



**FAKULTA
STROJNÍ
ČVUT V PRAZE**

U12112 Ústav mechaniky tekutin a
Termodynamiky

Numerická simulace laminárního proudění v
reálném modelu bifurkace karotidy

Numerical Simulation of Laminar Flow in
Realistic Carotid Bifurcation Model

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
2023

Marie Raušová

Studijní program: B2342 Teoretický základ strojního inženýrství

Studijní obor: 2301R000 - bez oboru

Vedoucí práce: Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.

Druhý vedoucí práce: Ing. Filip Trnka

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Raušová** Jméno: **Marie** Osobní číslo: **501397**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky**
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**
Studijní obor: **bez oboru**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Numerická simulace laminárního proudění v reálném modelu bifurkace karotidy

Název bakalářské práce anglicky:

Numerical Simulation of Laminar Flow in Realistic Carotid Bifurcation Model

Pokyny pro vypracování:

- 1) Provedte rešerši na dané téma a v závěru rešerše shrňte poznatky důležité pro volbu okrajových podmínek ve výpočtovém modelu.
- 2) Vytvořte numerický model z dodaných CT snímků a upravte ho pro výpočtový software.
- 3) Vytvořte výpočtovou síť, definujte okrajové podmínky pro následnou numerickou simulaci.
- 4) Vyhodnoťte proudové pole v oblasti rozšíření tepny v místě rozdělení (bulbus arteria carotis interna) včetně tlakové ztráty a stanovte závěr.

Seznam doporučené literatury:

dle pokynů vedoucí bakalářské práce

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D. ústav mechaniky tekutin a termodynamiky FS

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Filip Trnka ústav mechaniky tekutin a termodynamiky FS


Datum zadání bakalářské práce: **25.04.2023**

Termín odevzdání bakalářské práce: **28.07.2023**


Platnost zadání bakalářské práce:



Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce



Ing. Michal Schmirler, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry



doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Studentka bere na vědomí, že je povinna vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

25.4.2023
Datum převzetí zadání


Podpis studentky

Anotační záznam

Jméno autora: Marie Raušová

Název práce: Numerická simulace laminárního proudění v reálném modelu bifurkace karotidy

Anglický název: Numerical Simulation of Laminar Flow in Realistic Carotid Bifurcation Model

Rozsah práce:

47 stran

18 obrázků

2 tabulky

2 grafy

Akademický rok: 2022/2023

Ústav: U12112 Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky

Studijní program: B2342 Teoretický základ strojního inženýrství

Vedoucí práce: Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.

Druhý vedoucí práce: Ing. Filip Trnka

Klíčová slova: Bifurkace karotidy, Numerická simulace, Laminární proudění

Key words: Carotid bifurcation, Numerical simulation, Laminar flow

Abstrakt

Tato bakalářská práce je zaměřena na numerické simulování proudění krve reálným modelem bifurkace karotidy. Karotida se v oblasti krku dělí na dvě větve. Vnitřní větev je hlavní tepnou vedoucí okysličenou krev do mozku. Vnější větev zásobuje okysličenou krví obličejovou část hlavy. Tato práce se věnuje porovnání tlakových ztrát mezi vstupem do modelu a výstupy při různě rozdělených poměrech objemového toku do jednotlivých větví. Dále porovnává polohu proudnic, které charakterizují rozhraní mezi vírovou oblastí ve výduti karotidy a volně průtočnou oblastí.

Abstract

This bachelor's thesis is focused on the numerical simulation of blood flow using a real carotid bifurcation model. The carotid divides into two branches in the neck area. The internal branch is the main artery carrying oxygenated blood to the brain. The external branch supplies oxygenated blood to the facial part of the head. This work is devoted to the comparison of pressure losses between the input to the model and the outputs with differently distributed volume flow ratios to individual branches. It also compares the position of the pathlines that characterize the interface between the vortex area in the carotid bulge and the free flow area.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma: „Numerická simulace laminárního proudění v reálném modelu bifurkace karotidy“ vypracovala samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených v seznamu zdrojů.

V Praze dne:

.....
(podpis autora)

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucí mé bakalářské práce Ing. Haně Schmirlerové, Ph.D. za vstřícnost a skvělé vedení. Dále mé poděkování patří druhému vedoucímu, panu Ing. Filipu Trnkovi, za veškeré rady a konzultace během tvorby mé práce.

Chtěla bych také poděkovat panu prof. MUDr. Janu Malíkovi, CSc., panu prof. MUDr. Ing. Lukáši Lambertovi, Ph.D. a také Všeobecné fakultní nemocnici v Praze za poskytnutí anonymizovaných dat pacientů pro mou práci.

V neposlední řadě bych ráda poděkovala své rodině a svému partnerovi za jejich podporu a pochopení. Bez takového zázemí bych jen těžko mohla tuto práci dokončit.

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratek	8
1 Úvod	9
2 Oběhová soustava	10
2.1 Srdce	10
2.2 Cévy	10
2.2.1 Tepny	11
2.2.2 Vlasečnice	11
2.2.3 Žíly	11
2.3 Stěna cévy	11
2.4 Krev	12
2.4.1 Krevní buňky	13
3 Srdeční výdej	14
3.1 Rozdělení srdečního výdeje pro orgánové oběhy	14
4 Bifurkace na karotidě	15
4.1 Proudění krve v bifurkaci karotidy a v cévách obecně	16
4.1.1 Rychlostní profil	16
4.1.2 Smykové napětí	16
5 Neinvazivní zobrazovací metody	17
5.1 Skiografie	17
5.2 Dopplerovská ultrasonografie	17
5.3 Angiografie	17
6 Numerický model	18
6.1 Základní rovnice mechaniky tekutin	18
6.1.1 Rovnice kontinuity	18
6.1.2 Zákon zachování hybnosti	18
6.2 Počítačová mechanika tekutin	19

6.3	Sít	19
6.4	Okrajové podmínky	19
6.4.1	Vnější okrajové podmínky	20
6.4.2	Vnitřní okrajové podmínky	20
7	Návrh výpočetního modelu	20
7.1	Výpočetní tomografie	20
7.2	Přípravná fáze	21
7.2.1	Zpracování CT snímků.....	21
7.2.2	Úprava modelu v prostředí programu Autodesk Inventor 2022	25
7.2.3	Další operace v Ansys Spaceclaim.....	26
7.3	Sítování	26
7.4	Nastavení výpočtů	27
7.5	Zpracování výsledků.....	29
7.5.1	Zobrazení proudového pole.....	29
7.5.2	Tlakové ztráty.....	31
8	Závěr.....	33
9	Seznam zdrojů	34
10	Seznam obrázků	37
11	Seznam tabulek	38
12	Seznam grafů.....	39

Seznam použitých symbolů a zkratek

Označení	Jednotky	Význam
pH		Potential of hydrogen
DNA		Deoxyribonukleová kyselina
x_r	[m]	Délka rozběhové dráhy
d	[m]	Průměr
Re	[-]	Reynoldsovo číslo
RTG		Rentgenové záření
SKG		Selektivní koronarografie
CT		Výpočetní tomografie
CTA		CT angiografie
MR		Magnetická resonance
MRA		MR angiografie
ρ	[kg/m ³]	Hustota
A	[m ²]	Plocha
v	[m/s]	Rychlost
∂s		Elementární posunutí
∂t		Elementární změna času
∇		Operátor nabla
p	[Pa]	Tlak
$\underline{\tau}$		Tenzor smykového napětí
\vec{g}		Vektor gravitačního zrychlení
\vec{F}		Vektor vnějších silových účinků
μ		Molekulová viskozita
I		Jednotkový tenzor
CFD		Počítačová mechanika tekutin
DICOM		Digital Imaging and Communications in Medicine
.mrbs		Formát souboru multiple resolution bitmap
.stl		Formát souboru stereolitografického programu pro CAD
p_z	[Pa]	Tlaková ztráta
λ	[-]	Třecí součinitel
L	[m]	Délka

1 Úvod

Tato práce je zaměřena na numerickou simulaci proudění krve v místě rozdělení krkavice. Krkavice neboli karotida je tepna, jejíž hlavní úkol je zásobovat krví mozek. V oblasti krku je rozdělena na dvě větve. První větev je vnitřní (Arteria communis interna) a druhá je větev vnější (Arteria communis externa). Místo rozdělení je nazýváno bifurkace. V místě bifurkace se na zevní tepně nachází výduť (Bulbus).

V místě bifurkace dochází často ke tvorbě tzv. stenóz. Stenózy způsobují zmenšení průsvitu cévy a v extrémních případech mohou způsobit až nedostatečnou prokrvenost periferních tkání. Stenózy vznikají vytvářením aterosklerotických plátů ve stěně cévy a jejich následným růstem.

Je známo mnoho studií, které se zabývají analýzou proudového pole v místě bifurkace karotidy s již vytvořenou stenózou. Avšak ne tolik prací je zaměřeno na zkoumání proudového pole zdravé krkavice bez patologických jevů či abnormalit.

Tato práce je proto zaměřena na vytvoření výpočetního modelu krkavice bez jakýchkoliv abnormalit či patologických jevů. Byla provedena numerická simulace na vytvořeném modelu. Nejprve byl vytvořen hrubý model. Tento model byl vymodelován na základě dat získaných výpočetní tomografií, které mi byly poskytnuty Všeobecnou fakultní nemocnicí v Praze. Tento model byl následně upravován v dalších programech.

Cílem práce je analýza proudového pole v oblasti bifurkace karotidy a bulbu na interní tepně. Hlavním předmětem zájmu jsou výrazné změny v proudění. Jedná se například o změny směru toku nebo o vírové oblasti tvořící se v kontrolním objemu. Detailněji je práce věnována oblasti bulbu a zobrazení proudového pole v tomto místě při různém nastavení okrajových podmínek na výstupu.

Také je vyšetřena tlaková změna mezi vstupem a jednotlivými výstupy. Změna tlaku je indikátorem ztrát v proudovém poli. Proto je očekávána souvislost velikosti tlakové ztráty s předepsanou okrajovou podmínkou.

2 Oběhová soustava

Funkcí oběhové soustavy je zajišťovat rozvod krve a živin po těle, ale i odvod zplodin z organismu. Cirkulaci zajišťuje orgán, který se nazývá srdce. V těle savců rozlišujeme dva typy oběhů. Malý plicní, kde cirkulace probíhá mezi plicemi a srdcem, a velký tělní, kdy je krev transportována od srdcem do periferií organismu [1].

Na rozvodu látek se podílí kromě srdce také složitá soustava cév. Cévy se mohou dělit na tepny, žíly a vlasečnice. K předání látek mezi krví a okolím dochází přes stěnu vlasečnice [1].

2.1 Srdce

Srdce je dutý nepárový orgán, který je uložen v hrudníku ve středním mediastinu. Je uloženo ve vazivovém vaku – perikardu. Srdeční dutina se dále dělí celkem na 4 dutiny, dvě síně a dvě komory. Srdce je tvořeno srdeční svalovinou nazývanou myokard, na kterou zevně doléhá epikard. Srdeční svalovina je však tvořena ze dvou typů buněk, buněk aktivního myokardu a buněk převodního systému [1] [2] [5] [6].

Buňky převodního systému jsou schopné rozvádět vzruch po srdci a díky nim tedy dochází k pravidelným srdečním stahům. Děje, které tvoří stah, probíhají v následujícím pořadí: stah síní (síňová systola), stah komor (komorová systola), relaxace síní (síňová diastola) a relaxace komor (komorová diastola). Rytmičné opakování těchto dějů je podstatou čerpací funkce srdce. Srdce je schopno přečerpat za jeden den až 7000 litrů krve [1] [2] [5] [6].

2.2 Cévy

Tepny, žíly a vlasečnice tvoří dohromady cévní soustavu v těle. Jedná se o soustavu trubic, která je uzavřená. Zastoupení jednotlivých vrstev cévní stěny se liší v závislosti na funkci cévy. Vnitřní průměr cév také není stejný [2].

Cévy dělíme na 3 velké skupiny:

- Cévy pružníkové – jedná se o cévy elastického typu. Patří mezi ně například aorta či jiné velké tepny. Pružnost cévy zajišťuje plynulý průtok krve i v případě diastoly srdečních dutin [2].
- Cévy rezistenční – tyto cévy mají odporovou funkci, někdy jsou také nazývány cévami svalového typu. Díky dobře vyvinuté svalovině ve stěně dokážou tyto cévy lehce měnit svůj průměr, a tak regulovat průtok ve svém nitru. Se zmenšením průměru narůstá odpor cévy, čímž je snižován průtok krve do periferie [2].

- Cévy kapacitní – jejich funkce je skladování krve. Do této kategorie řadíme žíly a cévy plicního oběhu [2].

2.2.1 Tepny

Tepny, jinak nazývané též arterie, vedou krev směrem od srdce dál do periferií těla. Povrch tepen je tvořen vazivovým obalem, v němž se nachází síť vegetativních nervů. Vnitřní stěna arterií je tvořena plochými endotelovými buňkami [2] [3].

Velké tepny vystupují přímo ze srdce. Jedná se o srdečnici – aortu, která vystupuje z levé komory a z jejího oblouku dále odstupují další velké cévy, které zásobují kreví hlavu a horní končetiny. Dále aortální oblouk přechází do aorty hrudní a po průchodu bránicí dále pokračuje jako aorta břišní. Břišní aorta se dále dělí na tepny kyčelní, které v oblasti třísel přecházejí v tepny stehenní a ty následně zásobují dolní končetiny [2] [3].

2.2.2 Vlasečnice

Vlasečnice neboli kapiláry, jsou velice úzké cévy. Jejich stěna je tvořena pouze jednou vrstvou endotelových buněk. V kapilárách dochází ke zpomalení průtoku krve a výměně látek mezi kreví a okolní tkání. Systém vlasečnic propojuje žilní a tepenné části cévního systému. Vlasečnice hustě prostupují v podstatě všechny druhy tkání kromě pokožky a pokožkových derivátů (vlasy, chlupy, oční rohovka atd.) [2] [3].

2.2.3 Žíly

Žíly jsou poddajnější cévy než tepny a žilní krev je vedena do pravé síně srdce dvěma velkými žilami – horní a dolní dutou žílou. Na stěnách žil dolních končetin se nachází kapsovitě chlopně. Díky těmto chlopním nedochází ke zpětnému toku krve a k následnému hromadění krve v dolních částech těla. Pohybu krve směrem vzhůru napomáhají také kontrakce kosterních svalů, podtlak v hrudní dutině při vdechu. V případě žil uložených výše, než srdce platí všechny dříve zmíněné mechanismy a také gravitace, která působí směrem dolů, a tím žene krev směrem k srdci [2] [3].

2.3 Stěna cévy

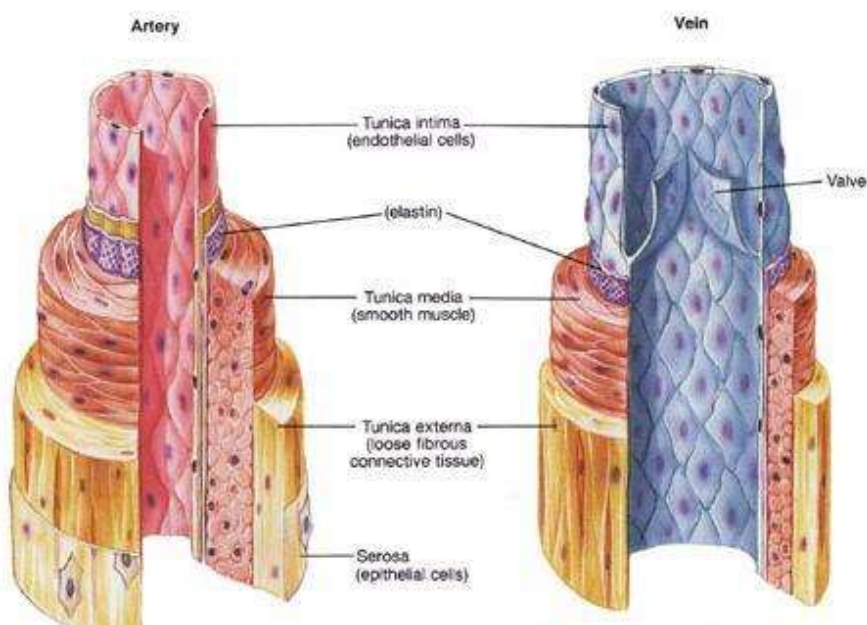
Stěny cév se dělí do 3 částí:

- Vnitřní vrstva (tunica intima) – skládá se z jednovrstevné membrány s nesmáčivým povrchem, který nazýváme endotelová výstelka. Tato membrána je tvořena dlaždicovými buňkami, které produkcí hormonů dokážou ovlivňovat vlastnosti krevních složek a svaloviny ve stěně cévy. U dospělých lidí se tloušťka této vrstvy

pohybuje okolo 100 μm . Dále zde najdeme vrstvu kolagenního vaziva tzv. subendotelovou vrstvu.

V neposlední řadě je zde přítomna membrána elastica interna, jež je tvořena elastickými kolagenními vlákny [3].

- Vnitřní vrstva (tunica media) – Tato vrstva je tvořena hladkou svalovinou. Svalovinové buňky jsou orientovány ve spirálách se sklonem 30-50° vzhledem k ose cévy. Tato vrstva ovlivňuje průměr cévy a tím pádem může regulovat průtok krve. Dává také stěně pevnost a pružnost. Na vnější straně tunica media se nachází vrstva podélných elastických vláken [3].
- Vnější vrstva (tunica externa) – jedná se o nejzevnější část stěny cévy. Tvoří ji kolagenová pochva, která uchycuje cévu k jejímu okolí. V této vrstvě můžeme najít mnoho elastických vláken, díky kterým je céva ještě pružnější. Nachází se tu také důležité nervy, které řídí činnost hladké svaloviny v tunica media a cévy, které vyživují cévní stěnu [3].



Obrázek 1 Řez stěnou tepny a žíly [4]

2.4 Krev

Krev je neprůhledná tekutina, která je složená z tekuté složky (plasmy) a pevné složky (krevních tělísek). Vlastně se jedná o suspenzi krevních částic rozptýlených v krevní plasmě. Veškerá krevní tělíska se tvoří v kostní dřeni, jelikož obsahuje nediferencované pluripotentní

kmenové buňky. Tyto kmenové buňky jsou předem určené a může se z nich stát jakákoliv krevní buňka [1] [2].

Objem krve, který cirkuluje tělem tvoří asi 7-10 % hmotnosti lidského těla bez tukové tkáně. U dospělého člověka se tedy jedná o 4-6,5 litru krve. Ženy mají objem krve o něco menší, než muži [1] [2].

Procentuální zastoupení krevních elementů v krvi se nazývá hematokrit. U dospělých mužů je hematokrit $44 \pm 5 \%$ a u žen $39 \pm 4 \%$. Z toho lze vidět, že tekutá složka (plasma) se na krvi podílí více než z 50 % [1] [2].

Krev plní hned několik funkcí:

- Funkce transportní – krev přivádí k buňkám kyslík, živiny, hormony, vitaminy atd. Také ale odvádí z tkání oxid uhličitý a další odpadní produkty buněčného metabolismu. Tyto odpadní látky pak odvádí k orgánům, které jsou specializované na jejich zpracování.
- Funkce regulační – krev udržuje v těle stálé chemické i fyzikální prostředí (pH, teplota atd.).
- Funkce obranná – některé typy bílých krvinek jsou schopné bránit tělo před infekcí.
- Funkce hemokoagulační – zabraňuje krevním ztrátám [1] [2].

2.4.1 Krevní buňky

- Červené krvinky

Červené krvinky neboli erytrocyty, mají tvar bikonkávních disků. Jsou to bezjaderné buňky, což znamená, že nenesou dědičnou genetickou informaci DNA. Délka jejich života se pohybuje okolo 120 dní [2].

Erytrocyty obsahují krevní barvivo hemoglobin (tetramerní metaloprotein), který je schopný na sebe vázat molekuly kyslíku a oxidu uhličitého [2].

Když červená krvinka zanikne, tak se hemoglobin rozkládá na bilirubin. Železný atom, který je středem hemoglobinu se znovu využije na jeho syntézu [2].

- Bílé krvinky

Bílé krvinky, leukocyty, se dělí na dvě největší skupiny – granulocyty (65 %) a agranulocyty (35 %). Leukocyty se podílejí na ochraně těla před virovými, bakteriálními a parazitárními infekcemi a také dokážou likvidovat nádorová bujení [2].

Bílé krvinky se řadí k imunitním buňkám a dělíme je do následujících skupin:

- buňky, které mohou opouštět cévu a vstupovat do tkání,
- tkáňové buňky, které do cév vstupovat nemohou,
- buňky schopné fagocytózy – pohlcení nežádoucích buněk a jejich zahubení [2].
- Krevní destičky

Červené krvinky, trombocyty, jsou bezjaderné úlomky cytoplasmy velkých buněk kostní dřeně (megakaryocytů). Nejdůležitější funkcí trombocytů je zabránit krevním ztrátám při poranění [2].

- Plasma

Plasma je kapalná složka krve, která má jemně nažloutlou barvu a je z cca 91-92 % tvořena vodou a z 8-9 % tvořena z organických a anorganických látek. Objem plasmy u dospělého člověka se pohybuje mezi 2,8-3,5 litru. Pokud se plasma nehýbe, začne se srážet [2].

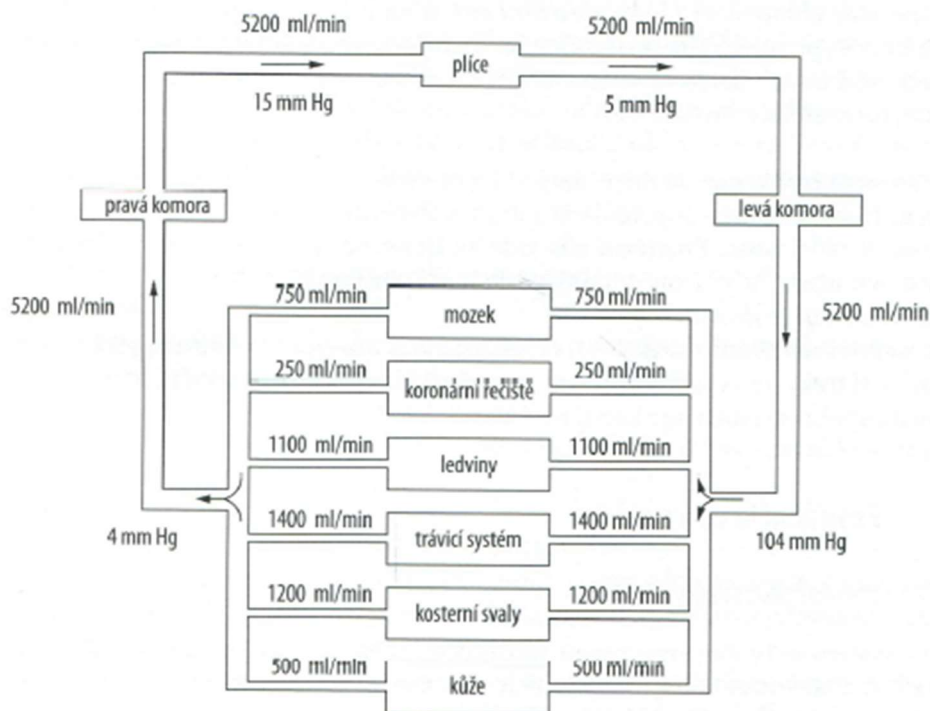
3 Srdeční výdej

Srdeční výdej je hodnota, která určuje, kolik krve se přečerpá za jednotku času. Často je používán minutový srdeční výdej, což je objem krve, který srdce přečerpá za minutu. Průměrná hodnota minutového srdečního výdeje je kolem 5 l/min, ale při velké fyzické zátěži se může dostat až k 20 l/min. Hodnotu minutového srdečního výdeje ovlivňuje pohlaví, věk, fyzická kondice a momentální zdravotní stav jedince.

Minutový srdeční výdej můžeme získat vynásobením systolického objemu a srdeční frekvence [2].

3.1 Rozdělení srdečního výdeje pro orgánové oběhy

V malém plicním oběhu veškerá krev protéká jen plicemi, avšak ve velkém tělním oběhu je to mnohem komplikovanější. Oběh krve je ve velkém tělním oběhu totiž tvořen řadou paralelních orgánových okruhů [2].



Obrázek 2 Diagram srdečního výdeje [2]

Množství krve, které proteče určitým orgánem za čas, je závislé hlavně na biologickém významu onoho orgánu pro život jedince. Dalším faktorem je také momentální potřeba daného orgánu pro bezprostřední aktivitu [2].

Procentuální zastoupení průtoku krve je přibližně 4 % do koronárního řečiště, 5 % do kůže, 15 % do kosterních svalů, 30 % do orgánů dutiny břišní, 20 % do ledvin a v neposlední řadě 13 % putuje do mozku. Množství krve, které ale proteče jednotlivými orgány určuje jeho momentální aktivita [2].

Průtok krve tedy musí být regulován, a to je zajištěno hned několika mechanismy. Je to samozřejmě zmenšení nebo zvětšení průsvitu arteriol (tepének) a různé rozvětvení krevního řečiště [2].

4 Bifurkace na karotidě

Krkavice (Arteria carotis communis) je tepna, která je hlavní cévou přivádějící krev do mozku. Předmětem mé bakalářské práce je levá karotida, tedy Arteria carotid communis sinistra. Ta se dále dělí na dvě větve: carotis interna – vnitřní krkavice – pokračuje kraniálně pod bází lebeční a bez větvení, zatímco carotis externa – vnější krkavice – se dále větví k obličeji a ke krku [7].

Arteria carotid communis sinistra interna je jednou z nejvýznamnějších tepen, které zásobují mozek okysličenou krví a zaručují tedy jeho správné fungování. Na této vnitřní krkavici můžeme najít hned za bifurkací takzvaný sinus neboli bulbus. Jedná se o přirozené vyboulení cévní stěny za účelem zvětšení jejího průsvitu. V tomto sinu dochází ke změně rychlostního pole krve a vytvářejí se zde kvůli náhlému rozšíření víry [7].

4.1 Proudění krve v bifurkaci karotidy a v cévách obecně

4.1.1 Rychlostní profil

Pokud tekutina proudí pouze v trubce, tak za určitou dobu dojde k ustálení a vyvinutí jejího rychlostního profilu. Rychlostní profil v trubce má při laminárním režimu proudění tvar rotačního paraboloidu. Délku trubky, kterou tekutina potřebuje k vytvoření rychlostního profilu lze získat např. z těchto dvou vzorců:

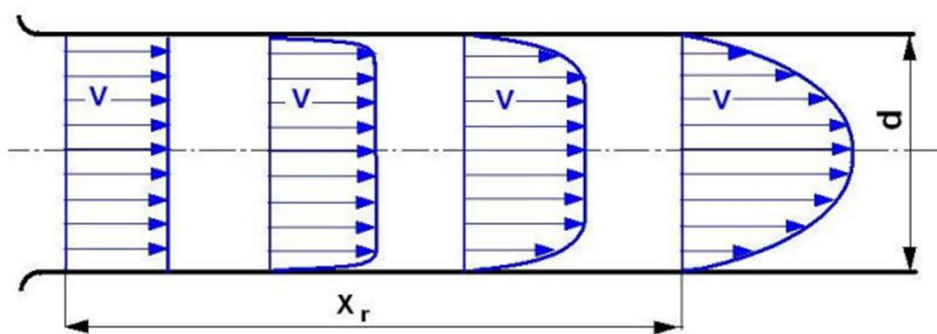
Boussineqův výraz:

$$\frac{x_r}{d} \geq 0,065Re \quad (1)$$

Schillerův výraz:

$$\frac{x_r}{d} \geq 0,025Re \quad (2)$$

Cévy nejsou ideální hladké trubky a ve většině případů nejsou ani rovné. Často také dochází k ovlivnění rychlostního profilu různými cévními anomáliemi, jako například stenózami či aneurysmaty, přirozenými odstupy nebo naopak spojováním menších cév do větších [8] [9].



Obrázek 3 Vývoj laminárního profilu proudění [8]

4.1.2 Smykové napětí

Tepny jsou kvůli proudění krve vystavovány nepřetržitému tlaku a smykovému napětí. Smykové napětí je v cévách všudypřítomné, ale také je jedním z hlavních příčin chronické cévní nemoci zvané ateroskleróza (kornatění cév). Lidské tělo má tendenci zachovávat

konstantní hodnotu smykového napětí na stěnách cév. Pokud se vlivem například vyšší fyzické námahy zvýší průtok krve, zvýší se i smykové napětí všude na cévní stěně. Cévy jsou pružné a dokážou se změnám průtoku a následným změnám smykového napětí do jisté míry přizpůsobit [8].

5 Neinvazivní zobrazovací metody

Abychom viděli, jak přesně cévy vypadají a dokázali následně vytvořit jejich reálné modely, je potřeba si je dokázat zobrazit. Neinvazivní zobrazovací metody jsou takové, které nevyžadují přímý přístup do cévy [10].

5.1 Skiografie

Jedná se o základní vyšetřovací metodu, která přichází na řadu jako jedna z prvních při vyšetřování jakéhokoliv problému v kardiovaskulárním systému. Je to RTG vyšetření hrudní oblasti, kdy pacient stojí a je mu snímána celá hrudní dutina. Skiografie dokáže zobrazovat tvrdé i měkké tkáně v lidském těle, funguje na principu pohltivosti různého množství rentgenového záření různými typy tkání. Výhody této metody jsou velká detailnost a permanentnost snímků. Nevýhody jsou neschopnost zachycení jakéhokoliv děje nebo prostorové představy ložisek patologických stavů. Má ionizační účinky na lidský organismus, a to s sebou nese další zdravotní rizika [11].

5.2 Dopplerovská ultrasonografie

Je to diagnostická metoda založená na Dopplerově jevu. Jedná se o ultrazvukové vyšetření. Využívá se zejména k určení směru a velikosti rychlosti toku krve v cévách. Ultrazvuk prochází stěnou cévy a dostane se k červeným krvinkám, od kterých se odrazí. Tyto odrazy slouží jako zdroj vlnění a díky tomu lze určit již zmíněnou rychlost a směr. Pro přesnější zobrazení lze také použít kontrastních látek, ty bývají vpravené do těla intravenózně [12].

5.3 Angiografie

Jedná se o souhrnné označování více zobrazovacích metod cév v lékařství. Je nutné ji vždy provádět minimálně ve dvou směrových projekcích, jelikož tím lze odhalit asymetričnost snímaných tkání a dokážeme tak vidět reálné umístění a tvar. Často se při ní používají kontrastní látky pro přesnější zobrazení [13].

- Selektivní koronarografie (SKG) – vyšetření koronárních tepen za přítomnosti kontrastní látky [13].

- CT angiografie (CTA) – zobrazení cév pomocí CT přístroje. Probíhá podobně jako běžné CT vyšetření, ale při jeho realizaci je nutná přítomnost kontrastní látky na bázi jodu. Často dochází ke snímkování ve více rovinách, případně i k 3D snímkům. CTA je často využívána jako podklad pro tvorbu výpočetních modelů [13] [14].
- MR angiografie (MRA) – její velkou výhodou je absence ionizujícího záření. Používá se k zobrazení problémů na cévách jako jsou například stenózy, blokády nebo aneurysmata. Zobrazení je možné i ve 3D. Hlavním rozdílem oproti metodě CTA je neviditelnost lumenu (vnitřní části cévy) [13].

6 Numerický model

6.1 Základní rovnice mechaniky tekutin

6.1.1 Rovnice kontinuity

Jednou z rovnic, o kterou se opírá mechanika tekutin, je rovnice kontinuity, též nazývaná rovnice spojitosti. Tato rovnice je vyjádření zákona zachování hmotnosti v mechanice tekutin. Odvozuje se pro jednorozměrné nestacionární proudění, konkrétně pro vytknutý element kontrolního objemu. Lze ji také formulovat jako rozdíl vstupující hmotnosti do kontrolního objemu a hmotnosti vystupující z kontrolního objemu je roven hmotnosti tekutiny, která se v kontrolním objemu akumuluje [9].

Ve své nejobecnější formě lze rovnici kontinuity pro jednorozměrné proudění zapsat následovně:

$$\frac{\partial}{\partial s}(\rho A v) + \frac{\partial}{\partial t}(\rho A) = 0 \quad (3)$$

Kde ρ je hustota, A je plocha kontrolního objemu, v je rychlost, ∂t je elementární změna času a ∂s je elementární posunutí [9].

Tuto rovnici lze dále zjednodušovat pro konkrétní aplikace, například pro nestlačitelnou kapalinu uvažujeme konstantní hustotu [9].

6.1.2 Zákon zachování hybnosti

Druhou velice důležitou rovnicí je zákon zachování hybnosti, nebo také první věta impulsová. Je definovaná následující rovnicí:

$$\frac{\partial(\rho \vec{v})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\underline{\tau}) + \rho \vec{g} + \vec{F} \quad (4)$$

Kde ρ je hustota tekutiny, \vec{v} je vektor rychlosti, t je čas, ∇ je operátor nabla, p je tlak, $\underline{\tau}$ je tenzor smykového napětí, \vec{g} je vektor gravitačního zrychlení a \vec{F} je vektor vnějších silových účinků [9].

Tenzor smykových napětí lze zapsat:

$$\underline{\tau} = \mu \left[(\nabla \vec{v} + \nabla \vec{v}^T) - \frac{2}{3} \nabla \vec{v} I \right] \quad (5)$$

Kde μ je molekulová viskozita a I je jednotkový tenzor [8].

6.2 Počítačová mechanika tekutin

Počítačová mechanika tekutin neboli CFD – computational fluid dynamics, dokáže analyzovat proudění tekutin nebo popsat prostup tepla pomocí matematických modelů. Používá se v širokém spektru průmyslových odvětví jako například v automobilovém průmyslu, lodním průmyslu, letectví, chemickém průmyslu atd.

Celý numerický výpočet se skládá ze 3 hlavních částí:

- Preprocessing – tvorba modelu, příprava geometrie, tvorba výpočetní sítě, nastavení okrajových podmínek,
- Solver – diskretizace zadaného problému, pomocí numerické matematiky (iterováním) dojde k jeho řešení,
- Postprocessing – analýza výsledků (zobrazení vektorů rychlosti, 2D nebo 3D grafy počítaných veličin, atd.), kontrola správnosti výpočtu [15].

6.3 Síť

Pro CFD simulaci je nezbytné vytvořit síť, na které je možné řešit rovnice mechaniky tekutin. Síť se skládá z různých druhů buněk, avšak lze ji rozlišit na dva základní. První je povrchová síť, která se nachází na povrchu modelu a druhá je síť objemová, která vyplňuje vnitřní část modelu [22].

6.4 Okrajové podmínky

Okrajové podmínky se skládají z vnitřních a vnějších podmínek. Předepisují se síti, na které následně dochází k řešení. Na jednotlivých částech sítě tyto podmínky specifikují či definují její chování [22].

6.4.1 Vnější okrajové podmínky

Tento typ podmínek je předepisován okrajovým buňkám sítě a specifikuje, jakým způsobem bude tekutina do modelu vstupovat a následně z něj vystupovat. Já jsem pracovala v programu ANSYS Fluent a v něm jsou následující vnější okrajové podmínky:

- Rychlostní vstup – předepisuje rychlost tekutiny v místě vstupu do sítě,
- Tlakový výstup – určuje tlak tekutiny na výstupu,
- Tlakový vstup – definuje tlak tekutiny na vstupu,
- Tlakové proudové pole – předepisuje rozložení tlaku na vstupu,
- Vstup hmotnostního toku – určuje vstupující hmotnostní tok,
- Symetrie – předepisuje nulový tok veličin přes hranici symetrie
- Výtok – použijeme ho, pokud nejsou známy podrobnosti o jiných veličinách,
- Stěna – určuje pevné části, přes které tekutina neproudí [22].

6.4.2 Vnitřní okrajové podmínky

Tyto podmínky se předepisují vnitřní objemové síti. V programu ANSYS Fluent lze zadat tyto:

- Porézní skok – funguje jako simulace membrány,
- Ventilátor – funguje jako zdroj proudění uvnitř modelu,
- Vnitřní plochy – vyjadřují návaznost mezi buňkami sítě [22].

7 Návrh výpočetního modelu

V této kapitole je popsána tvorba modelu, který je následně použit k CFD simulaci. Data, která sloužila jako podklad k tvorbě modelů byla získána z výpočetní tomografie (CT). Data z CT mi byla poskytnuta anonymizovaně Všeobecnou fakultní nemocnicí v Praze. Nejprve byla data upravena v programu 3D Slicer a vznikl hrubý model. Ten byl následně upravován v programu Autodesk Inventor 2022. Následně byl model přesunut do prostředí programu SpaceClaim 2021 R1, kde probíhala příprava modelu na následné síťování. Síťování probíhalo v programu Ansys Fluent 2021 R1. V tomtéž programu byl následně model i počítán a výsledky z výpočtu v něm byly vyhodnoceny.

7.1 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (Computed Tomography – CT) je zobrazovací metoda používaná v lékařství k diagnostice. Díky rentgenovému záření, které se při této metodě používá, lze zobrazit celé tělo v sérii řezů. Výsledný obraz vzniká matematickou rekonstrukcí ze získaných snímků (řezů).

Průběh vyšetření je takový, že pacient je fixován na posuvném lůžku, které se pohybuje, a postupně projde přes skenovací zařízení. Lůžko se vždy mezi snímky posune o délku snímkovacího kroku, zatímco pacient je snímán v leže v určité, předem nastavené rovině.

Výhodou CT je možnost zobrazit i málo kontrastní tkáně [19].

7.2 Přípravná fáze

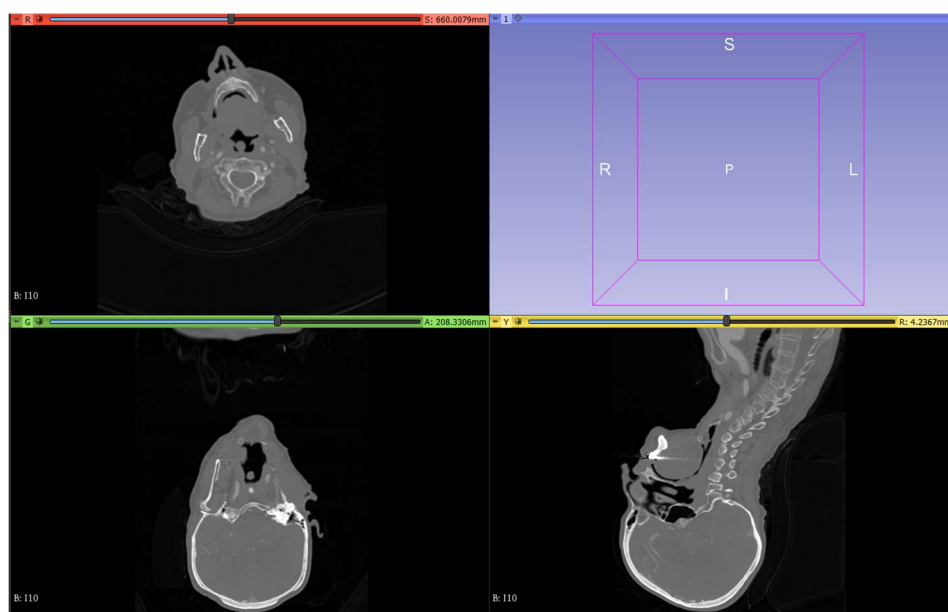
7.2.1 Zpracování CT snímků

Výsledná data z CT se ukládají jako DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) soubory. DICOM je běžný formát, který je používán k distribuci, skladování a prohlížení medicínských dat [20].

DICOM data mi byla poskytnuta celkem od 23 pacientů Všeobecné fakultní nemocnice v Praze. Šestnáct pacientů bylo snímáno výpočetním tomografem a sedm magnetickou rezonancí. Rozhodla jsem se pro svou bakalářskou práci použít CT data, jelikož mají menší snímkovací krok a lepší rozlišení, což zajišťuje vyšší přesnost výsledného modelu.

DICOM data byla zpracována v prostředí programu 3D Slicer. Jedná se o program, který je volně dostupný na internetu a má otevřený zdrojový kód. 3D Slicer umí zobrazit, zpracovat, segmentovat, registrovat a analyzovat lékařská data [21].

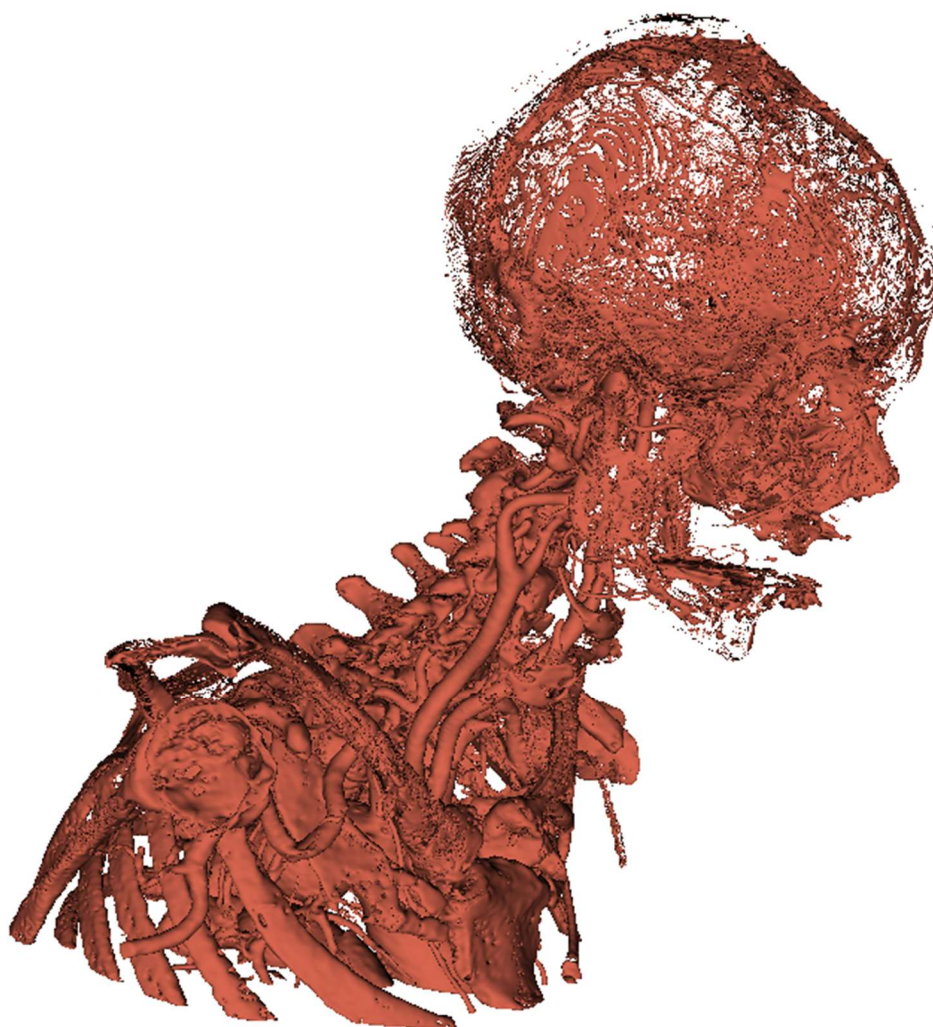
Data byla nahrána do programu, kde byly ihned zobrazeny pohledy na hlavu a horní část hrudníku pacienta ve třech rovinách (transversální, frontální a sagitální), jak lze vidět na obrázku níže.



Obrázek 4 Zobrazení dat ve 3DSliceru

Snímky, které byly importovány jsou černobílé, stejně jako například snímky z RTG vyšetření. I CT funguje na principu rentgenového záření, to může tkáněmi procházet, nebo se od nich odrážet. Čím více záření se od tkáně odrazí, tím světlejší barvu dostaneme. Jak můžeme vidět, tak například lebka reflektuje velké množství rentgenového záření, a proto má na snímcích bílou barvu. Nosní dutiny naopak jsou vyplněné vzduchem, který veškeré záření propouští, a proto se na snímcích ukazují černou barvou.

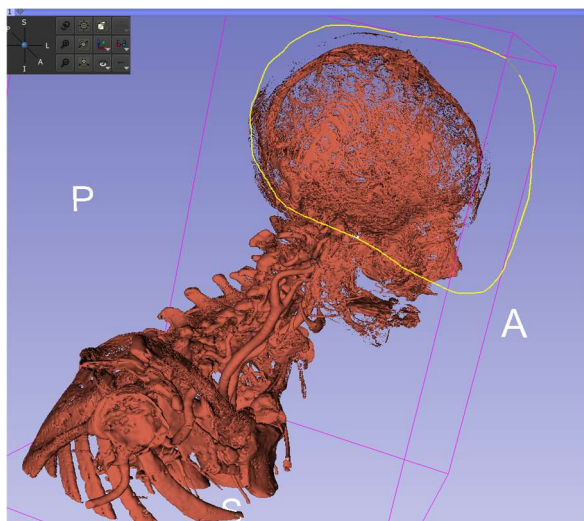
Právě rozlišení tkání podle stupňů šedi na snímcích bylo využito při prvním hrubém vybrání cévního řečiště hlavy, v němž je i mnou zkoumaná krkavice. Stupně šedi byly vybrány funkcí threshold. Tím byl vytvořen prvotní velice hrubý model, který lze vidět na obrázku č.5.



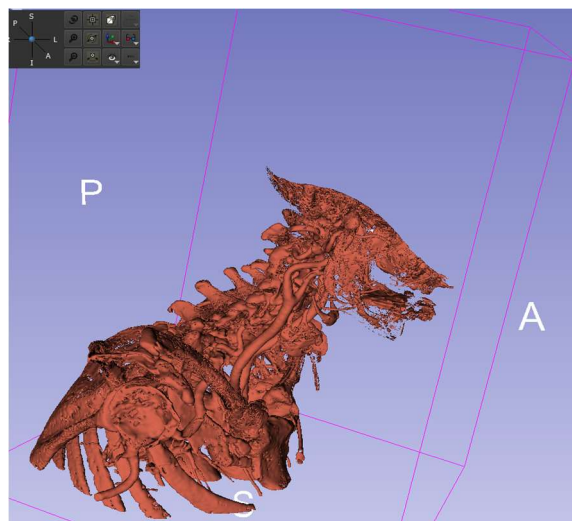
Obrázek 5 Hrubý model

Takto vygenerovaný model byl následně upravován hlavně v okně, kde je zobrazen 3D model. První úprava byla provedena pomocí funkce scissors. Tou byly odříznuty části, které nejsou důležité. Funkce scissors se vyznačuje žlutou čarou, která je tvořena vedením kurzoru a

automaticky se zavírá do smyčky, nebo některým již přednastaveným tvarem. Jak scissors funguje lze vidět na obrázcích 6 a 7. Po tom, co je aplikována, dojde k vymazání veškerého objemu, který se uvnitř smyčky nachází. Takto byl model nahrubo očištěn a následně jsem přešla k závěrečným úpravám v tomto programu.

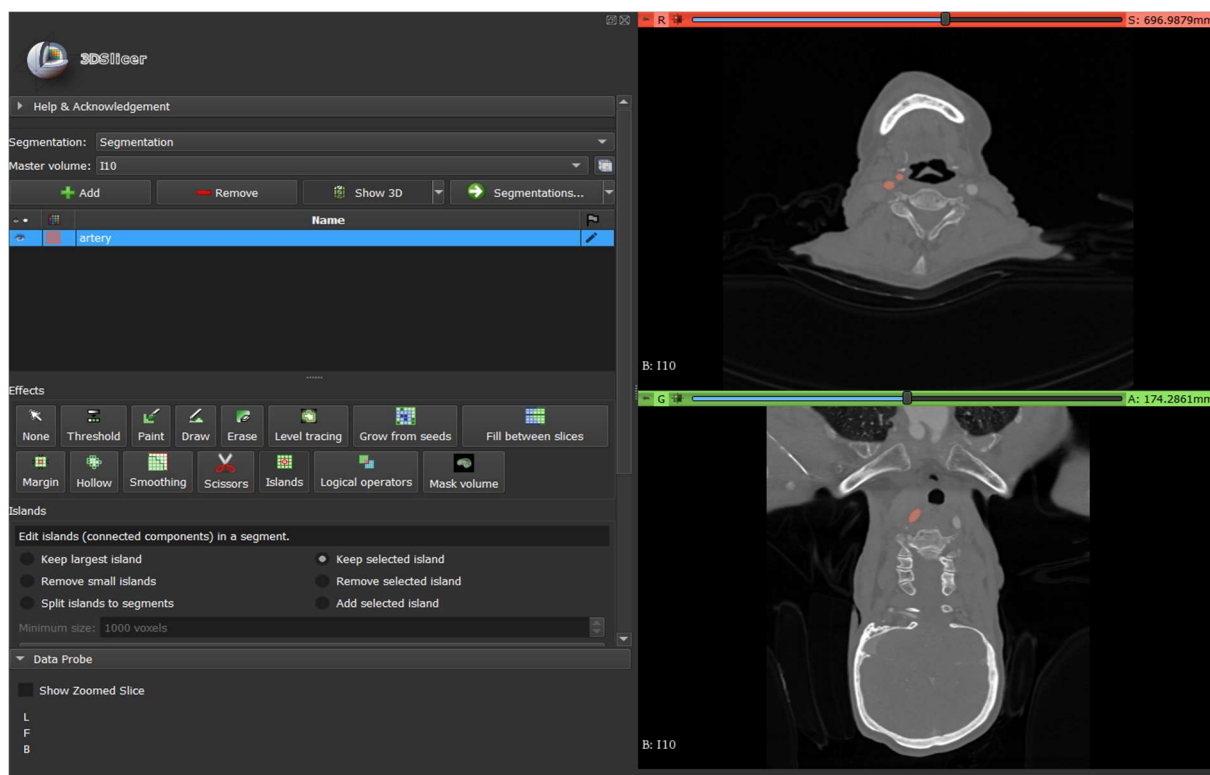


Obrázek 6 Ukázka funkce scissors v 3D Sliceru



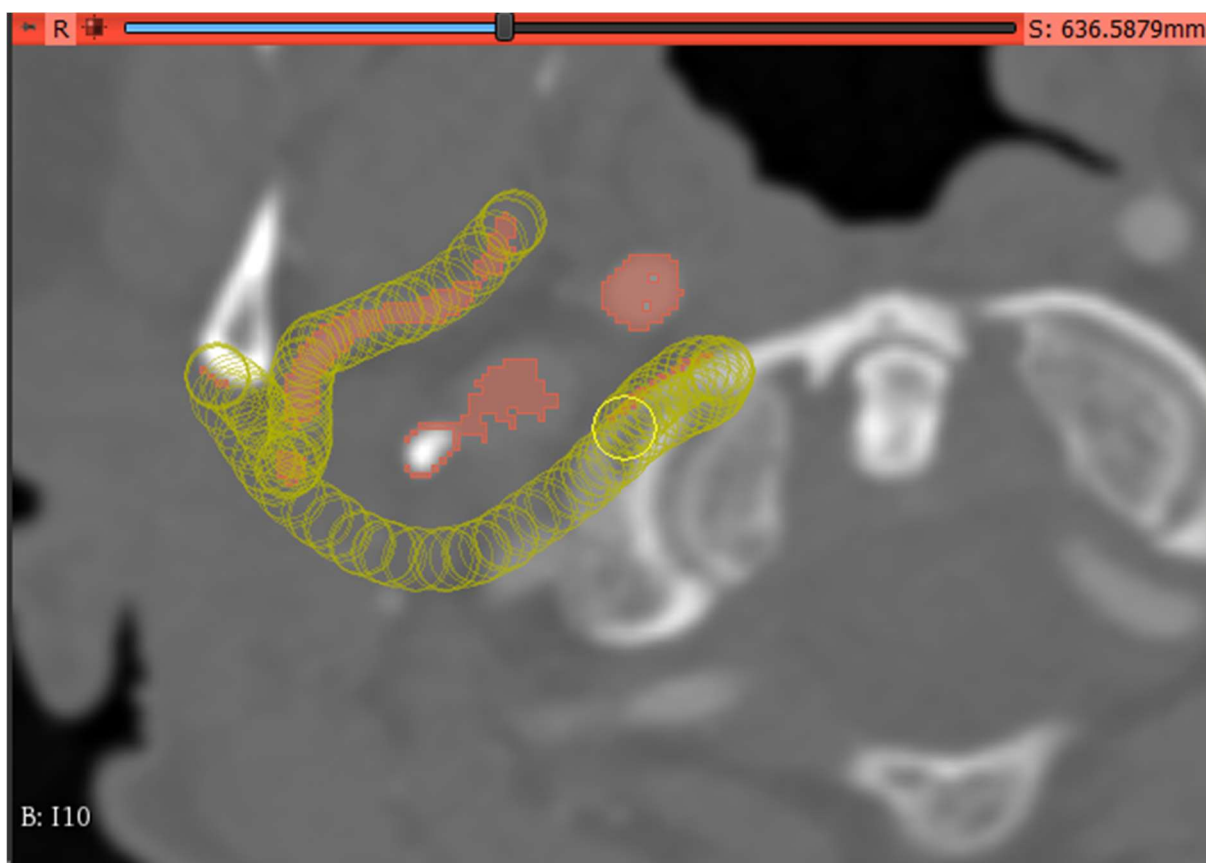
Obrázek 7 Model po použití funkce scissors

Další přichází na řadu funkce islands. Tato funkce umožňuje vybrat určitou část objemu a vše, co je s ní spojené. Lze si zvolit, zda vybranou část chceme zachovat, nebo odebrat. V mém případě jsem využila zachování části s levou krkavicí.



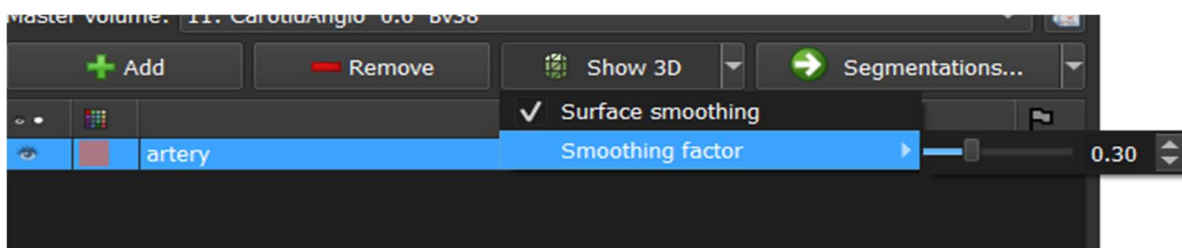
Obrázek 8 Použití funkce islands

Po použití těchto dvou funkcí byl již model relativně jednoduchý a bylo možné použít poslední funkci na úpravu modelu, a to je funkce erase. Erase funguje jak ve 2D projekcích, tak i ve 3D modelu. Mnou byla použita ve 2D a to v červeném poli, které ukazuje snímkování v transversální rovině. V těchto snímcích bylo postupováno od prvního po poslední a postupně byly umazány části, které nejsou pro zkoumanou problematiku důležité.



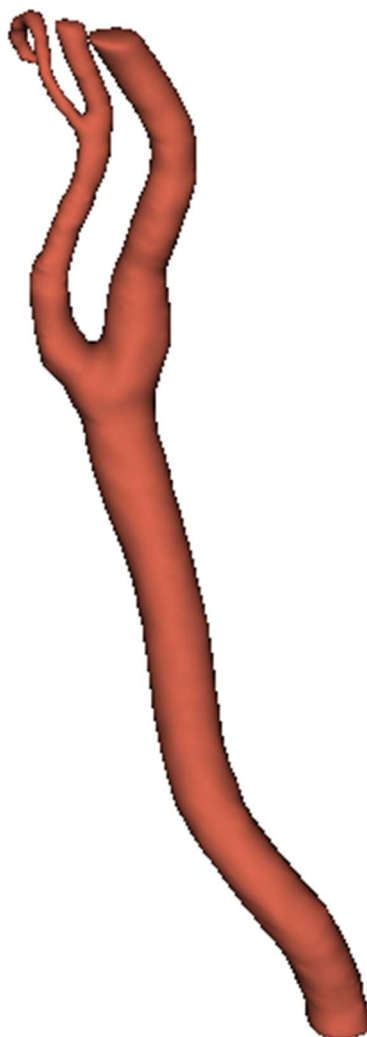
Obrázek 9 Použití funkce erase

Jako poslední byl upraven smoothing factor, aby model nebyl příliš vyhlazený a tím pádem nedošlo ke ztracení informace o geometrii. Smoothing factor byl v mém případě nastaven na hodnotu 0,3. Tento faktor dokáže vyhladit povrch modelu a je zde kvůli tomu, že snímky vytváří na modelu jednotlivé vrstvy, které mezi sebou tvoří kostičkové přechody. Touto funkcí lze tento efekt zmírnit, či úplně vyrušit. Maximální hodnota je 1, kdy je model úplně vyhlazen.



Obrázek 10 Smoothing factor

Všechny tyto funkce mi umožnily vytvořit první model, který byl dále upravován. Výsledný model z 3D sliceru (obrázek 15) jsem uložila ve formátu .mrb, který zachovává povrchovou i objemovou informaci o geometrii, a dále byl model exportován do formátu .stl. Ten mi umožnil další úpravu v programu Autodesk Inventor 2022.



Obrázek 11 Výsledný model z 3D Sliceru

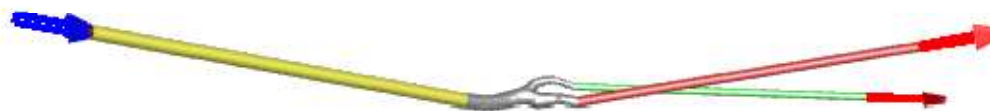
7.2.2 Úprava modelu v prostředí programu Autodesk Inventor 2022

Po programu 3D slicer následoval přesun modelu do programu Autodesk Inventor 2022, ve kterém byla provedena úprava geometrie a byly přidány rozběhové dráhy. Rozběhové dráhy jsou geometrické prvky, které se napojují na model. Slouží k vytvoření rychlostního profilu a tím pádem do modelu vstupovalo a následně vystupovalo již ustálené proudění. Délka rozběhových drah byla počítána dle rovnice 1. V místě vstupu do modelu byl spočítán z rychlosti a průtočné plochy objemový tok. Z objemového toku bylo nadále možné zjistit lokální Reynoldsovo číslo, podle toho byla dimenzována i rozběhová dráha před vstupem do

modelu. Rozběhy za modelem byly vypočítány obdobně, jen byly dimenzovány pouze na 80 % z objemového toku na vstupu. To bylo provedeno, jelikož krev se do dvou větví vždy rozdělí v nějakém poměru, 80 % je velká část a nemělo by k ní v běžném organismu docházet, je tedy garance toho, že rozběhy budou vždy dostatečně dlouhé pro ustálení proudění a vyvinutí rychlostního profilu. Na základě literatury (Groen a kolektiv, 2010) bylo zvoleno, že se objemový tok obvykle dělí na externí a interní tepnu v poměru 56:44.

7.2.3 Další operace v Ansys Spaceclaim

Následně bylo nutné celou geometrii zrevidovat a upravit před síťováním. To probíhalo v prostředí ANSYS Spaceclaim. Byla provedena analýza geometrie a případně opravnými funkcemi byl změněn lokálně její tvar. Hlavním záměrem bylo odstranění nesprávně orientovaných, malých nebo jinak deformovaných plošek. Zároveň byly v tomto programu rozděleny plošky do jednotlivých zón. Celkem se jednalo o 7 zón (obrázek č.12) – inlet (modrá šipka), outlet1 (červená šipka), outlet2 (červená šipka), rozběh (žlutá), doběh1 (červená), doběh2 (zelená) a boi (šedá). Kontrolním objemem je Boi neboli body of interest. Jedná se o samotný model reálné karodity a je to i zóna, na které budou vyhodnoceny výsledky.



Obrázek 12 Rozdělení modelu na zóny

7.3 Síťování

Síťování probíhalo v programu ANSYS Fluent 2021 R1, konkrétně v modulu Meshing. Nejprve byl model importován do programu a následně zkontrolován, zda nedošlo ke změně jednotek. Další krok bylo nastavení minimální a maximální velikosti buňek sítě. V případě minima bylo dodrženo doporučení, že minimální velikost by měla být maximálně nejmenší rozměr modelu dělen třemi v případě vyšetřování sdílení tepla a pěti v případě analýzy rychlostního profilu. Po úspěšném vložení a vytvoření povrchové sítě bylo změněno nastavení objemu modelu z pevného tělesa na tekutinu. Dále byla nastavena maximální přípustná hodnota parametru skewness (koeficient šikmosti – popisuje nesymetrii velikostí vrcholových úhlů trojúhelníkové plošky) na 0.65. Následně byly doupraveny plošky, aby všechny odpovídaly tomuto parametru. Poté již probíhalo síťování objemové sítě uvnitř celého modelu. Objemové

síť bylo nastaveno lokální zjemnění v místě modelu reálné karotidy. Poté byl zvolen počet vrstev prizmatických buněk a také poměr růstu na 1,3 (o kolik se můžou objemem lišit sousední buňky). Na vstupu a výstupech byla zakázána tvorba prizmatických vrstev, jelikož v těchto místech by se mezní vrstva reálně netvořila [22].

Celkem bylo vytvořeno 5 objemových sítí, které se lišily velikostí a množstvím buněk. U všech sítí bylo postupováno obdobně, vše bylo nastaveno stejným způsobem a následně ještě byla síť v místě kontrolního objemu lokálně zjemněna, aby bylo dosaženo úplně nejjemnější sítě právě v místě, které je předmětem zájmu.

Tabulka 1 Velikost sítí

SÍŤ	POČET BUNĚK
1	655000
2	1200000
3	1770000
4	2630000
5	4150000

Na všech pěti sítích byl proveden kontrolní výpočet. Tento výpočet sloužil k tomu, aby bylo možné podle stanoveného kritéria říct, která z nich bude nejvhodnější. Automaticky bylo předpokládáno, že nejpřesnějšího výsledku dosáhneme na síť s nejvyšším počtem buněk. Ve všech sítích bylo proto vytvořeno celkem 30 úseček, které sloužily k odečtu rychlostního profilu. Tyto úsečky byly tvořeny tak, aby byly v zákrytu za sebou a bylo jich vždy 10 v pravidelných rozestupech v každé rozběhové dráze. Prvotní úsečky byly definovány ve vstupu (výstupech) a poslední v rovině, kdy se rozběh napojuje na model. Zbýlých 8 úseček bylo vytvořeno pravidelným offsetem mezi nimi. Na všech přímkách byly exportovány rychlosti a následně byly v MATLABu porovnány s referenční největší sítí. Kritériem byla chyba v rychlostním profilu mezi referenční sítí a použitou sítí, a ta musí být menší než 5 %. Toto kritérium nesplnila žádná síť, proto byla nakonec vybrána síť referenční.

7.4 Nastavení výpočtů

Řešení výpočtů probíhalo v programu ANSYS Fluent Solution 2021 R1. Celkem bylo nastaveno 21 výpočtů. Výpočty se lišily v rozložení hmotnostního toku vstupujícího do modelu na oba výstupy, jak je vidět v tabulce 2

Tabulka 2 Procentuální rozložení hmotnostního toku v jednotlivých výpočtech

výpočet	procentuální poměr interna	procentuální poměr externa
1	76	24
2	74	26
3	72	28
4	70	30
5	68	32
6	66	34
7	64	36
8	62	38
9	60	40
10	58	42
11	56	44
12	54	46
13	52	48
14	50	50
15	48	52
16	46	54
17	44	56
18	42	58
19	40	60
20	38	62
21	36	64

Fyziologicky pravděpodobnější poměry se pohybují od výpočtu číslo 7 do výpočtu číslo 17.

Výpočty byly počítány stacionárním řešičem s laminárním modelem proudění. Také bylo potřeba překontrolovat, zda nedošlo ke změně délkových jednotek modelu. Materiál proudícího media byl přepnut na kapalný model, konkrétně vybráním kapalného modelu odpovídajícímu vodě na newtonskou tekutinu. Té byla následně předepsána hustota a dynamická viskozita tak, aby odpovídaly lidské krvi. Hustota měla po změně hodnotu 1060 kg/m^3 a dynamická viskozita $0,004 \text{ Pa}\cdot\text{s}$. A tento materiál byl aplikován na celý model krkavice s rozběhy.

Dalším bodem bylo nastavit okrajové podmínky. Na krajní rovině vstupního rozběhu byla předepsána okrajová podmínka tlakový vstup. Byl zde zadán nulový rozdíl tlaku oproti okolí. Na výstupních rovinách obou rozběhů byl zadán výstup hmotnostního toku Tam byl předepsán objemový tok. Na dva výstupy byl rozdělen vstupující objemový tok ($0,00742 \text{ kg/s}$) podle již výše uvedených poměrů.

Poté následovala inicializace, která slouží k prvotnímu přiřazení hodnot buňkám, a tedy udělá první odhad řešení. Tento krok je důležitý pro zrychlení konvergence řešení výpočtů [23].

Také bylo potřeba nastavit, kolik iterací má být řešeno a po kolika iteracích chceme provést průběžné ukládání. To bylo důležité pro případnou hlubší kontrolu řešení.

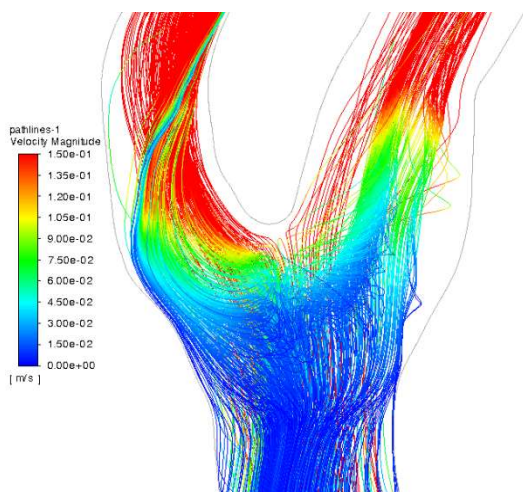
Jako poslední krok jsem spustila výpočet.

7.5 Zpracování výsledků

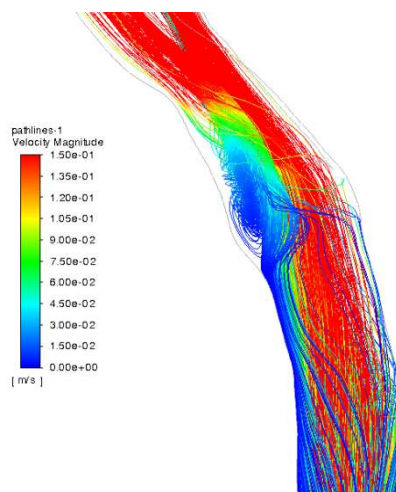
7.5.1 Zobrazení proudového pole

Jako první bylo za úkol zanalyzovat proudové pole v místě bifurkace karotidy a případně popsat, zda je z výsledků možno říct, jestli má bulbus na interní větvi nějaký hlubší význam pro řízení toku krve.

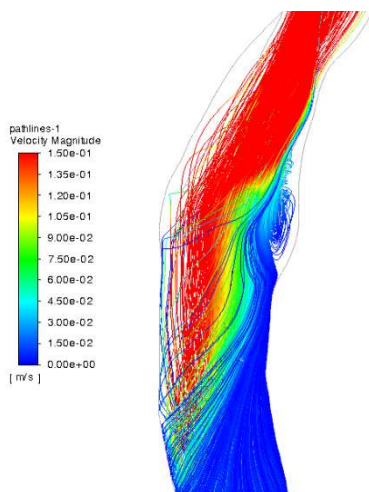
Proudové pole bylo zobrazeno funkcí pathline, která umožňuje vykreslit proudnice rychlostí v celém modelu. Pathline jsou schopné sledovat trajektorii jednotlivých částic skrz model od místa počátku vykreslení až po nastavenou délku čáry. Pro větší přehlednost jsou proudnice pro všechny modely prezentovány v příloze bakalářské práce. Popsání vlivu geometrie na proudové pole bylo prezentováno jen na jedné konfiguraci okrajových podmínek, jelikož model je společný pro všechny výpočty.



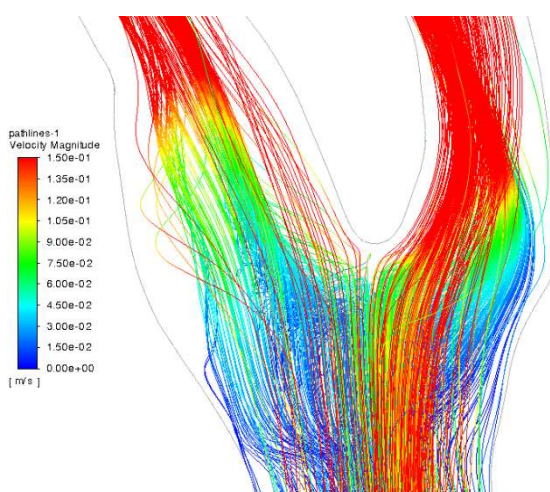
Obrázek 13 Přední pohled



Obrázek 14 Pohled boční z pravé strany



Obrázek 15 Pohled boční z levé strany



Obrázek 16 Pohled zezadu

Jak můžeme vidět na obrázcích č. 13 a 14, ve vnější části modelu dochází ke zpomalení částic, je to z důvodu toho, že karotida je v krku zahnutá do oblouku. Proto naopak na vnitřní straně modelu jsou částice urychlovány, což je patrné zejména na obrázku č. 15. Také jsem se zaměřila na oblast bulbu, která je dobře viditelná zejména na obrázku č. 13. Můžeme pozorovat, že v místech blíže k rozšíření se vytvářejí vírové struktury, zatímco v oblasti v blízkosti bifurkace krev proudí neovlivněně dále do mozku. Tyto tendence se opakují na všech konfiguracích výpočtu, avšak nastávají zde i jiné jevy spojené s předepsaným hmotnostním tokem na výstupech. Například zvětšování vírové oblasti v bulbu se zvyšujícím se předepsaným hmotnostním tokem na výstupu externí tepny.

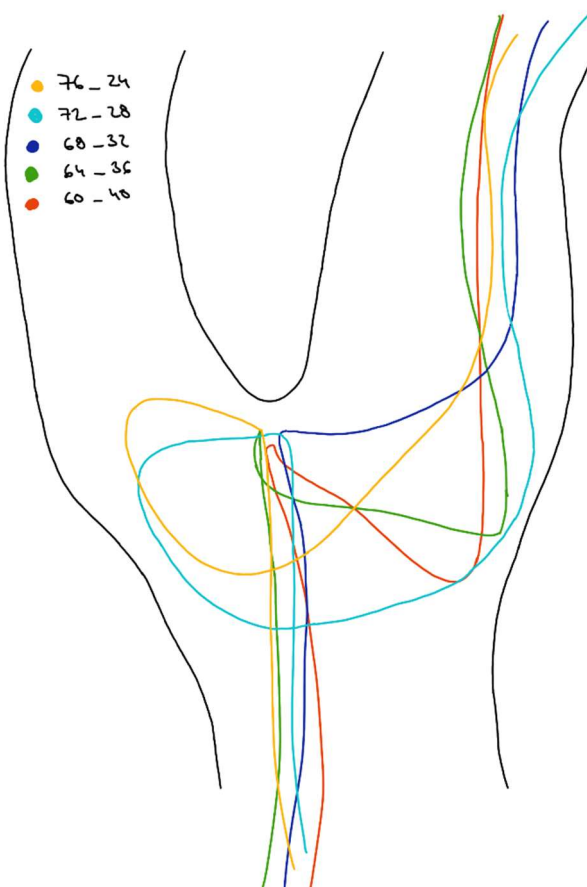
Pro bližší představu porovnání jednotlivých nastavení přímo v práci jsem se rozhodla vykreslit do jednoho obrázku vždy jednu proudnici z příslušného nastavení. Tato proudnice charakterizuje rozhraní vírové oblasti a oblasti, kde se již víry netvoří v místě bifurkace a bulbu. Pro přehlednost jsou vykresleny proudnice pro každou druhou konfiguraci.

První obrázek porovnání proudnic je věnován takovému nastavení, kdy je větší hmotnostní tok předepsán do externí tepny, která vede krev do obličejové části hlavy. Jak si můžeme všimnout, tak proudnice jsou strhávány z druhé tepny a nasávány do větve, kde je předepsané vyšší poměrové číslo. Vírová oblast se v těchto nastaveních nachází převážně v pravé části externí tepny, přímo v bulbu. K menšímu vytváření vírů dochází, hlavně v případech s větším rozdílem poměrů, v oblasti mezi bifurkací a bulbem.

Druhý obrázek zobrazuje nastavení, kdy je větší hmotnostní tok předepsán do interní tepny vedoucí krev do mozku. Zde, jak můžeme vidět, dochází v případě fyziologičtějších poměrů pouze k ovlivnění směru proudnice. Později u opravdu vysokých rozdílů v předepsaných hmotnostních tocích na výstupech dochází až ke stržení proudnice z vedlejší větve. Vírová oblast se v těchto konfiguracích nachází především v bulbu a s větším předepsaným hmotnostním tokem do externí tepny dochází ke změně směru proudění i v tepně interní.



Obrázek 17 Větší hmotnostní tok předepsán externí tepně



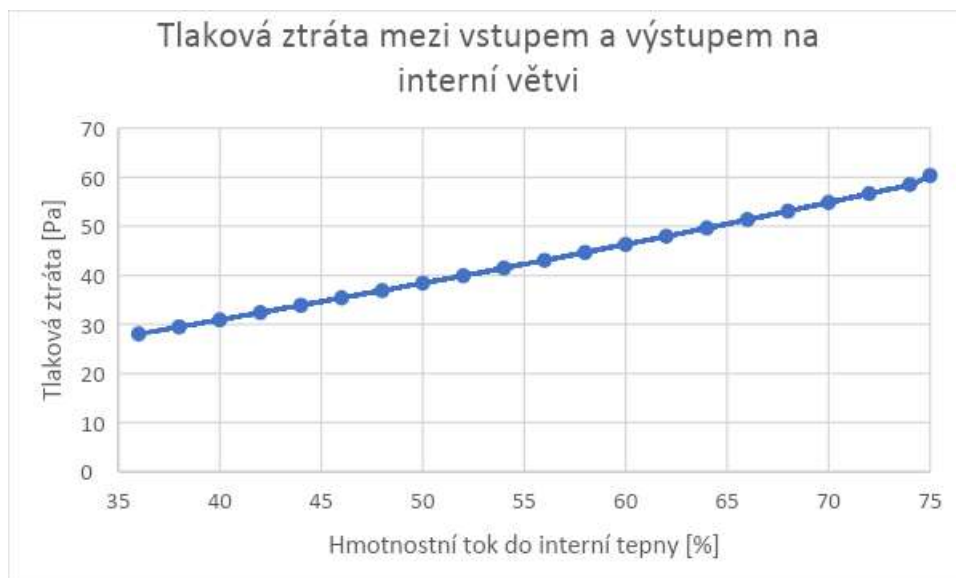
Obrázek 18 Větší hmotnostní tok předepsán interní tepně

7.5.2 Tlakové ztráty

Druhý výstup mé práce byla analýza tlakových ztrát mezi vstupem do modelu a jednotlivými výstupy. Závislost tlakových ztrát na jednotlivých konfiguracích výpočtu byla zaznamenána do následujících grafů.



Graf 1 Tlaková ztráta mezi vstupem a výstupem na externí větvi



Graf 2 Tlaková ztráta mezi vstupem a výstupem na interní větví

Při proudění tekutiny potrubím bez geometrických změn dochází vlivem viskozity ke vzniku sil, které působí proti směru proudění. Tyto síly souhrnně nazýváme ztráty. Ztráty mohou mít místní charakter, nebo se mohou projevovat v celém objemu. V mém případě byla vyhodnocena ztráta tlaková neboli tlakový spád.

Pokud v modelu dochází k tlakovým ztrátám, tak z toho lze odvodit, že někde v kontrolním objemu dochází k vynucené změně proudění. Třecí ztrátu v potrubí lze určit z následujícího vzorce.

$$p_z = \lambda \frac{L}{d} \frac{v^2}{2} \rho \quad (6)$$

Kde λ je třecí součinitel, L je délka, d je průměr, v je rychlost a ρ je hustota.

Třecí součinitel se dá dále spočítat z Reynoldsova čísla, kdy záleží i na režimu proudění (laminární, turbulentní).

Jak lze předpokládat, tak s větším procentem hmotnostního toku se také zvětšuje tlaková ztráta v dané tepně. Také směrnice interní tepny je významně menší než tepny externí. To je způsobeno rozdílnou dimenzí tepen, a tedy tím se změní i rozměry a následně také i třecí součinitel. Na všech těchto aspektech je tlaková ztráta závislá, a proto v interní tepně, která je významně širší větví, dochází k menší tlakové ztrátě.

8 Závěr

V této práci jsou prezentovány numerické simulace proudění krve v reálném modelu bifurkace karotidy. Pro numerickou simulaci byl vytvořen model z CT dat poskytnutých Všeobecnou fakultní nemocnicí v Praze pomocí ověřeného postupu v několika softwarech. Tvorba vlastní sítě a následné výpočty byly provedeny v programu ANSYS Fluent.

Na síti čítající 4 150 000 buněk bylo provedeno 21 konfigurací výpočtů s odlišnými okrajovými podmínkami na výstupech.

Na všech dokončených výpočtech bylo zobrazeno proudové pole pomocí funkce pathline. Z každého výpočtu byla poté vykreslena hraniční proudnice charakterizující změnu proudění v oblasti bifurkace karotidy a bulbu. Tyto hraniční proudnice byly následně vyneseny do dvou obrázků pro snazší porovnání. Změna proudění je značně ovlivněna měnicími se okrajovými podmínkami na výstupech. Na porovnávacích obrázcích lze pozorovat jen směrové ovlivňování proudnic při menších rozdílech v poměru rozdělení a s větším rozdílem v poměru dochází až ke stržení proudnice z opačné větve.

V příloze je zobrazeno celé proudové pole všech výpočtů. Zajímavé je ovlivnění toku krve v krkavici zahnutím tepny v krku. Proto v modelech dochází k urychlení částic na zadní stěně a zpomalení na stěně přední. Také zde lze blíže zkoumat i vírovou oblast v místě bulbu. Dle očekávání se vírová oblast mění s předepsanými okrajovými podmínkami. Čím větší je předepsaný hmotnostní tok do interní větve, tím větší je i vírová oblast a zmenšuje se prostor, kudy částice mohou neovlivněně proudit.

Také byly vyhodnoceny tlakové ztráty mezi vstupem a jednotlivými výstupy. Byly vytvořeny grafy závislosti tlakové ztráty a procentuálním rozdělení hmotnostního toku v obou větvích. Ztráta byla počítána jako rozdíl počátečního a koncového celkového tlaku. Jak bylo očekáváno, dochází ke zvětšování tlakové ztráty s větším předepsaným množstvím hmotnostního toku do jednotlivé tepny. V případě tepny interní je počáteční tlaková ztráta menší a je menší i směrnice růstu přibývajících tlakových ztrát s vyšším hmotnostním tokem. To je dáno mimo jiné i větším průměrem této tepny oproti tepně externí.

Na závěr bych se ráda věnovala možnému rozšíření práce. Do budoucna by bylo dobré, pro větší přiblížení se výpočty realitě, změnit některé nastavení výpočtu. Jako první bych zvolila spočítání celé problematiky nestacionárním režimem. Dále by bylo vhodné krev modelovat jako neneutonskou tekutinu a stěnu cévy modelovat jako pružnou.

9 Seznam zdrojů

- [1] BALKÓ, Iva. *Stručný přehled anatomie člověka*. Ústí nad Labem, [cit. 2022-11-12]. Dostupné z: <https://www.pf.ujep.cz/wp-content/uploads/2018/09/Funk%C4%8Dn%C3%AD-anatomie-I.-a-II.-komplet.pdf>. Univerzita Jana Evangelisty Purkyně, Fakulta pedagogická.
- [2] PETŘEK, Josef. *Základy fyziologie člověka pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2208-0.
- [3] VIMROVÁ, Anežka. *Vliv kryogenního skladování na mechanické vlastnosti cévních štěpů při kvazistatickém zatěžování*. Praha, 2019 [cit. 2022-11-12]. Dostupné z: https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/83636/F2-BP-2019-Vimrova-Anezka-BAKALRSKA_PRACE_VIMROVA.pdf?sequence=-1&isAllowed=y. Bakalářská práce, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní. Ing. Hynek Chlup, Ph.D.
- [4] Kardiosystem [online]. [cit. 2023-05-16]. Dostupné z: http://kardiosystem.websnadno.cz/rozdil_mezi_veno.jpg
- [5] ASCHERMANN, Michael, Petr WIDIMSKÝ, Josef VESELKA, Aleš LINHART a Jiří KRUPÍČKA. *Kardiologie*. Praha: Galén, 2004. ISBN 80-7262-290-0.
- [6] BULAVA, Alan. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0468-0.
- [7] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání*. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [8] HOSKINS, Peter R., Patricia V. LAWFORD a Barry J. DOYLE, ed. *Cardiovascular Biomechanics* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2017 [cit. 2022-11-12]. ISBN 978-3-319-46405-3. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-46407-7
- [9] JANALÍK, Jaroslav. *Hydrodynamika a hydrodynamické stroje*. Ostrava, 2008 [cit. 2022-11-12]. Dostupné z: <https://old.vscht.cz/uchi/ped/hydroteplo/materialy/skripta.Janalik.pdf>. Vysoká škola Báňská – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, katedra hydromechaniky a hydraulických zařízení.

- [10] *Diagnostické metody při vyšetření srdce a velkých cév* [online 2022-10-29, 12:37], dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Diagnostick%C3%A9_metody_p%C5%99i_vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD_srdce_a_velk%C3%BDch_c%C3%A9v
- [11] *Skiografie* [online 2022-10-29, 12:45], dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Skiografie>
- [12] *Dopplerovská ultrasonografie* [online 2022-10-29, 12:49], dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Dopplerovsk%C3%A1_ultrasonografie
- [13] *Angiografie* [online 2022-10-29, 14:29], dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Angiografie>
- [14] *Co to je CT Angiografie?, 2017 Nemocnice na Homolce* [online]. Nemocnice na Homolce [cit. 2022-10-29, 12:49], dostupné z: <https://www.homolka.cz/nase-oddeleni/11635-diagnosticky-program/11635-radiodiagnosticke-oddeleni-rdg/11780-nase-sluzby/11782-ct-vypocetni-pocitacova-tomografie/otazky-a-odpovedi-k-ct/co-je-to-ct-angiografie/>
- [15] VERSTEEG, H. K. a W. MALALASEKERA. *An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method*. 2nd ed. Harlow: Pearson Prentice Hall, 2007. ISBN 978-0-13-127498-3.
- [16] JEŽEK, Jan, Blanka VÁRADIOVÁ a Josef ADAMEC. *Mechanika tekutin*. Vyd. 3., přeprac. Praha: ČVUT, 1997. ISBN 9788001016152.
- [17] CFD Modelling of Laminar Flow through Pipe [online 2022-11-05, 14:10] dostupné z: https://cfdflowengineering.com/cfd-of-laminar-flow-through-pipe/#Computational_Mesh_Model
- [18] HASHM, Hawraz, Chawan AZAD, Noora SAAD, Marwa SHAFIQ, *Simulation of flow through pipe using ANSYS-Fluent*, Erbil, Salahaddin University-Erbil, Department of water resources engineering, Theses for the degree of BSc, Asst. Lect Tara Haydar Aurahman.
- [19] *Výpočetní tomografie* [online 2022-11-18, 11:16] Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie
- [20] *DICOM* [online 2022-11-18, 12:52] Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/DICOM>

[21] *3D Slicer image computing platform* [online 2022-11-18, 13:02] Dostupné z: <https://www.slicer.org/>

[22] Fluent User's Guide. Fluent 2019 R1 [online]. [cit. 2023-2-25, 19:37] Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v193/flu_ug/flu_ug.html

[23] How to initialize the solution in ansys fluent lesson. Ansys inovation courses [online]. [cit. 2023-05-16]. Dostupné z: <https://courses.ansys.com/index.php/courses/solution-setup-in-ansys-fluent/lessons/how-to-initialize-the-solution-in-ansys-fluent-lesson-5/>

10 Seznam obrázků

Obrázek 1 Řez stěnou tepny a žíly [4]	12
Obrázek 2 Diagram srdečního výdeje [2].....	15
Obrázek 3 Vývoj laminárního profilu proudění [8]	16
Obrázek 4 Zobrazení dat ve 3DSliceru	21
Obrázek 5 Hrubý model	22
Obrázek 6 Ukázka funkce scissors v 3D Sliceru.....	23
Obrázek 7 Model po použití funkce scissors	23
Obrázek 8 Použití funkce islands	23
Obrázek 9 Použití funkce erase	24
Obrázek 10 Smoothing factor	24
Obrázek 11 Výsledný model z 3D Sliceru	25
Obrázek 12 Rozdělení modelu na zóny.....	26
Obrázek 13 Přední pohled	29
Obrázek 14 Pohled boční z prava.....	29
Obrázek 15 Pohled boční z leva	29
Obrázek 16 Pohled zezadu	29
Obrázek 17 Větší hmotnostní tok předepsán externí tepně.....	31
Obrázek 18 Větší hmotnostní tok předepsán interní tepně.....	31

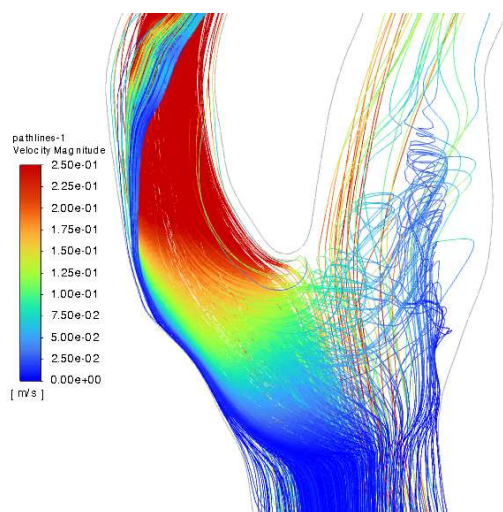
11 Seznam tabulek

Tabulka 1 Velikost sítí	27
Tabulka 2 Procentuální rozložení hmotnostního toku v jednotlivých výpočtech	28

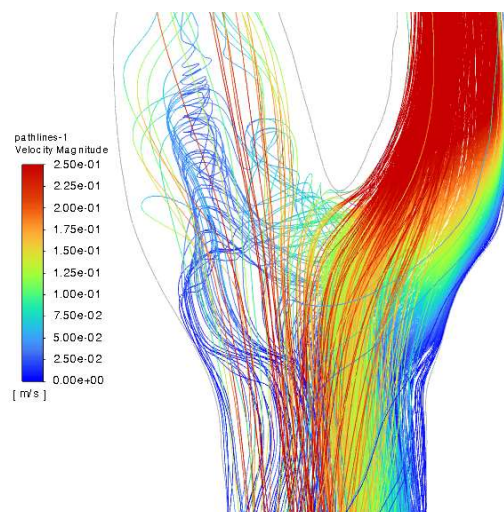
12 Seznam grafů

Graf 1 Tlaková ztráta mezi vstupem a výstupem na externí větvi	31
Graf 2 Tlaková ztráta mezi vstupem a výstupem na interní větvi.....	32

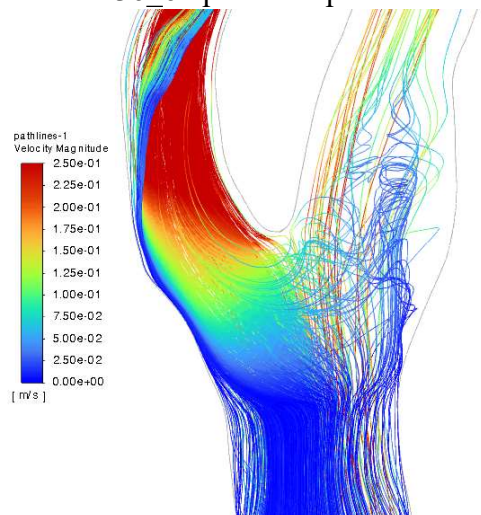
Příloha – proudové pole jednotlivých výpočtů



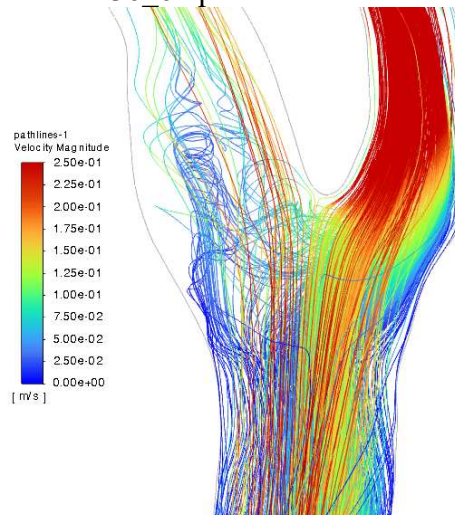
36_64 pohled zepředu



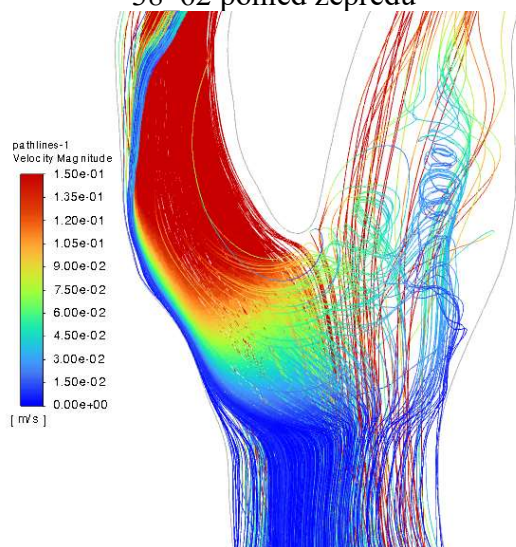
36_64 pohled zezadu



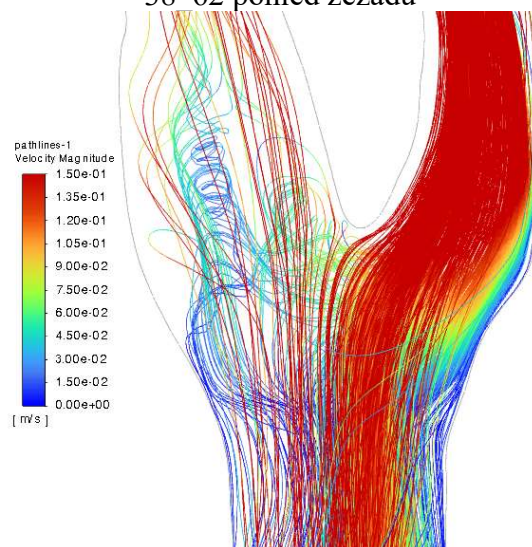
38_62 pohled zepředu



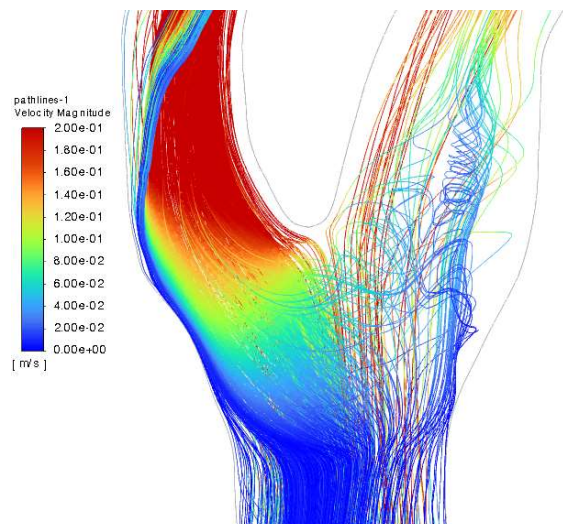
38_62 pohled zezadu



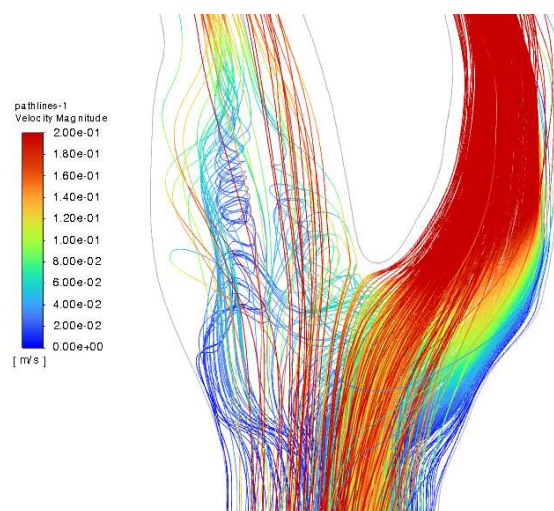
40_60 pohled zepředu



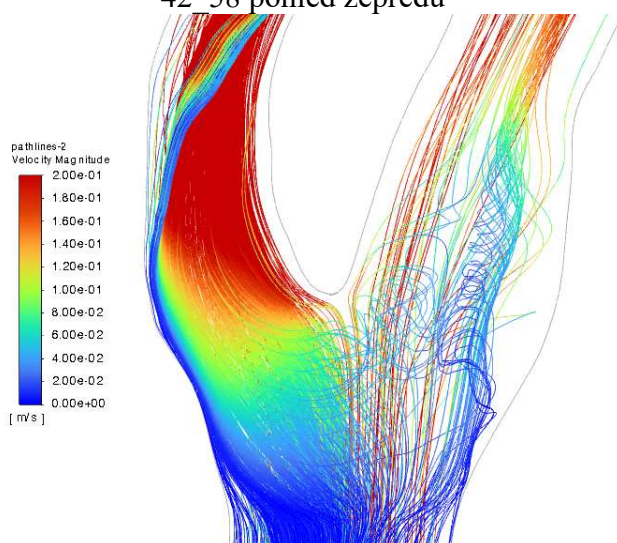
40_60 pohled zezadu



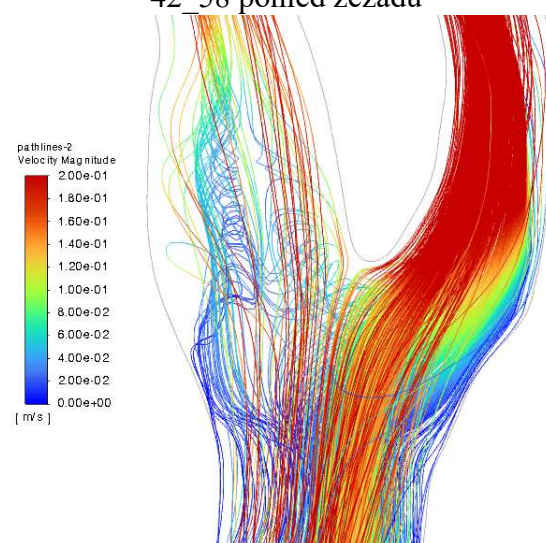
42_58 pohled zepředu



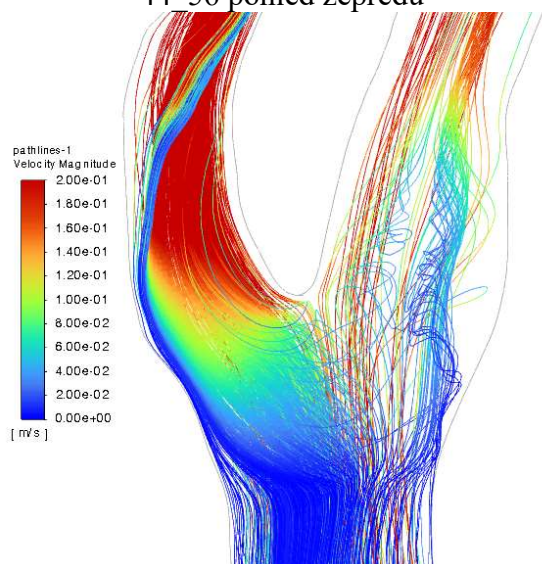
42_58 pohled zezadu



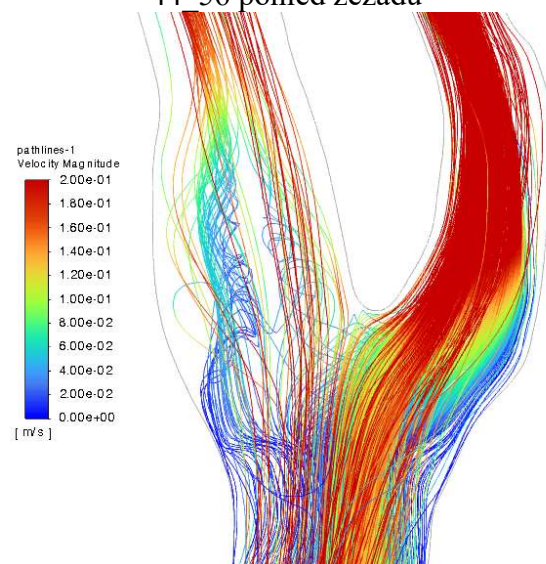
44_56 pohled zepředu



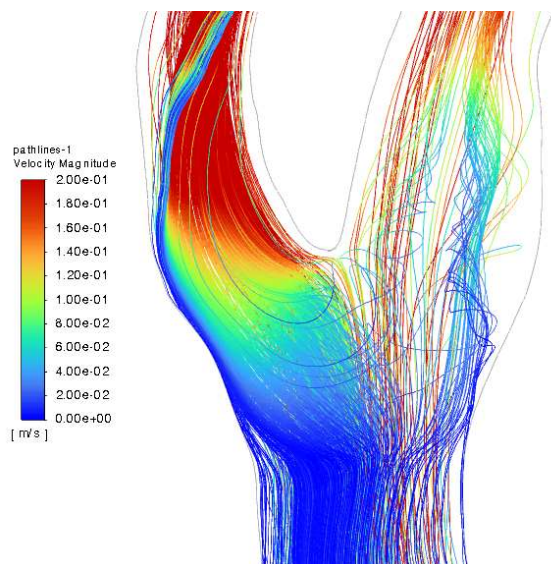
44_56 pohled zezadu



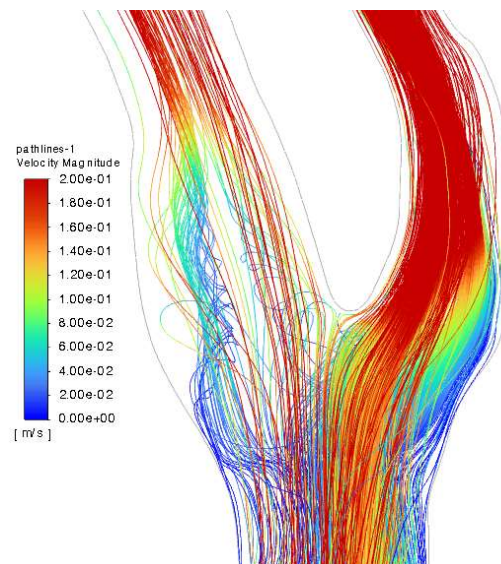
46_54 pohled zepředu



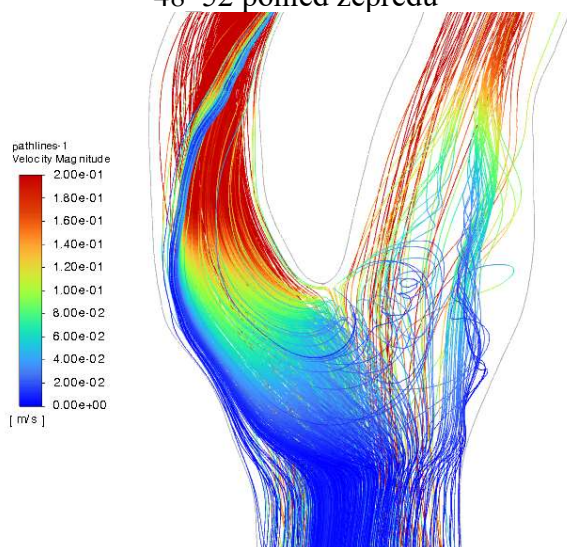
46_54 pohled zezadu



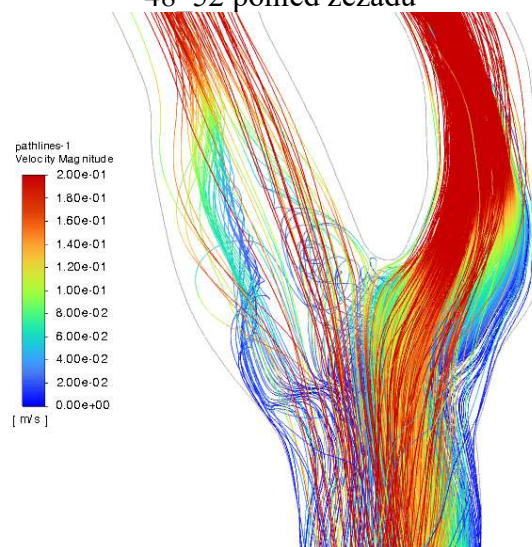
48_52 pohled zepředu



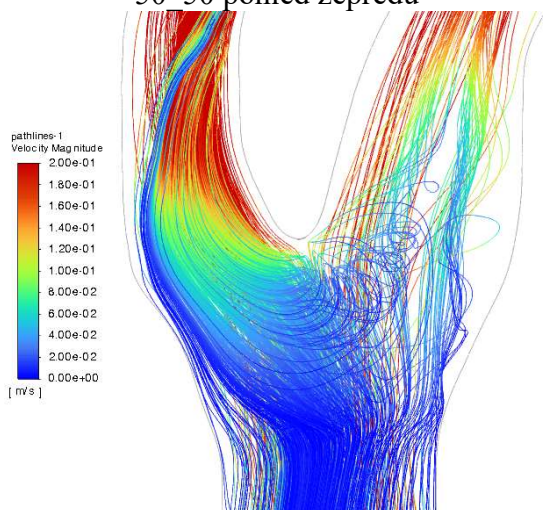
48_52 pohled zezadu



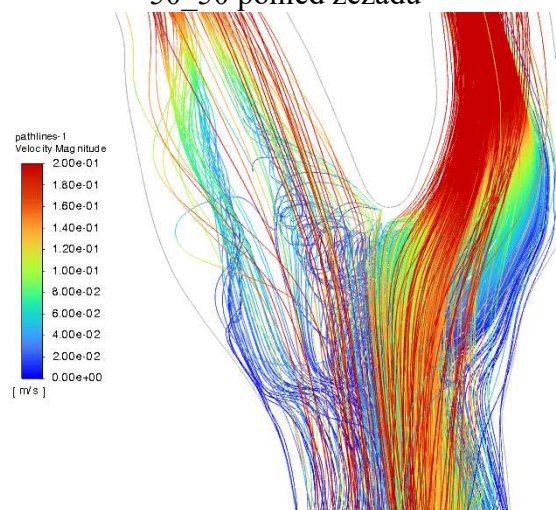
50_50 pohled zepředu



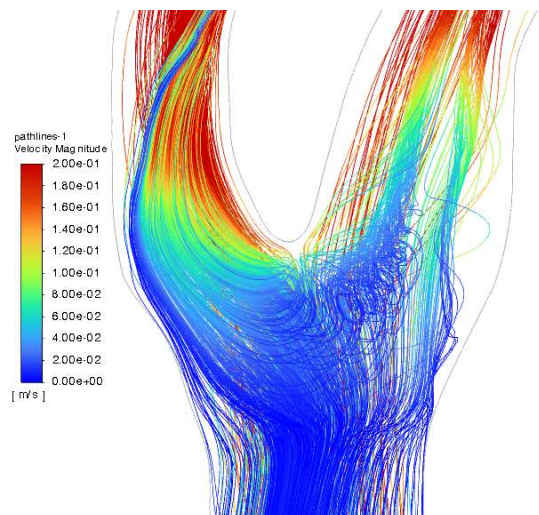
50_50 pohled zezadu



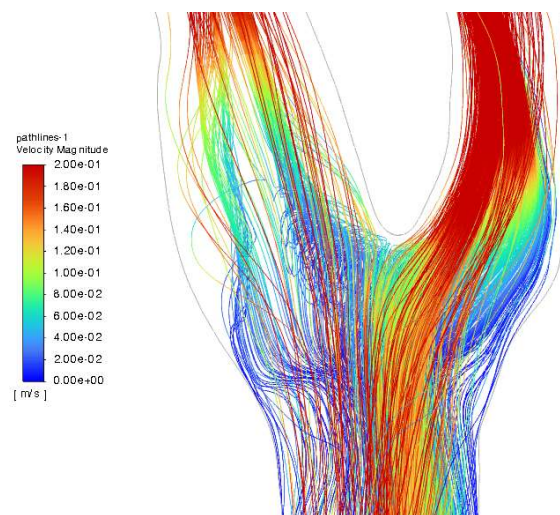
52_48 pohled zepředu



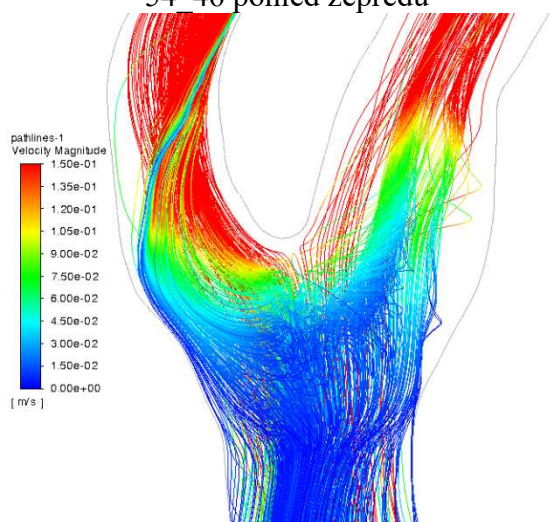
52_48 pohled zezadu



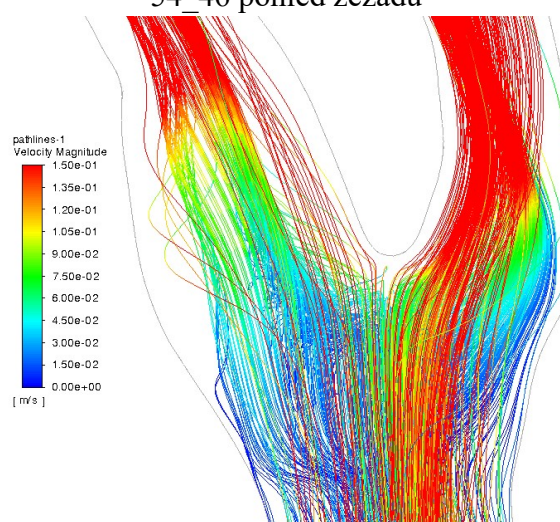
54_46 pohled zepředu



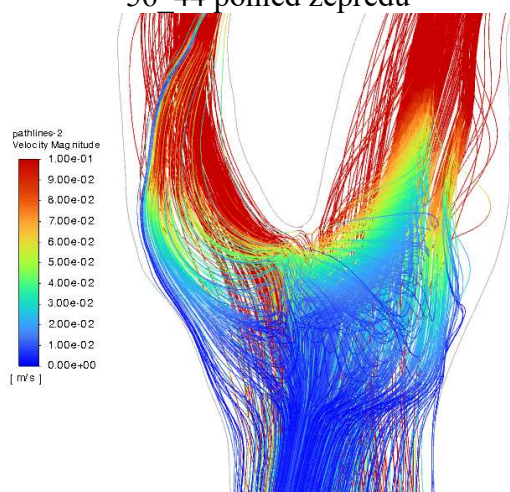
54_46 pohled zezadu



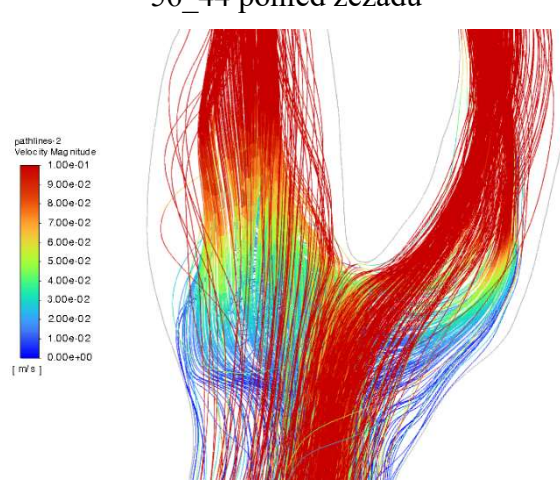
56_44 pohled zepředu



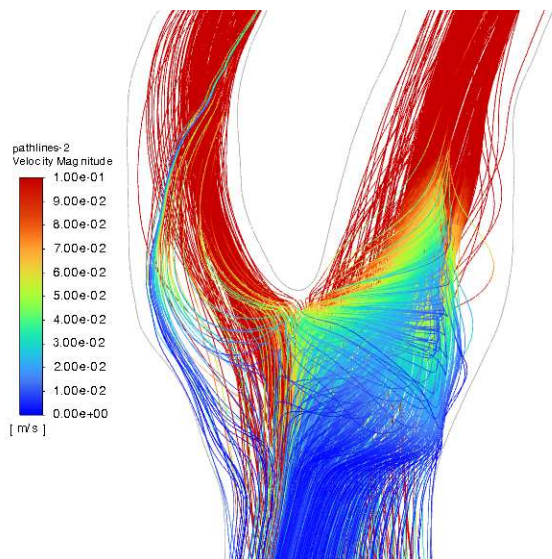
56_44 pohled zezadu



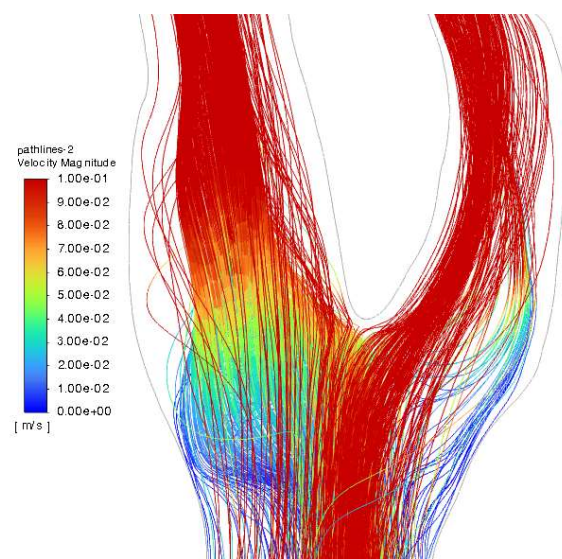
58_42 pohled zepředu



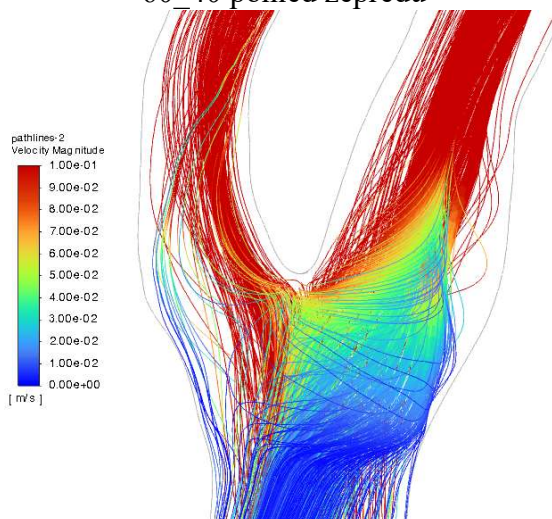
58_42 pohled zezadu



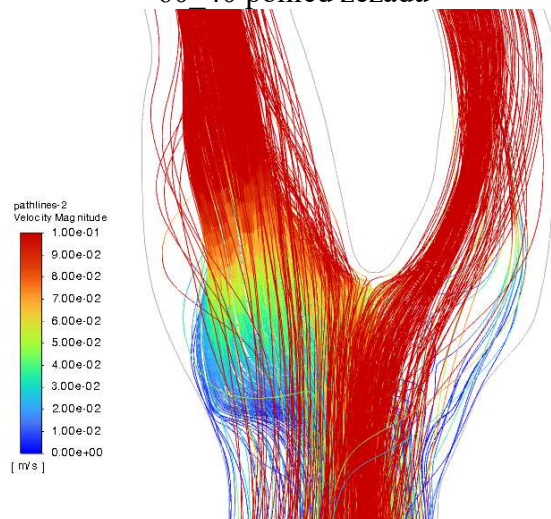
60_40 pohled zepředu



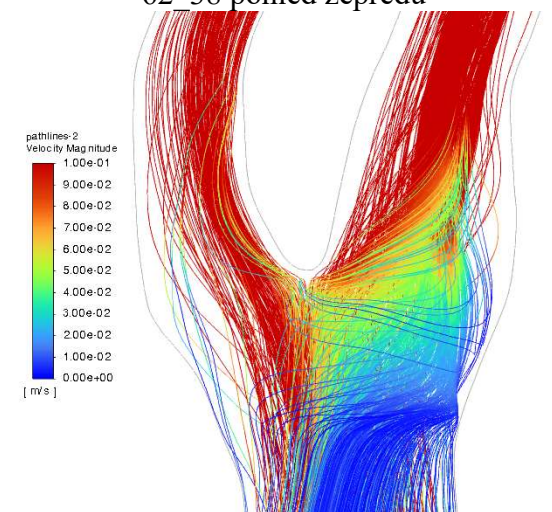
60_40 pohled zezadu



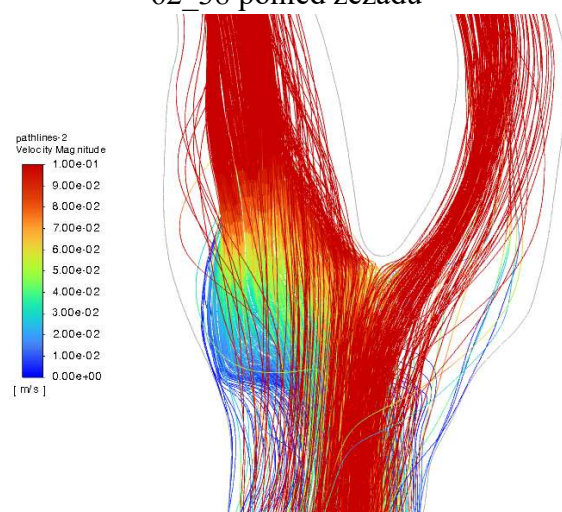
62_38 pohled zepředu



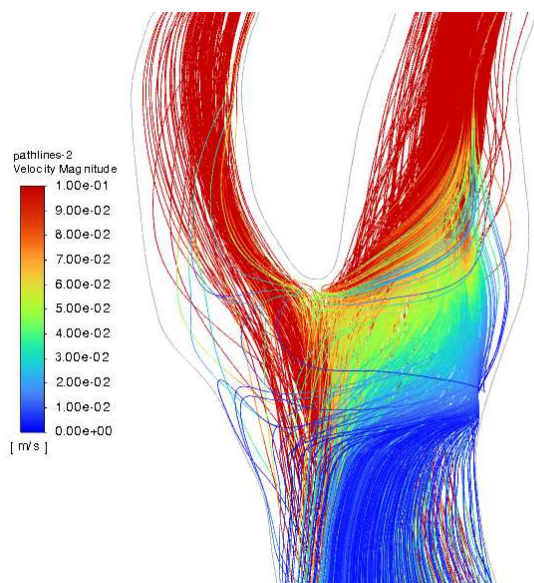
62_38 pohled zezadu



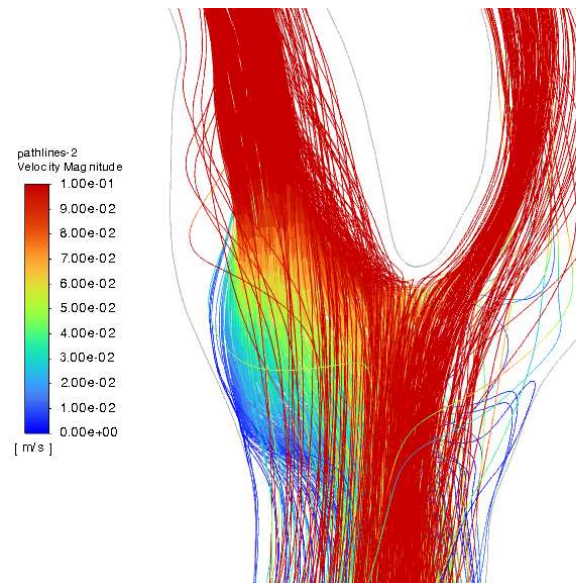
64_36 pohled zepředu



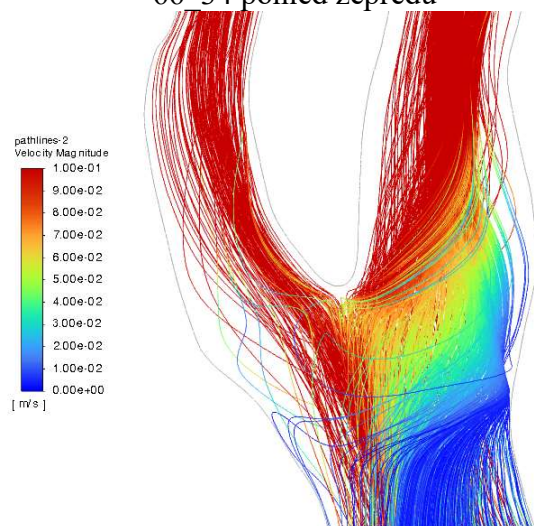
64_36 pohled zezadu



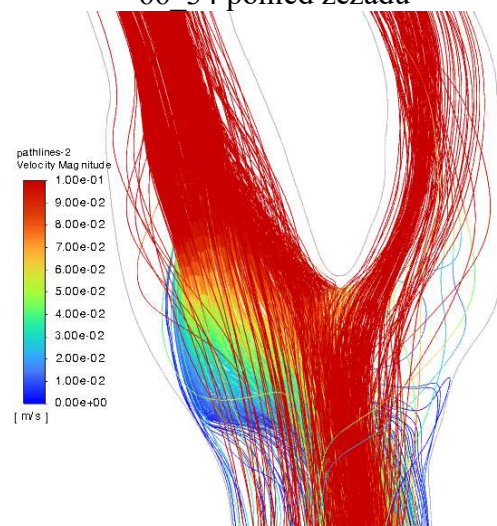
66_34 pohled zepředu



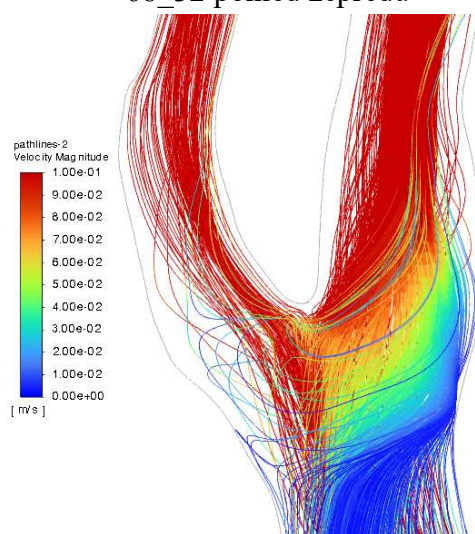
66_34 pohled zezadu



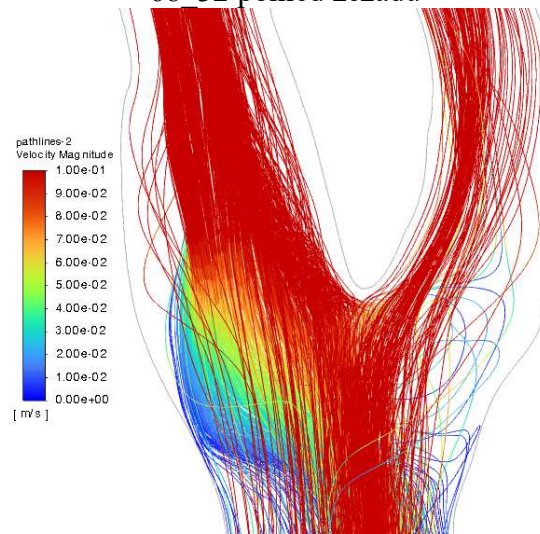
68_32 pohled zepředu



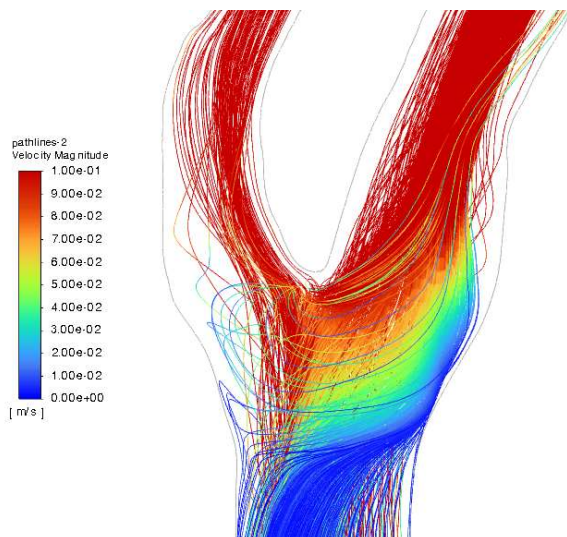
68_32 pohled zezadu



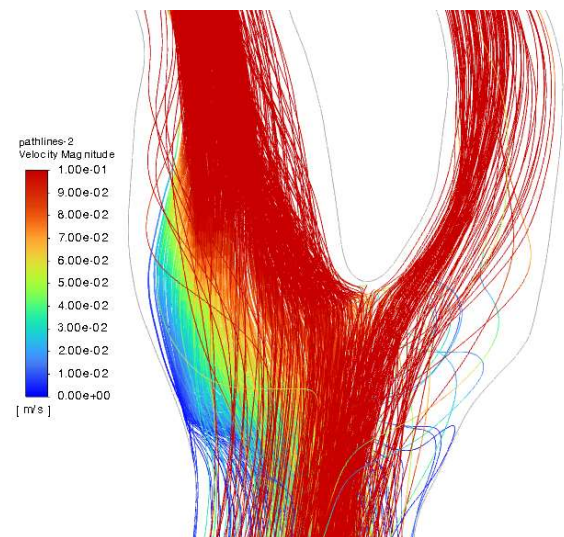
70_30 pohled zepředu



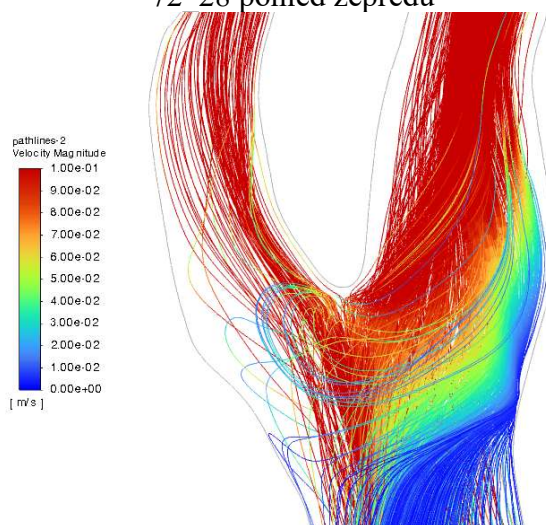
70_30 pohled zezadu



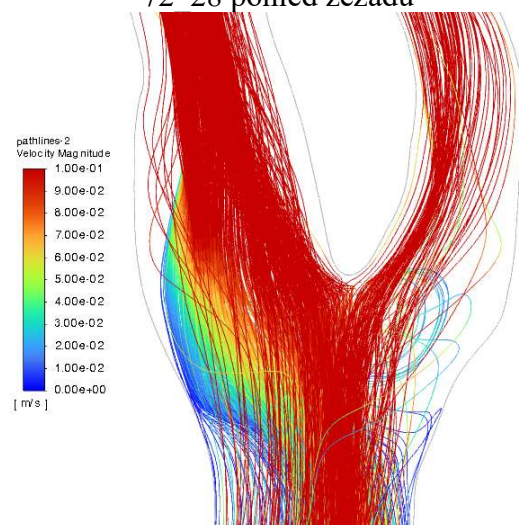
72_28 pohled zepředu



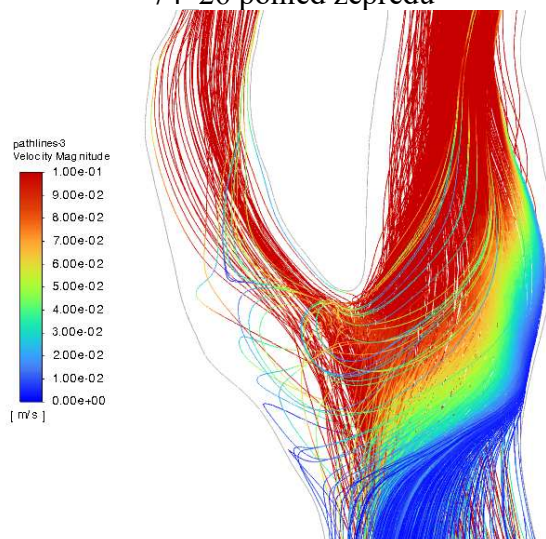
72_28 pohled zezadu



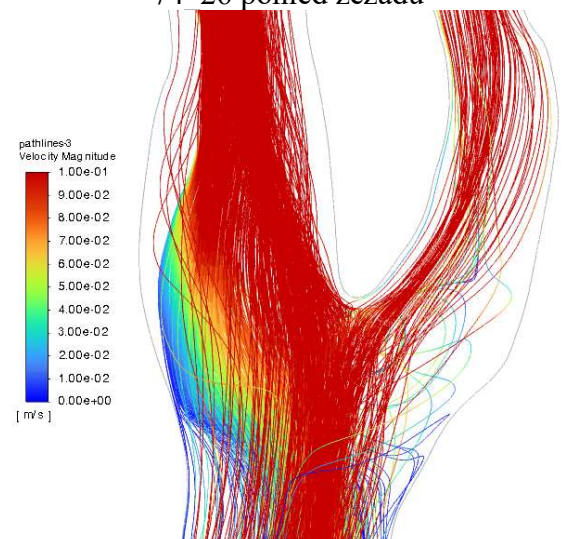
74_26 pohled zepředu



74_26 pohled zezadu



76_24 pohled zepředu



76_24 pohled zezadu