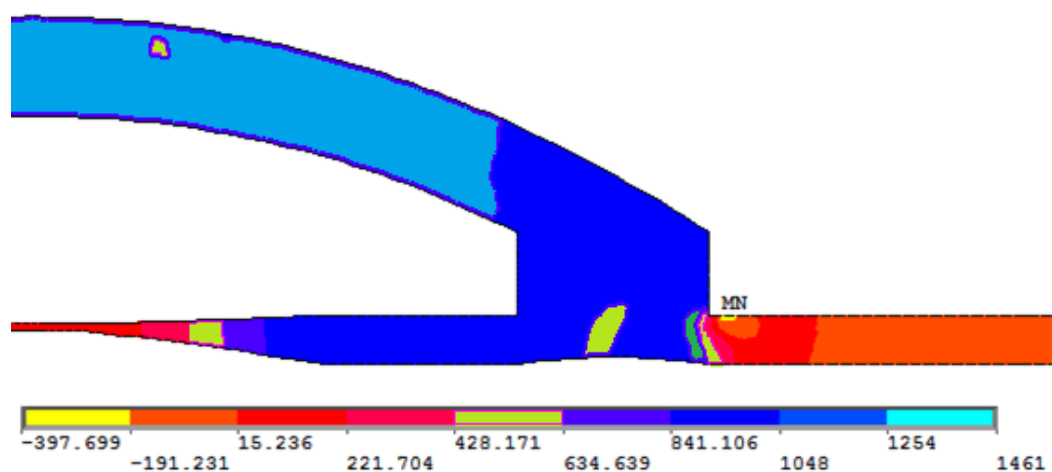


3.8 pav. Slėgio pasiskirstymas (1,25 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 0,1$ m/s

Kai modelio ilgio ir aukščio santykis yra lygus 1,5, srauto įėjimo greitis – 1,0 m/s kraujo srauto struktūra yra nestabili, sūkuriai pradeda atsirasti šunto viduryje ir tęsiasi iki distalinės jungės. Slėgio padidėjimas ir jis nepastovu jungėje (svyruoja nuo 624 iki 841 Pa).



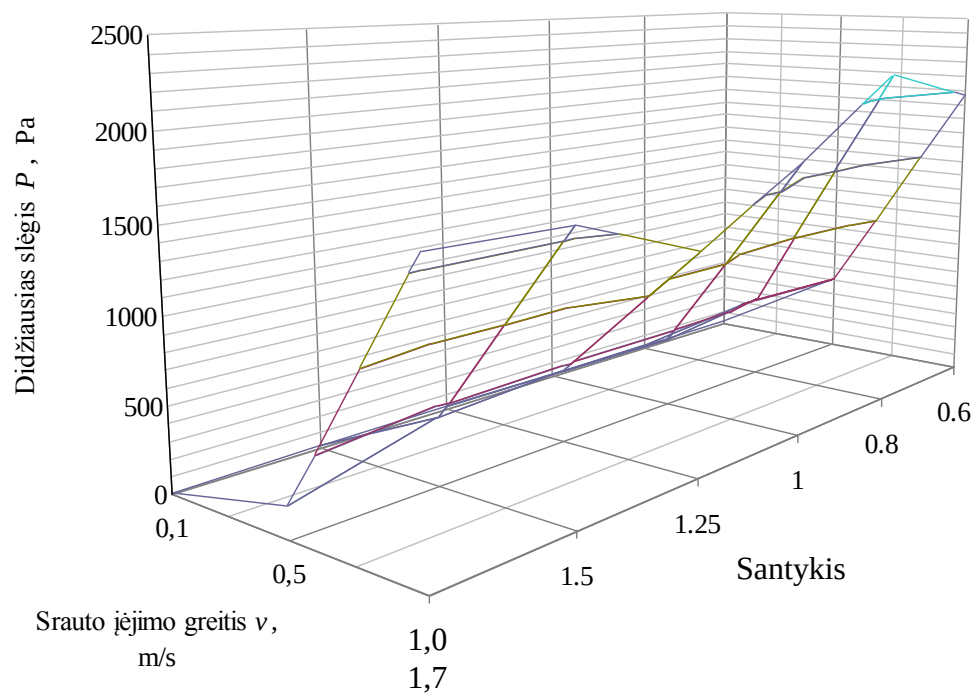
3.9 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas (1,5 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s



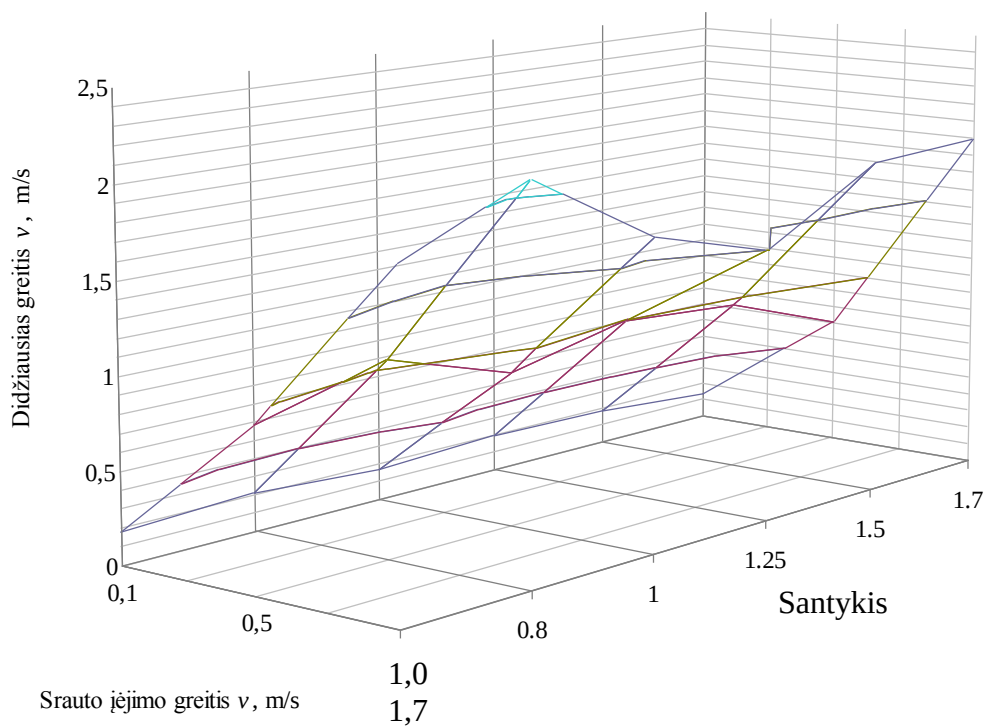
3.10 pav. Slėgio pasiskirstymas (1,5 santykis) distalinėje jungėje, kai įėjimo greitis $v = 1,0$ m/s

Sūkurio susidarymui ir slėgio pasiskirstymui distalinėj jungės dalyje turi įtakos jungės ilgio ir aukščio santykis ir jungės plotas.

Kaip galima pamatyti iš 3.12 ir 3.13 pav. kad didžiausias slėgis atsiranda, kai yra didinamas kraujo srauto įėjimo greitis. Jis yra staigus kai kraujo srauto įėjimo greitis yra padidinamas dvigubai. Didžiausias greitis modeliuose, taip pat priklauso nuo srauto įėjimo greičio. Tačiau slėgio staigus padidėjimas ne visuose modeliuose sukuria sūkurinį srautą. Geriausi modeliai yra, kai šunto jungės ilgio ir aukščio santykis yra 0,6; 1,25 ir 1,5. Taip pat svarbu yra kraujo srauto įėjimo greitis modelyje.



3.11 pav. Didžiausių slėgiu priklausomybė nuo kraujo srauto įėjimo greičio ir šunto jungės ilgio ir aukščio santykio



3.12 pav. Didžiausių greičių priklausomybė nuo kraujo srauto įėjimo greičio ir šunto jungės ilgio ir aukščio santykio

IŠVADOS IR APIBENDRINIMAI

Baigiamajame darbe yra atlikta kraujo tekėjimo kraujagyslėse su šuntu mokslinių darbų analizė. Pagal mokslinę literatūrą įprastas šuntų konstrukcijų praeinamumo laikotarpis yra apytiksliai 5 metai, praėjus šiam laikotarpiui tenka iš naujo atlikti šuntavimo operaciją, bet naudojant šuntą su junge, praeinamumo laikotarpis gali pailgėti beveik dvigubai. Todėl yra svarbu ištirti tokį sujungimo būdą. Remiantis moksline literatūra pagrindinė šuntavimo operacijų nesėkmė yra IH formavimasis šunto distalinėje dalyje.

Atliktas kraujo tėkmės šunte su junge modeliavimas ir tyrimas leidžia padaryti šias išvadas ir apibendrinimus:

- 1) Pagrindiniai šunto su junge parametrai yra ilgio ir aukščio santykis ir kraujo srauto įėjimo greitis modelio pradžioje. Buvo sumodeliuoti šuntas su junge pasirinkus jungės ilgio ir aukščio santykius: 0,6; 0,8; 1,0; 1,25; 1,5 ir 1,7 ir tris skirtingus kraujo srauto įėjimo greičius: 0,1; 0,5 ir 1 m/s.
- 2) Kraujas buvo modeliuojamas kaip niutoninis skystis, kurio pagrindiniai mechaniniai parametrai: tankis 1060 kg/m^3 , dinaminis klampis $0,0035 \text{ kg/m}\cdot\text{s}$ buvo laikomi pastoviais dydžiais, o kraujo tekėjimas laikomas laminariniu. Daroma prielaida, kad kraujagyslių sienelės nesideformuoja.
- 3) Remiantis atliktu modeliavimu, esant skirtingiems šunto jungės ilgio ir aukščio santykiams ir skirtingiems kraujo srauto įėjimo greičiams, galima teigti, kad esant vienodoms modeliavimo sąlygoms, keliamus baigiamojo darbo tikslus atitinka trys 0,6; 1,25 ir 1,5 santykių modeliai.
- 4) Savaime suprantama, modeliai, kurių jungės šunto santykiai 0,8; 1,0 ir 1,7 neatitinka keliamų tikslų, nes juose distalinėje šunto su junge dalyje slėgis yra pastovus visame plote, o tai turi įtakos IH formavimuisi ir kraujagyslių patogenezei.
- 5) Modeliuose, kurių santykiai 0,6; 1,25 ir 1,5, vystosi sūkurinis srautas, o slėgis juose į distalinę jungės sienelę yra nepastovus, dėl šių veiksnių kraujagyslių patogenezės vystymasis prasidės vėliau, nei įprastų kraujagyslės ir šunto sujungimų būdų atveju. Todėl šunto praeinamumo laikotarpis pailgėja.
- 6) Nevienodas slėgis šunto su junge distalinėje dalyje neleidžia greitai ir lengvai prie kraujagyslės sienelės prilipti įvairioms kraujo nešamoms dalelėms. Kita vertus, formuojant junge iš autologinės venos galima pailginti šunto praeinamumą, nei naudojant sintetinius šuntų pakaitalus.

- 7) Keičiant įėjimo greitį slėgis didėja sparčiai ir tai lemia slėgio pokyčius modeliuose. Kai kraujo srauto įėjimo greitis 0,1 m/s, slėgis visuose modeliuose svyruoja nuo 6 Pa iki 21 Pa, o greitis nuo 0,138 m/s iki 0,210 m/s; kai kraujo srauto įėjimo greitis 0,5 m/s, slėgis kinta nuo 185 Pa iki 529 Pa, o greitis kinta nuo 0,706 m/s iki 1,063 m/s; kai kraujo srauto įėjimo greitis 1,0 m/s, slėgis kinta nuo 696 Pa iki 2162 Pa, o greitis kinta nuo 1,393 m/s iki 2,104 m/s.

LITERATŪRA

Aike, Q.; Youjun L. 2008. Numerical study of hemodynamics comparison between small and large femoral bypass grafts. *COMMUNICATIONS IN NUMERICAL METHODS IN ENGINEERING* 24 (5):1067–1078

Aleksandras, A., *et al.* 2009. ŠIRDIES LIGOS, Universiteto vadovėlis Kaunas: UAB „Kardiologijos projektai“, 2009. – 528 p.

Anor T., *et al.* 2010. Modeling of blood flow in arterial Trees. *Journal Wiley Interdisciplinary Reviews: Systems Biology and Medicine*. Volume 2, pages 612–623.

Barnia, O. A. Blood Vessel Model Based on Velocity Profiles. *Computers in Biology and Medicine*, Vol 23(4). 1993, p. 295–300.

Barzdžiukienė, L.D.; Celiešienė, V.; Kaulakienė, A. 2005. Baigiamasis studijų darbas. Kalbininkų patarimai: teorija ir tvarkyba. 2-asis pataisytas ir papildytas leidimas.

Bertolotti, C.; Deplano, V., 2000. Three-dimensional numerical simulations of flow through a stenosed coronary bypass. *Journal of Biomechanics* 33:1011–1022. ;

Chakravarty, S.; Snnigrahi A. K. Effect of Body Acceleration of Blood Flow in an Irregular Stenosed Artery. *Mathematical Computational Modelling*, Vol 19, No 5. 1994, p. 93–103.

Chakravarty. S.; Datta, A. Pulsatile Blood Flow in Porous Stenotic Artery. *Mathematical Computational Modelling*, Vol 16, No 2. 1992, p. 35–54.

Christopher, R. E.; Craig A. S. 2007. *Introductory Biomechanics: From Cells to Organisms*. Cambridge University Press. 511 psl.

Erdogan Madenci, Ibrahim Guven. THE FINITE ELEMENT METHOD AND APPLICATIONS IN ENGINEERING USING ANSYS. 2006 by Springer Science-nBusiness Media, LLC. 696.

Friedman SG. 1988. *Alexis carrel: Jules verne of cardiovascular surgery*. Am J Surg. 155: 420-4.

Fung, Y.C. 1993. *Mechanical Properties of Living Tissues*, 2nd Editon, Springer Verlag, New York.

Galdi, G.P., Rannacher, R., Robertson, A.M., Turek, S. Hemodynamical Flows: Modeling, Analysis and Simulation. 2008, XII, 501 p.

Giddens E.M.; Giddens D.P., *et al.* 1990. Exercise Flow Conditions Eliminate Stasis at Vascular Graft Anastomoses, *Proceedings of the Third Mid-Atlantic Conference on Biofluid Mechanics*. New York, New York University Press: 255-267.

Grevious MA, Loth F, Jones SA, Arslan N, Curi MA, et al. 2003. Technical considerations in the construction of vascular anastomoses. In *Biomedical Technology and Devices Handbook*, eds. J Moore, G Zouridakis, 1-19. CRC Press

Guo-Wei He. 2006. *Arterial Grafting for Coronary Artery Bypass Surgery*. Second Edition. *Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York*. 333p.

He, X.; Ku, D.; Motore, J. Simple Calculation of the Velocity Profiles for Pulsatile Flow in a Blood Vessel Using Mathematica. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol 21. 1993, p. 557–558.

Jamal, J. H. *Vascular Reconstructions : Anatomy, Exposures, and Techniques*. 2000 Springer-Verlag New York, Inc. 2000. 396.

Jie Ch.;, Xi-Yun L.;, Wen W.;. 2006 Non-Newtonian effects of blood flow on hemodynamics in distal vascular graft anastomoses. *Journal of Biomechanics* 39(6) 1983–1995.

Kaulakienė, A. et al. 2007. Kalbininkų patarimai studentams: teorija ir praktika.

Kozlovaitė, V. 2002. *Aterosklerozė ir trombocitų disfunkcija*. Biomedicina. T.2, Nr.1, gegužė, 81-84 psl.

KUZBORSKA, Z. 2011. Kraujo tėkmės ir įtempimų pažeistose kraujagyslėse tyrimas. Daktaro disertacija. Vilniaus Gedimino Technikos Universitetas. Vilnius : Technika. 126.

L. Waite, *Applied Biofluid Mechanics*, McGraw Hill, 2007

L. Waite, *Biofluid Mechanics in Cardiovascular Systems*, McGraw-Hill , 2006.

Lee S-, Fischer PF, Loth F, Royston TJ, Grogan JK, Bassiouny HS. 2005/8. Flow-induced vein-wall in an arteriovenous graft. *Journal of Fluids and Structures*. 20: 837-52

Loth , F., Paul F. F., Hisham S. B. Blood Flow in End-to-Side Anastomoses“[žiūrėta 2012 m. gegužės 19 d]. Prieiga per internetą: < <http://www.mcs.anl.gov/uploads/cels/papers/P1410.pdf> >

Mano J. Thubrikar. *Vascular Mechanics and Pathology*. 2007 Springer Science+Business Media, LLC. 485

Marc Thiriet. *Biology and Mechanics of Blood Flows Part I: Biology*. CRM Series in Mathematical Physics. 2008 Springer Science+Business Media, LLC. 664

Marc Thiriet. *Biology and Mechanics of Blood Flows Part II: Mechanics and Medical Aspects*. CRM Series in Mathematical Physics. 2008, XII, 467 p. 40 illus.

Mathematical modeling of Cardiovascular System Zdeněk Brož, František Maršík, Světlana Převorovská.

Muller-Hulsbeck S.; Order,B.-M.; Jahnke, T. 2006 . Interventions in Infrainguinal Bypass Grafts. *Cardiovasc Intervent Radiol*, vol. 29, pp: 17– 28.

N. Noori, R., et al. 1999. Blood Flow in Distal End-to-side Anastomoses with PTFE and a Venous Patch: Results of an in vitro Flow Visualisation Study. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 18: 191–200.

Numerical simulations of blood flow in arteries using fluid-structure interactions. A dissertation by Eleyas Shaik. BE., Mechanicla Engineering, Osmania University, India, 2002].

Politis, A.K.; Stavropoulos, Christolis, G.P.; *et al.* 2007. Numerical modeling of simulated blood flow in idealized composite arterial coronary grafts: Steady state simulations, *Journal of Biomechanics* 40: 1125–1136.

Priežasčių registras. Mirties priežastys 2011 (išankstiniai duomenys). [žiūrėta. 2012. Gegužės 15d.]. Prieiga per internetą <http://www.hi.lt/images/Isankstiniai%20duomenys_2011%281%29.pdf>

R.Barauskas, R.Belevičius, R.Kačianauskas. Baigtinių elementų metodo pagrindai, Vilnius, Technika, 2004, 610p.

Sarah L. W; Peter H.M.; Bovendeerd k; *et al.* 2011. Theoretical models for coronary vascular biomechanics: Progress & challenges. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* : 49-76.

Taylor, Ch. A.; Mary T. 2004. EXPERIMENTAL AND COMPUTATIONAL METHODS IN CARDIOVASCULAR FLUID MECHANICS. *Annu. Rev. Fluid Mech.* 36:197–231.

Tu, C.; Deville, M. 1996. Pulsatile flow of non-Newtonian fluids through arterial stenoses. *Journal of Biomechanics* 29: 899–908.

Velička, L. 2005. *Priešoperacinės magnetinio rezonanso angiografijos taikymas gydant cukriniu diabetu sergančiųjų kritinę kojų išemiją.* Daktaro disertacija. KAUNO MEDICINOS UNIVERSITETAS. Kaunas: Technika. 104 p.

Vlad, F., *et al.* 2010. *HEMODYNAMICS FOR THE BY-PASS FLOW FOR ANASTOMOTIC JUNCTION ANGLE OF 60 DEGREE.* SCIENTIFIC BULLETIN OF THE „POLITEHNICA” UNIVERSITY OF TIMISOARA, ROMANIA TRANSACTIONS ON MECHANICS BULETINUL ȘTIINȚIFIC AL UNIVERSITĂȚII „POLITEHNICA” DIN TIMIȘOARA, ROMÂNIA SERIA MECANICĂ Vol. 55 (69) :1224 - 6077.

A PRIEDAS

Medicininį terminų žodynas

Adhezija – kietų kūnų, kieto kūno ar skysčio, nesimaišančių skysčių susiliečiančių paviršių sukibimas dėl kūnų dalelių sąveikos.

Anastomozė – jungtis tarp vamzdinių organų, kraujagyslių, limfagyslių, venų, raumeninių skaidulų.

Aneurizma – arterijos spindžio išsiplėtimas dėl jos sienos vystymosi anomalijų ar patologinių pakitimų.

Angiografas – medicinos prietaisas su kuriuo atliekama angiografija, angiografija – tai kraujagyslių ir limfagyslių rentgenografinis tyrimas, suleidus į jas rentgenokontrastinės medžiagos.

Arteriotomija – arterijos įpjovimas.

Aterosklerozė – lėtinė liga, kai dėl arterijų sklerozės sutrinka kraujo apytaka.

Autologinis – savas, to paties organizmo, pvz. autologinis baltymas; autologinė transplantacija – savų audinių arba organų persodinimas.

Dakronas – poliesterinio pluošto, gaminamo JAV, prekinis pavadinimas.

Dipolis – dviejų lygių, bet priešingo ženklo elektrinių krūvių, magnetinių polių, esančių netoli vienas nuo kito, sistema; trumpųjų radijo bangų antena iš 2 lygių laidininkų; bendras jų ilgis lygus pusei priimamų arba skleidžiamų bangų ilgio.

Distalinis – tolimasis, esantis toliau nuo kūno centro arba vidurio linijos.

Ekscentrinis – neturintis su kuo nors bendro centro; nukrypstantis nuo centro.

Embolija – kraujagyslės užsikimšimas embolu.

Hidrodinamika – mokslas, tiriantis nespūdžių skysčių tekėjimą ir sąveiką su kietaisiais kūnais.

Intimos hiperplazija (IH) – kraujagyslės vidinio sluoksnio ląstelių išvešėjimas.

Intervencija – įsikišimas į ką nors; darymas kam nors įtakos norint pasiekti kokį nors tikslą.

Išeminė širdies liga – yra ūminė ar lėtinė miokardo disfunkcija, kuri atsiranda sumažėjus miokardo aprūpinimui arteriniu krauju ir pasireiškia ūminiais ar lėtiniais išeminiais sindromais.

Izotropinis – veikiantis visomis kryptimis vienodai.

Jungo modulis – fizikinis dydis, nusakantis medžiagos atsparumą gniuždymui ar tempimui. Jis apibrėžiamas kaip įtempio ir santykinio pailgėjimo (deformacijos) santykis.

Koronarinis – vainikinis, supantis organą vainiku; susijęs su širdies vainikinėmis arterijomis, pvz. koronarinis spazmas.

Laminarinis – sluoksninis, pvz. laminarinis tekėjimas (skysčio arba dujų tekėjimas tarpusavyje nesimaišančiais plonais sluoksniais).

Okliuzija – užakimas, nepraeinamumas, pvz. žarnyno okliuzija.

Patogenezė – ligos kilmė ir raida; ligą sukeliančių veiksnių visuma.

Perfuzija – fiziologinio tirpalo, kraujo, jo pakaitalo arba kito skysčio leidimas organo, kūno dalies arba viso organizmo kraujagyslėmis.

Poliesteris – sintetiniai polimerai, gaunami vykstant polihidroksilių alkoholių polikondensacijai su polikarboksilinėmis rūgštimis; naudojami sintetiniam pluoštui gaminti.

Politetrafluoretilenas – fluoro plastikas, atsparus cheminiams, mechaniniams veiksniams ir karščiui

Poliuretanai – grupė sintetinių polimerų, turinčių makromolekulėje uretaninių grupių – NHCOO–.

Proksimalinis – esantis arčiau kūno vidurio.

Recipientas – žmogus (ligonis), kuriam perpilamas kraujas, transplantuojami audiniai arba organai.

Recirkuliacija – dujų, skysčių, kietųjų medžiagų grąžinimas daug kartų į technologinį procesą, aparatą, įrenginį.

Reinoldso skaičius – tai bedimensinė konstanta, parodanti inercinių ir klampos jėgų skystyje santykį.

Rekonstrukcija – esminis ko nors pertvarkymas, įrengimas iš naujo; architektūros (ansamblio, statinio), dailės (skulptūros, taikomosios dekoratyvinės) kūrinio arba jo dalies atkūrimas, atstatymas pagal išlikusius kūrinio fragmentus arba dokumentus; miesto, gyvenvietės, pastato arba jo dalių pertvarkymas keičiant funkciją; senesnių arba išnykusių kalbos garsų, formų ar net visos jos sistemos atkūrimas.

Restanozė – stenozių atsinaujinimas.

Revaskuliarizacija – naujų kraujagyslių susidarymas, vaskuliarizacija.

Saturacija – skysčio įsotinimas anglies dioksidu, pvz. gaminant cukrų; kalkių šalinimas iš cukraus sirupo.

Stenozė – organizmo angos arba vamzdžio pavidalo organo spindžio susiaurėjimas, pvz. aortos stenozė.

Šuntavimas – aortos–koronarinės jungties operacija, kai aplenkiant susiaurėjimus, išėmus iš kojos veną arba atskyrus krūtinės raumenį iš vidaus maitinančią arteriją ji vienu galiuku prisiuvama prie aortos, o kitu – žemiau vainikinės arterijos susiaurėjimo – taip yra padaromi nauji keliai kraujui tekėti, t. y., sudaromos aortokoronarinės anastomozių – šuntai.

Transplantatas – persodintas audinys arba organas.

Trombas – kraujo krešulys.

Trombektomija – krešulių šalinimas, nesudėtinga procedūra.

Turbulentinis – netvarkingas, sukuringas skysčio arba dujų judėjimas.

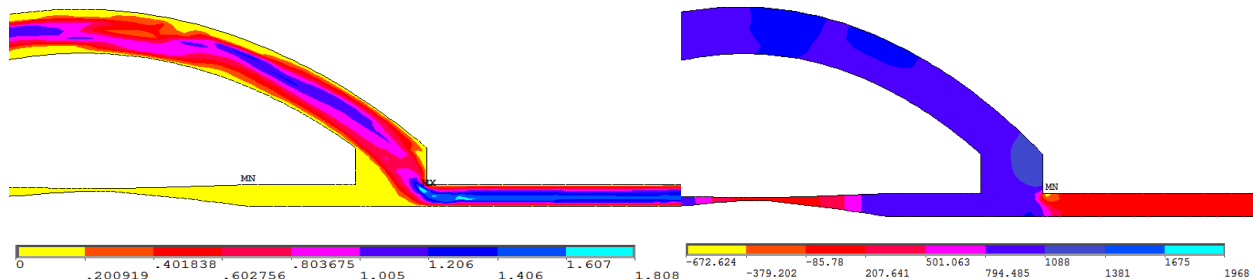
Viskoelastinė – tai yra medžiagos, kurios yra elastingos, bet taip pat turi slopinimo poveikį: kai poveikis prasideda ir baigiasi, darbas turi būti atliktas prieš slopinimo poveikį ir virsta šiluma medžiagoje, kaip histerezės kilpos įtempimo kreivėje rezultatas. Tai reiškia, kad medžiagos reakcija priklauso nuo laiko.

B PRIEDAS

Rezultatai

Santykis 0,6

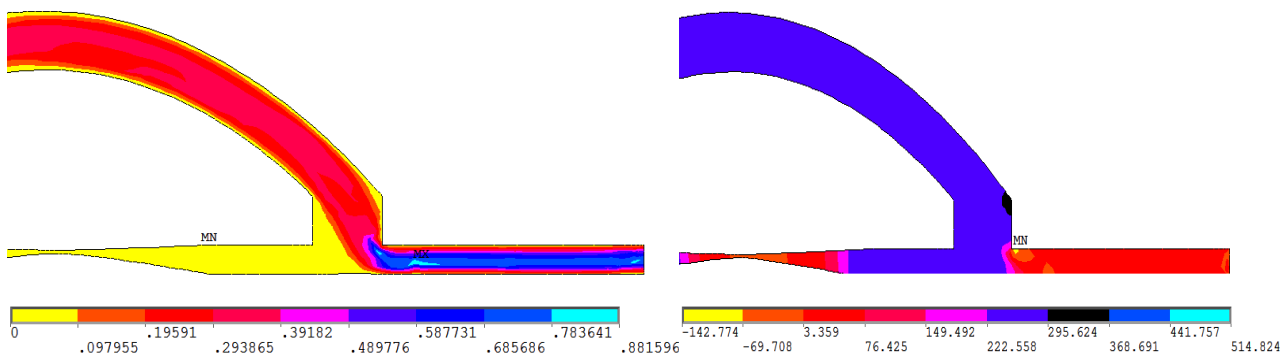
Įėjimo greitis 1,0 m/s. Didžiausias slėgis – 1968 Pa, o didžiausias greitis – 1,808 m/s.



B1 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

B2 pav. Slėgio pasiskirstymas

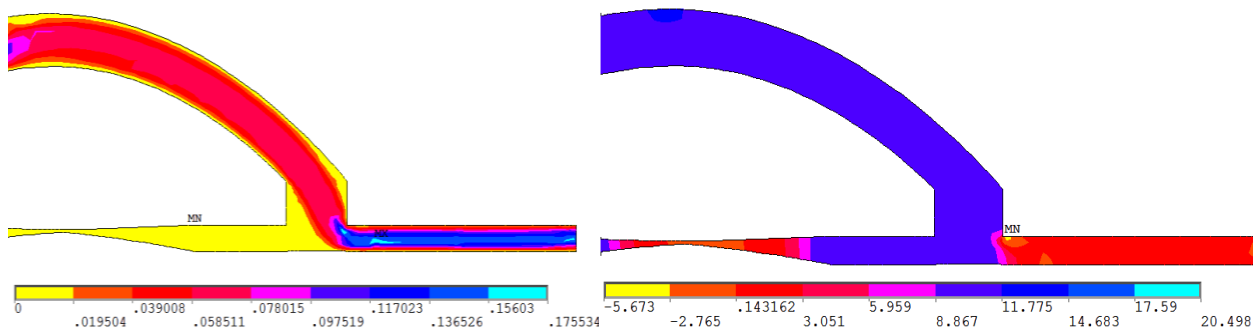
Įėjimo greitis 0,5 m/s. Didžiausias slėgis – 514,824 Pa, o didžiausias greitis – 0,881596 m/s.



B3 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

B4 pav. Slėgio pasiskirstymas

Įėjimo greitis 0,1 m/s. Didžiausias slėgis – 20,498 Pa, o didžiausias greitis – 0,175534 m/s.

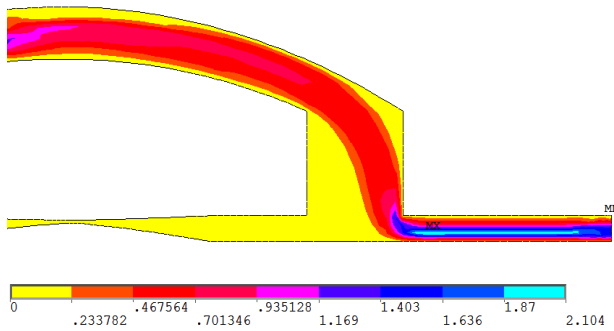


B5 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

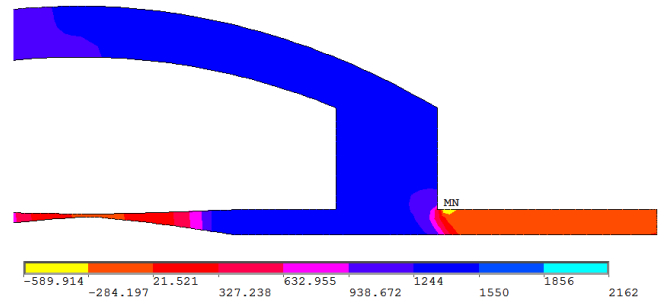
B6 pav. Slėgio pasiskirstymas

Santykis 0,8

Įėjimo greitis 1,0 m/s. Didžiausias slėgis – 2162 Pa, o didžiausias greitis – 2,104 m/s.

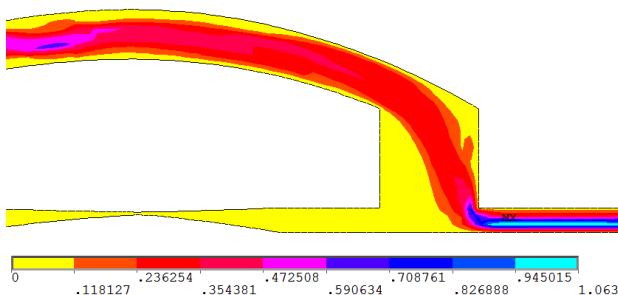


B7 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

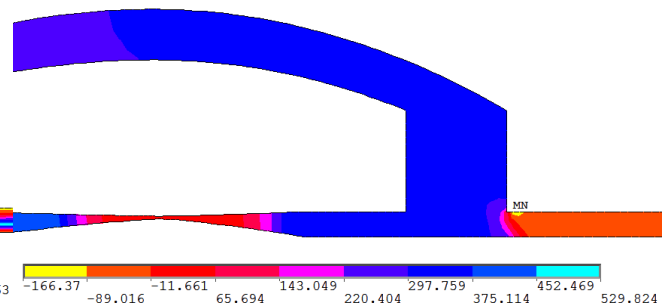


B8 pav. Slėgio pasiskirstymas

Kai įėjimo greitis 0,5 m/s. Didžiausias slėgis – 529,824 Pa, o didžiausias greitis – 1,063 m/s.

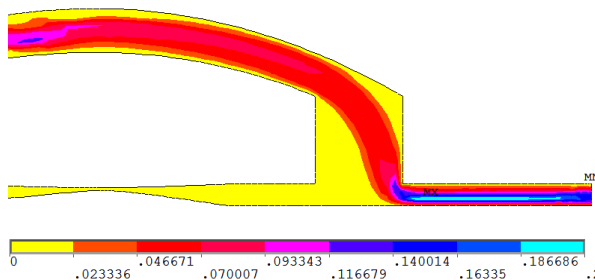


B9 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

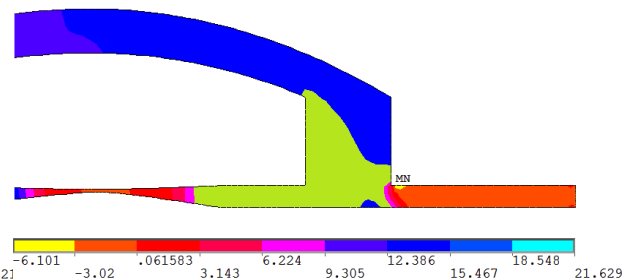


B10 pav. Slėgio pasiskirstymas

Įėjimo greitis 0,1 m/s. Didžiausias slėgis – 21,629 Pa, o didžiausias greitis – 0,210021 m/s.



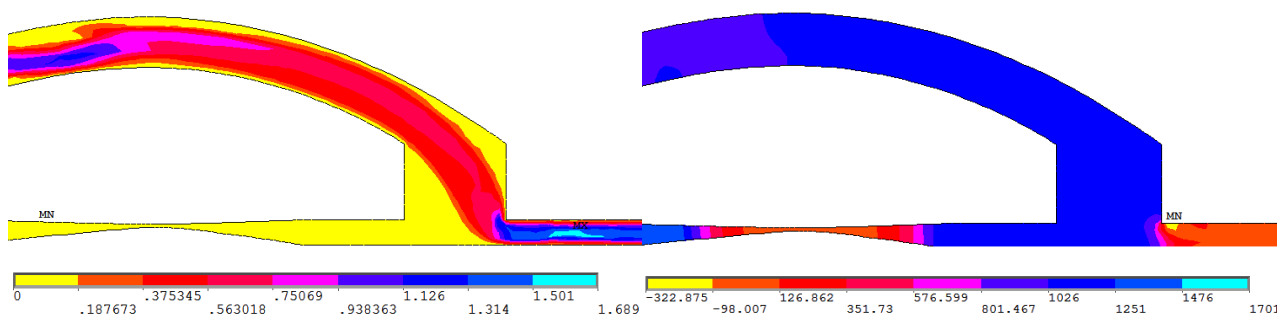
B11 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas



B12 pav. Slėgio pasiskirstymas

Santykis 1,0

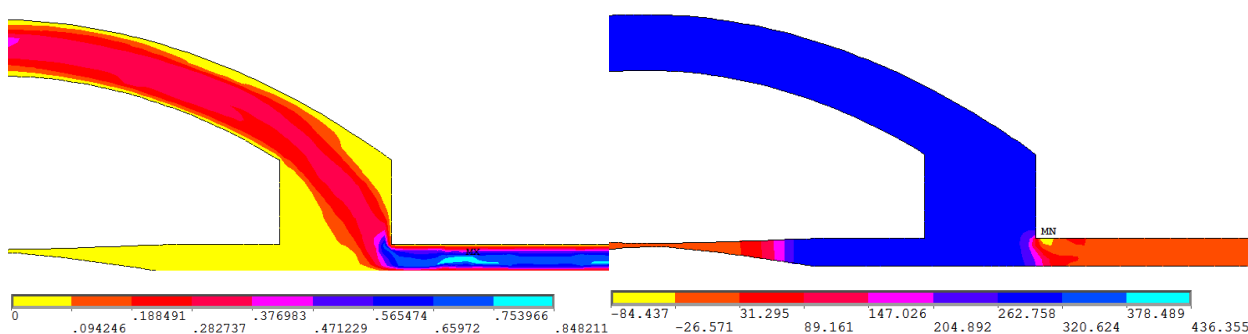
Iėjimo greitis 1,0 m/s. Didžiausias slėgis – 1701 Pa, o didžiausias greitis – 1,689 m/s.



B13 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

B14 pav. Slėgio pasiskirstymas

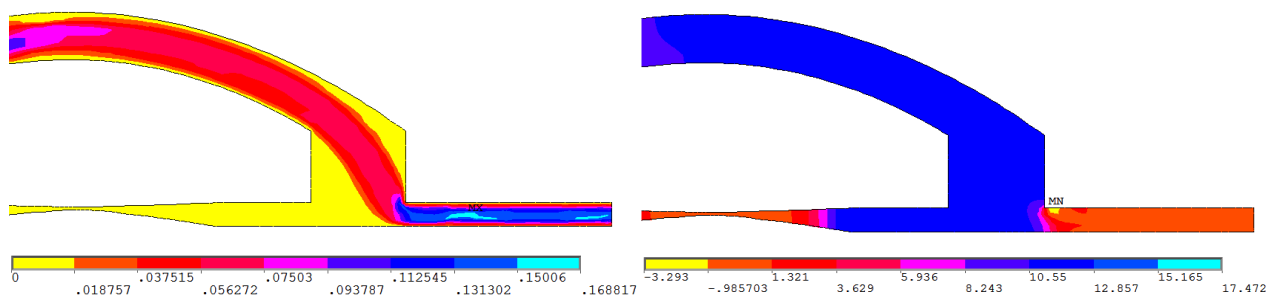
Iėjimo greitis 0,5 m/s. Didžiausias slėgis – 436,355 Pa, o didžiausias greitis – 0,848211 m/s.



B15 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

B16 pav. Slėgio pasiskirstymas

Iėjimo greitis 0,1 m/s. Didžiausias slėgis – 17,472 Pa, o didžiausias greitis – 0,168817 m/s.

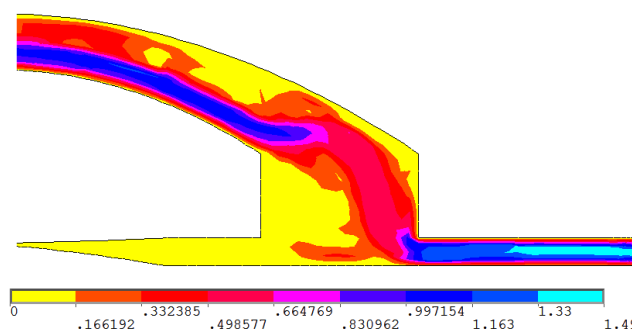


B17 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

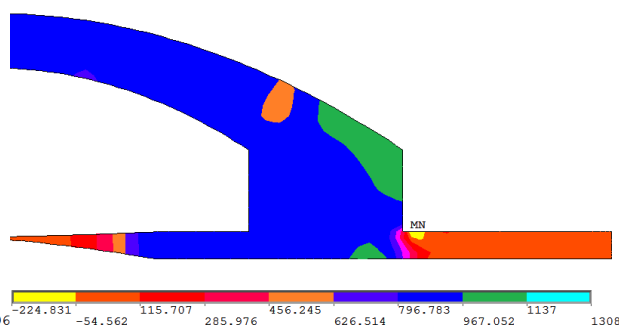
B18 pav. Slėgio pasiskirstymas

Santykis 1,25

Įėjimo greitis 1,0 m/s. Didžiausias slėgis – 1308 Pa, o didžiausias greitis – 1,496 m/s.

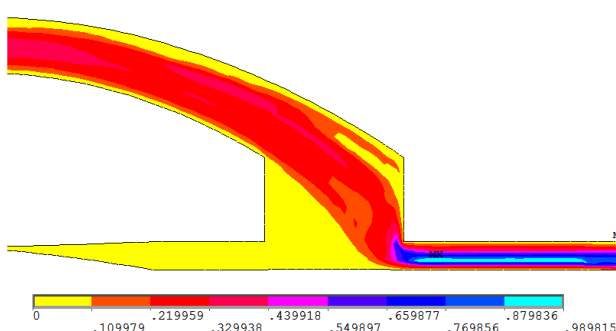


B19 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

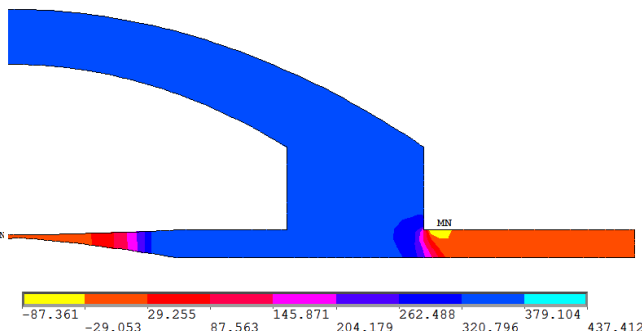


B20 pav. Slėgio pasiskirstymas

Įėjimo greitis 0,5 m/s. Didžiausias slėgis – 437,412 Pa, o didžiausias greitis – 0,989815 m/s.

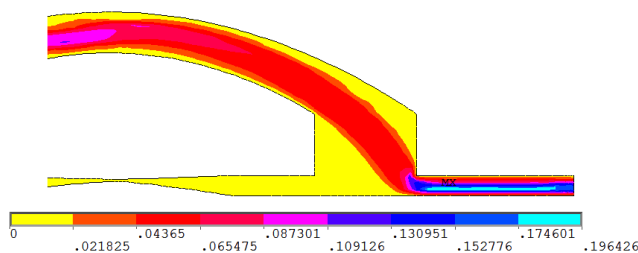


B21 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

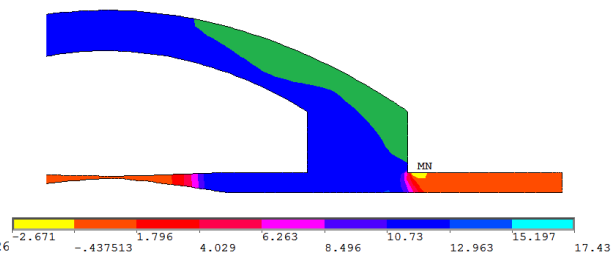


B22 pav. Slėgio pasiskirstymas

Įėjimo greitis 0,1 m/s. Didžiausias slėgis – 17,43 Pa, o didžiausias greitis – 0,196426 m/s.



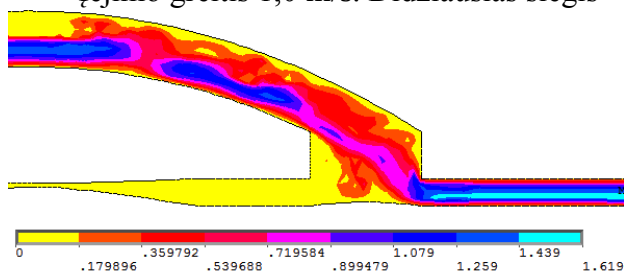
B23 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas



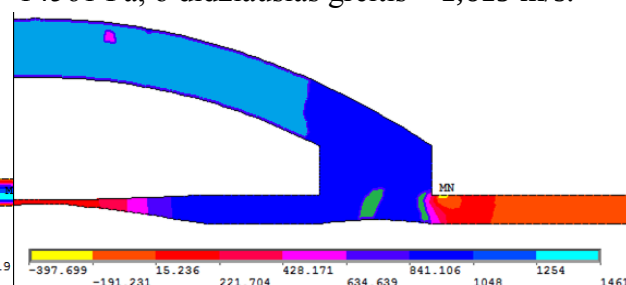
B24 pav. Slėgio pasiskirstymas

Santykis 1,5

Įėjimo greitis 1,0 m/s. Didžiausias slėgis – 14561 Pa, o didžiausias greitis – 1,619 m/s.

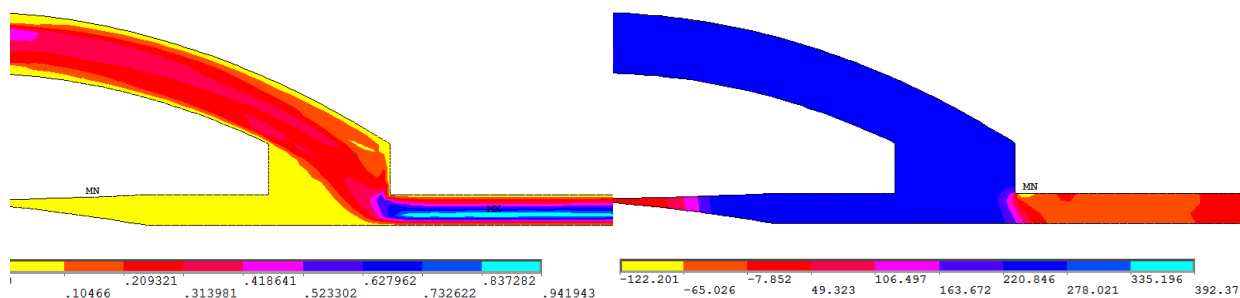


B25 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas



B26 pav. Slėgio pasiskirstymas

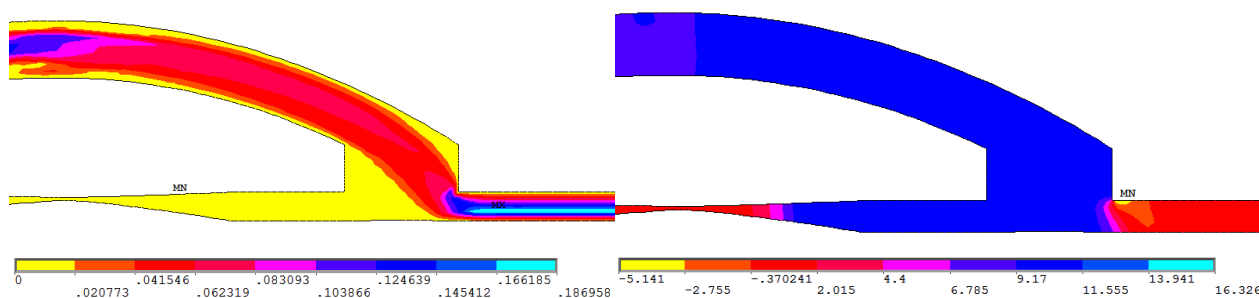
Įėjimo greitis 0,5 m/s. Didžiausias slėgis – 392,37 Pa, o didžiausias greitis – 0,941943 m/s.



B27 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

B28 pav. Slėgio pasiskirstymas

Įėjimo greitis 0,1 m/s. Didžiausias slėgis – 16,326 Pa, o didžiausias greitis – 0,186958 m/s.

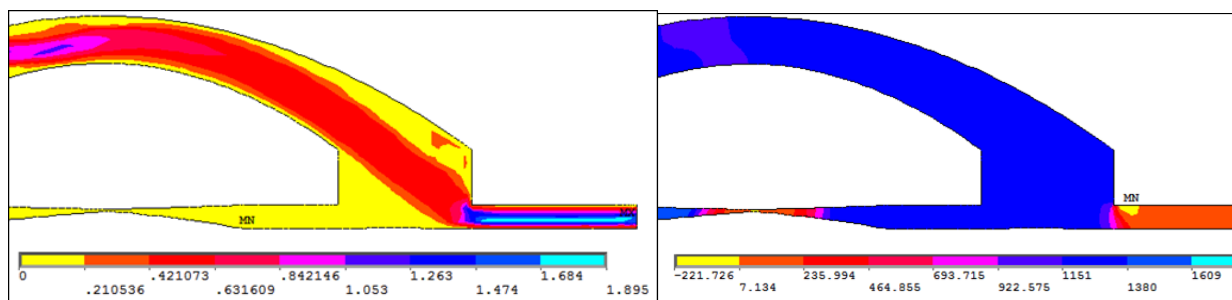


B29 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

B30 pav. Slėgio pasiskirstymas

Santykis 1,7

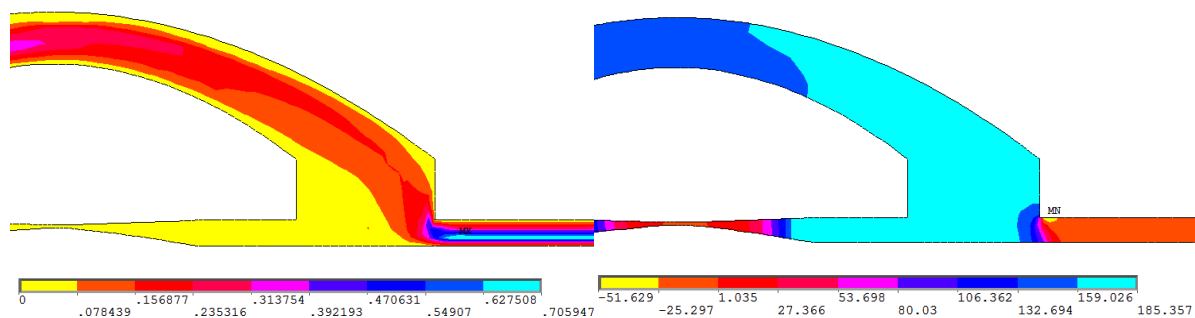
Įėjimo greitis 1,0 m/s. Didžiausias slėgis – 1609 Pa, o didžiausias greitis – 1,895 m/s.



B31 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

B32 pav. Slėgio pasiskirstymas

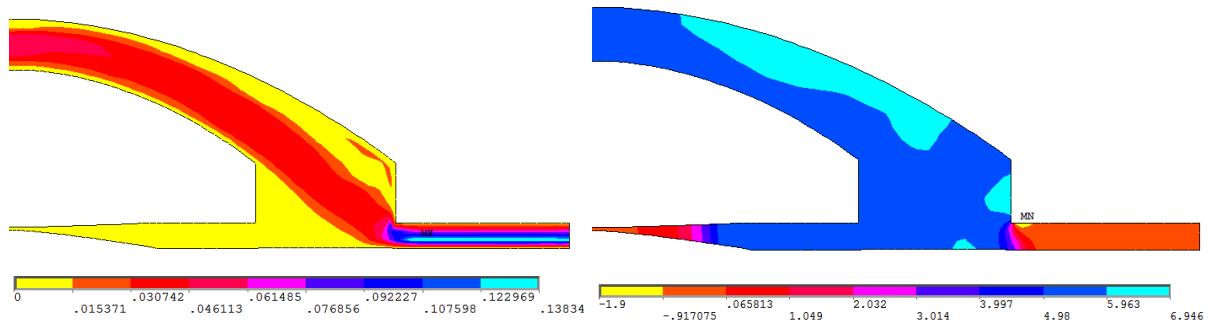
Įėjimo greitis 0,5 m/s. Didžiausias slėgis – 185,357 Pa, o didžiausias greitis – 0,705947 m/s.



B33 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

B32 pav. Slėgio pasiskirstymas

Įėjimo greitis 0,1 m/s. Didžiausias slėgis – 6,946 Pa, o didžiausias greitis – 0,13834 m/s.



B33 pav. Kraujo tėkmės pasiskirstymas

B34 pav. Slėgio pasiskirstymas